

XXV CONGRESSO BRASILEIRO DE ENGENHARIA BIOMÉDICA

XXV BRAZILIAN CONGRESS ON BIOMEDICAL ENGINEERING

17 A 20 DE OUTUBRO DE 2016 | RAFAIN PALACE HOTEL & CONVENTION CENTER

ANAIS

ISSN: 2359-3164

17 a 20 de Outubro de 2016
Foz do Iguaçu - Paraná - Brasil

SBEB

2016
FOZ
DO IGUAÇU

SBEB

UTFPR
UNIVERSIDADE TECNOLÓGICA FEDERAL DO PARANÁ

Realização



Apoio



Patrocínio



Empresas Prestadoras De Serviços



ANAIS DO XXV CBEB - EDIÇÃO 2016

Presidente da SBEB

Sérgio Santos Mühlen - UNICAMP

Vice-presidente da SBEB

Rodrigo Pereira Barreto da Costa Félix - INMETRO

Presidente do CBEB 2016

Joaquim Miguel Maia - UTFPR

Vice-presidente do CBEB 2016

Humberto Remígio Gamba - UTFPR

Capa

Erika Martins Lourenço - UTFPR

Comissão Editorial

Hugo Vieira Neto - UTFPR

Alcimar Barbosa Soares - UFU

Rodrigo Pereira Barreto da Costa Félix - INMETRO

Revisão

Eduardo Tavares Costa - UNICAMP

Hugo Vieira Neto - UTFPR

Humberto Remígio Gamba - UTFPR

Joaquim Miguel Maia - UTFPR

Sérgio Francisco Pichorim - UTFPR

Organização dos Anais

Hugo Vieira Neto - UTFPR

Joaquim Miguel Maia - UTFPR

Sérgio Francisco Pichorim - UTFPR

Humberto Remígio Gamba - UTFPR

Eduardo Tavares Costa - UNICAMP

PREFÁCIO

Prezados(as) Leitores(as):

Em nome do Comitê Organizador do XXV Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica (CBEB 2016), agradecemos a participação expressiva dos mais de 800 congressistas, entre eles: cientistas, pesquisadores, estudantes, representantes de empresas e instituições da área de Engenharia Biomédica.

O evento é promovido pela Sociedade Brasileira de Engenharia Biomédica (SBEB) há mais de 40 anos e nesse período consolidou-se como o maior congresso nacional na área. Esta edição foi organizada entre 17 e 20 de Outubro, na cidade de Foz do Iguaçu, Paraná, pelo grupo de pesquisadores e estudantes da área de Engenharia Biomédica da Universidade Tecnológica Federal do Paraná (UTFPR - Campus Curitiba), vinculados ao Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica e Informática Industrial (CPGEI), Programa de Pós-Graduação em Engenharia Biomédica (PPGEB), Departamentos Acadêmicos de Eletrônica (DAELN), Física (DAFIS), Eletrotécnica (DAELT), Educação Física (DAEFI), Informática (DAINF) e Mecânica (DAMEC), além da colaboração de praticamente todas as instâncias da UTFPR e da Fundação de Apoio à Pesquisa e Desenvolvimento Científico da UTFPR (FUNTEF-PR).

O CBEB 2016 foi resultado de um trabalho árduo de toda a comunidade de Engenharia Biomédica, que contou com a participação de 41 coordenadores de tema e mais de 500 revisores de artigos, inclusive do exterior. Nesta edição, foram submetidos mais de 1000 trabalhos, tendo sido aceitos 726 artigos distribuídos nas 12 Áreas Temáticas do evento.

Aproveitamos para agradecer à Comissão Científica pelo excelente trabalho realizado durante o processo de revisão dos artigos, à SBEB pela confiança depositada no Comitê Organizador, à UTFPR e FUNTEF-PR por todo o suporte oferecido, às agências de fomento, instituições e empresas patrocinadoras e às que apoiaram a organização do evento.

Por fim, agradecemos aos autores, palestrantes, coordenadores de atividades especiais (minicursos, workshops, reuniões, etc.), presidentes de sessões orais/pôsteres e a todos que contribuíram para o sucesso da XXV edição do CBEB.

Prof. Dr. Joaquim Miguel Maia
Presidente do XXV CBEB

Prof. Dr. Humberto Remígio Gamba
Vice-presidente do XXV CBEB

COMITÊ ORGANIZADOR

PRESIDÊNCIA

Joaquim Miguel Maia - UTFPR
Humberto Remigio Gamba - UTFPR

COMISSÃO DE FINANÇAS

Humberto Remigio Gamba - UTFPR
Joaquim Miguel Maia - UTFPR
Mauricio Cagy - UFRJ/SBEB

COMISSÃO DE PRÊMIOS E DISTINÇÕES Prêmio Cândido Pinto de Melo, Jovem Pesquisador e Iniciação Científica

Sérgio Santos Mühlen - UNICAMP/SBEB

COMISSÃO DE COORDENAÇÃO DE LOGÍSTICA, INFRAESTRUTURA E OUTRAS ATIVIDADES DO EVENTO

André Luiz Coelho Conceição - UTFPR
Adriana Maria Wan Stadnik - UTFPR
Amauri Amorin Assef - UTFPR
Eduardo Borba Neves - UTFPR
Eduardo F. R. Romaneli - UTFPR
Francisco Muller Machado - UTFPR
Miguel Antonio Sovierzoski - UTFPR
Rosângela Requi Jakubiak - UTFPR
Sérgio Leandro Stebel - UTFPR
Vicente Machado Neto - UTFPR
Alunos de graduação e pós-graduação - UTFPR

COORDENAÇÃO DE SESSÕES DE PÔSTERES

André Eugênio Lazzaretti - UTFPR
Frieda Saicla Barros - UTFPR
João Antonio Palma Setti - UTFPR
Rubens Alexandre de Faria - UTFPR

SECRETARIA EXECUTIVA

Anna Silvia Penteado Setti - UTFPR
Bertoldo Schneider Junior - UTFPR
Leandra Ulbricht - UTFPR

COMISSÃO EDITORIAL

Hugo Vieira Neto - UTFPR
Alcimar Barbosa Soares - UFU
Rodrigo P. B. Costa-Félix - INMETRO/SBEB

COMISSÃO DE ACOMPANHAMENTO

Sérgio Santos Mühlen - UNICAMP/SBEB
Rodrigo P. B. Costa-Félix - INMETRO/SBEB
Wagner Coelho de Albuquerque Pereira - UFRJ

COMISSÃO DE DIVULGAÇÃO E OBTENÇÃO DE PATROCÍNIOS

Bertoldo Schneider Jr. - UTFPR
Gabriel Kovalhuk - UTFPR
Humberto Remigio Gamba - UTFPR
Joaquim Miguel Maia - UTFPR
Julio Cesar Bassan - UTFPR
Oslei de Matos - UTFPR
Rosângela Requi Jakubiak - UTFPR
Ubiradir Mendes Pinto - UTFPR
Wilson Ongaratto - UTFPR

COMISSÃO CIENTÍFICA

Eduardo Tavares Costa - UNICAMP
Sérgio Francisco Pichorim - UTFPR

COMISSÃO CIENTÍFICA - COORDENADORES DE TEMA

A. Engenharia Clínica e Avaliação de Tecnologia em Saúde

José Carlos Teixeira de Barros Moraes - USP
Léria Rosane Holsbach - UFRGS/ISCOMPA
Roberto Macoto Ichinose - UFRJ
Rosimary Terezinha de Almeida - UFRJ

C. Bioengenharia

Antônio-Carlos Guimarães de Almeida - UFSJ
José Wilson Magalhães Bassani - UNICAMP
Rosana Almada Bassani - UNICAMP

E. Biomecânica e Biorrobótica

Antônio Carlos Shimano - USP
Elisângela Ferretti Manffra - PUCPR
Luciano Luporini Menegaldo - UFRJ

G. Neuroengenharia e Engenharia de Reabilitação

Adriano de Oliveira Andrade - UFU
Leonardo Abdala Elias - UNICAMP
Percy Nohama - UTFPR/PUCPR

I. Óptica Biomédica

Liliane Ventura - USP-SC
Pedro Miguel Gewehr - UTFPR
Renato Amaro Zângaro - CITÉ - PqTec-
SJC Campos - Universidade Anhembi Morumbi
Renato Evangelista de Araujo - UFPE

K. Informática em Saúde e Telemedicina

Claudia Moro - PUCPR
Marco Antônio Gutierrez - INCOR
Marina de Fátima de Sá Rebelo - INCOR

B. Biomateriais e Engenharia de Tecidos

Hélio Schechtman - FIOCRUZ
Idágene Aparecida Cestari - INCOR
Sônia Maria Malmonge - UFABC

D. Dispositivos e Instrumentação Biomédica

João Carlos Machado - UFRJ
Paulo José Abatti - UTFPR
Pedro Xavier de Oliveira - UNICAMP
Raimes Moraes - UFSC

F. Imagens Biomédicas e Processamento de Imagens

Gustavo Benvenuti Borba - UTFPR
Homero Schiabel - USP-SC
Sergio Shiguemi Furuie - USP
Wagner Coelho de Albuquerque Pereira - UFRJ

H. Processamento de Sinais Biomédicos

Antonio Mauricio F. L. Miranda de Sá - UFRJ
Diogo Coutinho Soriano - UFABC
Fabio Kurt Schneider - UTFPR
Sérgio Francisco Pichorim - UTFPR

J. Sistemas Terapêuticos por Radiações Ionizantes e Não-ionizantes

Ana Maria Marques da Silva - PUCRS
Antonio Adilton Oliveira Carneiro - USP
Jefferson Luiz Brum Marques - UFSC

L. Tópicos Especiais

Adson Ferreira da Rocha - UNB
Márcio Nogueira de Souza - UFRJ
Renan Moritz Varnier Rodrigues de Almeida - UFRJ

COMISSÃO CIENTÍFICA - REVISORES DE ARTIGOS

Acácio José Zimbico	UTFPR
Adilson Gonzaga	USP
Adriana Maria Wan Stadnik	UTFPR
Adriana Moretti	UNICASTELO
Adriano de Oliveira Andrade	UFU
Adriano Gonçalves Siqueira	USP
Adriano Pereira	UFU
Adson Ferreira da Rocha	UNB
Agenor Fleury	Centro Universitário da FEI
Agma Traina	USP
Agnelo Denis Vieira	PUCPR
Ailton Siqueira	IFTM
Alan Floriano	UFES
Alan Petrônio Pinheiro	UFU
Alana da Gama	UFPE
Alberto Cliquet	USP
Alcimar Barbosa Soares	UFU
Aleksander Paterno	UDESC
Alesandro Costa	USP
Alessandra Sussulini	UNICAMP
Alessandro Beda	UFMG
Alessandro Deana	UNINOVE
Alessandro Hakme da Silva	UFSCAR
Alessandro Pereira	UMC
Alexandre Balbinot	UFRGS
Alexandre Colello Bruno	USP
Alexandre Hermi	UNICAMP
Alexandre Krempser	UFRJ
Alexandre Visintainer Pino	UFRJ
Aline Batista	
Aline Nascimento	UFRJ
Alipio Barbosa	Centro Univ. Sete Lagoas
Aluizio d´Affonsêca Netto	UFRJ
Álvaro Penoni	USP
Alysson Carvalho	UFRJ
Amancio Ramalho	Hosp. Israelita Albert Einstein
Amauri Amorim Assef	UTFPR
Amauri Hassui	UNICAMP
Ana Carolina Cardoso de Sousa	UnB
Ana Claudia Patrocínio	UFU
Ana Helena Pereira	CNPEM
Ana Maria Marques da Silva	PUCRS
Ana Paula Fontana	UFRJ
Ana Paula Macedo	USP
Ana Paula Souza	
Anderson Gabriel	USP
Anderson Winkler	University of Oxford
Andre Alvarenga	Inmetro
Andre Alves	UFRJ
André Baggio	UFAL
André Bindilatti	UFSCAR
André Costa Vieira	USP

André Eugênio Lazzaretti	UTFPR
Andre Ferreira	UFES
Andre Kazuo Takahata	UFABC
Andre Kohn	USP
André Luiz Carvalho Ottoni	UFSJ
André Luiz Coelho Conceição	UTFPR
Andrea Cândido Reis	USP
Andrea Rodas	UFABC
Andris Bakuzis	UFG
Angela Dias	UFPA
Angela Kinoshita	USC
Angela Salinet	USP
Angelica Lodovico	UNICAMP
Angelo Bernardo Brasil de Souza	UFRJ
Annibal José Scavarda	UERJ
Anselmo Frizera Neto	UFES
Antonio Adilton Oliveira Carneiro	USP
Antonio Balbin Villaverde	UNICASTELO
Antonio C. Roque	USP
Antônio Carlos Guimarães de Almeida	UFSJ
Antônio Carlos Shimano	USP
Antonio Gonçalves	UFRRJ
Antônio Márcio Rodrigues	UFSJ
Antonio Mauricio F. L. Miranda de Sá	UFRJ
Antonio Padilha	UnB
Antônio Pertence	UFMG
Antônio Quevedo	UNICAMP
Antonio Silveira	UFPA
Aparecido Carvalho	UNESP
Armando Lopes	FIOCRUZ
Arturo Forner-Cordero	USP
Auzuir R. Alexandria	IFCE
Beatriz Leão	SBIS
Beatriz Luci Fernandes	PUCPR
Beatriz Stransky	UFRN
Bertoldo Schneider Jr.	UTFPR
Bogdan Tomoyuki Nassu	UTFPR
Bruna de Veras	INC
Bruno Barbosa	
Bruno Barufaldi	USP
Bruno Hochhegger	Santa Casa de Porto Alegre
Bruno Roberto Nepomuceno Matheus	USP
Carina Germer	UNICAMP
Carla Matas	USP
Carla Scorza	UNIFESP
Carlo Cunha	UFRGS
Carlos Alexandre Ferri	UNICAMP
Carlos Eduardo Araújo	IFPR
Carlos Fraga	Santa Casa de Porto Alegre
Carlos Galvão Pinheiro Jr.	UFG
Carlos Garrido	USP
Carlos José de Lima	UNICASTELO
Carlos Marcelo Gurjão de Godoy	UNIFESP
Carlos Pedreira	UFRJ

Carlos Tierra-Criollo	UFRJ
Carolina Watanabe	UNIR
Célia Reis	UNESP
César Teixeira	Universidade de Coimbra
Chidambaram Chidambaram	UDESC
Christian Tolentino	UFPE
Christiane Ribeiro	UFABC
Christiano Machado	Universidade Estácio de Sá
Cícero Costa Filho	UFAM
Cid Santos	
Cláudia Brainer	Faculdade ASCES
Claudia Moro	PUCPR
Claudinalle Souza	UFPE
Cláudio Costa	SBIS
Claudio Goes	UEFS
Claudio Marqueto Mauricio	UNIOESTE
Cristiano Miosso	UnB
Daniel Ferreira Ponte	IFPI
Daniel Guerreiro Silva	UnB
Daniel Rodrigues Pipa	UTFPR
Daniel Weingaertner	UFPR
Daniela Suzuki	UFSC
Danilo Melges	UFMG
Danilo Nagem	UFRN
Danton Ferreira	UFLA
Danyel Scheidegger Soboll	UTFPR
Deborah Carvalho	PUCPR
Deborah Pimenta	Depto. de Saúde de São Paulo
Delmar Broglio Carvalho	UEFS
Denis Delisle	Univ. Oriente - Santiago de Cuba
Denise Guliato	UFU
Denise Valente	University College Dublin
Denise Zezell	USP
Diego Jose Rativa Millan	UFPE
Diego Thomaz	USP
Diogenes Moura	UFPE
Diogo Coutinho Soriano	UFABC
Douglas Roberto Jakubiak	UTFPR
Eddy Krueger	UTFPR
Eder Guidelli	USP
Eder Rezende	USP
Edna Souza	UNICAMP
Edras Pacola	UTFPR
Edson Watanabe	UFRJ
Eduardo Alberti	UTFPR
Eduardo Bock	IFSP
Eduardo Borba Neves	UTFPR
Eduardo Coura	Ministério da Saúde
Eduardo Fancelo	UFSC
Eduardo Fontana	UFPE
Eduardo Mendes	UFMG
Eduardo Naves	UFU
Eduardo Scheeren	PUCPR
Eduardo Tavares Costa	UNICAMP

Egberto Munin	UNICASTELO
Elisa Santos	INCA
Elisangela Ferretti Manffra	PUCPR
Elyr Alves	Senfio Soluções Tecnológicas
Emery Lins	UFABC
Eric Rohmer	UNICAMP
Erick León	UFABC
Erivelton Geraldo Nepomuceno	UFSJ
Ernesto Araujo	UNIFESP
Ernesto Ramírez	UEL
Estevam Las Casas	UFMG
Euler Garcia	UnB
Evandro Luis Linhari Rodrigues	USP
Evelinda Trindade	Secretaria de Saúde SP
Fabiano Paixão	UNIFESP
Fabiano Politti	UNINOVE
Fabio Kurt Schneider	UTFPR
Fábio Luiz Bertotti	UTFPR
Fabício Brasil	ISD
Fabricio Mendonça	IF Sudeste MG
Fátima L. S. Nunes	USP
Felipe Alvim	UFRJ
Felipe Carpes	SBB
Felipe Grillo	USP
Felipe Huguenin	UFRJ
Fernanda Argoud	UFSC
Fernanda Catelani	UFRJ
Fernanda Paolillo	USP
Fernando Cardoso	USP
Fernando Coelli	CEFET-RJ
Fernando Magalhães	USP
Fernando Moura	UFABC
Fernando Sales	UFPE
Flavia Bastos	UFJF
Flavia Loterio	UFES
Flavio Fonseca Nobre	UFRJ
Francisco Ubaldo Vieira Jr.	IFSP
Frederico C. Jandre de A. Tavares	UFRJ
Frieda Saicla	UTFPR
Gabriela Castellano	UNICAMP
Gabriela Santos	USP
Gabriela Yanagihara	USP
George Cardoso	USP
Gerson Linck Bichinho	PUCPR
Gilson Schiavon	UTFPR
Gilson Yukio Sato	UTFPR
Gisele Nogueira	UFSJ
Giselle Ferrari	UFPR
Giselle K. Ferraris	UFRJ
Glauco Caurin	USP
Glauco Vitor Pedrosa	UEG
Guilherme Beltramini	UNICAMP
Guilherme Braz	USP
Guilherme Cavalheiro	UFU

Guilherme Neto	PUCPR
Guilhermino Fechine	Mackenzie
Gustavo Benvenutti Borba	UTFPR
Gustavo Leporace	UFRJ
Gustavo Motta	UFPB
Gustavo Theodoro Laskoski	IFPR
Hani Yehia	UFMG
Hebert Luiz Rossetto	USP
Heitor Silvério Lopes	UTFPR
Helcio Orlande	UFRJ
Helena Oyama	USP
Helio Pedrini	UNICAMP
Hélio Schechtman	FIOCRUZ
Hellen Della Justina	UTFPR
Henrique Amorim	UNIFESP
Henrique Oliveira	UMC
Henrique Takachi Moriya	USP
Henry Ponti Medeiros	Marquette University
Hermes Arytto Salles Kamimura	USP
Homero Schiabel	USP-SC
Hugo F. M. Milan	UNICAMP
Hugo Vieira Neto	UTFPR
Humberto Remigio Gamba	UTFPR
Iális Paula	UFC
Icaro Santos	UnB
Idágene Aparecida Cestari	INCOR
Ilka Kato	UFABC
Ionildo José Sanches	UTFPR
Iraides Oliveira	UFU
Ismar Cestari	USP
Ivan Santos	UFSJ
Jaime Ide	Stony Brook University
Jair Trapé Goulart	UNICAMP
Jaqueline Kappke Zambianchi	UTFPR
Jean Faber	UNIFESP
Jean-Jacques de Groote	UNISEB Estácio
Jeferson Ferreira de Deus	UTFPR
Jefferson Luiz Brum Marques	UFSC
Jefferson Osowski	IEAPM
Jéssica de Abreu	UFRJ
João Carlos Machado	UFRJ
Joao Fernando Refosco Baggio	UFSC
João Novaes	UFMG
João Paulo Chierigato Matheus	UnB
João Salinet	UFABC
João Silveira	Santa Casa de Porto Alegre
Joaquim de Mira Jr.	UTFPR
Joaquim Felipe	USP
Joaquim Miguel Maia	UTFPR
John Villarejo-Mayor	UFES
Jony Silveira	IFSC
Jorge E. B. Rodriguez	Univ. Ped. Tecn. Colombia
Jorge Lopes da Silva	CTI
José Alberto Fracassi da Silva	UNICAMP

José Carlos da Cunha	Universidade Positivo
José Carlos Teixeira de Barros Moraes	USP
José Carlos Teixeira Moraes	USP
José Felício da Silva	UnB
José Ferreira Filho	UNIFEI
José Francisco Silva Costa Jr.	UFRJ
José Marcos Alves	USP
Jose Raphael Bokehi	UFF
Jose Seixas	UFRJ
José Wilson Magalhães Bassani	UNICAMP
Joyce Bevilacqua	USP
Júlia Greve	USP
Juliana Daguano	UFABC
Juliana Pavoni	USP
Jurandir Nadal	UFRJ
Karin Cristine Grande	UTFPR
Karina Casali	UNIFESP
Kelison Ribeiro	UFSJ
Landulfo Silveira	UNICASTELO
Laudelino Cordeiro Bastos	UTFPR
Leandra Ulbricht	UTFPR
Leandro Alves Procópio	UNICASTELO
Leandro Coelho	PUCPR
Leandro Silva	Mackenzie
Leonardo Abdala Elias	UNICAMP
Leonardo Cesar Carvalho	UNIFAL
Leonardo Felix	UFV
Léria Rosane Holsbach	UFRGS/ISCOMPA
Leticia Peres	UFPR
Leticia Rittner	UNICAMP
Levy Boccato	UNICAMP
Leyza Elmeri Baldo Dorini	UTFPR
Liliam Oliveira	UFRJ
Liliane Ventura	USP-SC
Lucas Fonseca	UnB
Lucas Gabrielli	UNICAMP
Lucas Lima	UERJ
Lucas Oliveira	UFPR
Lucenara dos Santos Pereira	UFSC
Luciana Baltatu	UNICASTELO
Luciana Cabrelli	USP
Luciana Gonçalves	UFPR
Luciana Moreira	UNICAMP
Luciana Nicacio	CEFET-MG
Luciana Peixoto	UNIP
Luciana Ramos	
Luciane Fernandes	UFTM
Luciane Sande	UFTM
Luciano Bachmann	USP
Luciano Luporini Menegaldo	UFRJ
Luciano Santos	
Lúcio Salustiano Lima	UFRJ
Luis Alberto Loureiro dos Santos	UFRGS
Luís Alberto Lucas	UTFPR

Luis Barra	UFJF
Luis Cesar Aliaga	UFSCAR
Luis Donadio	INCA
Luis Eduardo Maggi	UFAC
Luis Teixeira	USP
Luiz Abreu	IPRJ/UERJ
Luiz Campos	PUCSP
Luiz Canton	UFSJ
Luiz Eduardo Schardong Spalding	UPF
Luiz Henrique Vitti Felao	UNESP
Luiz Nunes	UFF
Luiz Otávio Murta Jr.	USP
Luiz Roberto Britto	USP
Maísa Miranda	UFSJ
Marcello Nogueira Barbosa	USP
Marcelo A. Duarte	Faculdade SENAI Rio
Marcelo de Oliveira Rosa	UTFPR
Marcelo Prado da Silva	IME
Marcelo Santos	USP
Marcelo Savi	UFRJ
Marcelo Toniollo	FORP
Marcelo Valenga	USP
Marcelo Viana	UNICAMP
Marcelo Victor Wüst Zibetti	UTFPR
Marcelo Vieira	USP
Marcelo Zoccoller	UNICAMP
Marcia Ito	IBM Research Brazil
Márcio Barroso	UFSJ
Marcio Costa	UFSC
Marcio José Silva	UNICAMP
Márcio Nogueira de Souza	UFRJ
Márcio Nunes	UFRJ
Marcio Varani	UFRGS
Marco Antônio Gutierrez	INCOR
Marco Aurélio Benedetti Rodrigues	UFPE
Marco Faria	UFMG
Marco José da Silva	UTFPR
Marco Martines	UFMS
Marcos Antonio Abdalla Jr.	UFMG
Marcos Duarte	UFABC
Marcos Lima	INCA
Marcos Massao Shimano	UFTM
Marcos Oliveira	UFPE
Marcos Rodrigues	CTI
Marcus Fraga Vieira	UFG
Maria Claudia F. Castro	Centro Univ. da FEI
Maria Fernanda Soares de Almeida	IFTM
Mariá Silva	UFRJ
Marilú Gomes Netto Monte da Silva	UFPE
Marina de Fátima de Sá Rebelo	INCOR
Marina Maizato	USP
Marina Rebelo	USP
Mário Oliveira	IFMT
Mario Pastrana	UFRJ

Marko Ackermann	Centro Universitário da FEI
Marly Guimaraes Fernandes Costa	UFAM
Marta Bratz	ASLB
Marta Imamura	USP
Martha Ribeiro	USP
Mateus Moraes	UNIFESP
Mateus Urban	
Matheus Moraes	
Matheus Savi	IFSC
Matheus Wiest	UFRGS
Mauren Abreu de Souza	UTFPR
Mauricio Cagy	UFRJ
Mauricio Kugler	Nagoya Institute of Technology
Mauricio Tavares	Contronic Sistemas Automáticos
Mauro Conti Pereira	UCDB
Max Dutra	UFRJ
Maxwell Melo	UFT
Michele Angelo	UEFS
Miguel Antônio Sovierzoski	UTFPR
Miguel Eduardo Gutierrez Paredes	UnB
Milton Oshiro	Rede Lucy Montoro
Mônica Andrade	UERJ
Monica M. S. Matsumoto	USP
Monica Rodrigues	Universidade Estácio de Sá
Munir Gariba	PUCPR
Murilo Loiola	UFABC
Nadja Carvalho	UFPA
Nasser Daghasanli	UFABC
Natália Ferreira Oshiyama	UNICAMP
Natasha Queiroz	UFPB
Nelson Ferreira Jr.	USP
Nelson Mascarenhas	UFSCAR
Neusa Grandó	Universidade Tuiuti do Paraná
Nicole Holsbach	UFRGS
Núbia Almeida	UFF
Olavo Luppi	UFABC
Olívia Coiado	Univ. Illinois - Urbana-Champaign
Oswaldo Baffa	USP
Oswaldo Horikawa	USP
Ovandar Bazan	USP
Ovidiu Baltatu	UNICASTELO
Pai Nan	USP
Patrícia Ana	UFABC
Patricia Nicolucci	USP
Patricia Treviso	IPA
Paulo César Cortez	UFC
Paulo Eugênio Silva	
Paulo Godoy	Hospital Naval Marcílio Dias
Paulo José Abatti	UTFPR
Paulo José G. da Silva	UFRJ
Paulo Mazzoncini Azevedo Marques	USP
Paulo Roberto Brero de Campos	UTFPR
Paulo Roberto Stefani Sanches	UFRGS
Paulo Schor	UNIFESP

Paulo Wanderley	IFB
Pedro Bertemes Filho	UDESC
Pedro Giassi Jr.	UFSC
Pedro Melo	UERJ
Pedro Menezes	UNCISAL
Pedro Miguel Gewehr	UTFPR
Pedro Noritomi	CTI
Pedro Pedrosa Rebouças Filho	IFCE
Pedro Penna	UFSCAR
Pedro Sarmet	IFF
Pedro Xavier de Oliveira	UNICAMP
Percy Nohama	UTFPR/PUCPR
Raimes Moraes	UFSC
Ramon Moreno	USP
Raphael Saches	UFLA
Reginaldo Fukuchi	UFABC
Reginaldo Justino Ferreira	UTFPR
Reginato Scremin	Institutos Lactec
Renan Moioli	IINN
Renan Moritz Varnier Rodrigues de Almeida	UFRJ
Renata Leoni	USP
Renata Paiva	INC
Renato Amaro Zângaro	CITÉ/PqTec/Anhembi Morumbi
Renato Evangelista de Araujo	UFPE
Renato Garcia	UFSC
Renato Prates	UNINOVE
Renato Sabbatini	Instituto Edumed
Renato Watanabe	USP
Ricardo Ferrari	UFSCAR
Ricardo Higuti	UNESP
Ricardo Navarro	UNICASTELO
Ricardo Pinto	UFMG
Ricardo Suyama	UFABC
Ricardo Xavier	UNESP
Rickson Mesquita	UNICAMP
Rinaldo Guirro	FMRP
Rinaldo Mezzarane	USP
Roberto Lehmann	UFF
Roberto Macoto Ichinose	UFRJ
Robson Augusto Martins	
Rodrigo Bini	Auckland Univ. of Technology
Rodrigo Cesar Rosa	UFTM
Rodrigo Lemos	UFG
Rodrigo Okubo	UDESC
Rodrigo Rezende	CTI
Rodrigo Varejão Andreão	IFES
Rogério Pires	CEFET-RJ
Romis Attux	UNICAMP
Rondinelli Donizetti Herculano	UNESP
Ronny Carbonari	UFABC
Rosana Almada Bassani	UNICAMP
Rosângela Requi Jakubiak	UTFPR
Rosimary Terezinha de Almeida	UFRJ
Rubens Alexandre de Farias	UTFPR

Rudolf Huebner	UFMG
Ruy Altafim	UFPB/USP
Sady Antonio dos Santos Filho	PUCMG
Saide Calil	UNICAMP
Saint Clair Gomes Jr.	FIOCRUZ
Sandra Sandri	INPE
Sandra Usaquén	Universidad Santiago de Cali
Sarah N. Carvalho	UFOP
Sauro Salomoni	University of Queensland
Selma Castilho	UFF
Selma Milagre	UFU
Sergio Campello Oliveira	UPE
Sérgio Francisco Pichorim	UTFPR
Sergio Freire	UERJ
Sergio Ioshii	PUCPR
Sergio Muhlen	UNICAMP
Sergio Okida	UTFPR
Sergio Shiguemi Furuie	USP
Sergio Tavares de Almeida Rego	FIOCRUZ
Silvia Boschi	UMC
Silvio Leão	UFG
Solange Sakata	IPEN
Sônia Maria Malmonge	UFABC
Sonia Vasconcelos	UFRJ
Suelen Góes	PUCPR
Sulafa Yacoub	UFRJ
Taian Vieira	Politecnico di Torino
Talles Barbosa	PUC Goiás
Tania Mezzadri Centeno	UTFPR
Tarique Cavalcante	IFCE
Teodiano Bastos	UFES
Thais Filipino	
Thamara Santos	
Theo Pavan	USP
Theo Zeferino Pavan	USP
Thiago Matta	UFRJ
Thiago Pires	UFF
Tiago Paggi de Almeida	University of Leicester
Tiago Zanotelli	IFES
Umberto Tachinardi	Univ. of Wisconsin - Madison
Uziel Paulo da Silva	USP
Valfredo Pilla Jr.	UTFPR
Veronica Quandt	UTFPR
Vicente Buono	UFMG
Vinicius Cota	UFSJ
Vitor Chaud	UFTM
Vitor Romano	UFRJ
Viviane Oliveira	UFRJ
Wagner Coelho de Albuquerque Pereira	UFRJ
Wagner Nishitani	UFABC
Walter Carpes Jr.	UFSC
Walter Duarte Araujo	UFBA
Walter Germanovix	UEL
Wamberto Varanda	USP

Wayne Beskow	UnB
Wilian Lacerda	UFLA
Wilson José da Silva	UTFPR
Wilson Seluque	USP
Zilma Reis	UFMG

ESTUDANTES DE GRADUAÇÃO DA UTFPR - ORGANIZAÇÃO LOCAL

Andre Augusto Chagas Paz
Artur Gussi de Oliveira
Caio Leao de Andrade
Carolina Kimie Idehama
Charles Reis Ribeiro
Helena Senn Arins
Isis Magrid Koehler
Joao Gabriel Veronezi Crespim
Joao Pedro Andre Curti
Larissa Comar Neves
Mariane Ferreira de Campos
Marlon Mateus Prudente de Oliveira
Suellen Guimaraes Mahfoud
Willian Bernardo

CONTEÚDO

ARTIGOS DE PALESTRANTES CONVIDADOS

THE PRINCIPLE OF RECIPROCITY IS A POWERFUL TOOL IN DEVELOPING AND COMPARING THE PROPERTIES OF BIOELECTRIC AND BIOMAGNETIC MEASUREMENTS IN DETECTING THE ELECTRIC ACTIVITY OF THE BRAIN AND THE HEART1

Jaakko Malmivuo

A VIEW ON THE BIOMEDICAL ENGINEERING EDUCATION IN EUROPE 5

Nicolas Pallikarakis

ARTIGOS COMPLETOS

A. ENGENHARIA CLÍNICA E AVALIAÇÃO DE TECNOLOGIA EM SAÚDE

INOVAÇÕES TECNOLÓGICAS SOBRE O CATETER CENTRAL DE INSERÇÃO PERIFÉRICA NA ONCOHEMATOLOGIA9

Edinaldo Silva de Oliveira, Hilton de Azevedo e Fábio Kurt Schneider

IMPROVEMENT OF OBESITY DIAGNOSIS IN ADOLESCENTS BY GENERALIZED EQUATIONS BASED ON SUBCUTANEOUS FAT 13

Wagner Ripka, Leandra Ulbricht and Pedro Gewehr

USO DE VIDEOGAMES NA REABILITAÇÃO DE INDIVÍDUOS 17

Eduardo J Alberti, Tiago M. Adamoski, Alessandro Brawerman e Sérgio F. Pichorim

CONTRIBUIÇÕES DA BIOMETROLOGIA NA LOCALIZAÇÃO PRIMÁRIA DO CATETER CENTRAL DE INSERÇÃO PERIFÉRICA21

Edinaldo Silva de Oliveira, Hilton de Azevedo e Fábio Kurt Schneider

AVALIAÇÃO DE CUSTOS DE MANUTENÇÕES PREVENTIVAS E CORRETIVAS EM BOMBAS DE INFUSÃO25

Adair Dumas Junior e Vicente Machado Neto

SISTEMA BASEADO NA WEB DE ESPECIFICAÇÃO E COMPARAÇÃO TÉCNICA DE EQUIPAMENTOS MÉDICOS APLICADO EM RAIOS-X28

Walter Filho e Lourdes Brasil

AVALIAÇÃO DE PROJETO DE PLANTA PARA INCORPORAÇÃO DE NANOTECNOLOGIA NA FABRICAÇÃO DE DISPOSITIVOS MÉDICOS32

Vanessa Garcia, Adriana Maria Wan Stadnik e Cristina Reinert

ESTUDO DOS EQUIPAMENTOS MÉDICO-HOSPITALARES E MATERIAIS PERMANENTES FINANCIÁVEIS PELO MINISTÉRIO DA SAÚDE ATRAVÉS DO SISTEMA DE PAGAMENTO FUNDO A FUNDO E DE CONVÊNIOS36

Wilson Henrique Veneziano e Fotini Santos Toscas

COMPARATIVO TÉCNICO PARA CONTRATAÇÃO DE MANUTENÇÃO PREVENTIVA E CORRETIVA EM TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA 40

Brenna Lima, Genival Cruz, Leonardo Ribeiro e Daniela Pereira

ANÁLISE DO NÍVEL DE PROTEÇÃO CONTRA INCÊNDIOS NO SETOR DE SAÚDE OCUPACIONAL DE UM ÓRGÃO PÚBLICO DE CURITIBA EM RELAÇÃO À NORMA REGULAMENTADORA 2344

Lília Inês Scandelari, Frieda Saicla Barros e Gilberto Branco

O USO DE FERRAMENTAS DE QUALIDADE E DE ENGENHARIA DE FATORES HUMANOS PARA APLICAÇÃO PRÁTICA DO HFMEA	47
<i>Michele Sousa, Maria Isabel Freitas e Sérgio Mühlen</i>	
APLICAÇÃO DE MÉTODO MULTIPARAMÉTRICO COMO AUXÍLIO À AVALIAÇÃO DE NECESSIDADE DE SUBSTITUIÇÃO DE EQUIPAMENTOS MÉDICO-HOSPITALARES	51
<i>Marcelo Marciano e Eliezer Souza</i>	
PERFIL DE UTILIZAÇÃO DO TRASTUZUMABE NO TRATAMENTO DO CÂNCER DE MAMA POR ANÁLISE DE AGRUPAMENTOS	55
<i>Giselle K. Ferraris, Rosmary T. Almeida e Milene R. Costa</i>	
DISTRIBUIÇÃO DE TOMÓGRAFOS EM ESTABELECIMENTOS DE SAÚDE NA ÁREA METROPOLITANA DE BRASÍLIA (AMB)	59
<i>Alberlúcia Soares Dâmaso e Marília Miranda Forte Gomes</i>	
ANÁLISE DE PARÂMETROS AMBIENTAIS EM SERVIÇOS DE SAÚDE	63
<i>Gustavo A. Elias e Saide Calil</i>	
IMPACTO DA TERAPIA NEUROMOTORA INTENSIVA NA QUALIDADE DE VIDA DE CRIANÇAS COM PARALISIA CEREBRAL	67
<i>Luciana Maltauro, Alexandre Sabbag e Eduardo Borba Neves</i>	
ESTUDO SOBRE ANALISADORES UTILIZADOS NA CALIBRAÇÃO E MANUTENÇÃO DE BOMBAS DE INFUSÃO	71
<i>Cassiana Barreto, Eduardo Naves e Selma Milagre</i>	
PROJETO PILOTO DA APLICAÇÃO PRÁTICA DA NORMA IEC 80001: APLICAÇÃO DO GERENCIAMENTO DE RISCO PARA REDES DE TI QUE INCORPORAM DISPOSITIVOS MÉDICOS EM UMA SUB-REDE MÉDICA [REDE ALPHA]	75
<i>Ricardo Wunderlich, Léria Holsbach, Marcio Walter, João Carlos Silveira, Marcio Varani e José Ferreira</i>	
SIGEM - SISTEMA DE INFORMAÇÃO E GERENCIAMENTO EM EQUIPAMENTOS MÉDICOS FINANCIÁVEIS PARA O SUS	79
<i>Murilo Contó</i>	
MÉTODOS DE AVALIAÇÃO DE SUBSTITUIÇÃO DE EQUIPAMENTOS BIOMÉDICOS	83
<i>Marcelo Marciano</i>	
O PERFIL DO USUÁRIO BRASILEIRO DO PROGRAMA FARMÁCIA POPULAR (PFP) COM HIPERTENSÃO ARTERIAL DIAGNOSTICADA	87
<i>Simone Franco, Ronni Amorim e Marília Gomes</i>	
OZÔNIO NA DESINFECÇÃO DE CIRCUITOS VENTILATÓRIOS	88
<i>Henrique Cunha Carvalho, Roberta Jacinto, Milene S. Melo, Carlos José de Lima, Adriana Fernandes e Renato Zângaro</i>	
RUÍDO SONORO EM INCUBADORA NEONATAL E SEUS EFEITOS NAS RESPOSTAS FISIOLÓGICAS DO RECÉM-NASCIDO PREMATURO	92
<i>Letícia Martins e Sá, Aline Silva Cruz, Roberto Macoto Ichinose, Maria de Fátima Hassek Nogueira, Eloane Gonçalves Ramos e Maria Virgínia Marques Peixoto</i>	
AVALIAÇÃO ECONÔMICO-FUNCIONAL PARA A ESCOLHA DO TIPO DE EQUIPO NA INFUSOTERAPIA AUTOMATIZADA	96
<i>Leo Fabricio Pereira, Daysi Caroline Ragiuk de Oliveira e Léria Rosane Holsbach</i>	

ALTERAÇÕES DO SINAL ELETROMIOGRAFICO PRÉ E PÓS JORNADA DE TRABALHO DE POLICIAIS MILITARES DO PARANÁ	100
<i>Michele Caroline Santos, Eddy Krueger e Eduardo Borba Neves</i>	
DESENVOLVIMENTO DE ÍNDICES BAROPODOMÉTRICOS PARA COMPARAÇÃO ENTRE CRIANÇAS PRÉ-TERMO E A TERMO	104
<i>Cristiane Coldebella, Lucas Menghin Beraldo e Leandra Ulbricht</i>	
PERIGOS ASSOCIADOS AO MANUSEIO DE INCUBADORAS NEONATAIS	108
<i>Débora de Fátima Camillo, Regiane Decol Souza, Frieda Saicla Barros e Percy Nohama</i>	
ANÁLISE DE ENSAIOS METROLÓGICOS EM BISTURI ELÉTRICO NO ESTADO DE SANTA CATARINA ..	112
<i>João Nicoladelli de Figueiredo, José Augusto Caetano, Renato Zaniboni, Priscila Souza de Avelar e Renato Garcia</i>	
SUSTENTABILIDADE NO HOSPITAL REGIONAL “DR. LEOPOLDO BEVILACQUA” - CONSAÚDE: ESTUDO DE CASO	116
<i>Carlos Augusto da Silva, Gilson Yukio Sato e Frieda Saicla Barros</i>	
DISTRIBUIÇÃO E ANÁLISE DE EQUIPAMENTOS DE DIAGNÓSTICO POR IMAGEM FORA DE USO NO SISTEMA PÚBLICO DE SAÚDE	120
<i>Flávio Leal, Thiago Zarza e Matheus Moraes</i>	
INDICADORES DE DISPONIBILIDADE E CUSTO DE EMH PARADO NA ATENÇÃO BÁSICA DE SAÚDE ..	124
<i>Felipe Rosa e Renato Garcia</i>	
TESTE DA EFETIVIDADE DA LIMPEZA DE PRODUTOS PARA A SAÚDE	128
<i>Léria Rosane Holsbach, Carmen Eulália Pozzer, Nicole Holsbach e Carla Schwengber ten Catten</i>	
ANÁLISE DA TECNOLOGIA CORRENTE MICROGALVÂNICA NO TRATAMENTO DE ESTRIAS EM ABDOME APÓS ABDOMINOPLASTIA	133
<i>Cristiane Silveira e Adriana Stadnik</i>	
ATUAÇÃO DO SETOR DE ENGENHARIA CLÍNICA: UM ESTUDO DE CASO NO HOSPITAL UNIVERSITÁRIO ONOFRE LOPES	137
<i>Camila Medeiros, Taline Nóbrega, Rafael Contreras e Beatriz Stransky</i>	
AVALIAÇÃO DA INSTALAÇÃO DE AUTOCLAVES POR VAPOR DE FORMALDEÍDO EM HOSPITAIS, CONFORME NORMAS TÉCNICAS	141
<i>Júlio Borini e Vicente Machado Neto</i>	
ANÁLISE DO PROCESSO TECNOLÓGICO EM SAÚDE DO SERVIÇO DE OXIGENOTERAPIA DOMICILIAR	145
<i>Bruno Pires e Renato Garcia</i>	
ESTUDO DO TEMPO DE REDUÇÃO DE IRRADIÂNCIA DAS LÂMPADAS UVB PARA FOTOTERAPIA - DERMATOLOGIA	149
<i>Leria Holsbach, Nicole Holsbach, Márcio Luiz Varani e Patrícia Lima Baptista</i>	
INTEROPERABILIDADE DE EQUIPAMENTO MÉDICO-ASSISTENCIAL NA GESTÃO DA TECNOLOGIA MÉDICO-HOSPITALAR	153
<i>Jorge Loureiro e Renato Garcia</i>	
AVALIAÇÃO DE CONFORMIDADE E SUA CORRELAÇÃO COM O SISTEMA REGULATÓRIO DE DISPOSITIVOS MÉDICOS	157
<i>Vivian Oliveira, Tiago Bonfim e Sérgio Mühlen</i>	

PROPOSTA DE METODOLOGIA PARA IMPLANTAÇÃO DA TECNOLOGIA DE RFID-CHIP NO CONTROLE DA EVASÃO DE ENXOVAL HOSPITALAR	161
<i>Manoel Andrade e Eduardo Jorge Valadares Oliveira</i>	
HOMEOPATIA: UMA TECNOLOGIA EM SAÚDE	165
<i>Ludmila Lemos, Vera Regina Marães, Marília Gomes e Elisângela Aoyama</i>	
GESTÃO DO CONTROLE DE QUALIDADE DOS EQUIPAMENTOS DE PROTEÇÃO INDIVIDUAL NA ÁREA DE RADIODIAGNÓSTICO	169
<i>Ana Silva e Francisly Cardoso</i>	
ANÁLISE DE PROTOCOLO PARA AVALIAÇÃO DA FORÇA PALMAR APLICADO EM TRABALHADORES DO SETOR ELETROMECCÂNICO	172
<i>Juliano de Trotta, Lucas Menghim Beraldo e Leandra Ulbricht</i>	
MODELO DE FERRAMENTA GERENCIAL DE APOIO À DECISÃO PARA PRIORIZAR A COMPRA DE EQUIPAMENTOS MÉDICO-ASSISTENCIAIS	176
<i>Genival Tavares da Cruz, Brenna Fraga De Souza Lima, Leonardo Rezende Freire Ribeiro e Daniela Morais Pereira</i>	
PROPOSIÇÃO DE CALIBRAÇÃO DE EQUIPAMENTO DE AFÉRESE	180
<i>Anderson Santos, Marcelo Marciano e Rodrigo Rezer</i>	
A ATIVIDADE DE ENGENHARIA CLÍNICA NO POLO MÉDICO DO RECIFE	183
<i>Rodrigo Guerra, Maria Eduarda Malta, Roberto Leal e Ascendino Silva</i>	
CRITÉRIOS DE SELEÇÃO DE SERVIÇOS DE CALIBRAÇÃO DE EQUIPAMENTOS ELETROMÉDICOS	187
<i>Marcelo Marciano e Anderson Santos</i>	
GERENCIAMENTO DE RISCO DE PERTURBAÇÕES ELETROMAGNÉTICAS EM EQUIPAMENTOS ELETROMÉDICOS	191
<i>Jamilson R. Evangelista e Sérgio S. Mühlen</i>	
IDENTIFICAÇÃO DE CRITÉRIOS DE AVALIAÇÃO DE TECNOLOGIAS EM SAÚDE: ESTUDO DE CASO EM MAMOGRAFIA	195
<i>Ana Paula Squaris, Alexandre Hermi e Harki Tanaka</i>	
REVITALIZAÇÃO DE PROCESSADORAS AUTOMÁTICAS KODAK M35 X-OMAT PROX PROCESSOR	199
<i>Fabricio Loreni Silva, Jesiel Ricardo dos Reis, Oséas dos Santos Jr., Juliana Badelli, Andressa Brey, Jorge Silva, Marcelo Zibetti, Cristiane Mendes, Priscila Lima e Tamara Ferreira</i>	
AVALIAÇÃO DA ANÁLISE DE COMPOSIÇÃO CORPORAL POR EQUAÇÕES BASEADAS EM DXA ENTRE ADOLESCENTES	203
<i>Lucas Menghim Beraldo, Inácio Andruski Guimarães, Eduardo Félix Ribeiro Romaneli e Leandra Ulbricht</i>	
MODELAGEM MATEMÁTICA PARA DETERMINAÇÃO DO EXCESSO DE GORDURA EM ADOLESCENTES DO SEXO MASCULINO ATRAVÉS DE REGRESSÃO LOGÍSTICA	207
<i>Lucas Menghim Beraldo, Mariane Ferreira Campos, Inácio Andruski Guimarães e Leandra Ulbricht</i>	
APRESENTAÇÃO DE UM PROTOCOLO DE REFERÊNCIA PARA ANÁLISE DINAMOMÉTRICA DA FORÇA ESCAPULAR EM FUNCIONÁRIOS DO SETOR INDUSTRIAL ELETROMECCÂNICO	211
<i>Juliano de Trotta, Lucas Menghim Beraldo e Leandra Ulbricht</i>	
AVALIAÇÃO DA INCIDÊNCIA DE MANUTENÇÃO CORRETIVA POR AVARIA ELÉTRICA EM EQUIPAMENTOS MÉDICO-HOSPITALARES	215
<i>Maxwell A. G. Silva, Harki Tanaka e Tiago R Oliveira</i>	

B. BIOMATERIAIS E ENGENHARIA DE TECIDOS

PHANTOM REALISTA PARA TREINAMENTO DE NEURONAVEGAÇÃO	219
<i>Felipe Grillo, Carlo Rondinoni, Alexandre Colello Bruno, Helio Rubens Machado, Theo Zeferino Pavan e Antonio Adilton Oliveira Carneiro</i>	
PROLIFERAÇÃO E MORFOLOGIA CELULAR EM RESPOSTA A TOPOGRAFIAS PRODUZIDAS EM POLIURETANO	223
<i>Lucas Cortella, Idágene Cestari, Andrés Lasagni e Ismar Cestari</i>	
CONFECÇÃO E CARACTERIZAÇÃO DE PHANTOM DE FLUXO COM APLICAÇÕES EM ULTRASSOM ...	227
<i>Débora Paulino Oliveira, Lucas Lobianco de Matheo, Rodrigo Pereira Barretto Costa-Félix, Wagner Pereira e Marco Kruger</i>	
STANDARD OPERATING PROCEDURE OF ACOUSTIC PROPERTIES CHARACTERIZATION AND PREPARING OF AGAR PHANTOMS	231
<i>Taynara Santos, Débora Paulino Oliveira, Ruan C. Mayworm, Rebeca Monteiro Souza, André Victor Alvarenga and Rodrigo Félix</i>	
CARACTERIZAÇÃO DE COLÁGENO HIDROLISADO VISANDO SISTEMA DE RECOBRIMENTO DE BIOMATERIAIS	235
<i>Tatiane Watanabe, Lucas Zuccarello e Christiane Ribeiro</i>	
MEMBRANAS DE POLIURETANO/ÓXIDO DE GRAFENO PARA APLICAÇÕES BIOMÉDICAS: OBTENÇÃO E CARACTERIZAÇÃO	239
<i>Helena Oyama, Adélia Kakoi, Marina Maizato, Ismar Cestari, Sérgio Domingues, Guilhermino Fechine e Idágene Cestari</i>	
ESTUDO DAS PROPRIEDADES DE FILMES DE POLI(ÁLCOOL VINÍLICO) PARA APLICAÇÕES BIOMÉDICAS	243
<i>Telma Zambanini, Christiane Lombello e Ana Paula Romani</i>	
AVALIAÇÃO DE MODELOS CONSTITUTIVOS PARA ELASTÔMERO DE SILICONE GRAU MÉDICO UTILIZADO NA CONFECÇÃO DE ENDOPRÓTESES DE VIAS ÁEREAS	247
<i>André Frotta Müller, Danton Pereira da Silva Junior, Paulo Roberto Stefani Sanches, Paulo Ricardo Oppermann Thomé, Kétner Bendo Demétrio e Luís Alberto Loureiro dos Santos</i>	
ESTUDO DA SÍNTESE PARA OBTENÇÃO DE HIDROXIAPATITA EM MEIO DE COLÁGENO	251
<i>Lucas Oliveira, Tatiane Watanabe, Deiby Gouveia, Ana Helena Bressiani e Christiane Ribeiro</i>	
INFLUÊNCIA DA POROSIDADE NO CRESCIMENTO DE CÉLULAS ENDOTELIAIS EM MEMBRANAS POLIMÉRICAS	255
<i>Adélia Kakoi, Helena Oyama, Gabriel Soriano, Olívia Soriano e Ismar Cestari</i>	
PRODUÇÃO DE VITROCERÂMICAS PARA MIMETIZAÇÃO DE CARACTERÍSTICAS ACÚSTICAS E MECÂNICAS DE TECIDO ÓSSEO	259
<i>Fernanda Catelani, Danilo Ferreira, Mônica Andrade, Marco Krüger e Wagner Pereira</i>	
CARACTERIZAÇÃO MECÂNICA E MORFOLÓGICA DE POLÍMEROS BIORREABSORVÍVEIS PARA ENGENHARIA TECIDUAL DE ENXERTOS VASCULARES	263
<i>Felipe Pimenta, Ronny Carbonari e Sônia Malmonge</i>	
ANÁLISE DA RESISTIVIDADE ELÉTRICA DE PIGMENTOS UTILIZADOS EM TATUAGEM	267
<i>Camila Lacerda, Sergei Paschuk, Janine Correa, Vitoldo Swinka Filho, Catarina Alzira Montenegro Torres e Alana Caroline França Fagundes</i>	

FABRICAÇÃO DE ARCABOUÇOS DE POLI(?-CAPROLACTONA) COM FIBRAS ALINHADAS UTILIZANDO A TÉCNICA DE AIRBRUSHING	268
<i>Marcia Simbara, Emery Lins e Sônia Malmonge</i>	
GRAPHENE OXIDE SYNTHESIS: A POTENTIAL NANOFILLER FOR BIOMEDICAL APPLICATIONS	272
<i>Lícia Maestrelli, Helena Oyama, Idágene Cestari and Guilhermino Fechine</i>	
GRAPHENE - PERSPECTIVES OF ITS APPLICATION IN BIOMEDICAL ENGINEERING	276
<i>Gilson J. Alves, Diogo R. Freitas and Marco Aurelio B. Rodrigues</i>	
EFEITOS DO OZÔNIO NAS CARACTERÍSTICAS HISTOLÓGICAS E DESINFECÇÃO DE PELES DE RÃ-TOURO (RANA CATESBEIANA) COM FINS TERAPÊUTICOS (MEMBRANAS CURATIVAS).	280
<i>Dione Moraes, Adriana Moretti, Carlos Lima, Dora Kozusny-Andreani, Aline Stefanini, Roberta Jacinto e Ricardo Navarro</i>	
BIOCOMPATIBILITY ASSESSMENT OF ELECTROSPUN AND SOLVENTCAST POLY(E-CAPROLACTONE) SUBSTRATA	284
<i>Roozbeh Tahmasebi, Lucas R. X. Cortella, Helena T.T. Oyama, Ismar N. Cestari and Idágene A. Cestari</i>	
AVALIAÇÃO DA CITOTOXICIDADE DE DIFERENTES COMPOSIÇÕES DE VIDROS PROPOSTOS PARA APLICAÇÕES BIOMÉDICAS UTILIZANDO CÉLULAS MC3T3	288
<i>Felipe Nogueira Ambrosio, Roger Borges, Ana Carolina Santos de Souza, Juliana Marchi e Christiane Bertachini Lombello</i>	
COMPARAÇÃO ENTRE DIFERENTES MÉTODOS PARA OBTENÇÃO DE APATITAS EM SUPERFÍCIES DE FILMES HÍBRIDOS DE CARBONO TIPO-DIAMANTE	292
<i>Felipe Lopes, Juliana Milani, Vladimir Trava-Airoldi, Anderson Lobo e Fernanda Marciano</i>	
SÍNTESE DE NANOPARTÍCULAS MAGNÉTICAS	296
<i>Monalisa Silva, Rani Alves, Elisa Déster e Francisco Costa</i>	
CARACTERIZAÇÃO DOS PARÂMETROS ACÚSTICOS DE UMA SOLUÇÃO DE POLI(ÁLCOOL VINÍLICO)	297
<i>Flavia Fernandes Ferreira da Silva, José Francisco Silva Costa Júnior, Marco Antonio von Krüger e Wagner Coelho de Albuquerque Pereira</i>	
C. BIOENGENHARIA	
QUANTIFICATION OF EKG ALTERATIONS, ARRHYTHMIAS, AND LETHALITY IN IN-VIVO ISCHEMIA-REPERFUSION PROCEDURE	301
<i>José Gustavo Padrão Tavares, Beatriz Jordão Alves, Ênio Rodrigues Vasques, Ivarne Luis dos Santos Tersariol and Carlos Marcelo Gurjão de Godoy</i>	
FERRAMENTAS COMPUTACIONAIS PARA ESTUDO DOS CANAIS IÔNICOS UTILIZANDO DIAGRAMAS DE ESTADOS: MATLAB® vs PYTHON	305
<i>Ricardo Agostinho de Rezende Junior, Daniel Gustavo Goroso, Jose Luis Puglisi e Robson Rodrigues da Silva</i>	
AN EXPLORATORY STUDY INSIDE A LEFT VENTRICULAR MODEL USING TWO-DIMENSIONAL PARTICLE IMAGE VELOCIMETRY	309
<i>Ovandir Bazan, Jayme Pinto Ortiz, Newton Kiyoshi Fukumasu, Antonio Luiz Pacifico and Jurandir Itizo Yanagihara</i>	
ANÁLISE NÃO LINEAR NO DOMÍNIO DA FREQUÊNCIA DE UM NÚCLEO DE MOTONEURÔNIOS	313
<i>Renato Watanabe e André Kohn</i>	
AVALIAÇÃO IN SILICO DO CAMPO ELÉTRICO NA ELETROQUIMIOTERAPIA: MODELO DE TUMOR REAL ASSOCIADO A TECIDO ADIPOSEO E HEPÁTICO	317
<i>Taila Becker Damiani, José Alvim Berkenbrock e Daniela Ota Hisayasu Suzuki</i>	

PERMEABILIZATION OF WISTAR RATS LIVER TISSUE USING MONOPOLAR PULSES - ANALYSIS OF THE INFLUENCE OF 1 HZ AND 1 KHZ REPETITION RATE ON ELECTROPORATION	321
<i>Guilherme Brasil Pintarelli, Miguel Negreiros, José Alvim Berkenbrock, Geisel Tulio Carvalho Oliveira, Fátima Regina Mena Barreto Silva and Daniela Ota Hisayasu Suzuki</i>	
SISTEMA DE MEDIÇÃO DA FORÇA DE CONTRAÇÃO EM MIÓCITOS CARDÍACOS ISOLADOS	325
<i>Gustavo Shimabukuro Marchini, Ismar Newton Cestari e Idágene Aparecida Cestari</i>	
SIMULADOR HIDRÁULICO DA CIRCULAÇÃO SISTÊMICA PEDIÁTRICA COM PARÂMETROS CONTROLADOS COMPUTACIONALMENTE	329
<i>Daniel Seidenberger Torres e Idágene Aparecida Cestari</i>	
MÉTODO PARA AVALIAÇÃO DA DINÂMICA DO CÁLCIO POR FLUORESCÊNCIA EM CULTURAS DE CÉLULAS ELETRICAMENTE ESTIMULADAS EM UM LEITOR DE MICROPLACAS	333
<i>Douglas Martins Veronez, Ismar Newton Cestari e Idágene Aparecida Cestari</i>	
ÔMEGA-3, TRANSPORTADORES IÔNICOS E ATIVIDADES EPILEPTIFORMES NÃO-SINÁPTICAS	337
<i>Luiz Eduardo Canton Santos, Sílvia Cristina Braga da Silva, Karla Aparecida Ferreira, Antônio Márcio Rodrigues e Antônio-Carlos Guimarães de Almeida</i>	
RECRUTAMENTO DE POPULAÇÕES NEURONAIS, ESPESSURA DO TECIDO E ALTERAÇÕES ELETROGRÁFICAS DE ATIVIDADES EPILEPTIFORMES NÃO-SINÁPTICAS	341
<i>Karla Aparecida Ferreira, Luiz Eduardo C. Santos, Sílvia Cristina B. Silva, Antônio Márcio Rodrigues e Antônio Carlos G. Almeida</i>	
REESTRUTURAÇÃO SINÁPTICA NO GIRO DENTADO DURANTE O PERÍODO LATENTE DE INDUÇÃO DE ATIVIDADE EPILEPTIFORME	345
<i>Keite Lira Almeida França, Antônio-Carlos Guimarães de Almeida e Antônio Márcio Rodrigues</i>	
A SOS BOX PATTERN FOR <i>Leptospira</i> spp	349
<i>Lívia De Moraes Bomediano, Renata Maria Augusto da Costa and Ana Carolina Quirino Simões</i>	
COMPORTAMENTO MECÂNICO DE OSSOS DE RATAS SUBMETIDAS À TÉCNICA DE SUSPENSÃO DE CORPO INTEIRO PARA INDUÇÃO DA OSTEOPENIA - ESTUDO EXPERIMENTAL	353
<i>Álvaro Penoni, Gabriela Yanagihara, Jacqueline Tida, Brígida Brancaléon, João Paulo Issa e Antonio Carlos Shimano</i>	
SISTEMA DE DETECÇÃO ÓPTICA DE ACETONA UTILIZANDO SALICILALDEÍDO	357
<i>Inalda Messias, Rosana Fonseca, Raoni Góis e Gustavo Cavalcanti</i>	
INVESTIGAÇÃO DA GEOMETRIA DE CORTE EM BROCA ODONTOLÓGICA PARA PROTOCOLOS CIRÚRGICOS REALIZADOS EM OSSO CORTICAL ARTIFICIAL	361
<i>Luís Felipe Alves da Silva</i>	
INFLUÊNCIA DO PERÍODO REFRAATÓRIO NA DINÂMICA DE PROPAGAÇÃO DE ONDAS ESPIRAIS DE DEPRESSÃO ALASTRANTE	365
<i>Kelison Tadeu Ribeiro, Jaqueline Melo, Antônio Márcio Rodrigues, Mario Duarte, Antonio Fernando Infantosi e Antonio-Carlos Guimarães Almeida</i>	
MECANISMOS SUBCELULARES RESPONSÁVEIS PELA PROPAGAÇÃO DE ONDAS ESPIRAIS DE DEPRESSÃO ALASTRANTE	369
<i>Kelison Tadeu Ribeiro, Jaqueline Melo, Antônio Márcio Rodrigues, Mario Duarte, Antonio Fernando Infantosi e Antônio-Carlos Guimarães Almeida</i>	
EFEITO DA VELOCIDADE DO ENSAIO DE TORÇÃO NA ENERGIA ABSORVIDA ATÉ A FRATURA PELO OSSO CORTICAL BOVINO	373
<i>Ana Paula Macedo, Jorge Imori Jr, Thiago Bezerra, Marcela Paiva, Adrielle Lopes e Antonio Carlos Shimano</i>	

LONG TERM RESPONSE OF HUMAN BONES TISSUES	376
<i>Lucas Lisbôa Vignoli and Paulo Kenedi</i>	
MODELAGEM DINÂMICA DA FREQUÊNCIA CARDÍACA EM DEGRAUS DE VELOCIDADE DURANTE A CAMINHADA EM ESTEIRA ERGOMÉTRICA	380
<i>Renata Begni, Hailton da Silva, Alcendino Neto, Jurandir Nadal e Frederico Jandre</i>	
D. DISPOSITIVOS E INSTRUMENTAÇÃO BIOMÉDICA	
O BAROPODÔMETRO NA AVALIAÇÃO BIOMÉDICA DO TRATAMENTO DE CRIANÇAS COM PARALISIA CEREBRAL	384
<i>Bruna Maria da Silva, Adriana Maria Wan Stadnik e Adriana Maria Barreto Domingues</i>	
A WIRELESS PROTOTYPE FOR 3D CRANK ARM FORCE MEASUREMENTS DURING CYCLING	388
<i>Omar Valle Casas, Rafael Dalazen and Alexandre Balbinot</i>	
DESENVOLVIMENTO DE PROTÓTIPO DE UM SISTEMA DIGITAL PARA ANÁLISE DIRETA DA FORÇA DE OCLUSÃO DENTAL	392
<i>Fernando S. Crivellaro e Alexandre Balbinot</i>	
SOFTWARE DESIGN CONSIDERATIONS FOR A FUNCTIONAL ELECTRICAL STIMULATION (FES) TRICYCLE	396
<i>George Andrew Brindeiro, Lucas Oliveira da Fonseca and Antônio Padilha Lanari Bó</i>	
AVALIAÇÃO DE UM SISTEMA DE ACELEROMETRIA DE BAIXO CUSTO PARA ANÁLISE DE MOVIMENTOS DOS MEMBROS SUPERIORES	400
<i>Sandro Buzacchi e Leia Bagesteiro</i>	
DETECTOR DE LUMINESCÊNCIA DE DESCARGAS ELÉTRICAS ELETROCIRÚRGICAS	404
<i>Sandro Goes e Bertoldo Schneider Junior</i>	
MOVIMENTO RELATIVO INTERFRAGMENTAR EM OSTEOTOMIA DA TÍBIA: ESTUDO COMPUTACIONAL DE UM NOVO IMPLANTE	408
<i>Henry Rodrigues e Leia Bagesteiro</i>	
STIMSHIELD - SHIELD PARA ARDUÍNO UNO® COM DOIS CANAIS DE ESTIMULAÇÃO ELÉTRICA NEUROMUSCULAR	412
<i>Renato G. Barelli, Rodrigo G. G. Piva, Rodrigo P. Bechelli and Maria Claudia F. Castro</i>	
SISTEMA DE TRANSFERÊNCIA DE ENERGIA SEM FIO EM IMDs FRENTE AO POSICIONAMENTO DO ENLACE INDUTIVO	416
<i>Lucas R. Garcia e Paulo J. Abatti</i>	
AVALIAÇÃO DO MÓDULO DE CISLHAMENTO DE UMA AMOSTRA DE PLASMA HUMANO DURANTE A COAGULAÇÃO SANGUÍNEA	420
<i>José Francisco Silva Costa Júnior, Guilherme Crossetti Parceros e Joao Carlos Machado</i>	
INTERFACE HOMEM-MÁQUINA BASEADA EM SINAIS ELETROOCULARES PARA ACIONAMENTO DE LEITO HOSPITALAR	424
<i>Felipe M. Lana, Guilherme O. F. Taitson, Pedro H. T. Queiroga e Nilson F. Figueiredo</i>	
DESIGNING TOOLS FOR EXACERBATING DYSTROPHIC PHENOTYPES IN ZEBRAFISH	428
<i>Ana Beatriz Delavia Thomasi, Danilo Fernandes Pires, Alasdair Wood and Peter Currie</i>	
SISTEMA COMPUTADORIZADO PARA APRESENTAR AS VARIAÇÕES NO CENTRO DE MASSA NO DISCO PROPRIOCEPTIVO DE FREEMAN	432
<i>André Roberto Fernandes da Silva, Antonio Vinicius de Moraes, Leandro Lazzareschi, Silvia Regina Matos da Silva Boschi, Terigi Augusto Scardovelli e Alessandro Pereira da Silva</i>	

CIRCUITOS ELÉTRICOS DE BAIXO CUSTO PARA AQUISIÇÃO DE TENSÃO E CORRENTE EM EQUIPAMENTOS DE ELETROCIRURGIA	436
<i>José Flávio Dums, Bertoldo Schneider Jr and Alceu André Badin</i>	
DESENVOLVIMENTO DE UM ESTIMULADOR ELÉTRICO PARA USO EM PACIENTES DE UTI	440
<i>Alessandro Nakoneczny Schildt, Paulo Roberto Stefani Sanches, Danton Pereira da Silva Junior, Bruno Rodriguez Tondin, André Frotta Müller, Paulo Ricardo Oppermann Thomé, Matias Fröhlich, Graciele Sbruzzi e Marco Aurélio Vaz</i>	
SISTEMA PARA PROGRAMAÇÃO AUTOMÁTICA DE BOMBAS DE INFUSÃO UTILIZANDO IDENTIFICAÇÃO POR RADIO FREQUÊNCIA (RFID)	444
<i>Leo Fabricio Pereira, Ramon Lilienthal, Thais Russomano e Dario Azevedo</i>	
ARQUITETURA DE HARDWARE PARA MONITOR DE UTI EMPREGANDO MECANISMOS DE TOLERÂNCIA A FALHAS	448
<i>Mário Pereira, Paulo Cortez e Jarbas Silveira</i>	
GONIÔMETRO INDUTIVO TRIFÁSICO PARA APLICAÇÕES BIOMÉDICAS	452
<i>Carlos Augusto D Orazio Turqueti, Sergio F. Pichorim e Gustavo T. Laskoski</i>	
CARACTERIZAÇÃO DA DISTRIBUIÇÃO DE FORÇAS EM BAROPODÔMETRO LIEB	456
<i>Fabian Castro, Mateus Urban, Caroline Fanfoni, Jorge Blanco, Danilo Paulo, Marcelo Sanches e Aparecido Augusto Carvalho</i>	
ANÁLISE DE DADOS DE ESTABILIMETRIA COM UM BAROPODÔMETRO DE BAIXO CUSTO	460
<i>Fabian Castro, Mateus Urban, Caroline Fanfoni, Jorge Blanco Rodriguez, Ricardo Taoni Xavier, Marcelo Sanches e Aparecido Augusto Carvalho</i>	
DESENVOLVIMENTO DE UM SISTEMA DE TOMOGRAFIA POR IMPEDÂNCIA ELÉTRICA DE BAIXO CUSTO	464
<i>Rafael Lucena e Marcilio Feitosa</i>	
DEVELOPMENT OF A NON-INVASIVE DIGITAL AUTOMATIC SPHYGMOMANOMETER WITH BLUETOOTH LOW ENERGY COMMUNICATION	468
<i>Fernando Barbosa, Amanda Bifano Balbinot, Vinícius Cene and Alexandre Balbinot</i>	
CONFECÇÃO DE UM ELETRODO GUARDA-CHUVA DE NITI PARA ABLAÇÃO HEPÁTICA POR RADIOFREQUÊNCIA	472
<i>Marina Pinheiro Marques, Pedro Henrique Penaforte Ximenes, Suélia Siqueira Rodrigues Fleury Rosa e Gilvanson Costa Cavalcante</i>	
ANÁLISE E DESENVOLVIMENTO DE UM ENLACE INDUTIVO RESSONANTE COM 4 BOBINAS PARA FINS BIOMÉDICOS	476
<i>Caio Marcelo Miranda, Sérgio Francisco Pichorim e Priscila Savulski Ferreira</i>	
IMPLEMENTAÇÃO DE PROGRAMA PARA O CONTROLE DE UM VENTILADOR MECÂNICO PARA O RECRUTAMENTO ALVEOLAR	480
<i>Michelle Corrêa Brosco, Marcus Henrique Victor Junior, Marcelo Britto Passos Amato, Ana Paula Romani e Harki Tanaka</i>	
MONITORAMENTO DE RISCO ELÉTRICO EM SALA DE CIRURGIA UTILIZANDO SISTEMAS EMBARCADOS: DESENVOLVIMENTO DE UM SISTEMA MICROCONTROLADO PARA CALIBRAÇÃO	484
<i>Felipe Rettore Andreis, Amauri Fagundes Balotin e Luiz Eduardo Schardong Spalding</i>	

MIOGRAFIA POR IMPEDÂNCIA ELÉTRICA EM RATOS WISTAR DURANTE CONTRAÇÃO DINÂMICA	488
<i>André Brand Bezerra Coutinho, Marcelo Baldanza, Bruno Jotta, João Pedro Werneck-de-Castro, Alexandre Visintainer Pino e Marcio Nogueira de Souza</i>	
DESENVOLVIMENTO DE EQUIPAMENTO PARA ESTIMULAÇÃO TRANSCRANIANA EM ANIMAIS	492
<i>Bruno Tondin, Paulo Roberto Stefani Sanches, Danton Pereira da Silva Junior, André Frotta Müller, Paulo Ricardo Oppermann Thomé, Alessandro Nakoneczny Schildt, Stefânia Cioato, Lauren Adachi, Andressa de Souza, Rafael Vercelino e Iraci Lucena Silva Torres</i>	
THEORETICAL ANALYSIS OF IRRADIANCES WITHIN SOLAR SIMULATORS COMPARED TO THE SUN'S IRRADIANCE IN STRESS TESTS FOR SUNGLASSES	496
<i>Mauro Masili and Liliane Ventura</i>	
PROJETO DE UM PROTÓTIPO DE RESPIRADOR EXPERIMENTAL DE BAIXO CUSTO UTILIZANDO INSTRUMENTAÇÃO VIRTUAL	500
<i>Fabiano Médice, Michel Leles, Adriano Vale-Cardoso e Homero Guimarães</i>	
DISPOSITIVO PARA MONITORAMENTO DE ENCURTAMENTO CELULAR	504
<i>Fabiana Emmanoel Omuro and Pedro Xavier de Oliveira</i>	
TÉCNICA DE RESFRIAMENTO SELETIVO NA ADIPOSIDADE ABDOMINAL FEMININA - REVISÃO SISTEMÁTICA	508
<i>Valquiria Maia e Adriana Stadnik</i>	
AVALIAÇÃO DA CAPACIDADE FUNGICIDA DO ÓLEO DE LINHAÇA APÓS TRATAMENTO COM PLASMA ATMOSFÉRICO	512
<i>Janaína Guarino Liria, Vivian Dias Oliveira, Rodrigo Sávio Pessoa, Cristina Pacheco Soares e Newton Soares da Silva</i>	
BIOSUSCEPTOMETRIA AC PARA O MONITORAMENTO DO TEMPO DE CIRCULAÇÃO DE NANOPARTÍCULAS MAGNÉTICAS COM DOIS DIFERENTES REVESTIMENTOS	516
<i>André Prospero, Caio Quini, Ronaldo Matos, Patrícia Oliveira, Marcos Calabresi, Gustavo Moretto, Guilherme Soares, Nicholas Zufelato, Andris Bakuzis, Oswaldo Baffa e José Ricardo Miranda</i>	
MONITORAMENTO EM TEMPO REAL DE BIOPROCESSOS BASEADO EM ESPECTROSCOPIA DE BIOIMPEDÂNCIA	520
<i>Marcos Antonio Salvino da Silva, Elizabeth Gomes Sanches, Alexandre Visintainer Pino and Marcio Nogueira Souza</i>	
DISPOSITIVO PARA DETECÇÃO DE MOVIMENTOS RESPIRATÓRIOS NOTURNOS	524
<i>Marconi Câmara Rodrigues e Marcelo Borges Nogueira</i>	
DESENVOLVIMENTO DE ARMBAND COM FUSÃO DE sEMG E GIROSCÓPIO PARA IDENTIFICAÇÃO DE GRUPOS MUSCULARES DO BRAÇO	528
<i>José Jair Alves Mendes Junior, Marcelo Bissi Pires, Mário Elias Marinho Vieira, Sergio Okida e Sergio Luiz Stevan Jr.</i>	
DESENVOLVIMENTO DE DISPOSITIVO DE OITO CANAIS PARA sEMG UTILIZANDO ADS1299 E MICROCONTROLADOR C2000	532
<i>Marcelo Bissi Pires, José Jair Alves Mendes Junior, Mário Elias Marinho Vieira, Sergio Okida e Sergio Luiz Stevan Jr.</i>	
DISPOSITIVO PARA ANÁLISE DE PRESSÃO PLANTAR EM PALMILHAS UTILIZANDO PIEZOELÉTRICOS DE BAIXO CUSTO	536
<i>Mario Elias Marinho Vieira, José Jair Alves Mendes Junior, Marcelo Bissi Pires e Sergio Luiz Stevan Jr.</i>	

REGISTRO DAS OSCILAÇÕES DO CENTRO DE MASSA UTILIZANDO O MICROSOFT KINECT V2	540
<i>Diego Gonzalez, Luis Imbiriba e Frederico C. Jandre</i>	
SENSOR A FIBRA ÓTICA UTILIZANDO REDES DE BRAGG PARA ANÁLISE DE TENSÃO ÓSSEA	544
<i>Alessandra Kalinowski, André Biffe Di Renzo, Leandro Zen Karam, Vinicius Pegorini, Rafael Cardoso, Hypolito José Kalinowski e Jean Carlos Cardozo da Silva</i>	
ESTIMULADOR MULTIDIRECIONAL DE ALTA INTENSIDADE	548
<i>José Américo Nabuco Leva Ferreira de Freitas, Marcelo de Almeida Viana e Pedro Xavier de Oliveira</i>	
AVALIAÇÃO DE DESEMPENHO DE UM SISTEMA DE AQUISIÇÃO DE IMAGENS PUPILOMÉTRICAS	552
<i>Mateus Andre Favretto, Aline Carin Picolo, Juliana Saideles da Silveira e Amauri Fagundes Balotin</i>	
CUFFÔMETRO DIGITAL AUTOMÁTICO CDA	556
<i>Douglas Medice Rocha, Evertton Aurélio Dias Campos, Luiz Paulo Rosa, Jorge Luis da Silva Lustosa, Thiago de Araújo Borges e Gerardo Antonio Idrobo Pizo</i>	
ESTIMATIVA DO LIMIAR DE LACTATO EM REMO ERGOMETRO ATRAVÉS DE BIOIMPEDÂNCIA ELÉTRICA	560
<i>Bruno Jotta, André Brand Bezerra Coutinho, Thiago Santos de Carvalho, Alexandre Visintainer Pino e Marcio Souza</i>	
LUVA TRADUTORA DO ALFABETO DA LINGUAGEM BRASILEIRA DE SINAIS EM TEXTO	564
<i>Juliana Reis, Welison Meneguini, Elton Costa e Wellington Portela</i>	
DESENVOLVIMENTO DE UM ARRANJO LINEAR DE ELETRODOS PARA CAPTURA DE SINAIS ELETROMIOGRÁFICOS DE SUPERFÍCIE UTILIZANDO TÉCNICAS DE PROTOTIPAGEM RÁPIDA	568
<i>Maria Claudia Pereira, Filipe Tomé, Fabiano Araújo Soares, Jake Carvalho do Carmo e Marcelino Andrade</i>	
SISTEMA PARA A AVALIAÇÃO DA COMPOSIÇÃO CORPORAL ATRAVÉS DA BIOIMPEDÂNCIA	572
<i>Adenilson Dalla Costa Mumbelli, Fabio Luiz Bertotti e Robison Cris Brito</i>	
MEDIÇÕES DO MÓDULO DE CISALHAMENTO DE UM COÁGULO DE PLASMA EM FUNÇÃO DA FORÇA DE RADIAÇÃO ACUSTICA	576
<i>Guilherme Crossetti Parcerro, José Francisco Silva Costa Júnior e João Carlos Machado</i>	
DESENVOLVIMENTO DE FONTE DE CORRENTE CONTROLADA POR TENSÃO PARA ANALISADOR DE BIOIMPEDÂNCIA BANDA-LARGA	580
<i>Anderson Francisco da Costa Souza, Alexandre Visintainer Pino e Marcio Nogueira de Souza</i>	
DESENVOLVIMENTO DE UM SISTEMA DATALOGGER DE ELETROCARDIOGRAFIA DINÂMICA	584
<i>Renato M. Giovanini, Luiz H. V. Felão, Marcelo A. A. Sanches, Ricardo Taoni Xavier e Aparecido A. Carvalho</i>	
PROCESSAMENTO DIGITAL DE IMAGENS NA CARACTERIZAÇÃO DO DIÂMETRO DE GOTÍCULAS EM SUSPENSÃO AERODINÂMICA	588
<i>Luciana Martins Pereira de Araujo, Walter Duarte de Araujo Filho e Paulo Jose Abatti</i>	
PROTÓTIPO DE UM AMPLIFICADOR DE AUSCULTA CARDÍACA PARA APLICAÇÃO COM SIMULADOR HUMANO DE ALTA FIDELIDADE	592
<i>Camila Cristina Negrão de Andrade, Rui Pimentel Leite, Heitor Hermeson de Carvalho Rodrigues, Suzana Wosniak de Moraes, Isis Magrid Koehler, Ronaldo da Silva Cruz e Miguel Antonio Sovierzoski</i>	
DESENVOLVIMENTO DE TRANSDUTOR DE ULTRASSOM FOCALIZADO PARA ABLAÇÃO TÉRMICA DE TECIDO ADIPOSEO SUBCUTÂNEO	596
<i>Cicero Bedinot, F Zanol, S Ribeiro, L Bortoluzzi e Leticia Bolzani Poehls</i>	

DESENVOLVIMENTO DE UM SISTEMA DE CALIBRAÇÃO IN SITU PARA PLATAFORMA DE FORÇA	600
<i>Desirée C. Miraldo e Marcos Duarte</i>	
ESTIMULADOR ELÉTRICO FUNCIONAL UTILIZANDO PONTE H NO ESTÁGIO DE POTÊNCIA	603
<i>Jorge Esteban, Fabian Rodrigo Castro Forero, Luiz Henrique Vitti Felão, Mateus Fernandes Réu Urban, Ruberlei Gaino, Marcelo Augusto Assunção Sanches e Aparecido Augusto de Carvalho</i>	
SIMULADOR MATERNO FETAL	607
<i>Rodrigo Rezer, Marcelo Marciano e Anderson Santos</i>	
DISPOSITIVO PARA MEDIÇÃO E CONTROLE DA PRESSÃO DO CUFF DAS PROTESES TRAQUEAIS	611
<i>Jadiel Nascimento, Bruna Carielo, Elen Coelho, Evellin Barros, Gabriela Teixeira, Wellington Santos e Ricardo Souza</i>	
COMPARAÇÃO DA ÁREA EM CORPOS DE PROVA TERMOCROMÁTICOS COM TRANSDUTORES DE UMA E TRÊS CERÂMICAS	615
<i>Karen Coelho, Lucio Lima, André Alvarenga, Luciana Alcantara, Rejane Costa, Thaís Omena, Marco Antonio Von Krüger e Wagner Pereira</i>	
NEURONAVEGAÇÃO COM BIOMODELOS MULTI-ESCALA IMPRESSOS EM 3D PARA SIMULAÇÃO CIRÚRGICA	619
<i>Victor Hugo Souza, Renan H. Matsuda, Felipe W. Grillo, Carlo Rondinoni, Helio R. Machado, Antonio Adilton O. Carneiro e Oswaldo Baffa</i>	
PROTÓTIPO PARA MONITORAMENTO DE SINAIS DE ECG E TEMPERATURA UTILIZANDO DISPOSITIVOS MÓVEIS	623
<i>Sergio Moribe e Joaquim Miguel Maia</i>	
DESENVOLVIMENTO DE MONITOR RESPIRATÓRIO UTILIZANDO MÚLTIPLOS ACELERÔMETROS	627
<i>Ailton Luiz Dias Siqueira Junior, Thiago Fonseca Rech, Raimes Moraes e Vicente Zarzoso</i>	
AVALIAÇÃO DO PERFIL DE BIODISTRIBUIÇÃO DE NANOPARTÍCULAS MAGNÉTICAS EM FUNÇÃO DE DOSE E TEMPO POR BIOSUSCEPTOMETRIA AC	631
<i>Guilherme Soares, Caio Quini, André Prospero, Marcos F. Calabresi, Gustavo Morlin Moretto, Ronaldo Vitor Matos, Fabio Perez, Leonardo Antonio Pinto, Nicholas Zufelato, Andris Bakuzis e José Ricardo Miranda</i>	
PARAMETRIZAÇÃO DE UM DISPOSITIVO DE ESTIMULAÇÃO BILATERAL VISUAL PARA APLICAÇÃO EM PROTOCOLO EMDR	635
<i>Germano Rosa Figueiredo, Gustavo Benvenuti Borba e Bianca Alessandra Visineski Alberton</i>	
SISTEMA MICROCONTROLADO PARA AJUSTE DE PRESSÃO EM VÁLVULA PARA DRENO TORÁCICO	639
<i>Antonio Quevedo, Maria G. C. Toneloto e Marcos M. Moreira</i>	
ESFIGMOMANÔMETRO DIGITAL DE BAIXO CUSTO USANDO HARDWARE EMBARCADO E INTERNET DAS COISAS	643
<i>Carmonízia Freire, Evandson Dantas, Pedro Souza, Ilton Barbacena e Cleumar Moreira</i>	
MODELAGEM 3D E MANUFATURA POR USINAGEM DE UM IMPLANTE CUSTOMIZADO PARA FRATURA DE MÃO	647
<i>Marcos Mesquita e Maria Elizete Kunkel</i>	
SENSOR PARA RAIOS X BASEADO EM DIODO PIN	651
<i>Jorge Alberto Scarpin e Bertoldo Schneider Junior</i>	
ROBUST CONTROLLERS FOR INSULIN PUMPS BASED ON H-INFINITY AND LQG/LTR METHODS	655
<i>Marcus Victor, Henrique Pereira, Harki Tanaka, Takashi Yoneyama and Karl Kienitz</i>	

GERAÇÃO DE MICROBOLHAS MONODISPERSAS UTILIZANDO DISPOSITIVO DE ENTRONCAMENTO MICROFLUÍDICO	659
<i>Carlos Toshiyuki Matsumi, Fábio Kurt Schneider, Joaquim Miguel Maia, Rigoberto Eleazar Melgarejo Morales e Walter Duarte de Araujo Filho</i>	
DESENVOLVIMENTO DE UM SISTEMA ELETRÔNICO DE ESTIMULAÇÃO PARA USO EM TERAPIA INTENSIVA PARA MINIMIZAR A DISFUNÇÃO MÚSCULOESQUELÉTICA	663
<i>Miguel Eduardo Gutierrez Paredes, Antônio Padilha Lanari Bó, Lucas Fonseca, Lucas de Levy Oliveira, João Durigan, Paulo Eugênio Silva e Gabriel Huff</i>	
UM NOVO SISTEMA DE COMUNICAÇÃO AUMENTATIVA E ALTERNATIVA BASEADO EM RASTREAMENTO DO OLHAR	667
<i>Yves Coelho, Alexandre Bissoli, Mariana Sime e Teodiano Bastos Filho</i>	
SISTEMA DE POLISSONOGRAMA DISTRIBUÍDO	671
<i>Felipe Britto Azevedo Schneider, Alexandre Secchin de Melo e Rodrigo Varejão Andreão</i>	
CARACTERIZAÇÃO DA ENERGIA NECESSÁRIA PARA A ABLAÇÃO ELETROCIRÚRGICA	675
<i>Karin Cristine Grande, André Luiz Regis Monteiro e Bertoldo Schneider Jr</i>	
AVALIAÇÃO DO STATE VARIABLE FILTER COM FUNÇÃO BIQUADRÁTICA PARA ATENUAÇÃO DE INTERFERÊNCIA DA REDE ELÉTRICA NO CONDICIONAMENTO DE SINAIS BIOELÉTRICOS	679
<i>Kleber Stelmasuk, Isis Magrid Koehler, Xie Jiayu, Douglas Roberto Jakubiak, Paulo Roberto Brero de Campos e Miguel Antonio Sovierzoski</i>	
SISTEMA CLASSIFICADOR DE RITMOS CEREBRAIS POR MEIO DE INSTRUMENTAÇÃO VIRTUAL	683
<i>Galdenoro Botura Jr, João Espinelli e Marcio Marques</i>	
DESENVOLVIMENTO DE UM DISPOSITIVO PARA A REALIZAÇÃO DE ENSAIOS DE DESFIBRILAÇÃO EM EQUIPAMENTOS ELETROMÉDICOS DE ACORDO COM A SÉRIE DE NORMAS ISO IEC 601	687
<i>Felipe Fava de Lima, Diego Antonio Oliveira Rosa, Edison Silva Filho, Miguel Rosa Nunes, Tiago Cortez, Henrique Takachi Moriya e José Carlos Teixeira de Barros Moraes</i>	
ANÁLISE DAS FASES DA MARCHA UTILIZANDO SENSORES INERCIAIS	691
<i>Jamile Tuanne Dantas Alves, Érico Leite Cavalcante, Ana Vitória de Moraes Inocêncio, Euller Gonçalves de Lima, Emmanuel Andrade de Barros Santos, Cinthya Rachel Lopes Moraes, Priscilla Alencar de Oliveira Moraes e Marco Aurélio Benedetti Rodrigues</i>	
PROPOSTA DE AVALIAÇÃO DA CAPACIDADE DE DISCRIMINAÇÃO SENSORIAL A DIFERENTES ESTÍMULOS ELÉTRICOS SENOIDAIS	695
<i>Jonathan Bispo, William de Paula, Clarissa Santos-Couto-Paz e Henrique Martins</i>	
INDUÇÃO DE SUDORESE COM CORRENTES CONTÍNUA PULSADA: CAPACITÂNCIA E DEFASAGEM TENSÃO-CORRENTE	700
<i>Veruska da Gama, Celso Barbante, Carla Gomez, José Dirceu Ribeiro, Maria de Fatima Servidoni, Francisco Ubaldo Vieira Junior e Eduardo Costa</i>	
ESTUDO DE DIFERENTES TOPOLOGIAS DE FONTES DE CORRENTE PARA APLICAÇÕES EM ELETROESTIMULAÇÃO	704
<i>Tiago Mitraud, Douglas Silva, Thiago Gomes, Luís Carvalho, Renato Zanetti e Henrique Martins</i>	
GALVANIC VESTIBULAR STIMULATOR FOR fMRI RESEARCH	708
<i>Britta Rüländer, Joao Pedro André Curti, Hellen Mathei Della Justina, Felipe Gonzalez Honório, Marcos Vinicius Haas Rambo, Mauren Abreu de Souza and Humberto Remígio Gamba</i>	

ELECTRICAL IMPEDANCE MYOGRAPHY (EIM) MEASUREMENT STANDARDIZATION FOR BICEPS BRACHII MUSCLE	713
<i>Lais Morimoto, Santos Talles, Harki Tanaka and Olavo Silva</i>	
DISPOSITIVO DE MONITORAMENTO DA PRESSÃO NO BALONETE DOS TUBOS ENDOTRAQUEAIS	717
<i>Tássia Xavier, Marcelo Nogueira e George Nascimento</i>	
DESENVOLVIMENTO DE UM SISTEMA DE BAIXO CUSTO PARA AQUISIÇÃO DE SINAL ELETROMIOGRÁFICO	721
<i>Alexandre S. F. Ribas, Kennya R. Mendonça, Diogo O. Costa, Fernanda M. G. Fukuoka, Clara F. Justa e Suélia S. R. F. Rosa</i>	
EQUIPAMENTO DE AVALIAÇÃO DE FORÇA INSTANTÂNEA DE PACIENTES COM LIGAMENTO DE JOELHO RECONSTRUÍDO	725
<i>Paulo Sérgio Schneider, André Almeida da Silva, Emerson John Vieira da Silva, Fabio Kurt Schneider e Bertoldo Schneider Jr</i>	
DESAFIOS E LIMITAÇÕES NA COLETA DE SINAIS ELETROMIOGRÁFICOS DE MEMBROS INFERIORES EM AMPUTADOS TRANSFEMORAIS	729
<i>Thanyze Zoccoli, Rafaella Silva, Bruna Sousa, Daniella Ornelas e Vera Paz</i>	
COMPARAÇÃO DE SISTEMAS DE CONTROLE ADAPTATIVO PARA REGULAÇÃO DE FREQUÊNCIA CARDÍACA UTILIZANDO ESTEIRA ERGOMÉTRICA	733
<i>Hailton Antunes Dias da Silva, Jurandir Nadal e Frederico C. Jandre</i>	
SISTEMA DE AQUISIÇÃO, EXIBIÇÃO E ANÁLISE DE SINAIS ELETROMIOGRÁFICOS	737
<i>Kennya R. Mendonca, Alexandre S. F. Ribas, Suélia S. R. F. Rosa, Cristiano J. M. R. Mendes, Vera R. F. S. Marães e Thanyze A. V. Zoccoli</i>	
MEDIÇÃO DAS VIBRAÇÕES TEMPOROMANDIBULARES ATRAVÉS DE SMARTPHONE	741
<i>Edivaldo Andrade, Vicente Machado Neto, Marlon Elias Marchi e Bertoldo Schneider Junior</i>	
ESTUDO DE MATERIAIS COMO ELETRODO PARA UM DISPOSITIVO “Wearable” EM MONITORAMENTO CARDÍACO	745
<i>Carlos Alexandre Ferri, Jeferson Genaro Gomes, Andrea Zatta e Antônio Augusto Fasolo Quevedo</i>	
DIFERENTES TÉCNICAS APLICADAS NO TRATAMENTO DE ESTRIAS GESTACIONAIS UTILIZANDO CORRENTE MICROGALVÂNICA	749
<i>Cristiane Silveira e Adriana Stadnik</i>	
BIOFEEDBACK VIA SMARTPHONE COM USO DE EMG PARA AUXÍLIO À REABILITAÇÃO POR MEIO DE JOGO INTERATIVO	753
<i>Gustavo Esteves, Ednaldo Aragão, Maria Barbosa e Marco Rodrigues</i>	
CRITICAL ANALYSIS OF A PORTABLE DISPOSABLE DEVICE FOR THE DIAGNOSES OF SLEEP BRUXISM USED FOR EMG MONITORING	756
<i>Marila Azevedo, Ronaldo Sena, Dhainner Macedo and Alcimar Barbosa Soares</i>	
E. BIOMECÂNICA E BIORROBÓTICA	
COMPARAÇÃO ENTRE OS MÉTODOS TRADICIONAL E DE WAVETUBE PARA REALIZAÇÃO DA TÉCNICA DAS OSCILAÇÕES FORÇADAS PARA ESTIMAÇÃO DA IMPEDÂNCIA RESPIRATÓRIA DE ENTRADA	760
<i>Vitor Mori, Maria Aparecida Oliveira, Mauro Vargas, Aline Cunha, Rodrigo Souza, Paulo Pitrez e Henrique Moriya</i>	

ANÁLISE DE SINAIS ELETROMIOGRÁFICOS NA ESCOLIOSE TORÁCICA À DIREITA APÓS INTERVENÇÃO POR MEIO DO MÉTODO PILATES	764
<i>Wally Auf der Strasse, Adriana Stadnik, Eddy Krueger e Lucas Beraldo</i>	
COMPARAÇÃO ENTRE FORMULAÇÕES PARA SIMULAÇÃO DE DINÂMICA DE MULTICORPOS USANDO COORDENADAS NATURAIS	768
<i>Marcio Nunes, Luciano Menegaldo, Alexandre Pino e Marcio Souza</i>	
MODELO RIC ESTENDIDO NA ANÁLISE DO SISTEMA RESPIRATÓRIO DE PACIENTES COM DOENÇA PULMONAR OBSTRUTIVA CRÔNICA	772
<i>Michelle Mesquita, Alvaro Faria, Agnaldo Lopes e Pedro Melo</i>	
UMA NOVA CÉLULA DE CARGA INSTRUMENTADA, PARA ANÁLISE DAS COMPONENTES DA FORÇA APLICADA POR UM CICLISTA	776
<i>André Pigatto e Alexandre Balbinot</i>	
APLICATIVOS PARA CONTROLE POR VOZ DE PRÓTESE BIÔNICA DE MÃO CONFECCIONADA POR MANUFATURA ADITIVA	780
<i>Lísias Camargo e Marcelo H. Stoppa</i>	
UTILIZAÇÃO DE FERRAMENTAS COMPUTACIONAIS (CAE) NA OTIMIZAÇÃO DE PRÓTESES DE MÃO	784
<i>Francisco Milfont e Luis Gómez-Malagón</i>	
AVALIAÇÃO ELETROMIOGRÁFICA DA MUSCULATURA SUPRAHIÓIDEA DURANTE A DEGLUTIÇÃO DE PACIENTES COM HANSENÍASE VIRCHOWIANA	788
<i>Marlice Oliveira, Luciano Peres, Carlos Queiroz, Jose Silva, Adriano Andrade e Isabela Goulart</i>	
DIMENSIONAMENTO DOS ATUADORES DE UMA PRÓTESE ENDOENERGÉTICA PARA MEMBROS SUPERIORES	792
<i>Jeferson Gomes, Carlos Alexandre Ferri e Antonio Quevedo</i>	
ANÁLISE DA VARIAÇÃO DOS PARÂMETROS DE REFERÊNCIA PARA CLASSIFICAÇÃO DA FUNÇÃO PULMONAR DE ADULTOS BRASILEIROS	796
<i>Paulo Roberto da Silva, Wagner Luis Ripka e Leandra Ulbricht</i>	
CARACTERIZAÇÃO DA CINEMÁTICA DA GARRA ULNAR EM PACIENTES COM HANSENÍASE	800
<i>Jéssica Abreu, Ana Paula Fontana e Luciano Menegaldo</i>	
DESENVOLVIMENTO DE UM SISTEMA DE MEDIÇÃO DAS FORÇAS DE REAÇÃO COM O SOLO	804
<i>Carlos Fraga, Rafael Baptista, Felipe Escobal, Ingrid Lamadrid e Thais Russomano</i>	
TOWARDS AN IMPROVED HUMAN-AFFECTIVE ROBOT INTERACTION	808
<i>Christiane Goulart, Hamilton Rivera, Alvaro Favarato, Vinícius Binotti, Guilherme Baldo, Carlos Valadão, Eliete Caldeira and Teodiano Bastos-Filho</i>	
CONSTRUÇÃO DE UM EQUIPAMENTO AJUSTÁVEL AO TREINAMENTO DE SAQUE E ATAQUE PARA A MODALIDADE VOLEIBOL SENTADO	812
<i>Ronaldo G. Oliveira, Antônio V. Morais, Robson R. Silva, Alessandro Pereira, Terigi A. Scardovelli e Silvia R. M. S. Boschi</i>	
EFEITOS DE TAREFAS ATENCIONAIS SOBRE A VARIABILIDADE DA MARCHA EM ADULTOS JOVENS	816
<i>Rina M. Magnani, Georgia C. Lehnen, Fabio B. Rodrigues, Gustavo S.S. Souza e Marcus F. Vieira</i>	

VARIABILIDADE DA MARCHA COM CARGA POSTERIOR SIMÉTRICA E ASSIMÉTRICA DE JOVENS ADULTOS	820
<i>Rina M. Magnani, Fabio B. Rodrigues, Georgina C. Lehnen, Gustavo S.S. Souza e Marcus F. Vieira</i>	
AValiação DO CRITÉRIO DE ACEITABILIDADE DO MODELO DE FASE CONSTANTE DA MECÂNICA RESPIRATÓRIA	824
<i>Renato de Lima Vitorasso, Maria Aparecida Oliveira, Andre S. Suaiden, Wothan Tavares-de-Lima e Henrique Takachi Moriya</i>	
CONTRIBUTION OF ALTERED LOWER LIMB KINEMATICS TO DYNAMIC POSTURAL IMPAIRMENTS IN PATELLOFEMORAL PAIN	828
<i>Amanda S. Ferreira, Danilo de Oliveira Silva, Fernando H. Magalhães, Marcella F. Pazzinato, Ronaldo V. Briani, Fernando A. Aragão, Deisi Ferrari and Fábio M. de Azevedo</i>	
ANÁLISE DO DESLOCAMENTO DO CENTRO DE PRESSÃO EM IDOSOS FISICAMENTE ATIVOS DE DIFERENTES MODALIDADES	832
<i>Barbara Silva, Silvio Santos e Adriano Pereira</i>	
INFLUÊNCIA DA DOR NO INÍCIO DE ATIVAÇÃO DO VASTO MEDIAL E VASTO LATERAL EM MULHERES COM DOR FEMOROPATELAR	836
<i>Marcella Pazzinato, Danilo Silva, Amanda Ferreira, Ronaldo Briani, Deisi Ferrari, Juliana Pradela, Maira Coura, Marina Waiteman e Fábio Azevedo</i>	
REDUCED KNEE FLEXION MAY BE A CAUSE OF INCREASED LOADING RATES IN FEMALES WITH PATELLOFEMORAL PAIN	840
<i>Danilo Silva, Marcella Pazzinato, Ronaldo Briani, Amanda Ferreira, Deisi Ferrari, Marina Waiteman, Maira Coura, Juliana Pradela and Fábio Azevedo</i>	
EFICIÊNCIA DE DIFERENTES ALGORITMOS EM MÁQUINA DE VETOR DE SUPORTE PARA DISCRIMINAR DADOS DE BIOMECÂNICA	844
<i>Adriano Rodrigues, Thiago Lemes e Marcus Vieira</i>	
FABRICAÇÃO DE PALMILHAS PARA PACIENTES HANSENIANOS UTILIZANDO TÉCNICAS DE PROTOTIPAGEM RÁPIDA	848
<i>Aline Victoria Cavalcanti Perera e Luis Arturo Gómez-Malagón</i>	
STATIC AND DYNAMIC Q-ANGLE MEASUREMENTS IN FEMALES WITH PATELLOFEMORAL PAIN	852
<i>Marina Waiteman, Danilo Silva, Ronaldo Briani, Amanda Ferreira, Marcela Pazzinato, Maira Coura, Juliana Pradela, Deisi Ferrari, Fernando Amancio Aragão, Carlos Albuquerque and Fábio Azevedo</i>	
PRÓTESE DE MEMBRO SUPERIOR COM MOVIMENTOS PRÉ-DEFINIDOS PELO USUÁRIO	856
<i>Ricardo Taoni Xavier, Fabio Agostinho Boris, Fabian Castro, Jorge Esteban Blanco, Renato de Macedo Giovanini, Marcelo Sanches e Aparecido Carvalho</i>	
QUALIDADE ÓSSEA DE RATAS WISTAR EM CRESCIMENTO ALIMENTADAS COM RAÇÃO HIPERLIPÍDICA	860
<i>Gabriela Yanagihara, Roberta Shimano, Gabriel Gasparini, Brígida Brancaleon, Álvaro Penoni, Ana Paula Macedo, João Manuel Tavares e Antônio Carlos Shimano</i>	
DELAYED ONSET OF ELECTROMYOGRAPHIC ACTIVITY OF THE VASTUS MEDIALIS RELATIVE TO THE VASTUS LATERALIS MAY BE RELATED TO PHYSICAL ACTIVITY LEVELS IN FEMALES WITH PATELLOFEMORAL PAIN	864
<i>Juliana Pradela, Marcella Pazzinato, Danilo Silva, Ronaldo Briani, Amanda Ferreira, Deisi Ferrari, Maira Coura, Marina Waiteman and Fábio Azevedo</i>	
DESENVOLVIMENTO DE UM PROTÓTIPO DE PRÓTESE DE MÃO MIOELÉTRICA DE BAIXO CUSTO	868
<i>Maria Clara Pessoa de Moraes, Diego Rátiva e Luis Arturo Gómez-Malagón</i>	

ASSOCIATION AMONG VERTICAL GROUND REACTION FORCES WITH PAIN AND FUNCTIONAL STATUS IN FEMALES WITH PATELLOFEMORAL PAIN	872
<i>Maira Coura, Danilo Silva, Marcella Pazzinato, Ronaldo Briani, Amanda Ferreira, Deisi Ferrari, Marina Waiteman, Juliana Pradela and Fábio Azevedo</i>	
CONTROLE DE PRÓTESE DE MÃO A PARTIR DA CLASSIFICAÇÃO DE SINAIS ELETROMIOGRÁFICOS UTILIZANDO REDES NEURAIS	876
<i>Maria Clara Pessoa de Moraes, Itúrbide Santos, Luis Arturo Gómez Malagón e Diego Rátiva</i>	
BIOFOTOGRAMETRIA DA REGIÃO LOMBAR EM PRATICANTES DE MUSCULAÇÃO COM LOMBALGIA	880
<i>Kelly Cristina de Faria Xavier Maggi, Henrique Viana Xavier, Yan Marreiros de Oliveira, Erinton de Souza Feitosa, Carlos Roberto Teixeira Ferreira e Luis Eduardo Maggi</i>	
SOBREPOSIÇÃO DE ALTERAÇÕES BIOMECÂNICAS E SUA RELAÇÃO COM A DOR FEMOROPATELAR	884
<i>Deisi Ferrari, Fábio Azevedo, Ronaldo Briani, Amanda Ferreira, Marcella Pazzinato, Danilo Silva, Maira Coura, Juliana Pradela, Marina Waitemam e Neri Alves</i>	
APLICAÇÕES DO MÉTODO DE ELEMENTOS FINITOS NOS ESTUDOS BIOMECÂNICOS DA COLUNA VERTEBRAL	888
<i>Lucas Alves Aurich, Hugo Vieira Neto e Sérgio Leandro Stebel</i>	
INFLUÊNCIA DO TEMPO DE COLETA NA REPRODUTIBILIDADE DA AMPLITUDE DE OSCILAÇÃO POSTURAL DE INDIVÍDUOS PÓS AVE	892
<i>Suzane Martello, Tatiane Boumer e Elisangela Manffra</i>	
VARIABILIDADE INTER-EXAMINADORES NOS ÍNDICES GAIT PROFILE SCORE (GPS) E GAIT DEVIATION INDEX (GDI)	896
<i>Gisele Devetak, Vanessa Santos, Marcia Olandoski e Elisangela Manffra</i>	
PRÓTESE MECÂNICA TRANSRADIAL INFANTIL PRODUZIDA POR MANUFATURA ADITIVA: DA MODELAGEM À REABILITAÇÃO	900
<i>Ana Paula Dias Cano, Renan Butkeraites, Alecssandra Araújo e Maria Elizete Kunkel</i>	
RELAÇÃO ENTRE VARIÁVEIS DE SINCRONISMO E VARIÁVEIS DE DESEMPENHO EM BARCOS DE REMO OLÍMPICO	904
<i>Henrique Oliveira, Alexandre Pino e Marcio Souza</i>	
DESENVOLVIMENTO DE UMA METODOLOGIA DE FABRICAÇÃO DE PRÓTESES E ÓRTESES PARA CÃES	908
<i>Maíra Lage, Alysson Lamounier e Antônio Pertence</i>	
COMPARTILHAMENTO DE TORQUE DO TRÍCEPS SURAL E DO TIBIAL ANTERIOR NA DOENÇA DE PARKINSON: UM ESTUDO PILOTO	912
<i>Bruna Luzia Peixoto, Liliam Oliveira e Luciano Menegaldo</i>	
ADAPTAÇÃO DE UM PROJETO DE ROBÔ HUMANOIDE IMPRESSO EM 3D EM UMA PRÓTESE SENSORIAL DE MEMBRO SUPERIOR	916
<i>Gustavo Celani, Mariana Silvério, Roberto Pinheiro, Fernando Freitas, Fabiano Carvalho, Rani Alves, Francisco Costa e Elisa Dester</i>	
INTRAMEDULLARY NAILING: ANALYTICAL AND FINITE ELEMENT APPROACHES	920
<i>Paulo Kenedi, Lucas Vignoli, Debora Oliveira and Victor Santos</i>	
CONFIABILIDADE DA ESTIMATIVA DO MÓDULO TANGENTE DO TENDÃO CALCANEAR	924
<i>Mariana Pinto, Natalia Martins, Luciano Menegaldo e Liliam Oliveira</i>	

ANÁLISE ELETROMIOGRAFICA DOS MÚSCULOS ENVOLVIDOS NO EXERCÍCIO SUPINO RETO NAS FASES EXCÊNTRICA E CONCÊNTRICA	928
<i>Lísia Arantes Rodrigues, Adriano Alves Pereira, Silvio Soares dos Santos, Iraides Moraes Oliveira, Daniel Furtado e Barbara Gama da Silva</i>	
VIDEO IMAGE ENVIRONMENT FOR MECHANICAL EVALUATION OF TRACHEAL TISSUE IN RATS	932
<i>Marcelo Henrique Valenga, Fabio Gava Aoki, Thiago Guimarães Rodrigues, Paulo Francisco Guerreiro Cardoso, Rogério Pazetti and Henrique Takachi Moriya</i>	
ANÁLISE COMPUTACIONAL DA RESISTÊNCIA MECÂNICA DE UMA PRÓTESE DE MEMBRO SUPERIOR FEITA POR MANUFATURA ADITIVA	936
<i>Thabata Alcântara Ferreira Ganga e Maria Elizete Kunkel</i>	
SIMULADOR DE APNEIA E HIPOPNEIA	940
<i>César Augusto Mendes Tersariolli, Felipe Fava de Lima e Henrique Takachi Moriya</i>	
DESENVOLVIMENTO DE UM SENSOR PARA CAPTAÇÃO DOS MOVIMENTOS DE UMA MÃO HUMANA	944
<i>Pedro Henrique de Carvalho Machado, Felipe Vital Cacique, Felipe Tadeu Carneiro Lorenzeto, Johnny Michael da Silva, Vinicius Miguel Nunes e Sady Antonio dos Santos Filho</i>	
COMPARAÇÃO ENTRE AS MEDIDAS DA LORDOSE LOMBAR EM DOIS PROTOCOLOS DE AVALIAÇÃO POSTURAL	948
<i>Marcelo Paula, Mário Campos, Leonardo Paula e René Brenzikofer</i>	
DIFFERENCE IN BODY STABILITY BETWEEN PUNCHES AND KICKS: A CASE STUDY	952
<i>Keith Urbinati, Caluê Papcke, Eduardo Scheeren, Renata Pinheiro, Agnelo Vieira and Percy Nohama</i>	
LOCAL AND GLOBAL AGE-RELATED GAIT ASYMMETRY IN LOWER EXTREMITY JOINT MOMENTS ..	956
<i>Reginaldo Fukuchi and Reed Ferber</i>	
F. IMAGENS BIOMÉDICAS E PROCESSAMENTO DE IMAGENS	
A TECNOLOGIA DA TERMOGRAFIA INFRAVERMELHA E SUAS POSSIBILIDADES DIAGNÓSTICAS NA ÁREA DA SAÚDE	959
<i>Ana C. C. Salamunes e Adriana M. W. Stadnik</i>	
A NEW APPROACH FOR LONGITUDINAL STUDY OF WHITE MATTER LESION BASED ON TEXTURE VARIATION	963
<i>Mariana Leite, Aline Lapa, Simone Appenzeller, Roberto Lotufo and Letícia Rittner</i>	
EVOLUÇÃO DIFERENCIAL HÍBRIDA PARA RECONSTRUÇÃO DE IMAGENS DE TOMOGRAFIA POR IMPEDÂNCIA ELÉTRICA	967
<i>Reiga Ribeiro, Valter Barbosa, Priscila Dias Mendonça, Victor Luiz Bezerra Araújo da Silva, Ricardo Souza e Wellington Santos</i>	
APPROACHES TO SEGMENT STENT STRUTS' AREA FROM INTRAVASCULAR OPTICAL COHERENCE TOMOGRAPHY	971
<i>Veronica Meyer Gaiarsa, Diego Cardenas and Sérgio Furuie</i>	
ESTIMATIVA DE CONTORNOS COM TRANSDUTORES DISTRIBUIDOS DE ULTRASSOM	975
<i>Diego Armando C. Cárdenas e Sérgio S. Furuie</i>	
RECONSTRUÇÃO DE IMAGENS DE TIE USANDO BUSCA POR CARDUME DE PEIXES E DENSITY BASED ON FISH SCHOOL SEARCH	979
<i>Valter Augusto de Freitas Barbosa, Reiga Ribeiro, Allan Rivalles Souza Feitosa, Rafaela Covelto Freitas, Maria Flávia Barbosa de Melo, Victor Luiz Bezerra Araújo da Silva, Ricardo de Souza e Wellington Pinheiro dos Santos</i>	

METODOLOGIA PARA CALIBRAR E RESTAURAR IMAGENS EM TELEDERMATOLOGIA	983
<i>Yargo Tessaro e Sérgio Furuie</i>	
PROJETO DE UM FILTRO DIGITAL FIR PASSA-BAIXA EM FPGA PARA APLICAÇÕES DE PROCESSAMENTO DE SINAIS DE ULTRASSOM	987
<i>Amauri A. Assef, Joaquim M. Maia, Breno M. Ferreira, Higor S. Serafin, Guilherme M. Bassan, Alexandre F. M. Filho e Eduardo T. Costa</i>	
SISTEMA DE IDENTIFICAÇÃO DE ALIMENTOS BASEADO EM IMAGENS DE PORÇÕES ALIMENTARES	991
<i>Yuri M. Shiga, Kristy S. Coelho, João S. Dias e Giselle L. Ferrari</i>	
ANALYSIS OF THE PERFORMACE METRICS FOR ULTRASOUND IMAGING USING PLANE WAVE TRANSMISSION	995
<i>Acácio Zimbico, Fabio Schneider and Joaquim Maia</i>	
BIOMICROSCOPIA ULTRASSÔNICA 3D DO GASTROCNÊMIO LATERAL DE RATO EM REPARAÇÃO APÓS LESÃO POR LACERAÇÃO	999
<i>Juliana Geremia e João Machado</i>	
DETERMINAÇÃO AUTOMÁTICA DO MOVIMENTO DA PAREDE VENTRICULAR ESQUERDA A PARTIR DA SEGMENTAÇÃO DE IMAGENS ECOCARDIOGRÁFICAS	1003
<i>Daniel José Lins Leal Pinheiro, Regina Célia Coelho, Valéria de Cássia Gonçalves e Carlos Marcelo Gurjão de Godoy</i>	
AVALIAÇÃO DE MÉTODOS DE FUSÃO DE IMAGENS MULTIFOCAIS APLICADOS A IMAGENS BACILOSCÓPICAS DE CAMPO CLARO UTILIZADAS NO DIAGNÓSTICO DA TUBERCULOSE	1007
<i>Kely M. B. Pinto, Marly Guimaraes Fernandes Costa, Luciana B. M. Fujimoto, Mauricio M. Ogusku e Cícero F. F. Costa Filho</i>	
DETECÇÃO AUTOMÁTICA DA PUPILA USANDO AJUSTE DE ELIPSE	1011
<i>Liset V. Romaguera, Francisco P. Romero, Carlos R. V. Seisdedos, Cícero F. F. Costa Filho e Marly Guimaraes Fernandes Costa</i>	
BACILOSCOPIA AUTOMATIZADA: UMA REVISÃO SOBRE OS AVANÇOS TECNOLÓGICOS	1015
<i>Marly Guimaraes Fernandes Costa, Liset V. Romaguera, Francisco P. Romero, Sandro L. M. da Silva, João Pedro G. F. Costa e Cícero Costa Filho</i>	
RECONHECIMENTO DAS CONFIGURAÇÕES DE MÃO DA LÍNGUA BRASILEIRA DE SINAIS UTILIZANDO 2D2PCA E O CLASSIFICADOR DE NOVIDADES	1019
<i>Bárbara L. dos Santos, Marly Guimarães Fernandes Costa e Cícero Costa Filho</i>	
USING THE PROBABILITY DENSITY FUNCTION TO IMPROVE AN AUTOMATIC SEGMENTATION TECHNIQUE OF MYOCARDIUM SPECT IMAGES	1023
<i>Manoel Alves Filho, Luis Carlos Carvalho, Elmar Uwe Kurt Melcher and Joachim H. Nagel</i>	
CARACTERIZAÇÃO DAS PROPRIEDADES ACÚSTICAS DE PHANTOMS DE PARAFINA EM GEL COM CERA DE CARNAÚBA PARA IMAGENS DE ULTRASOM	1027
<i>Lucas de Matheo, Marco Antônio von Krüger e Wagner Pereira</i>	
SEGMENTAÇÃO AUTOMÁTICA DO ÁTRIO ESQUERDO EM IMAGENS ECOCARDIOGRÁFICAS	1031
<i>Daniel Pinheiro e Regina Coelho</i>	
SISTEMA DE PROCESSAMENTO DE IMAGENS PARA CLASSIFICAR OS PADRÕES DE CDIS POR DIMENSÃO FRACTAL	1035
<i>Rafaela Ferreira de Azevedo Alves, Luis Henrique Carrasco, Robson Rodrigues da Silva, Sílvia Regina Matos da Silva Boschi, Terigi Augusto Scardovelli, Silvia Cristina Martini Rodrigues e Alessandro Pereira</i>	

ANÁLISE DE IMAGENS DE RETINOGRÁFIAS PARA AUXÍLIO NO ACOMPANHAMENTO DE PACIENTES COM UVEÍTE POSTERIOR	1039
<i>Bruno Campos de Souza, Márcio Alexandre Marques e Thiago Martins</i>	
DETERMINAÇÃO AUTOMÁTICA DA CAIXA CONTENDO O CORAÇÃO EM SEQUÊNCIA TEMPORAL DE RM	1043
<i>Fábio Cappabianco, Marcos Tsuzuki, Paulo Miranda, Rogerio Takimoto, Edson Ueda, André Sato, Luciano Rosset, Roberto Rosso Jr, Toshiyuki Gotoh e Tae Iwasawa</i>	
SOFTWARE PARA CONTAGEM AUTOMÁTICA DE CÉLULAS MARCADAS POR AGENTE FLUORESCENTE	1047
<i>Matheus Del Valle e Nasser Ali Daghanli</i>	
MICROULTRASSOM FUNCIONAL PARA UTILIZAÇÃO NO ESTUDO DO ACIDENTE VASCULAR ENCEFÁLICO-ISQUÊMICO EM RATOS	1051
<i>Aline Cruz, Maria Drehmer, Juliana D'agostini, Wagner Baetas e João Machado</i>	
CRIAÇÃO DO MODELO DO PULMÃO E SUAS ESTRUTURAS INTERNAS EM MOVIMENTO PARA APLICAÇÕES EM REALIDADE VIRTUAL	1055
<i>Bruno Nakagawa, Rafael Penteado, Marcos Tsuzuki, Romero Tori, Rogério Yugo Takimoto, Edson Kenji Ueda, André Kubagawa Sato, Roberto Rosso, Toshiyuki Gotoh e Tae Iwasawa</i>	
INVESTIGAÇÃO DE ALTERAÇÕES TÉRMICAS NA TIREOIDE DE PACIENTES COM HIPOTIREOIDISMO E FIBROMIALGIA	1059
<i>Ana Paula Christakis Costa, Joaquim Miguel Maia, Marcos Leal Brioschi e José Eduardo de Melo Mafra Machado</i>	
REGISTRO DAS VIAS AÉREAS 3D SEGMENTADAS A PARTIR DE IMAGENS DISTINTAS	1063
<i>Leonardo Abe, Yuma Iwao, Marcos Tsuzuki, Rogerio Takimoto, Edson Kenji Ueda, André Kubagawa Sato, Thiago Martins, Toshiyuki Gotoh, Roberto Rosso e Tae Iwasawa</i>	
SEGMENTAÇÃO PULMONAR DE SEQUÊNCIAS TEMPORAIS DE IMAGENS DE RM UTILIZANDO TRANSFORMADA DE HOUGH	1067
<i>José Chirinos, Marcos Tsuzuki, Fábio Augusto Menocci Cappabianco, Paulo Miranda, Rogerio Takimoto, Edson Kenji Ueda, André Kubagawa Sato, Roberto Rosso, Toshiyuki Gotoh e Tae Iwasawa</i>	
ANÁLISE DE SIMILARIDADE ENTRE IMAGENS MAMOGRÁFICAS 2D E DE TOMOSSÍNTESE UTILIZANDO SIMULADOR DE PMMA	1071
<i>Pedro Cunha Carneiro, Eny Moreira Ruberti Filha, Ricardo de Lima Thomaz, Cecília Lemos Debs, Nestor de Barros, Adriano Andrade e Ana Cláudia Patrocínio</i>	
ACOUSTIC RADIATION FORCE IMPULSE IN DEEP TISSUES USING MATRICIAL ARRAY TRANSDUCERS	1075
<i>Fernando Cardoso, Djalma Santos and Sérgio Furuie</i>	
SEGMENTAÇÃO AUTOMÁTICA DE LESÕES DE MAMA EM IMAGENS DE ULTRASSOM	1079
<i>João Paulo C. Mendes, Marly Guimaraes Fernandes Costa, Wagner C. A. Pereira e Cícero F. F. Costa Filho</i>	
CARACTERIZAÇÃO DE NÓDULOS PULMONARES EM IMAGENS DE TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA PARA FINS DE AUXÍLIO COMPUTADORIZADO AO DIAGNÓSTICO	1083
<i>Ana Paula Pastre Froner, Ana Maria Marques da Silva, Jerusa Dalbosco Finatto e João Rubião Hoefel Filho</i>	
SELEÇÃO DE ATRIBUTOS E CLASSIFICAÇÃO DE NÓDULOS MAMÁRIOS EM ULTRASSOM	1087
<i>Guilherme A. M. Albonico, Wagner C. A. Pereira, Wilfrido G. Flores e Adriana T. Kauati</i>	

AVALIAÇÃO DE DOSES EM RADIOGRAFIA PANORÂMICA DIGITAL	1091
<i>Katia Regina Heiden, Anna Silvia Penteado Setti Rocha, Luciana Hirsch, Ângela Fernandes, Claudio Domingues Almeida e João Antônio Palma Setti</i>	
UTILIZAÇÃO DE APLICATIVO MÓVEL PARA MONITORAMENTO DA CICATRIZAÇÃO DE FERIDAS EM PACIENTES DIABÉTICOS	1095
<i>Amanda Aline Carvalho, Bruno Praciano, Yasmin Macedo e Suelia Rosa</i>	
O EFEITO DO FATOR DE CORREÇÃO DA CURVA CARACTERÍSTICA DO SISTEMA DE REGISTRO DA IMAGEM NA SEGMENTAÇÃO DO NÓDULO EM MAMOGRAFIA DIGITAL	1099
<i>Débora Stemberg, Karem Marcomini, Ana Pacheco e Homero Schiabel</i>	
ANÁLISE DO MÓDULO DE YOUNG DE UM PHANTOM COM FIBRAS POR MEIO DA ELASTOGRAFIA SUPERSONIC SHEAR IMAGING	1103
<i>Kelly Lima, Remi Rouffaud, Carolina Moreira, Wagner Pereira e Liliam Oliveira</i>	
GERAÇÃO DE IMAGENS 3D DE BIOMICROSCOPIA ULTRASSÔNICA ENDOLUMINAL DO CÓLON DE CAMUNDONGO	1107
<i>Rodrigo Pereira de Oliveira, Juliana Geremia D'Agostini, Rossana Colla Soletti e João Carlos Machado</i>	
ESTUDO DA A ESTABILIDADE DE UM PHANTOM PARA O CONTROLE DE QUALIDADE DE IMAGENS DO TENSOR DE DIFUSÃO	1111
<i>Edna Souza, Eduardo Costa e Gabriela Castellano</i>	
RECONHECIMENTO DE DECÚBITO DE PACIENTES ACAMADOS BASEADO EM IMAGENS RGB E EM DEPTH MAPS	1115
<i>Rostan Ferreira, Alexandre Roque, Diego Rativa, Byron Leite e Bruno Fernandes</i>	
QUANTIFICAÇÃO DE FLUXO SANGUÍNEO EM ARTERIOGRAFIAS UTILIZANDO FILTRO BILATERAL E SIGMOIDE	1119
<i>Polyana Nunes, Marcelo Lemos Nunes Franco, João Batista Destro Filho e Ana Cláudia Patrocínio</i>	
AVALIAÇÃO DA VARIAÇÃO DE CONTRASTE EM IMAGENS MAMOGRÁFICAS DE DIFERENTES ESPESSURAS E COM DIFERENTES TÉCNICAS DE AQUISIÇÃO	1123
<i>Rianne Venancio, Rodolfo Ribeiro, Matheus Rosa, Diego Cunha, Eny Ruberti Filha e Ana Cláudia Patrocínio</i>	
USING EYE-TRACKING FOR THE STUDY ABOUT VALENCE AND EMOTIONAL FACIAL EXPRESSIONS	1127
<i>Hamilton Rivera, Christiane Goulart, Eliete Caldeira and Teodiano Bastos</i>	
METODOLOGIA DE MITIGAÇÃO DE ARTEFATO DE MOVIMENTO RESPIRATÓRIO EM MRI UTILIZANDO SEQUÊNCIAS DE PULSOS GRADIENT ECHO EM SCANNER DE 4.7 T	1131
<i>Alexandre R. Farias, Márcio F.D. Moraes, Hermes A. Magalhães e Eduardo M. A. M. Mendes</i>	
CLASSIFICATION OF THE LESIONS IN BREAST ELASTOGRAPHY IMAGES BASED ON THE STRAIN: A PERFORMANCE EVALUATION BETWEEN MANUAL DELINEATION AND AUTOMATIC SEGMENTATION	1135
<i>Karem Marcomini, Eduardo Fleury, Vilmar Oliveira, Antonio Carneiro, Robert Nishikawa and Homero Schiabel</i>	
LIVER SEGMENTATION FROM MDCT USING REGION-GROWING BASED ON T LOCATION-SCALE DISTRIBUTION	1139
<i>Ricardo de Lima Thomaz, Pedro Cunha Carneiro, João Eliton Bonin, Tulio Augusto Alves Macedo, Ana Cláudia Patrocínio and Alcimar Barbosa Soares</i>	
AVALIAÇÃO TÉRMICA EM PACIENTES COM FIBROMIALGIA: ESTUDO PILOTO	1143
<i>Lilian Oliveira, Camila Orsso, Ricardo Bueno e Oslei Matos</i>	

METODOLOGIA PARA SELEÇÃO DE ESPECTROS DE INTERESSE EM ESPECTROSCOPIA MULTI-VOXEL POR RESSONÂNCIA MAGNÉTICA	1147
<i>Danilo Pereira, Renan Frittoli, Aline Lapa, Simone Appenzeller, Roberto Lotufo e Leticia Rittner</i>	
TRACTOGRAFIA POR DECONVOLUÇÃO ESFÉRICA APLICADA A IMAGENS DE DIFUSÃO DE ALTA RESOLUÇÃO ANGULAR	1151
<i>Guilherme Garcia Schu Peixoto, Ana Maria Marques da Silva, Jacob Scharcanski, Jaderson Costa da Costa e Alexandre Rosa Franco</i>	
DETERMINAÇÃO DO MELHOR MÉTODO PARA PREVER O ALCANCE À JUNÇÃO CRANIOCERVICAL NOS ACESSOS CIRÚRGICOS ENDONASAIS	1155
<i>Lucas Alves Aurich, Hugo Vieira Neto e Sérgio Leandro Stebel</i>	
ANÁLISE VOLUMÉTRICA DO TECIDO FIBROGLANDULAR EM IMAGENS POR RESSONÂNCIA MAGNÉTICA	1159
<i>Bianca Zardo, Jerusa Finatto e Ana Maria Marques da Silva</i>	
LOCALIZAÇÃO AUTOMÁTICA DE AGULHAS FLEXÍVEIS EM IMAGENS DE ULTRASSOM	1163
<i>Keyla Kiyoku e Mariana C. Bernardes</i>	
AUTOMATIC LEFT VENTRICLE SEGMENTATION OF FDG PET GATED IMAGES USING HOUGH TRANSFORM AND LEVEL SETS	1167
<i>John Sims and Marco Antônio Gutierrez</i>	
REGIONAL CARDIAC MAGNETIC RESONANCE T1 MAPPING USING MODIFIED LOOK LOCKER INVERSION SEQUENCE	1171
<i>Anderson Gabriel Santiago, Roberto Nery Dantas, Jacqueline K. Nishimura Matsumoto, Cesar Higa Nomura and Marco Gutierrez</i>	
IDENTIFICAÇÃO DE REGIÕES DE BIFURCAÇÃO EM IMAGENS DE TOMOGRAFIA INTRAVASCULAR POR COERÊNCIA ÓTICA UTILIZANDO MÁQUINAS DE VETORES DE SUPORTE	1175
<i>Carmina D. L. Nascimento, Marly Guimaraes Fernandes Costa, Maysa Macedo, Marco Antonio Gutierrez e Cicero F. F. Costa Filho</i>	
MÉTODO AUTOMÁTICO DE SEGMENTAÇÃO DOS PULMÕES EM IMAGENS DE CT BASEADO NA MAX-TREE	1179
<i>Sílvia Colella, Sérgio Dertkigil, Simone Appenzeller e Leticia Rittner</i>	
RELAÇÃO ENTRE COMPOSIÇÃO CORPORAL E TERMOGRAFIA INFRAVERMELHA ABDOMINAL: ESTUDO PILOTO	1183
<i>Ana Carla C. Salamunes, Adriana Maria W. Stadnik e Eduardo Borba Neves</i>	
APPLYING EMPIRICAL DECOMPOSITION METHODS TO REDUCE NOISE IN FUNCTIONAL MAGNETIC RESONANCE IMAGING DATA	1187
<i>Nathalia Bianchini Esper, Dênis Fernandes and Alexandre Rosa Franco</i>	
VALORES DE EXTINÇÃO TOPOLÓGICOS PARA ANÁLISE DE QUALIDADE DE IMAGENS DE FUNDO DE OLHO	1191
<i>Alexandre Gonçalves Silva, Marina Silva Fouto, Angélica Moises Arthur e Rangel Arthur</i>	
ESTIMAÇÃO DA VISCOELASTICIDADE DO MATERIAL POR ANÁLISE DA VARIAÇÃO AXIAL DE ONDAS DE CISALHAMENTO	1195
<i>Rubem Carbente, Amauri Asséf e Joaquim Maia</i>	
ANALYSIS OF THE CORRELATION BETWEEN KNEE EXTENSION TORQUE AND PATELLAR TENDON ELASTIC PROPERTY	1199
<i>Pietro Mannarino, Kelly Lima, César Fontenelle, Thiago Torres da Matta, Remi Rouffaud, Wagner Coelho de Albuquerque Pereira and Liliam Fernandes de Oliveira</i>	

SEGMENTAÇÃO DE TUMOR MAMÁRIO EM IMAGENS DE ULTRASSONOGRRAFIA ATRAVÉS DO FUZZY CONNECTEDNESS	1203
<i>Maíra Suzuka Kudo, Gabriel de Souza Amaral, Rafael Santos de Santana Souza e Matheus Cardoso Moraes</i>	
TOWARDS AUTOMATED PHOTOGRAMMETRIC ASSESSMENT OF TRUNK FLEXIBILITY	1207
<i>Hugo Vieira Neto and Eduardo Borba Neves</i>	
SEGMENTAÇÃO DE MICROCALCIFICAÇÕES MAMÁRIAS USANDO WAVELET EM IMAGENS DE RADIOLOGIA DA MAMA	1211
<i>Rafael Santos de Santana Souza, Maíra Suzuka Kudo, Gabriel de Souza Amaral e Matheus Cardoso Moraes</i>	
ESTUDO SOBRE A OTIMIZAÇÃO DA ATIVIDADE EM IMAGENS DE PET/CT PARA DIFERENTES BIOTIPOS	1215
<i>Júlio César Martini e Ana Maria Marques da Silva</i>	
DETERMINAÇÃO SIMULTÂNEA DE PROPRIEDADES ACÚSTICAS DO OSSO CORTICAL EM MODELOS NUMÉRICOS USANDO A ABORDAGEM DE IDENTIFICAÇÃO DE SISTEMAS	1219
<i>Paulo Rosa, Aldo Fontes-Pereira, Daniel Matusin e Wagner Pereira</i>	
EDGES BASED SURGICAL INSTRUMENT TRACKING IN LAPAROSCOPIC IMAGES	1223
<i>Gabriel Miranda, Pedro Perruci, Rodrigo Vergara and Mariana Bernardes</i>	
MASSIVELY PARALLEL RECONSTRUCTION OF ULTRASOUND IMAGES THROUGH INVERSE PROBLEMS USING GPUS	1227
<i>Paulo R. Bueno, Marcelo V. W. Zibetti, Joaquim M. Maia, Leonardo G. D. S. Zanin and Fábio K. Schneider</i>	
SOFTWARE PARA MONITORAMENTO DE ENCURTAMENTO CELULAR POR DETECÇÃO DE BORDA ..	1231
<i>Marcelo Zoccoler e Pedro Xavier de Oliveira</i>	
ANÁLISE TERMOGRÁFICA EM PRATICANTES DE MUSCULAÇÃO COM LOMBALGIA	1235
<i>Murilo Moreira Batista, Diego Tonin Santos, Eduardo Fernandes Rodrigues, Caio Vinicius Silva Costa, Nicolas Willian Galdino, Kelly Cristina de Faria Xavier Maggi e Luis Eduardo Maggi</i>	
SISTEMA DE DETECÇÃO DE MOVIMENTO EM TEMPO REAL PARA EXAMES DE RESSONÂNCIA MAGNÉTICA FUNCIONAL	1239
<i>Maicon Much, Nathalia Esper, Dario Azevedo e Alexandre Franco</i>	
ANÁLISE TERMOGRÁFICA NA AVALIAÇÃO DA PANICULOPATIA EDEMATO FIBROESCLERÓTICA (PEFE)	1243
<i>Vinicius Costa Martins, Cibele Sousa Nascimento, Helia Pinheiro Rodrigues Correa e Wagner Coelho de Albuquerque Pereira</i>	
UTILIZAÇÃO DA DIMENSÃO FRACTAL PARA DIFERENCIAÇÃO DE NÓDULOS PULMONARES	1247
<i>Erik Seiji Orikasa, Márcio Alexandre Marques e Augusto Voltaire do Nascimento</i>	
EXTRAÇÃO E ANÁLISE DE PARÂMETROS DAS CURVAS DE MOVIMENTOS OCULARES EM IDOSOS HÍGIDOS	1251
<i>Monica Martins, Thats Resende, Rafaeli Grossi, Alexandre Franco e Dario Azevedo</i>	
MODELAGEM E ANÁLISE DOS EFEITOS DA SUBAMOSTRAGEM ESPAÇO-TEMPORAL EM RESSONÂNCIA MAGNÉTICA DINÂMICA COM AQUISIÇÕES EM ESPIRAL	1255
<i>Pedro Henrique Farias da Costa e João Luiz Carvalho</i>	
ANÁLISE DE TIPAGEM SANGUÍNEA EM TUBOS DE ENSAIO A PARTIR DE TÉCNICAS DE PROCESSAMENTO DE IMAGENS	1259
<i>Manoella Cavalcante, Lucas Silva e Carlos Danilo Regis</i>	

DESENVOLVIMENTO DE UMA FERRAMENTA PARA AVALIAÇÃO DA QUALIDADE DE DETECTORES DE MAMOGRAFIA ATRAVÉS DE IMAGENS DIGITAIS DE RAIOS X	1263
<i>Diego Santos, Rita Corte, Antônio Alexandre e Eduardo Costa</i>	
CARACTERIZAÇÃO MORFOLÓGICA DAS VIAS AÉREAS INFERIORES EM PACIENTES ACROMEGÁLICOS	1267
<i>A. R. M. Guimarães, G. B. Camilo, A. J. Lopes e A. R. S. Carvalho</i>	
INFLUÊNCIA DO FILTRO DE WIENER NO REALCE DE CONTRASTE DE IMAGENS MAMOGRÁFICAS USANDO FUNÇÃO SIGMOIDE	1271
<i>Michele Angelo, Thalita Lima, Talita Granado e Ana Patrocínio</i>	
SEGMENTAÇÃO SEMIAUTOMÁTICA DO PULMÃO EM IMAGENS DE TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA UTILIZANDO A TÉCNICA GROWCUT	1275
<i>Valberto Enoc Rodrigues da Silva Filho, Paulo César Cortez, Tarcisio Ferreira Maciel, Edson Cavalcanti Neto e Tarique da Silveira Cavalcante</i>	
MLISA: SISTEMA DE ANÁLISE DE IMAGENS DE TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADAS DO TÓRAX PARA DISPOSITIVOS MÓVEIS	1279
<i>Danilo Silveira, Edson Cavalcanti, Ricardo Silveira, Paulo Cortez e Tarique Cavalcante</i>	
PLATAFORMA AUTÔNOMA PARA TREINAMENTO EM LEITURA DE MAMOGRAFIAS DIGITAIS	1283
<i>Rodolfo Ribeiro, Ricardo de Lima Thomaz, Rianne Brito e Ana Cláudia Patrocínio</i>	
CORRELAÇÃO ENTRE O MÓDULO DE YOUNG E INTENSIDADE DO ECO DO MULTÍFIDO LOMBAR ...	1287
<i>Viviane Oliveira, Elaine Resende, Wagner Pereira e Liliam Oliveira</i>	
ANÁLISE DA AQUISIÇÃO DA GEOMETRIA 3D DA ARTICULAÇÃO DO TORNOZELO	1291
<i>Cristiane Schmitz, Mauren Abreu de Souza, Gustavo Nagao e Humberto Gamba</i>	
RECONSTRUÇÃO DE IMAGENS DE RESSONÂNCIA MAGNÉTICA COM BASE EM COMPRESSIVE SENSING COM PRÉ-FILTRAGEM NO DOMÍNIO DE MEDIDAS USANDO COMPUTAÇÃO PARALELA ...	1295
<i>Fabio Costa, Daniel Almeida e Cristiano Miosso</i>	
APLICABILIDADE DAS IMAGENS TÉRMICAS NO ACOMPANHAMENTO DA DISJUNÇÃO PALATAL ...	1299
<i>Giovanna Ferreira, Mauren Souza, Gustavo Vizinoni e Silva, Odilon Guariza-Filho e Elisa Camargo</i>	
DETECÇÃO DE ACIDENTE VASCULAR CEREBRAL ISQUÊMICO AGUDO/SUBAGUDO BASEADA NA POSIÇÃO VENTRICULAR	1303
<i>Cecilia Aguiar, Walisson da Silva Soares, Marília Gabriela Alves Rodrigues Santos, Severino Aires Araújo-Neto e Carlos Danilo Miranda Regis</i>	
DETECÇÃO DE MELANOMA UTILIZANDO DESCRITORES DE HARALICK	1307
<i>Marília Gabriela Alves Rodrigues Santos, Cecília Burle Aguiar, Walisson da Silva Soares, Marina de Oliveira Alencar e Carlos Danilo Miranda Regis</i>	
ANÁLISE FACIAL DA DISJUNÇÃO PALATAL POR MEIO DE VARREDURA TRIDIMENSIONAL COM LASER SCANNING	1311
<i>Gustavo Vizinoni e Silva, Mauren Abreu de Souza, Giovanna Ferreira, Elisa Camargo e Odilon Guariza-Filho</i>	
ANÁLISE DA DIMENSÃO FRACTAL DE TUMORES EM IMAGENS CEREBRAIS	1315
<i>Anderson Adelson de Oliveira e Rita Cassia-Moura</i>	

NOVA PROPOSTA DO ALGORITMO DE MÉDIAS NÃO-LOCAIS PARA FILTRAGEM DO RUÍDO QUÂNTICO NA MAMOGRAFIA DIGITAL	1319
<i>Polyana Nunes, André Andrade Bindilatti, Helder Oliveira, Lucas Rodrigues Borges, Predrag Bakic, Andrew Maidment, Nelson Mascarenhas e Marcelo Vieira</i>	
INFLUÊNCIA DA VARIAÇÃO DO TEMPO DE EXPOSIÇÃO NA AVALIAÇÃO DIGITAL DE CONTRASTE EM MAMOGRAFIA	1323
<i>Matheus Capo Rosa, Rianne Venancio, Diego Merigue, Regina Bitelli e Ana Patrocínio</i>	
RECONSTRUÇÃO DE IMAGEM DE TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA POR FEIXE DE PRÓTONS, UTILIZANDO A TRANSFORMADA INVERSA DE RADON, BASEADA EM IMAGENS GERADAS POR SIMULAÇÃO COMPUTACIONAL	1326
<i>Fabricio Loreni Silva, Gabriela Hoff, Marcelo V. W. Zibetti, Hugo Schelin, Valeriy Denyak, Sergei Paschuk, Ivan Evseev, Leonardo Zanin e Ediney Milhoretto</i>	
ANÁLISES DAS IMAGENS DE ULTRASSOM UTILIZANDO AS TÉCNICAS SPARSE ARRAYS E PLANE WAVE	1330
<i>Nivaldo T. Schiefler Jr., Joaquim M. Maia, Fabio K. Schneider e Amauri A. Assef</i>	
MODELO SIMPLIFICADO DE PHANTOM DE PAREDE TORÁCICA PARA SIMULAÇÃO DE LINHAS-A E LINHAS-B EM IMAGENS ULTRASSONOGRÁFICAS	1334
<i>Fellipe Silva, Cecília Borba, Marco Antonio von Krüger e Wagner Pereira</i>	
USING BILATERAL FILTER TO DENOISE DIGITAL MAMMOGRAMS ACQUIRED WITH REDUCED RADIATION DOSE	1338
<i>Fabrcio Brito, Helder Oliveira, Predrag Bakic, Andrew Maidment and Marcelo Vieira</i>	
SUPER-RESOLUÇÃO APLICADA A IMAGENS DE RESSONÂNCIA MAGNÉTICA	1342
<i>Felipe Ribeiro e Eduardo Mendes</i>	
REDE NEURAL ARTIFICIAL APLICADA NA SEGMENTAÇÃO DE IMAGENS DE LESÕES DA PELE	1346
<i>Hugo Santos, Bruno Fernandes e Sérgio Fernandes</i>	
APLICATIVO PARA SIMULAÇÃO DE IMAGENS RADIOGRÁFICAS A PARTIR DE RENDERIZAÇÃO DE MODELOS COMPUTACIONAIS	1350
<i>Caroline Kretzel Bandeira, Michele Patrícia Muller Mansur Vieira e Frieda Saicla Barros</i>	
RECONHECIMENTO DE LINFOBLASTOS EM IMAGENS DE SANGUE	1354
<i>Renan Leite, Byron Bezerra e Bruno Fernandes</i>	
ESTIMATIVA DE KERMA-AR NA PROFUNDIDADE DO PULMÃO PARA EXAMES RADIOGRÁFICOS DO TÓRAX EM PEDIATRIA NEONATAL	1358
<i>Ana P. Bunick, Hugo R. Schelin, Valeriy Denyak, Adriano Legnani, Sergei Paschuk e Danielle Filipov</i>	
APLICAÇÃO DE PROGRAMAÇÃO EVOLUCIONÁRIA E ALGORITMO GENÉTICO PARA RECONSTRUÇÃO DE IMAGENS DE EIT	1362
<i>Victor Luiz Bezerra Araujo da Silva, Valter Augusto de Freitas Barbosa, Rafaela Covello de Freitas, Reiga Ribeiro, Manoela Lima, Ricardo de Souza e Wellington Pinheiro dos Santos</i>	
DESENVOLVIMENTO DE UM MODELO FUNCIONAL PARA FORMAÇÃO DE IMAGENS DE ULTRASSOM COMPOSTAS	1366
<i>Lara Marins Nunes e Eduardo Tavares Costa</i>	
APLICAÇÃO DE BIOMICROSCOPIA ULTRASSÔNICA NA AVALIAÇÃO DE ESTRIAS ALBAS	1370
<i>Cátia Carvalho, José Francisco Silva Costa Júnior, Juliana D'Agostini, Lucas de Matheo, Fernanda Catelani, Wagner Pereira e Marco von Kruger</i>	

G. NEUROENGENHARIA E ENGENHARIA DE REABILITAÇÃO

WEARABLE SOUND LOCALIZATION ASSISTIVE DEVICE FOR THE HEARING IMPAIRED	1374
<i>Mauricio Kugler, Hiroyuki Sakamoto and Masatoki Suto</i>	
NAVEGAÇÃO EM AMBIENTES INTERNOS PARA CADEIRANTES UTILIZANDO DISPOSITIVOS MÓVEIS	1378
<i>Luciene Chagas de Oliveira, Elzo Soares Pereira Filho, Flávia Gonçalves Fernandes e Eduardo Chagas de Oliveira</i>	
MAGIC PROSTHESIS: SERIOUS GAME PARA APOIO À REABILITAÇÃO FÍSICA UTILIZANDO INTERFACES NATURAIS	1382
<i>Flávia Gonçalves Fernandes, Alexandre Cardoso e Edgard Afonso Lamounier Júnior</i>	
GRAPH CENTRALITY MEASURES FOR ASSESSING MOTOR IMAGERY TASKS: AN OFFLINE ANALYSIS FOR EEG-BCIs	1386
<i>Carlos Alberto Stefano Filho, Romis Attux and Gabriela Castellano</i>	
AQUISIÇÃO E PROCESSAMENTO DE ELETROMIOGRAFIA DE SUPERFÍCIE E ELETROENCEFALOGRAFIA PARA CARACTERIZAÇÃO DE COMANDOS VERBAIS OU INTENÇÃO DE FALA	1390
<i>Juliet Sánchez Galego, Omar Valle Casas, Daniele Rossato, Alexandre Simoes Dias e Alexandre Balbinot</i>	
EFEITOS DA VIBRAÇÃO PONTUAL NA MODULAÇÃO DA ESPASTICIDADE AVALIADA POR MECANOMIOGRAFIA E ESCALA MODIFICADA DE ASHWORTH	1394
<i>Stéphani de Pol, Elgison da Luz dos Santos, Eddy Krueger e Eduardo Borba Neves</i>	
HEURÍSTICAS APLICADAS À AVALIAÇÃO DA USABILIDADE DE TECNOLOGIAS ASSISTIVAS EM MOBILIDADE	1398
<i>Ludymila Borges e Eduardo Naves</i>	
DESENVOLVIMENTO DE EQUIPAMENTO PARA ESTIMULAÇÃO TRANSCRANIANA	1402
<i>Paulo Roberto Sanches, Danton Pereira Silva Jr, André Frotta Müller, Paulo Ricardo Oppermann Thomé, Bruno Tondin, Alessandro Schildt, Fabiana Carvalho, Assunta Gasparin e Wolnei Caumo</i>	
REHABILITATION GAME FOR LOWER LIMBS OF STROKE PATIENTS USING sEMG AND KINECT	1406
<i>Janaína Lyra, Berthil Longo, Nicolás Valencia, Gustavo Glasgio and Teodiano Bastos</i>	
DETECÇÃO DE RESPOSTAS AUDITIVAS EM REGIME PERMANENTE USANDO COERÊNCIA MÚLTIPLA: OBTENÇÃO DE CONJUNTO ÓTIMO DE ELETRODOS PARA APLICAÇÃO ONLINE	1410
<i>Felipe Antunes, Glaucia de Moraes Silva, Brenda Ferreira da Silva Eloi, João Batista da Silva e Leonardo Bonato Felix</i>	
REABILITAÇÃO MOTORA DO OMBRO APÓS CÂNCER DE MAMA: DESENVOLVIMENTO DE UM SOFTWARE DE REALIDADE VIRTUAL	1414
<i>Gabriela Aparecida da Silveira Souza, Izabela dos Santos Mendes, Pâmela Lisboa Prado, Thaisa de Paiva Sene, Tainara Natsu Moreira Yamasaki, Marcele Florêncio das Neves, Fernanda Pupio Silva Lima, Adriano Andrade e Mário Oliveira Lima</i>	
APLICABILIDADE DA TERAPIA ROBÓTICA PÓS CÂNCER DE MAMA: EXOESQUELETO DE MEMBROS SUPERIORES	1418
<i>Gabriela Aparecida da Silveira Souza, Izabela dos Santos Mendes, Pâmela Lisboa Prado, Giulia Maria Lucindo Alves, Talita Braga Akutsu, Marcele Florêncio das Neves, Fernanda Pupio Silva Lima, Adriano Andrade e Mário Oliveira Lima</i>	

TERAPIA ROBÓTICA APÓS CÂNCER DE MAMA: CORRELAÇÃO ENTRE DOR, ATIVIDADE MIOELÉTRICA E FORÇA ESCAPULAR	1422
<i>Izabela dos Santos Mendes, Gabriela Aparecida Silveira Souza, Pâmela Lisboa Prado, Thaíse P. Sene, Giulia Maria Lucindo Alves, Talita B. Akutsu, Tainara N. M. Yamasaki, Fernanda Pupio Silva Lima, Adriano Andrade e Mario Oliveira Lima</i>	
EFETIVIDADE DA TERAPIA DE VIBRAÇÃO APÓS O CÂNCER DE MAMA: CORRELAÇÃO ENTRE A FORÇA MUSCULAR E PERIMETRIA	1426
<i>Izabela dos Santos Mendes, Talita Braga Akutsu, Tainara Natsu Moreira Yamasaki, Gabriela Aparecida da Silveira Souza, Thaíse P. Sene, Giulia Maria Lucindo Alves, Fernanda Pupio Silva Lima, Adriano Andrade e Mário Oliveira Lima</i>	
EVALUATION OF DIFFERENT PARENTS SELECTION METHODS IN A GENETIC ALGORITHM WRAPPER FOR P300 BCI	1430
<i>Marianela Pacheco, Yanina Atum, Rubén Acevedo and Leonardo Rufiner</i>	
TWO-CLASS MOTOR IMAGERY BCI BASED ON THE COMBINED USE OF ICA AND FEATURE SELECTION	1434
<i>Luisa Fernanda Suarez Uribe, Thiago Bulhões da Silva Costa, Sarah Negreiros Carvalho, Diogo Coutinho Soriano, Ricardo Suyama and Romis Ribeiro de Faissol Attux</i>	
REABILITAÇÃO DO EQUILÍBRIO DE PACIENTES HEMIPARÉTICOS POR AVC UTILIZANDO UM JOGO SÉRIO	1438
<i>Fabrcio Noveletto, Antonio Vinícius Soares, Bárbara Antonacci de Mello, Camila Nátili Sevegnani e Pedro Bertemes Filho</i>	
JOGO SÉRIO BASEADO EM SINAL DE FORÇA PARA REABILITAÇÃO MOTORA DE HEMIPARÉTICOS POR ACIDENTE VASCULAR CEREBRAL	1442
<i>Fabrcio Noveletto, Antonio Vinícius Soares, Pedro Bertemes Filho, Marcelo da Silva Hounsell, Fernando Luís Fischer Eichinger e Susana Cristina Domenech</i>	
STERNOCLEIDOMASTOID AND PLATYSMA ELECTROMYOGRAPHY SIGNAL VALIDATION FOR HUMAN-MACHINE INTERFACE FEEDBACK	1446
<i>Omar Valle Casas, Juliet Sánchez Galego and Alexandre Balbinot</i>	
JOGOS SÉRIOS PARA REABILITAÇÃO MOTORA DE PACIENTES PÓS-AVE	1450
<i>Nicolas Jacobo Valencia Jimenez, Vivianne F Cardoso, Janaina de Oliveira Muniz Lyra, Berthil Longo, Gustavo Glasgio, Anselmo Frizzera Neto e Teodiano Bastos</i>	
ANÁLISE DO SINAL DE TRENDELEMBURG COM SENSORES INERCIAIS APÓS INTERVENÇÃO CIRÚRGICA DO QUADRIL	1454
<i>Luiz Claudio Ferreira, Maria José Zaruz, Amanda Rabelo, Marcus Vieira, Adriano Pereira e Adriano Andrade</i>	
MERGING TECHNIQUE FOR INERTIAL SENSOR FUSION ATTITUDE DETERMINATION IN HUMAN GAIT	1458
<i>Daniel dos Santos Corrêa, Omar Valle Casas and Alexandre Balbinot</i>	
CONTROLE DA POSIÇÃO DA PERNA UTILIZANDO CONTROLADOR LQG/LTR	1462
<i>Samuel Filipe Silva Mendes, Renan Fernandes Kozan, Caio Fernandes de Paula, Rosimeire Aparecida Jerônimo, Luis Henrique Vitti Felão, Marcelo Augusto Assunção Sanches, Ricardo Teodoro Gouveia e Aparecido Augusto de Carvalho</i>	
DATA ACQUISITION FOR THE ANALYSIS OF TEMPOROMANDIBULAR DYSFUNCTION	1466
<i>Thiago Amaral, Daniela de Lima, Alexandre Ribas, Diogo Costa, Pablo Abreu and Suélia Rosa</i>	
DESENVOLVIMENTO DE UM DISPOSITIVO MICROCONTROLADO DE APOIO PARA USO DE TABLET POR PESSOAS COM TETRAPLEGIA	1470
<i>Eliel Guimarães, Filipe Loyola Lopes e Maria Elizete Kunkel</i>	

DESENVOLVIMENTO E APLICAÇÃO DE NOVAS CONFIGURAÇÕES DE ELETRODOS PARA AVALIAÇÃO DE FIBRAS SENSORIAIS PERIFÉRICAS	1474
<i>Beatriz Souza, Antonio Infantosi e Carlos Tierra-Criollo</i>	
SISTEMA DE NAVEGAÇÃO PARA CADEIRANTES ATRAVÉS DO RASTREAMENTO DO MOVIMENTO OCULAR (EYE-TRACKING)	1478
<i>Damien Depannemaecker, Alexandre L. Agra, Bruno A. Salles, Mateus S. Franco, François Jouen, Henrique A. Amorim e Jean Faber</i>	
EFEITO DA ESTIMULAÇÃO ELÉTRICA SOMATOSENSORIAL NA EXCITABILIDADE CORTICOESPINHAL DE PACIENTES ESPÁSTICOS	1482
<i>André Peres, Victor Hugo Souza, João Marcos Catunda, Kelley Cristine Mazzetto-Betti, Taiza Santos-Pontelli, Claudia Vargas, Oswaldo Baffa, Dráulio Araújo, Octávio Pontes-Neto, João Leite e Marco Antonio Garcia</i>	
SISTEMA DE CONTROLE MULTIMODAL PARA CADEIRAS DE RODAS MOTORIZADAS: UMA ALTERNATIVA AO JOYSTICK	1486
<i>Felipe R. Martins, Débora P. Salgado e Eduardo Naves</i>	
RECONHECIMENTO DE PADRÕES EM SINAIS EMG COM REDE NEURAL PARA IMPLEMENTAÇÃO EM BRAÇO ROBÓTICO	1490
<i>Evelyne Ferreira e Maury Gouvêa Jr</i>	
AUTOMAÇÃO DE BAIXO CUSTO PARA UMA CADEIRA DE RODAS	1494
<i>Samuel Roberto Marcondes, Joaquim Miguel Maia e Luiz Augusto Kalva de Andrade</i>	
APLICAÇÃO DE JOGOS SÉRIOS PARA REABILITAÇÃO DE PACIENTES COM DEFICIÊNCIA FÍSICA NOS MEMBROS SUPERIORES	1498
<i>Flávia Gonçalves Fernandes, Alexandre Cardoso e Edgard Afonso Lamounier Júnior</i>	
CONTROLE DE ROBÔ DE TELEPRESENÇA EM AMBIENTE VIRTUAL ATRAVÉS DE INTERFACE CÉREBRO-COMPUTADOR BASEADA EM POTENCIAIS EVOCADOS VISUAIS DE REGIME PERMANENTE	1502
<i>Alan Floriano, Guilherme Carlos, Berthil Longo e Teodiano Bastos</i>	
INFLUÊNCIA DA REALIMENTAÇÃO VISUAL NO CONTROLE DA FORÇA ISOMÉTRICA DE UM MÚSCULO DA MÃO	1506
<i>Carina M. Germer e Leonardo A. Elias</i>	
ESTUDIO PSICOFÍSICO DE DETECCIÓN DE VIBRACION TÁCTIL DE BAJA FRECUENCIA MEDIANTE ADICIÓN DE ALTA FRECUENCIA	1510
<i>Ana Marquez y André Kohn</i>	
A BRAIN COMPUTER INTERFACE USING EMOTIV-EPOC ON AN ARM ORTHOSIS CONTROL	1514
<i>Leonardo C. Neves, Gabriel D. Morais, Rodrigo P. Bechelli and Maria Claudia F. Castro</i>	
ASSESSMENT OF SOMATOSENSORY DEFICITS IN STROKE: PROSPECTS FOR REHABILITATION ENGINEERING RESEARCH	1518
<i>Camila Roza Gonçalves, Andrei Nakagawa Silva, Maristella Borges Silva, Amanda Freitas and Alcimar Barbosa Soares</i>	
SISTEMA COMPUTADORIZADO COM BIOFEEDBACK VISUAL PARA ANÁLISE ELETROMIOGRÁFICA DO MÚSCULO TIBIAL ANTERIOR	1522
<i>Gilberto Junior, Terigi Scardovelli, Silvia Boschi, Rodrigo Lopes e Alessandro Pereira</i>	
RECONHECIMENTO DE GESTOS ESTÁTICOS DA LÍNGUA BRASILEIRA DE SINAIS UTILIZANDO KINECT E EIGENHANDS	1526
<i>Sérgio Carneiro, Leonardo Souza, Jose Olimpio Ferreira, Isabella Mendes, Adson Rocha e Talles Marcelo Barbosa</i>	

JOGO COMPUTADORIZADO PARA IDENTIFICAR CARACTERÍSTICAS DE FALTA DE ATENÇÃO E HIPERATIVIDADE	1530
<i>Ernesto Silva, Eduardo Ianaguivara, Taiana Godinho, Helio Martucci, Terigi Scardovelli, Silvia Boschi e Alessandro Pereira</i>	
SISTEMA DE AVALIAÇÃO CINESIOFUNCIONAL COM SENSORES DE MOVIMENTO	1534
<i>Erico Leite Cavalcante, Priscilla Alencar de Oliveira Moraes, Marilú Gomes Netto Monte da Silva, Patrícia Silva Lessa e Marco Aurélio Benedetti Rodrigues</i>	
CLASSIFICAÇÃO DE EEG COM REDES NEURAI ARTIFICIAIS DO TIPO EXTREME LEARNING MACHINE E BACK-PROPAGATION	1538
<i>Tatiana Tavares, Francisco Nascimento e Cristiano Miosso</i>	
DIFERENÇAS MORFOMÉTRICAS ENTRE MOTONEURÔNIOS DE GATOS: COMPARAÇÃO ENTRE DIFERENTES REGIÕES DA MEDULA ESPINHAL	1542
<i>Vitor Chaud e André Kohn</i>	
ESTUDO COMPUTACIONAL SOBRE O EFEITO DAS AFERENTES Ia DO FUSO NEUROMUSCULAR NO REFLEXO DE ESTIRAMENTO	1546
<i>Eliane Crepaldi Rodrigues e Leonardo A. Elias</i>	
SINGLE-SWITCH SCANNING: OPTIMIZED KEY ARRANGEMENT FOR A PORTUGUESE LANGUAGE CORPUS	1550
<i>Daniel Mariano, Pierre Pino and Eduardo Naves</i>	
H. PROCESSAMENTO DE SINAIS BIOMÉDICOS	
TRANSIENT PERFORMANCE OF HEARING AID FEEDBACK CANCELLERS SUBJECT TO LOUDSPEAKER SATURATION	1554
<i>Marcio Costa</i>	
AVALIAÇÃO DA INFLUÊNCIA DAS CARACTERÍSTICAS DE ENTRADA PARA A CLASSIFICAÇÃO DE MOVIMENTOS DE MEMBRO SUPERIOR ATRAVÉS DE PROCESSAMENTO DE SINAIS DE sEMG	1558
<i>Vinicius Cene e Alexandre Balbinot</i>	
CLASSIFICAÇÃO DA BIOIMPEDÂNCIA ELÉTRICA PARA O DIAGNÓSTICO DE LESÕES COLO-UTERINAS	1562
<i>Greice Freitas, Tatiele Razera, Pedro Bertemes-Filho, Aleksander Sade Paterno, Luiz Fernando Sommacal, Adriane Pogere e Deise Dias de Carvalho</i>	
HAND-ARM SEGMENT MOVEMENT CHARACTERIZATION FOR AMPUTEES AND NON-AMPUTEES USING SUPPORT-VECTOR MACHINE	1566
<i>Claire de Pauli Nilson, Leia Bernardi Bagesteiro and Alexandre Balbinot</i>	
CAN SVM AND ANN IDENTIFY LARYNX CONDITIONS FROM ACOUSTICAL MEASUREMENTS OF VOICE?	1570
<i>Bruno Sodré, Marcelo Rosa, Marco Silva and Ana Paula Dassie-Leite</i>	
ANÁLISE DA LÓGICA PARACONSISTENTE PARA CLASSIFICAÇÃO DE SINAIS MIOELÉTRICOS EM MOVIMENTOS DO MEMBRO SUPERIOR	1574
<i>Gabriela Winkler Favieiro, Karina O. A. Moura e Alexandre Balbinot</i>	
CLASSIFICAÇÃO DOS MOVIMENTOS DA MÃO USANDO REGRESSÃO LOGÍSTICA, REDES NEURAI E MÁQUINAS DE VETORES DE SUPORTE	1578
<i>Arthur Búrigo, Amanda Bifano Balbinot, Fernando Crivellaro e Alexandre Balbinot</i>	

MÁQUINA DE VETORES DE SUPORTE NÃO LINEAR NA CLASSIFICAÇÃO DE MOVIMENTOS DA MÃO USANDO SINAIS MIOELÉTRICOS	1582
<i>Karina O. A. Moura, Gabriela Winkler Favieiro e Alexandre Balbinot</i>	
PRELIMINARY INVESTIGATION OF A NON-INVASIVE METHOD FOR ESTIMATING CENTRAL BLOOD PRESSURE	1586
<i>Renato P. Nominato, Raul van Loon and Alessandro Beda</i>	
COMPARAÇÃO DE MÉTODOS GLOBAIS E LOCAIS PARA A ESCOLHA DA PEEP DURANTE A VENTILAÇÃO MECÂNICA	1590
<i>Rafael R. Gurgel, Nadja C Carvalho, Alysson R Carvalho, Andreas W. Reske, Hermann Wrigge e Alessandro Beda</i>	
A EVOLUÇÃO TEMPORAL DO TESTE F-ESPECTRAL NA DETECÇÃO DO BETA REBOUND EM PROTOCOLO DE IMAGÉTICA MOTORA	1594
<i>Paulo Roberto C. Passos, Paulo José G. da Silva, Mauricio Cagy and Antonio Fernando C. Infantosi</i>	
NON-INVASIVE ESTIMATION OF RESPIRATORY MUSCLE EFFORT IN PATIENTS UNDER PRESSURE SUPPORT VENTILATION	1598
<i>Marcus Victor, Marcelo Amato, Takashi Yoneyama and Harki Tanaka</i>	
A VARIANCE-BASED APPROACH TO PERFORM SINGLE-TRIAL P300 DETECTION	1602
<i>Sadraque Silva Viana, Paula Luciana Scalzo and Danilo Barbosa Melges</i>	
INTERFACE CÉREBRO-COMPUTADOR INDEPENDENTE DE VISÃO USANDO COERÊNCIA ESPACIAL E ESTIMULAÇÃO MONOAURAL	1606
<i>Ana Paula Souza, Leonardo B. Felix e Eduardo M. A. M. Mendes</i>	
DETERMINAÇÃO AUTOMÁTICA DE CRITÉRIO DE PARADA PARA TESTES REPETITIVOS USANDO A MAGNITUDE QUADRÁTICA DE COERÊNCIA	1610
<i>Tiago Zanotelli, Leonardo Felix, Eduardo Mendes e Márcio Barroso</i>	
ACTIVATION PATTERNS OF ERECTOR SPINAE MUSCLE DURING GAIT ON TREADMILL	1614
<i>Flavia Loterio, Alexandre Pomer-Escher, Berthil Longo, Teodiano Bastos and Anselmo Frizera Neto</i>	
CONECTIVIDADE CEREBRAL NA CLASSIFICAÇÃO DA IMAGINAÇÃO DE MOVIMENTOS NO MESMO MEMBRO COM EEG	1618
<i>Gustavo F. M. Silveira, Alexsandro S. T. Silva, Antonio M. F. L. Miranda de Sá e Carlos Julio Tierra-Criollo</i>	
CARACTERIZAÇÃO DA ATIVIDADE EPLEPTIFORME EM SINAIS ELETROFISIOLÓGICOS IN VITRO UTILIZANDO PCA	1622
<i>Noemi Araújo, Selvin Reyes-Garcia, Esper Cavalheiro, Carla Scorza e Jean Faber</i>	
ESTIMULAÇÃO ELÉTRICA CEREBRAL PROFUNDA COMO SONDAGEM DA ATIVIDADE NEURAL: APLICAÇÃO EM PREVISÃO DE CRISE EPILÉPTICA	1626
<i>Daniel Medeiros, Flávio Mourão, Eduardo Mendes e Márcio Moraes</i>	
ANÁLISE DE DESEMPENHO DE UM CONTROLADOR ADAPTATIVO NÃO-REALIMENTADO PARA A REDUÇÃO DO EFEITO DE OCLUSÃO EM APARELHOS AUDITIVOS	1630
<i>Renata Coelho Borges e Marcio Costa</i>	
UMA COMPARAÇÃO DE DESEMPENHO ENTRE SISTEMAS DE REDUÇÃO DO EFEITO DE OCLUSÃO EM APARELHOS AUDITIVOS	1634
<i>Renata Coelho Borges e Marcio Costa</i>	

CARACTERIZAÇÃO ESPECTRAL DAS FLUTUAÇÕES DE LINHA BASE EM SINAIS DE ECG DURANTE PROVAS DE ESFORÇO	1638
<i>Francisco Perdigón Romero, Edwin Fernando Palacios Meléndez, Liset Vázquez Romaguera, Marly Guimaraes Fernandes Costa, Carlos Román Vázquez Seisdedos e Joao Evangelista Neto</i>	
INTEGRATING MYO ARMBAND FOR THE CONTROL OF MYOELECTRIC UPPER LIMB PROSTHESIS	1642
<i>Sergio Masson, Fernanda Fortuna Sales, Fernando Moura and Diogo Soriano</i>	
COMPARAÇÃO ENTRE DIFERENTES PONTOS FIDUCIAIS DA ONDA T PARA AVALIAR O ACOPLAMENTO DINÂMICO DA DURAÇÃO DA REPOLARIZAÇÃO VENTRICULAR AO CICLO CARDÍACO	1646
<i>Olivassé Nasario-Junior, Paulo Roberto Benchimol-Barbosa and Jurandir Nadal</i>	
SELEÇÃO DE CARACTERÍSTICAS POR ALGORITMO GENÉTICO NA CLASSIFICAÇÃO DA CARDIOPATIA CHAGÁSICA	1650
<i>Lucas Rodrigues, Cristina Sady e Murilo Gomes</i>	
ANÁLISE DO PROCESSAMENTO AUDITIVO PRIMÁRIO PERANTE DESENVOLVIMENTO ICTAL EM UM MODELO DE CRISES AUDIOGÊNICAS	1654
<i>Vinicius R. Carvalho, Hyorrana P. P. Pinto, Márcio F. D. Moraes e Eduardo M.A.M. Mendes</i>	
ANÁLISE DE CORRELAÇÃO CANÔNICA COMO ESTRATÉGIA DE PRÉ-PROCESSAMENTO E EXTRAÇÃO DE CARACTERÍSTICAS EM SISTEMAS BCI-SSVEP	1658
<i>José Inácio da Silva Junior, Andre Kazuo Takahata, Sarah Negreiros de Carvalho, Thiago Bulhões Costa, Luisa Fernanda Suarez Uribe, Ricardo Suyama, Romis Attux e Diogo Coutinho Soriano</i>	
AQUISIÇÃO DE ESTERTORES PULMONARES COM BANCO DE FILTROS PARA REDUZIR ATENUAÇÃO DO TÓRAX	1662
<i>Carlos G. Speranza, Douglas D. Alves, Carlos Aurelio F. Rocha e Raimés Moraes</i>	
CORRELAÇÃO ENTRE SINAIS DE EEG E QUESTIONÁRIO SAM NO ESTUDO DAS EMOÇÕES	1666
<i>Alexandre Pomer-Escher, Berthil Longo, Carlos Valadão and Teodiano Bastos</i>	
POTENCIAL RELACIONADO A ERRO: DISTRIBUIÇÃO TOPOGRÁFICA, HABITUAÇÃO E SINCRONIZAÇÃO/DESSINCRONIZAÇÃO	1670
<i>Romeu Takeda e Danilo Melges</i>	
ANÁLISE DE ENTROPIA DURANTE ESTIMULAÇÃO VISUAL DINÂMICA	1674
<i>Danielle Liquori, Bruno Viana, Felipe Amorim, Paulo José G. da Silva, Mauricio Cagy and Antonio Fernando Infantosi</i>	
THE SPATIO-TEMPORAL BEHAVIOR OF ATRIAL ELECTROGRAM FRACTIONATION IN PERSISTENT ATRIAL FIBRILLATION	1678
<i>Tiago Paggi de Almeida, Gavin S. Chu, Michael J. Bell, Xin Li, João Salinet, Nawshin Dastagir, Jiun H. Tuan, Peter J. Stafford, G. André Ng and Fernando S. Schlindwein</i>	
PLATAFORMA PARA MAPEAMENTO DE BIOPOTENCIAIS DO TORSO EM ALTA DENSIDADE	1682
<i>João Salinet, Erick D. L. B. Camargo, Carlos E. B. Meneghini e Idágene A. Cestari</i>	
DETECÇÃO DE PATOLOGIAS LARÍNGEAS USANDO O MÉTODO DE CONTAGEM DE CAIXAS NO ESPAÇO DE FASE DE SINAIS DE FALA	1686
<i>Maria de F. K. B. Couras, Pablo H. U. de Pinho, Evandson C. S. Dantas, Silvana L. do N. C. Costa e Suzete E. N. Correia</i>	

ANÁLISE POR QUANTIFICAÇÃO DE RECORRÊNCIA EM TEMPO DE EXECUÇÃO UTILIZANDO LABVIEW®: CARACTERIZAÇÃO DO ECG	1690
<i>Vinicius C. Pereira, Erick D. L. B. Camargo, João Salinet e Diogo C. Soriano</i>	
ALGORITMO ADAPTATIVO PARA REDUÇÃO DE RUÍDO EM APARELHOS AUDITIVOS BINAURAIS	1694
<i>Diego Carmo e Márcio Costa</i>	
DEPENDÊNCIA DO ULTRASSOM POWER DOPPLER COM A VELOCIDADE DO FLUXO USANDO UM MODELO SIMULADOR	1698
<i>Maricy Martins, Wellington Martins e Theo Pavan</i>	
HRV DATA: WEB BASED PLATFORM FOR HEART RATE VARIABILITY ANALYSIS	1702
<i>Rhenan Bartels, Tiago Peçanha and Alysson Carvalho</i>	
COMPARAÇÃO DE PARÂMETROS FISIOLÓGICOS DURANTE EXERCÍCIO COM RESISTÊNCIA FIXA E RESISTÊNCIA ELÁSTICA	1706
<i>Fernanda Teles, Valdinar Rocha-Júnior, Maria Pereira, Wagner Martins, Jake do Carmo e Marcelino Andrade</i>	
EXTRAÇÃO DE CARACTERÍSTICAS PARA IMPLEMENTAÇÃO DE UM SISTEMA BCI BASEADO EM MI: RESULTADOS PRELIMINARES	1709
<i>Aline Cristiane Buzzi, Thiago B.S. Costa, Romis Attux e Gabriela Castellano</i>	
ANÁLISE DINÂMICA NÃO LINEAR E ANÁLISE DE QUANTIFICAÇÃO DE RECORRÊNCIA APLICADAS NA CLASSIFICAÇÃO DE DESVIOS VOCAIS	1713
<i>Giulliana K.L.P. Queiroz, Silvana C. Costa, Suzete Correia, Leonardo W. Lopes e Vinicius Jefferson Dias Vieira</i>	
EVIDÊNCIAS CONTRA O ACOPLAMENTO CARDIOLOCOMOTOR: ESTRATÉGIA CROSSOVER	1717
<i>Lucenildo Cerqueira, Aluizio D'affonsêca Netto, Roger Gomes Tavares de Mello and Jurandir Nadal</i>	
ALGORITMO DE DETECÇÃO DE PICOS R BASEADO NA METODOLOGIA DE PAN E TOMPKINS	1721
<i>Julio Cesar Eduardo de Souza, Jorge Luiz de Carvalho and Osmar Tormena Junior</i>	
NON-SUPERVISED CLUSTER PARTITION AND OUTLIER REMOTION: EVALUATION IN A BCI FOR GAIT PLANNING RECOGNITION	1725
<i>Denis Delisle Rodriguez, Ana Cecilia Villa Parra, Alberto López-Delis, Anselmo Frizzera Neto, Eduardo Rocon and Teodiano Bastos</i>	
MÉTODOS DE APRENDIZAGEM DE MÁQUINA NO AUXÍLIO À CLASSIFICAÇÃO DA MARCHA EM PARKINSONIANOS	1729
<i>Hugo Souza, Leonardo Medeiros e Marcelo Costa</i>	
THE EEG SAMPLING RATE INFLUENCE IN SPIKE DETECTION USING WAVELET TRANSFORM	1733
<i>Veronica Quandt, Edras Pacola, Paulo Liberalesso and Humberto Remigio Gamba</i>	
ON THE USE OF FOURIER DESCRIPTORS TO DETECT ATRIAL FIBRILLATION	1737
<i>Sam Jeong, Gabriel Gouveia, Sergio Furuie and Cinthia Itiki</i>	
STRATIFICATION OF THE LEVEL OF AEROBIC FITNESSBASED ON HEART RATE VARIABILITY PARAMETERS IN ADULTS MALES AT REST	1741
<i>Wollner Materko, Rhenan Bartels, Tiago Peçanha, Jorge R. P. de Lima, Alysson Carvalho and Jurandir Nadal</i>	
TESTE F-LOCAL NORMALIZADO PARA APLICAÇÃO EM INTERFACE CÉREBRO COMPUTADOR COM POTENCIAL EVOCADO VISUAL	1745
<i>Aluizio D'Affonsêca Netto, Antonio Mauricio Miranda de Sá, Carlos Tierra-Criollo and Antonio Fernando Infantosi</i>	

ESTUDO DA DETECÇÃO DE ESTRESSE EM MOTORISTAS A PARTIR DAS RESPOSTAS GALVÂNICAS DO PÉ E DA MÃO	1749
<i>Dario D. A. Moreira e Euler V. Garcia</i>	
ANÁLISE DA DETECÇÃO DE ESTRESSE A PARTIR DA FREQUÊNCIA RESPIRATÓRIA E DA VARIABILIDADE DA FREQUÊNCIA CARDÍACA	1753
<i>Arnoldo Thiago Monteiro Lima e Euler de Vilhena Garcia</i>	
INSTRUMENTAÇÃO PARA COMPUTAÇÃO DE INDICADORES OBJETIVOS DE FADIGA MUSCULAR EM TEMPO REAL	1757
<i>Luiz Paulo Abrantes, Jake Carmo, Valdinar Rocha e Francisco Assis Nascimento</i>	
EXPLORING THE VALIDITY OF THE ASSUMPTIONS MADE IN THE SPONTANEOUS TIME DOMAIN BAROREFLEX ESTIMATION	1761
<i>Juan Carlos Perfetto and Graciela Aurora Ruiz</i>	
ESTUDO DE CASO: REMOÇÃO AUTOMÁTICA DE ARTEFATOS NO EEG UTILIZANDO TÉCNICAS BSS E APRENDIZAGEM DE MÁQUINA	1765
<i>Washington Batista, Aline Assis, Carlos Tierra-Criollo and Fabricio Erazo-Costa</i>	
DETECÇÃO DE MOVIMENTOS DA MÃO A PARTIR DO EMG EM MÚSCULOS DO ANTEBRAÇO	1769
<i>Diogo dos Santos Jardim, Milena Maria Costa Pininga, Marilú Gomes Netto Monte da Silva e Marco Aurélio Benedetti Rodrigues</i>	
DETECÇÃO DE QUEDAS EM IDOSOS UTILIZANDO DISPOSITIVO LOCALIZADO NO PULSO	1773
<i>Thiago de Quadros, André Eugênio Lazzaretti e Fabio Kurt Schneider</i>	
TESTING GAUSSIAN-BASED KERNELS FOR MODELLING T-WAVES AND P-WAVES IN ECG SIGNALS	1777
<i>Elves Mauro Boa Esperança dos Santos, João Paulo do Vale Madeiro, Paulo César Cortez, John Hebert da Silva Felix, João Alexandre Lôbo Marques and Fernando Soares Schlindwein</i>	
MÉTODO DE ANÁLISE DE MICROALTERNÂNCIA DE ONDA T PARA SINAIS CURTOS	1781
<i>Thaís Winkert, Paulo Roberto Benchimol Barbosa e Jurandir Nadal</i>	
MÉTODO DE ALINHAMENTO POR INTEGRAÇÃO DUPLA PARA ELETROCARDIOGRAMA DE ALTA RESOLUÇÃO: ESTUDO COMPARATIVO DE DESEMPENHO	1785
<i>Diogo Monteiro, Paulo Roberto Benchimol Barbosa and Jurandir Nadal</i>	
SCICA NA REDUÇÃO DE INTERFERÊNCIAS ELETROCARDIOGRÁFICAS EM SINAIS ELETROMIOGRÁFICOS	1789
<i>José Dilermando Costa Junior, Jose Manoel de Seixas and Antonio Mauricio Miranda de Sá</i>	
IDENTIFICAÇÃO, CLASSIFICAÇÃO E CORREÇÃO DE INTERVALOS ANÔMALOS PARA ANÁLISE DA VARIABILIDADE DA FREQUÊNCIA CARDÍACA	1793
<i>Marcos Vinícius Silva and João Luiz Carvalho</i>	
DESAFIOS NA AVALIAÇÃO ELETROMIOGRAFICA DO ASSOALHO PÉLVICO	1797
<i>Kelly Christina Faria, Iraídes Moraes Oliveira e Adriano Alves Pereira</i>	
SOFTWARE PARA PROCESSAMENTO DO ELETROCARDIOGRAMA E ANÁLISE DA TURBULÊNCIA DO RITMO CARDÍACO	1801
<i>Gabriel Limeira, Alex Chaves Alberto and Jurandir Nadal</i>	

AVALIAÇÃO DA ATENUAÇÃO DA INTERFERÊNCIA DA REDE ELÉTRICA NO CONDICIONAMENTO DE SINAIS BIOELÉTRICOS COM FILTRO NOTCH DUPLO T	1805
<i>Rui Pimentel Leite, Isis Magrid Koehler, Xie Jiayu, Douglas Roberto Jakubiak, Paulo Roberto Brero de Campos e Miguel Antonio Sovierzoski</i>	
MODELAGEM E AVALIAÇÃO DE UM BEAMFORMING DIGITAL DE ULTRASSOM BASEADO EM FPGA USANDO O MATLAB/SIMULINK	1809
<i>Amauri Assef, Joaquim Miguel Maia, Breno M. Ferreira, Higor S. Serafin, Guilherme M. Bassan, Alexandre Francisco de Moraes Filho and Eduardo Tavares Costa</i>	
PRELIMINARY ANALYSIS OF THE EMG ACTIVITY IN THE MASSETER MUSCLES OF SUBJECTS WITH AND WITHOUT SLEEP BRUXISM	1813
<i>Andrei Nakagawa, Marila Rezende Azevedo Azevedo, Ronaldo Sena, Amanda Freitas and Alcimar Soares</i>	
CLASSIFICAÇÃO DE VOZES PATOLÓGICAS COM O USO DE COEFICIENTES MEL-CEPSTRAIS (MFCC) E QUANTIZAÇÃO VETORIAL	1817
<i>Marilia Sousa, Silvana Costa e Suzete Correia</i>	
DEVELOPMENT OF AN AUTONOMOUS ALGORITHM FOR DETECTING OBSTRUCTIVE SLEEP APNEA FROM ORO-NASAL THERMAL SENSORS	1821
<i>Henrique da Silva Couto, Joana Marini de Oliveira Couto, Marcio Bender Machado and Denis Martinez</i>	
RECONHECIMENTO DE DISTÚRBIOS VOCAIS UTILIZANDO REDES NEURAIS ARTIFICIAIS	1825
<i>Murillo Fermino, Higor Pavoni, Danilo Spatti e Maria Dajer</i>	
PREPROCESSING IN TRACTOGRAPHY: INFLUENCE OF B0 DISTORTION CORRECTION AND QUADRATIC REGISTRATION	1829
<i>Rômulo Raffin and Alexandre Franco</i>	
HAND MOTION QUANTIFICATION USING NON-CONTACT CAPACITIVE SENSORS	1833
<i>Fábio Henrique Monteiro Oliveira, Alessandro Ribeiro de Pádua Machado and Adriano Oliveira Andrade</i>	
PROPOSTA DE CLASSIFICAÇÃO AUTOMÁTICA DE TOSSE VOLUNTÁRIA PARA PESSOAS COM LESÃO MEDULAR	1837
<i>Felipe Macedo, Adson Rocha, Sergio Mateus, Guilherme Vaz e Cristiano Miosso</i>	
PROPOSTA DE FILTRAGEM DO ELETROENCEFALOGRAMA DA REGIÃO OCCIPITAL CONTAMINADO POR ATIVIDADE MUSCULAR FACIAL UTILIZANDO DECOMPOSIÇÃO DE MODOS EMPÍRICOS	1841
<i>Gustavo Silva, Carlos Queiroz, Amanda Rabelo e Adriano Andrade</i>	
SEGMENTAÇÃO, EXTRAÇÃO DE ATRIBUTOS E ANÁLISE DA ELETROMIOGRAFIA DO MÚSCULO MASSETER PARA CARACTERIZAÇÃO DA MASTIGAÇÃO	1845
<i>Daniel Campos, Paulo Abatti, Fábio Bertotti, André Silveira e João Ari Hill</i>	
DESEMPENHO DE CODIFICADOR ADAPTATIVO DE SINAIS DE S-EMG DINÂMICOS BASEADO EM TRANSFORMADA DE WAVELETS	1849
<i>Marcel Henrique Trabuco, Marcus Vinícius Chaffim Costa e Francisco Assis de Oliveira Nascimento</i>	
ESTUDO DO ÍNDICE DE CORRELAÇÃO CRUZADA ENTRE A ATIVIDADE ELETROMIOGRÁFICA DO MÚSCULO FRONTAL E O ELETROENCEFALOGRAMA	1853
<i>Gustavo Silva, Luciano Peres, Carlos Magno Medeiros Queiroz, Luiza Luiz, Iraides Oliveira e Adriano Andrade</i>	
REMOÇÃO DE TENDÊNCIAS NÃO LINEARES DA ELETROMIOGRAFIA EM TEMPO REAL UTILIZANDO FILTRO DE MÉDIA MÓVEL	1857
<i>Carlos Magno Medeiros Queiroz, Luiza Luiz, Gustavo Silva, Slavomir Nasuto e Adriano Andrade</i>	

I. ÓPTICA BIOMÉDICA

- USO DA TOMOGRAFIA POR COERÊNCIA ÓPTICA NO MONITORAMENTO DE LESÕES DE EROSÃO E ABRASÃO EM DENTINA 1861
Daísa L. Pereira, Anderson Z. de Freitas, Denise M. Zezell e Patrícia A. da Ana
- EFEITOS DE FONTES DE LUZ NO ESMALTE DENTAL SUBMETIDO AO PROCESSO DE CLAREAMENTO IN-OFFICE 1865
Amanda Perugine e Patrícia da Ana
- AVALIAÇÃO DE DANOS INDUZIDOS EM HEMÁCIAS OPTICAMENTE APRISIONADAS: UMA ANÁLISE ATRAVÉS DA ELASTICIDADE CELULAR 1869
Marcos Oliveira, Diógenes S. Moura, Adriana Fontes e Renato de Araújo
- SENSORES DE OXIGÊNIO ATRAVÉS DE FOSFORESCÊNCIA RESOLVIDA NO TEMPO: PdTFPP PORFIRINA IMOBILIZADA EM PS E PSU 1873
Alexandre Francisco de Moraes Filho, Pedro Miguel Gewehr, Joaquim Miguel Maia, Douglas Roberto Jakubiak e Amauri Amorin Assef
- CARACTERIZAÇÃO ESPECTRORADIOMÉTRICA DE MATRIZES DE LEDS PARA IRRADIAÇÃO DE CULTURA CELULAR 1877
Luciano Bachmann, Jaqueline Ramos de Sousa e Gilberto Ubida Leite Braga
- CONSIDERAÇÕES SOBRE O ESPECTRO LUMINOSO DA DESCARGA ELETROCIRÚRGICA 1881
Elton Dias Jr, Evaldo Ribeiro e Bertoldo Schneider Jr
- AVALIAÇÃO DA PROLIFERAÇÃO E VIABILIDADE DE CÉLULAS VERO IN VITRO SUBMETIDAS À TERAPIA LASER EM BAIXA INTENSIDADE 1885
Gabriel Scocca, Christiane Lombello e Patrícia da Ana
- SENSORES EM FIBRA ÓPTICA NO MONITORAMENTO DA ANDADURA EQUINA 1889
Pedro Schaphauser, Guilherme Dutra, John Canning, Jean Silva e Cicero Martelli
- EFEITOS DE DIFERENTES POTÊNCIAS DE UM LASER DE DIODO EM ALTA INTENSIDADE NA TEMPERATURA DE IMPLANTES DENTAIS 1893
Carla Faustino, Luciano Bachmann e Patricia da Ana
- AVALIAÇÃO POR ESPECTROSCOPIA FTIR E ANÁLISE DE PCA PARA VERIFICAÇÃO DE ALTERAÇÕES EM COLÁGENO TIPO I APÓS TRATAMENTO EM DIFERENTES EXTRATOS NATURAIS 1897
Rodrigo Dantas, Patrícia da Ana, Sergio Botta e Thiago Pereira
- CARACTERIZAÇÃO DE LESÕES DE CÁRIE DE DENTINA POR ESPECTROCOPIA RAMAN 1901
Carolina Benetti, Ana Clara Siqueira e Patrícia da Ana
- ESTUDO DAS COMPONENTES R, G E B EM IMAGENS DE UMA ESCALA DE CORES DENTAIS SUBMETIDA A DIFERENTES ILUMINAÇÕES ARTIFICIAIS 1905
Camila Provasi, Patrícia da Ana e Emery Lins
- ESTUDO DA ESPECTROSCOPIA DE REFLEXÃO COM RADIAÇÕES VISÍVEIS E INFRAVERMELHAS PARA DISCRIMINAÇÃO DE TECIDOS PULPARES HUMANOS SADIOS E PATOLÓGICOS 1909
Camila Provasi, Patricia F. Cassimiro-Silva, Patrícia da Ana, Denise M. Zezell, Anderson S. L. Gomes e Emery Lins
- SÍNTESE DE NANOPARTÍCULAS DE OURO FUNCIONALIZADAS COM ÁCIDO AMINOLEVULÍNICO E LASER DE PULSOS ULTRACURTOS 1913
Karina Gonçalves, Mônica Silva e Lilia Coronato Courrol

SENSOR EM FIBRA ÓPTICA BASEADO NA RESSONÂNCIA DE PLÁSMONS DE SUPERFÍCIE: CONSTRUÇÃO E EXPERIMENTO	1917
<i>Maria Laís Félix da Silva, Mauricio Vicente, Talita Brito da Silva, Marcia Fernanda da Silva Santiago, Rossana Moreno Santa Cruz e Cleumar da Silva Moreira</i>	
AValiação DE MEDULA ESPINHAL SADIA E LESIONADA POR ESPECTROSCOPIA RAMAN	1921
<i>Elisabeth Coutinho, Lázaro Medeiros Neto, Luís Carvalho, Airton Martin e Emilia Lo Schiavo</i>	
AValiação DE ANEMIA EM RATOS WISTAR E CÃES EXPLORANDO CÂMERAS DE SMARTPHONES	1925
<i>Wellington dos Santos Souza, José de Castro Souza Neto Jr, Wendell Wons Neves e Renato Evangelista de Araújo</i>	
DETECÇÃO DE REPELENTE DE MOSQUITOS CONTENDO DEET EM PELE ATRAVÉS DA ESPECTROSCOPIA RAMAN	1929
<i>Michele Marin da Costa, Angela S. K. Takesaki, Renato A. Zângaro, Marcos T.T. Pacheco e Landulfo Silveira Jr</i>	
AUTOMATED PANEL FOR INVESTIGATION ON SUNGLASSES LENSES DEGRADATION AFTER LONG-TERM SOLAR EXPOSITION	1933
<i>Leonardo Mariano Gomes, Fernanda Oliveira Duarte and Liliane Ventura</i>	
EFEITOS DA IRRADIAÇÃO COM LASER DE Er,Cr:YSGG NA TEMPERATURA PULPAR E SUPERFICIAL DA DENTINA RADICULAR	1937
<i>Elizabete Ferreira, Carolina Benetti, Denise Maria Zzell, Ilka Tiemy Kato e Patricia Aparecida da Ana</i>	
J. SISTEMAS TERAPÊUTICOS POR RADIAÇÕES IONIZANTES E NÃO-IONIZANTES	
AValiação DO EFEITO TÉRMICO DO PLASMA EM TRATAMENTOS DE BIOFILME DE CANDIDA ALBICANS	1941
<i>Anelise C. O. C Doria, Fernanda R. Figueira, Guilherme R. Torello, Jhonatan S. B. Lima, Viviane P. Santos, Homero S. Maciel, Sônia Khouri e Rodrigo S. Pessoa</i>	
AValiações DE DOSES EM PACIENTES TRATADOS COM DIFERENTES TÉCNICAS RADIOTERÁPICAS E ALGORITMOS DOSIMÉTRICOS	1945
<i>Gilvan Lopes dos Santos, Leandro X. Cardoso, Samuel R. Avelino, Paula E. D. Reis, Eliane B. Ferreira e Lourdes Matos Brasil</i>	
COMPARAÇÃO ENTRE A TENS E O INFRAVERMELHO NO TRATAMENTO DE INDIVÍDUOS COM PONTOS GATILHO MIOFASCIAS PRESENTES NO MÚSCULO TRAPÉZIO	1949
<i>Marcela Paiva, Brígida Brancalion, Jéssica Yamanaka e Rodrigo Okubo</i>	
ESTUDO DO FOTOCLEARAMENTO DO AZUL DE METILENO EM SISTEMA SOL-GEL PARA APLICAÇÕES EM TERAPIA FOTODINÂMICA	1953
<i>Nasser Daghanli, Iseli Lourenço Nantes, Giovanna Lepore e Juan E. Melguizo Vásquez</i>	
ANÁLISE DAS PROPRIEDADES ACÚSTICAS DE PHANTOMS DE PVC RECICLADOS	1957
<i>Gabriela Gomes, Lucas de Matheo, Thaís Omena, Marco von Krüger e Wagner Pereira</i>	
CARACTERIZAÇÃO DE MATERIAIS PELA FORÇA DE RADIAÇÃO ACÚSTICA	1961
<i>Gisely Costa, Wagner Pereira e Marco von Krüger</i>	
CALORÍMETRO PARA AValiação DE PROTOCOLOS DE IRRADIAÇÃO ULTRASSÔNICOS	1965
<i>Thais Omena, Rejane Costa, Marco Antônio von Krüger e Wagner Pereira</i>	
ESTUDO COMPARATIVO DOS SISTEMAS GUIADOS POR IMAGENS PARA AUXÍLIO NA LOCALIZAÇÃO DO VOLUME ALVO EM RADIOTERAPIA	1969
<i>Alex Aguiar, Marcia Bissaco e Jorge Garay</i>	

ANÁLISE DA PROPAGAÇÃO ACÚSTICA EM MEIO MULTICAMADAS CONTENDO CIMENTO ÓSSEO ...	1973
<i>Rafaella Ferreira, Lucas Matheo, Ricardo Simões, Gisely Costa, Julio Silva, Thais Omena, Wagner Pereira e Marco von Krüger</i>	
ANÁLISE TERMOGRÁFICA DE PHANTOMS DE MAMA ULTRASSÔNICOS EM CORTE TRANSVERSAL APÓS APLICAÇÃO DE ULTRASSOM TERAPÊUTICO	1977
<i>Daniela dos Santos Piva, Filipe Ramon Angelo Matias, Karoline Silva da Cruz, Rodrigo Rocha Ramalho, Lucas Lobianco de Matheo, Luis Eduardo Maggi e Wagner Coelho de Albuquerque Pereira</i>	
INATIVAÇÃO FOTODINÂMICA in vitro DO FUNGO PATOGÊNICO <i>Paracoccidioides brasiliensis</i>	1981
<i>José Silva Jr., Ricardo Navarro, Gunther Guirado, Roberta Jacinto, Dora Kozusny-Andreani e Luciano Feitosa</i>	
COMPARAÇÃO ENTRE AS TÉCNICAS BOLSA COM ÁGUA E CONTATO DIRETO DE APLICAÇÃO DE ULTRASSOM TERAPÊUTICO	1985
<i>Lúcio Lima, Karen Coelho, Thais Omena, Marco Antônio von Krüger e Wagner Pereira</i>	
AFERIÇÃO DA INTENSIDADE DE DOIS APARELHOS DE ULTRASSOM FISIOTERAPÊUTICO PÓS-MANUTENÇÃO	1989
<i>Augusto Martins, Allan Santos Junior, Thais Omena, José Francisco Costa Junior, Karen de Almeida Coelho, Marco von Kruger e Wagner Pereira</i>	
AVALIAÇÃO DE DOSES PERIFÉRICAS EM OBJETO SIMULADOR ANTROPOMÓRFICO UTILIZANDO FILMES RADIOCRÔMICOS	1993
<i>Beatriz S. de Souza, Danyel S. Soboll, Taiane S. Lourenço, Melissa Funchal e Victor Gabriel Leandro Alves</i>	
K. INFORMÁTICA EM SAÚDE E TELEMEDICINA	
DESENVOLVIMENTO DE SOFTWARE PARA O GERENCIAMENTO DE EQUIPAMENTOS MÉDICO-HOSPITALARES	1997
<i>Patricia Strapasson Piccinini, Frieda Saicla Barros e Percy Nohama</i>	
SISTEMA PORTÁTIL BASEADO EM OSCILAÇÕES FORÇADAS E TELEMEDICINA VISANDO O MONITORAMENTO DE PACIENTES RESPIRATÓRIOS CRÔNICOS	2001
<i>Nayara Oliveira, Mayara Santos, Leonardo Aligleri e Pedro Melo</i>	
DATA WAREHOUSING PARA GESTÃO DE INFORMAÇÕES E TOMADA DE DECISÃO NA SAÚDE PÚBLICA	2005
<i>Samuel Z. Oliva e Joaquim Felipe</i>	
MODELAGEM E IMPLEMENTAÇÃO DE BANCO DE DADOS PARA O GERENCIAMENTO DE PROPOSTAS EM INOVAÇÃO TECNOLÓGICA EM SAÚDE	2009
<i>Lígia Nóbrega, Adriano Andrade e Selma Milagre</i>	
DESENVOLVIMENTO DE UM SISTEMA WEB PARA GESTÃO DE EQUIPAMENTOS MÉDICO-HOSPITALARES	2013
<i>Antonio Domingues Neto e José Felício da Silva</i>	
DESENVOLVIMENTO DE APLICATIVO PARA ACOMPANHAMENTO EM TEMPO REAL DO P.A. PEDIÁTRICO EM DISPOSITIVO MÓVEL	2017
<i>Glauco Erlei de Souza e Gilson Yukio Sato</i>	
VISUALIZAÇÃO DO SINAL DE ECG COM SMARTPHONE E ARMAZENAMENTO EM NUVEM PARA MONITORAMENTO REMOTO	2021
<i>Alexis Miyaoka Garcia e Miguel Antonio Sovierzoski</i>	

LOCALIZAÇÃO DE EQUIPAMENTOS ELETROMÉDICOS EM AMBIENTE FECHADO UTILIZANDO TECNOLOGIA WIFI	2025
<i>William Knob</i>	
SUORTE AO ISOLAMENTO DE PACIENTES SUSPEITOS DE TUBERCULOSE PULMONAR POR COMITÊS DE REDES MLP	2029
<i>Errison Alves, João Filho, Rafael Galliez e Afrânio Kritski</i>	
SISTEMA ELETRÔNICO PARA MONITORAMENTO DE ÚLCERAS DE PRESSÃO SOB O CONCEITO DE INTERNET OF THINGS	2033
<i>Bruno Medina Pedroso, Alessandro Pereira da Silva, Silvia Regina Matos da Silva Boschi e Terigi Augusto Scardovelli</i>	
ORIENTAÇÕES AO DESENVOLVIMENTO DE APLICAÇÕES INTERATIVAS PARA REABILITAÇÃO MOTORA: UM GUIDELINE	2037
<i>Alana da Gama, Thiago Chaves, Lucas Figueiredo e Veronica Teichrieb</i>	
HUMAN KNEE SIMULATION USING MULTILAYER PERCEPTRON ARTIFICIAL NEURAL NETWORK ...	2041
<i>Ithallo Junior Alves Guimaraes, Roberto Aguiar Lima, Vera Marães and Lourdes Mattos Brasil</i>	
A PROPOSAL FOR PATIENT RECORD VISUALIZATION AT EMERGENCY DEPARTMENT USING VISUAL ANALYTICS	2045
<i>Ramon Moreno, Anders Rasmussen, Marina Rebelo, Ole Hejlesen and Marco Gutierrez</i>	
PLATAFORMA DE AQUISIÇÃO, TRANSMISSÃO E PROCESSAMENTO DE IMAGENS CLÍNICAS EM NUVEM	2049
<i>Luan Costa, Gustavo Arvelos, Willian Leite, Fernanda Santana e Marcelino Andrade</i>	
ANÁLISES IN SILICO DA PROTEÍNA FUS HUMANA NA ESCLEROSE LATERAL AMIOTROFICA FAMILIAL TIPO 6.	2053
<i>Juliana P. Loureiro e Joelma F. de Mesquita</i>	
VALIDAÇÃO DE MODELO DE CALIBRAÇÃO DE ESTIMATIVA DE GASTO ENERGÉTICO DURANTE ATIVIDADE FÍSICA ATRAVÉS DE ACELERÔMETROS EMBUTIDOS EM SMARTPHONES	2057
<i>Marcio Ishizaki, Robson R. Silva e Daniel G. Goroso</i>	
ANÁLISE DE DOIS MÉTODOS NA CRIAÇÃO DE UMA BASE DE DADOS DE MÃOS E ESTATURAS PARA ANTROPOMETRIA	2061
<i>Maria Elizete Kunkel, Felipe Souza, Filipe Loyola Lopes, Eliel Cunha Guimarães e Bárbara Artioli</i>	
DESENVOLVIMENTO DE UM SISTEMA DISTRIBUÍDO PARA ANÁLISE DE ELETROCARDIOGRAMA ATRAVÉS DE WEB SERVICES	2065
<i>Marcelo Araujo Lima, Paulo Cesar Cortez e João Paulo do Vale Madeiro</i>	
A SOCIAL APPROACH TO MANAGE TRUSTWORTHINESS FOR INTERNET OF MEDICAL THINGS	2069
<i>Marisângela Brittes, Bertoldo Schneider Jr and Emilio Carlos Gomes Wille</i>	
SISTEMA ESPECIALISTA PARA DIRECIONAMENTO NA DIFERENCIAÇÃO ENTRE AS PATOLOGIAS CAUSADAS PELO Aedes Aegypti	2073
<i>Rodrigo Amaral, Luciana de Sousa, Jorge Lustosa, Henderson Sanchez e Lourdes Brasil</i>	
DESENVOLVIMENTO DE SISTEMA PARA RASTREABILIDADE E CONTROLE DE INSTRUMENTAIS CIRÚRGICOS EM CENTRAL DE MATERIAIS E ESTERILIZAÇÃO DE UM HOSPITAL PÚBLICO	2077
<i>Rafael Marinho Farias, Edson Ticona Zegarra, Daniel Helú, Ricardo Leite Barroso, Edna Maria S. Beck, Eliana Rocha, Luiz Roberto Lopes, Francisco Ubaldo Vieira Jr e Eduardo Tavares Costa</i>	
CONTROLE DE AMBIENTE VIRTUAL POR RASTREAMENTO DO OLHAR	2081
<i>Berthil Longo, Alexandre Bissoli, Mariana Sime, Gustavo Glasgio e Teodiano Bastos-Filho</i>	

SISTEMA DE DETECÇÃO DE BEACONS EM AMBIENTES FECHADOS UTILIZANDO REDE WI-FI E BLUETOOTH DE BAIXA ENERGIA	2085
<i>Thiago Terra, Rodrigo Tambara e José Fernando Meira</i>	
SISTEMA INTELIGENTE PARA GERENCIAMENTO DE MEDICAÇÃO EM AMBIENTES RESIDENCIAIS	2089
<i>Vandermi Silva, Claudio Gomes, Suellen Santana e Vicente Ferreira de Lucena Jr</i>	
Fisiomotion: SISTEMA DE AVALIAÇÃO DE PACIENTES PORTADORES DE ARTRITE REUMATOIDE USANDO SENSOR DE MOVIMENTOS	2093
<i>Lucas Lima, Juliana Melo, Thiago Fragoso, Thales Miranda e Marcelo Oliveira</i>	
L. TÓPICOS ESPECIAIS	
MULTICLASSIFICADORES DE RESISTÊNCIA AOS INIBIDORES DA HIV-PROTEASE BASEADOS EM SISTEMAS DE INTERPRETAÇÃO GENOTÍPICA	2097
<i>Letícia Raposo e Flavio Fonseca Nobre</i>	
SERIOUS GAME PARA AUXILIAR JOVENS COM SÍNDROME DE DOWN A APRIMORAR SUA EXPRESSÃO ESCRITA	2101
<i>Evelyn Cid, Agesandro Scarpioni, Silvia Cristina Martini Rodrigues e Marcia Bissaco</i>	
ASSESSMENT OF INSECTICIDE RESISTANCE ONSET	2105
<i>Helio Schechtman, Max Souza and Denise Valle</i>	
RETRATAÇÕES DE ARTIGOS CIENTÍFICOS EM REVISTAS DA ÁREA DE NANOTECNOLOGIA NO PERÍODO DE 1975 A 2015	2109
<i>Luiza Passos Volpi e Letícia Martins e Sá</i>	
MARPE NA ANÁLISE DE PERIGO DA AUTORIZAÇÃO DE COMERCIALIZAÇÃO DOS EQUIPAMENTOS MÉDICOS	2113
<i>Rafael Gomes Fernandes</i>	
O TREINAMENTO COMO FERRAMENTA DA REDUÇÃO DE CUSTOS NA MANUTENÇÃO DE EQUIPAMENTOS MÉDICOS	2117
<i>Tassiany Albergaria, Alessandra Moreira, Eugênia Lopes, Jessica Oliveira, Marco Perlatto e Antônio Souza</i>	
DEPOSIÇÃO DE FILMES DE DLC:CÂNFORA NA PREVENÇÃO DE BIOFILME DE LEVEDURAS DE CANDIDA ALBICANS	2121
<i>Thaisa B. Santos, Anelise C. O. C. Doria, Angela A. Vieira, Sônia Khouri, Homero S. Maciel, Rodrigo S. Pessoa e Lucia Vieira</i>	
DESENVOLVIMENTO DO APLICATIVO SENSonet PARA AVALIAR A CAPACIDADE FUNCIONAL DE SENTAR E LEVANTAR EM IDOSOS	2125
<i>Caio Leão de Andrade, Tiago Augusto Andrade e Elto Legnani</i>	
DESENVOLVIMENTO DE APLICATIVO PARA AUXILIAR NA COMUNICAÇÃO DE PESSOAS COM PARALISIA CEREBRAL	2129
<i>Diego Pereira da Silva, Felipe Rodrigues Martinéz Basile, Marcia Bissaco e Flavio Cezar Amate</i>	
FATORES DE RISCO PARA PARTOS CESÁREOS NO BRASIL	2133
<i>Luciana Alcantara, Núbia Almeida e Renan Almeida</i>	
APLICATIVO MÓVEL PARA ENFERMAGEM NO ATENDIMENTO DE DEFICIENTES AUDITIVOS	2137
<i>Francisco Douglas Lima Abreu, Fabio Prado da Silva, Marcia Bissaco e Silvia Cristina Martini Rodrigues</i>	

ONTOMAMA: ONTOLOGIA PARA ENSINO E APRENDIZAGEM DE ESTUDANTES NO ESTUDO DO CÂNCER DE MAMA	2141
<i>Maria Tereza Melo, Daniel Braga, Henderson Sanches, Liana Gomide e Lourdes Brasil</i>	
SISTEMA PARA TREINAMENTO DO MOVIMENTO DE PREENSÃO PARA ADULTOS COM LIMITAÇÃO MOTORA LEVE	2145
<i>Jefferson Alves, Silvia Boschi, Alessandro Pereira e Terigi Scardovelli</i>	
SISTEMA PARA IMPLEMENTAÇÃO DE DIAGRAMA DE FLUXO DE DADOS PARA CEGOS	2149
<i>Daisy Eboli, Annie Frère, Lucas Marques, Alessandro Pereira, Silvia Boschi and Terigi Scardovelli</i>	
VESTÍGIOS EM LOCAIS DE CRIME - PARÂMETROS DE USO PARA LUZ FORENSE NA DETECÇÃO DE SÊMEN POR FOTOLUMINESCÊNCIA	2153
<i>Alexandre de Lara, Rubens Faria e Fabio Salvador</i>	
ADOÇÃO DE RTOS NA CRIAÇÃO DE DISPOSITIVO ELETROMÉDICO PARA AVALIAÇÃO DO BLOQUEIO NEUROMUSCULAR INTRAOPERATÓRIO	2157
<i>Matheus Leitzke Pinto, Gustavo Ott e Maurício Campelo Tavares</i>	
MECANISMOS DE FOMENTO PARA DISPONIBILIZAR NO MERCADO TECNOLOGIAS DA SAÚDE DESENVOLVIDAS NAS UNIVERSIDADES	2161
<i>Cristina Uechi e Adson Ferreira da Rocha</i>	
USO DE TECNOLOGIAS GLOBAIS PARA A DETERMINAÇÃO DE HABITATS DE ESPÉCIES BIOINDICADORAS E TRANSFORMAÇÕES DE TERRITÓRIOS	2165
<i>Karin Cristine Grande e Bertoldo Schneider Jr</i>	
QUINZINHO EM TORRE DE PEDRA: JOGO PARA AUXILIAR AS CRIANÇAS COM TRANSTORNO DE APRENDIZAGEM DA ESCRITA	2169
<i>Isaias Lima, Marcia Bissaco e Leni Lima</i>	
AS PERCEPÇÕES E O PERFIL DOS EGRESSOS DO CURSO DE ENGENHARIA BIOMÉDICA DA UFABC	2173
<i>Patricia da Ana, Jean Freitas e Harki Tanaka</i>	
PREVISÃO DE DEMANDA DA VACINA CONTRA HEPATITE B PELO MÉTODO DE BOX-JENKINS (ARIMA)	2177
<i>Graciela Paula do Nascimento Duque, Mario Lucio de Oliveira Novaes e Renan Moritz Varnier Rodrigues de Almeida</i>	
ASSISTENTE DE NAVEGAÇÃO INDOOR PARA DEFICIENTES VISUAIS ATRAVÉS DE PEDESTRIAN DEAD RECKONING E CORREÇÃO DE ESTIMATIVA DE POSIÇÃO POR RECONHECIMENTO DE PADRÕES	2181
<i>Walter C. S. Seiffert Simões, Yuri Motta Lopes Rodrigues Silva and Vicente Ferreira de Lucena Jr</i>	
EDUCHH: SOFTWARE PARA APOIO AO ENSINO DAS PROPRIEDADES ELÉTRICAS DE NEURÔNIOS ...	2185
<i>Natália F. Oshiyama, Arnaldo Fim Neto, Rosana A. Bassani e José W. M. Bassani</i>	
ACUPUNTURA X LASER NO ALÍVIO DA DOR E NO GANHO DA AMPLITUDE DE MOVIMENTO NA SÍNDROME DO IMPACTO	2189
<i>Lidiane Ribeiro Giugni, Vicente Machado Neto e Miguel Antonio Sovierzoski</i>	
JOGO DE REABILITAÇÃO DE MEMBROS SUPERIORES UTILIZANDO O SENSOR KINECT COM FEEDBACK PARA ANÁLISE DO TRATAMENTO	2193
<i>Thiago Rosa, Wellington Almeida, Rani Alves, Fernando Freitas, Daniel Lobato e Carlos Alberto Ynoguti</i>	

PERCEPÇÕES DE PROFISSIONAIS DA SAÚDE SOBRE PRÓTESES NO TRATAMENTO DE FRATURAS OCASIONADAS POR OSTEOPOROSE	2197
<i>Lais Morimoto, Sonia Malmonge e Juliana Daguano</i>	
CONSTRUÇÃO AUTOMÁTICA DE COVARIÁVEIS PARA MODELOS DE REGRESSÃO APLICADOS EM PREVISÃO ANTROPOMÉTRICA	2201
<i>Vinícius Veloso de Melo, Ricardo Manhães Savii, Felipe G. Souza, Camila B. Martins, Flávia C. M. Q. Mariano, Filipe Loyola Lopes e Maria Elizete Kunkel</i>	
MÉTODO COMPUTADORIZADO PARA ENSINAR CRIANÇAS COM TRANSTORNO DO ESPECTRO AUTISTA A RECONHECER EMOÇÕES	2205
<i>Leandro Miranda, Marcia Bissaco, Terigi Scardovelli e Alessandro Pereira</i>	
DESAFIO TEMÁTICO EM ENGENHARIA BIOMÉDICA (DETEB): UMA PROPOSTA AOS CURSOS DE GRADUAÇÃO DO BRASIL	2209
<i>Amanda Cunha, Eduardo Gouveia, Fernanda Lopes, Reverton Silva, Yuran Dias, Andrei Nakagawa e Edgard Lamounier</i>	
SISTEMA DE DETECÇÃO DE MOVIMENTO PARA AUXÍLIO NA ANÁLISE DE ESTRESSE DE ROEDORES EM MICROGRAVIDADE SIMULADA	2213
<i>Ingrid Lamadrid, Flavia Ortmann, Marlise dos Santos e Júlio César de Lima</i>	
ATRIBUIÇÕES PROFISSIONAIS DO GRADUADO EM ENGENHARIA BIOMÉDICA: ANÁLISE SOBRE AS ATUAIS RESOLUÇÕES DO CONFEA	2217
<i>Fernando Sales</i>	
RESUMOS	
A. ENGENHARIA CLÍNICA E AVALIAÇÃO DE TECNOLOGIA EM SAÚDE	
MAPAS COGNITIVOS NA AVALIAÇÃO DE DISPOSITIVOS MÉDICOS	2221
<i>Rafael G. Fernandes e Saide J. Calil</i>	
FALA FILTRADA DIGITALMENTE: NOVA PERSPECTIVA PARA AVALIAR ERROS DE PROCESSAMENTO AUDITIVO	2222
<i>Gisele Vieira Hennemann Koury, Francisca Canindé Rosário da Silva Araújo, Antônio Marcos de Lima Araújo e Manoel da Silva Filho</i>	
DISPOSITIVO PARA REGISTRAR O PERFIL DE PREENSÃO EM NEONATOS	2223
<i>Amir Samer Zahlan, Agatha Yasmin Netto Barata, Matheus Guimarães Nogueira e Manoel da Silva Filho</i>	
TESTE PARA FUSÃO BINAURAL COM PALAVRAS DIGITALMENTE FILTRADAS: UMA NOVA PROPOSTA AVALIATIVA	2224
<i>Francisca Canindé Rosário da Silva Araújo, Gisele Vieira Hennemann Koury, Antônio Marcos de Lima Araújo e Manoel da Silva Filho</i>	
MAPEAMENTO DE MAMÓGRAFOS E ANÁLISE DE DEMANDA NO BRASIL	2225
<i>Flávio Leal, Thiago Zarza e Matheus Moraes</i>	
MANUTENÇÃO PREDITIVA EM AUTOCLAVES HOSPITALARES A VAPOR UTILIZANDO SISTEMA SUPERVISÓRIO EMBARCADO	2226
<i>Rafael Reis e Eduardo Nunes</i>	
PROPOSTA DE MONITORAMENTO REMOTO DO PERCENTUAL DE OXIGÊNIO DE UM CONCENTRADOR PORTÁTIL	2227
<i>Luigi Misturini, Bruno Pires e Renato Garcia</i>	

ANÁLISE DE MOBILIÁRIO HOSPITALAR COM INCIDÊNCIA EM EVENTOS ADVERSOS	2228
<i>Lígia Nóbrega e Selma Milagre</i>	
ANÁLISE DE FORMAS DE ONDA VISANDO IDENTIFICAR DEGRADAÇÃO DE ISOLAMENTO EM EQUIPAMENTOS ELETROMÉDICOS	2229
<i>Marcos Andre Lucas, Luiz E. S. Spalding e Marcelo T. Rebonatto</i>	
VALIDAÇÃO DA TÉCNICA DE ANÁLISE HEURÍSTICA DE MANUAIS DE OPERAÇÃO DE EQUIPAMENTOS MÉDICOS	2230
<i>Fernando Andrade e Saide Calil</i>	
PROTÓTIPO DE MONITORAMENTO REMOTO DE AUTOCLAVES UTILIZADAS NA ATENÇÃO BÁSICA EM SAÚDE	2231
<i>Maicon Francisco, Priscila Avelar, Bruno Pires e Renato Garcia</i>	
DESENVOLVIMENTO DE UMA NOVA METODOLOGIA PARA AVALIAÇÃO DE ULTRASSOM TERAPÊUTICO	2232
<i>Matheus Venturi e Luiz Rodrigues Júnior</i>	
RADIAÇÃO UV NA ESTERILIZAÇÃO DE LENTES DE CONTATO E SEU POTENCIAL NO DESENVOLVIMENTO DE TECNOLOGIAS SOCIAIS	2233
<i>Renata Ruoco Loureiro, Priscila Cardoso Cristovam, Vagner Rogério dos Santos, Karen Bauab, Cecilia Carvalhoes, Adagmar Andriolo, José Álvaro Pereira Gomes e Denise de Freitas</i>	
B. BIOMATERIAIS E ENGENHARIA DE TECIDOS	
ASSISTIVE TECHNOLOGY OF OPHTHALMIC MEMBRANE OCCLUSIVE FROM NATURAL LATEX	2234
<i>Jaqueline Ribeiro, Leandro Fleury Rosa, Alexandre Ribas and Suélia Fleury Rosa</i>	
DESENVOLVIMENTO E CARACTERIZAÇÃO DE BIOMATERIAL A BASE DE ZRO ₂ E PO ₄ -3 POR PROCESSO SOL-GEL E HIDROTÉRMAL	2238
<i>Vinicius A Severo, Lailla S. Pinheiro e Luis O. S. Bulhões</i>	
MODELOS OBTIDOS POR IMPRESSÃO 3D COMO FERRAMENTA DE DESENVOLVIMENTO APLICADO EM ENGENHARIA BIOMÉDICA	2239
<i>Simão Bacht, Eduardo Yamanaka, Milton Oshiro e Idagene Cestari</i>	
CARACTERIZAÇÃO A ATIVIDADE CITOTÓXICA DE ÓXIDO DE GRAFENO FRENTE AS CÉLULAS VERO	2240
<i>Nathan Rampelotto Bressa, Tiago Moreno Volkmer, Solange Cristina da Silva e Sergio Roberto Mortari</i>	
TRATAMENTO DE DEFEITO ÓSSEO EM TÍBIA DE RATO COM MEMBRANA DE LÁTEX	2241
<i>Bruna Leonel Carlos, Gabriela Rezende Yanagihara, Jessica Suzuki Yamanaka, Ana Paula Macedo, Rondinelli Donizetti Herculano e Antônio Carlos Shimano</i>	
DESEMPENHO HIDRODINÂMICO DE BIOPRÓTESES VALVARES PARA UTILIZAÇÃO EM UMA BOMBA DE SANGUE PULSÁTIL PEDIÁTRICA	2242
<i>Eraldo Sales, Marcelo Mazzetto e Idágene Cestari</i>	
SÍNTESE E CARACTERIZAÇÃO DE HIDROXIAPATITA DOPADA COM ESTRÔNCIO	2243
<i>Daniela Gomes, Luiz Rodrigues Jr, Tiago Volkmer e Luis Santos</i>	
DESENVOLVIMENTO DE ATUADORES UTILIZANDO COMPÓSITOS DE POLÍMEROS IÔNICOS E METAIS	2244
<i>Ossamu Tashiro, Yago Silva, Cláudia Lima e Ricardo Yara</i>	

DESENVOLVIMENTO DE COMPÓSITOS DE QUITOSANA, BIOSILICATO® E IBUPROFENO VISANDO APLICAÇÃO COMO DRUG RELEASE	2245
<i>Amanda Juraski, Sônia Malmonge e Juliana Daguano</i>	
ENSAIOS DE CITOTOXICIDADE IN VITRO: COMPARAÇÃO DOS MÉTODOS DE CONTATO DIRETO E POR EXTRATO	2246
<i>Anand Oliveira Masson e Christiane Bertachini Lombello</i>	
ESTUDO DA AÇÃO ANTIMICROBIANA DE FILME DE SiC-TiO ₂ PRODUZIDO POR IRRADIAÇÃO À LASER	2247
<i>Angela Aparecida Vieira, Thaisa B. Santos, Polyana A. Radi, Anelise Cristina Osório Cesar Doria, Getúlio Vasconcelos, Rodrigo S. Pessoa, Homero S. Maciel, Silvelene A. Silva e Lucia Vieira</i>	
EFEITO FOTOCATALÍTICO E ANTIBACTERICIDA DE RECOBRIMENTOS NANOESTRUTURADOS DE DIÓXIDO DE TITÂNIO	2248
<i>Rachel Gonçalves, Anelise Doria, Jhonatan de Lima, Viviane dos Santos, Homero Maciel e Rodrigo Pessoa</i>	
C. BIOENGENHARIA	
DEVELOPMENT OF A TOOL FOR “REAL TIME” OPEN-SOURCE VIDEO RECORDING AND ANN-BASED DETECTION OF ANIMAL BEHAVIOR	2249
<i>João Antônio Marcolan, Marcela Guitarrara Nirschl Crozara and José Marino-Neto</i>	
EFEITO DA DIETA HIPERLIPÍDICA NAS PROPRIEDADES MECÂNICAS DE OSSOS SUBMETIDOS À OSTEOTOMIA	2250
<i>Jéssica Suzuki Yamanaka, Bruna Leonel Carlos, Brígida Batista Brancaleon, Gabriela Rezende Yanagihara, Ana Paula Macedo e Antonio Carlos Shimano</i>	
UM SISTEMA DE CÓDIGO ABERTO PARA REGISTRO E ANÁLISE DE DADOS COMPORTAMENTAIS CATEGÓRICOS E CINEMÁTICOS EM ANIMAIS DE LABORATÓRIO	2251
<i>Marcela Guitarrara Nirschl Crozara, João Antônio Marcolan e José Marino-Neto</i>	
ATRASO ELETROMECAÂNICO EM CÃO COM LESÃO MEDULAR ASSOCIADO COM CÉLULAS-TRONCO E ESTIMULAÇÃO ELÉTRICA	2252
<i>Lidiane Santos Magri, Agatha Botelho, Fernando Bach, Carmen Rebellato, Letícia Fracaro, Felipe Fragoso, José Villanova Jr e Eddy Krueger</i>	
FORMAS DE ONDA DE CHOQUES DESFIBRILATÓRIOS E INDUÇÃO DE ATIVIDADE ESPONTÂNEA EM CARDIOMIÓCITOS	2253
<i>Anita Gaia Mazzocco, Jair Trapé Goulart, Marcelo de Almeida Viana, Rodrigo Aderne de Souza, Rosana Almada Bassani e José Wilson Magalhães Bassani</i>	
MODELO DE REGRESSÃO MÚLTIPLA LINEAR PARA DETERMINAÇÃO DE VOLUME EXPIRATÓRIO FORÇADO DE PRIMEIRO SEGUNDO	2254
<i>Ingrid Amorim, Robson Silva, Rodrigo Martins e Ricardo Marques</i>	
AVALIAÇÃO ELETROFISIOLÓGICA DOS EFEITOS DA MELITINA SOBRE AS ATIVIDADES SINÁPTICAS E NÃO SINÁPTICAS EM HIPOCAMPO DE RATO	2255
<i>Anna Letícia Reis de Oliveira, Juliana Pereira Cardoso, Luiz Eduardo Canton Santos, Ivan Carlos dos Santos e Antônio Carlos Guimarães de Almeida</i>	
PURIFICAÇÃO DE COMPONENTES DO VENENO DE <i>R. schneideri</i> E SUA INFLUÊNCIA SOBRE ATIVIDADES EPILEPTIFORMES SUSTENTADAS POR MECANISMOS NÃO SINÁPTICOS EM/HIPOCAMPO DE RATOS	2256
<i>Juliana Pereira Cardoso, Anna Letícia Reis de Oliveira, Luiz Eduardo Canton Santos, Ivan Carlos dos Santos e Antônio Carlos Guimarães de Almeida</i>	

DESENVOLVIMENTO DE APTASENSOR ELETROQUÍMICO PARA DETECÇÃO DE OCRATOXINA A EM SUCO DE UVA	2257
<i>Estefani Pontes, Roberto Milán, Sandra Sá, César Andrade e Maria Oliveira</i>	
SIMULAÇÃO DE DESEMPENHO MECÂNICO PARA ARCABOUÇOS DE ENXERTOS VASCULARES	2258
<i>Felipe Pimenta, Sônia Malmonge e Ronny Carbonari</i>	
EFEITOS DO TRATAMENTO COM ELETROACUPUNTURA DE BAIXA FREQUÊNCIA NA DENSIDADE MINERAL ÓSSEA E BIOMECÂNICA ÓSSEA EM RATAS OVARIETOMIZADAS	2259
<i>Jacqueline Tida, Gabriela Yanagihara, Brigida Brancalion e Antônio Shimano</i>	
D. DISPOSITIVOS E INSTRUMENTAÇÃO BIOMÉDICA	
MINIGANZFELD PARA ELETORRETINOGRÁFIA DE CAMPO TOTAL	2260
<i>Bruno Gomes Dutra, Amir Samer Zahlan, Deyson Alves Rodrigues e Manoel da Silva Filho</i>	
APLICATIVO PARA TRIAGEM AUDITIVA	2261
<i>Marlan Mitsuo Ayres Tsutsumi, Victor Yohei Yamamoto, Amir Samer Zahlan and Manoel da Silva Filho</i>	
MICROCONTROLLED CURRENT SOURCE DEVELOPMENT FOR USE IN ELECTRICAL IMPEDANCE TOMOGRAPHY SYSTEMS	2262
<i>Samuel F. Alkmin, Olavo L. Silva e Erick D.L.B. Camargo</i>	
DISPOSITIVO PARA MEDIR O TEMPO DE RESPOSTA A TONS PUROS E MODULADOS NA AUDIOMETRIA TONAL LIMIAR: ESTUDO COMPARATIVO ENTRE JOVENS E IDOSOS	2263
<i>Angélica Cristina Pezzin Palheta, Kerolaine de Andrade Rodrigues e Manoel da Silva Filho</i>	
CARACTERIZAÇÃO DE UM ESPECTRORADIÔMETRO COMERCIAL PARA AVALIAÇÃO DE IRRADIÂNCIA DE FOTOTERAPIA NEONATAL	2264
<i>Antonio Francisco Gentil Ferreira Junior e J. C. T. B. Moraes</i>	
ESTIMULADOR MAGNÉTICO PARA ESTUDO DOS EFEITOS DE CAMPOS MAGNÉTICOS EM TECIDOS NEURAIS	2268
<i>Noemi Araújo, Damien Depannemaeker, Alexandra Falkiner-Andrews, Wagner Keller, Jean Faber e Henrique Amorim</i>	
ESPECTROSCOPIA POR EMISSÃO ACÚSTICA DE TECIDO ÓSSEO EXCITADO POR PULSO ULTRASSÔNICO	2269
<i>Guilherme Braz, Paulo Agnollitto, Marcello Nogueira-Barbosa e Antonio Carneiro</i>	
SIMULAÇÕES E ESPECIFICAÇÃO DE TRANSDUTOR PARA CONSTRUÇÃO DE PROTÓTIPO HIFU	2270
<i>Valdeci França, Diana Perafán e Marcelino Andrade</i>	
ANALYSIS OF TRACE ELEMENTS PRESENT IN CANINE BREAST TISSUE BY FLUORESCENCE X-RAY TECHNIQUE	2271
<i>Thamara C. Cozer, André L. C. Conceição, Marcelo Antoniassi, Alana C. F. Fagundes, Gustavo R. O. Pimentel and Anna S. S. Rocha</i>	
NANO APARELHO DE CAPTAÇÃO PARA ELETROCARDIOGRAMA	2272
<i>Thayson Oliveira Orlandi, César Giracca, Felipe Boemo Silva e Mirkos Ortiz Martins</i>	
SISTEMA DE AMPLIFICAÇÃO E AQUISIÇÃO DE POTENCIAIS PARA ANÁLISE DE ECG MULTICANAL	2273
<i>Marcelo Mazzetto, Milton Seigui Oshiro e Idágene A. Cestari</i>	
BIOSENSOR MICROELETRÔNICO MULTIPLEXADO	2274
<i>Fernando Mano, Hugo Mello e Marcelo Mulato</i>	

DESENVOLVIMENTO DE DISPOSITIVO PARA AVALIAÇÃO DE FORÇA EM PACIENTES ACAMADOS . . .	2275
<i>Jeferson Lopes, Marcelino Andrade e Vinicius Silva</i>	
JOGO PARA AUXÍLIO DO TRATAMENTO FISIOTERÁPICO DE PESSOAS COM SEQUELAS DE AVC	2276
<i>Marcos Castro, Bruno Paula e Elisangela Manffra</i>	
DESIGN E IMPLEMENTAÇÃO DE CARREGADOR DE BATERIA PARA DISPOSITIVOS IMPLANTÁVEIS EM PLACAS DE CIRCUITO IMPRESSO	2277
<i>Wanberton Gabriel de Souza, Darizon Alves de Andrade, Eustáquio Fernandes Júnior e Thiago Siqueira de Souza Teixeira</i>	
DETECÇÃO DE NANOPARTICULAS MAGNÉTICAS EM TUMORES ATRAVÉS IMAGENS DE BIOSUSCEPTOMETRIA AC	2278
<i>Ronaldo Matos, Leonardo Antonio Pinto, Paulo Roberto Fonseca Filho, André Prospero, Guilherme Soares, Caio César Quini, Nicholas Zufelato, Elisângela de Paula Silveira Lacerda, Andris Figueiroa Bakuzis e José Ricardo de Arruda Miranda</i>	
FREQUÊNCIA CARDÍACA CONTROLADA COM VIDEOGAME	2279
<i>Leonardo de O. Mazza, Eduardo Fernando S. Araújo e Frederico C. Jandre</i>	
AMPLITUDE ESTIMADA POR SENSORES EM INDIVÍDUOS COM TREMOR DE PUNHO NO PARKINSON	2280
<i>Ana Paixão, Maria Zaruz, Luíza Maire, Guilherme Cavalheiro, Gustavo Moreira e Adriano Andrade</i>	
DESENVOLVIMENTO DE ESTIMULADOR ELÉTRICO NEUROMUSCULAR FUNCIONAL PORTÁTIL PARA MEMBROS INFERIORES	2281
<i>Luís Soares e Renan Kozan</i>	
INSTRUMENTAÇÃO PARA AFERIÇÃO DE TRANSDUTOR DE PRESSÃO	2282
<i>João Carlos Martins Almeida, Carlos Arturo Levi D’Ancona e José Wilson Magalhães Bassani</i>	
DESENVOLVIMENTO DE UM DISPOSITIVO DE PINÇA ACÚSTICA PARA ARMADILHAMENTO DE MÚLTIPAS PARTÍCULAS BASEADO EM UM ÚNICO FEIXE ULTRASSÔNICO FOCALIZADO	2283
<i>Andre Baggio, Renã Santos Junior, José Lopes, José Leão Neto e Glauber Silva</i>	
DESENVOLVIMENTO DE UM ESTETOSCÓPIO ELETRÔNICO DE BAIXO CUSTO CONECTADO A UM NOTEBOOK	2284
<i>Iasmin Vargas, Lariane Rodrigues, Nícolas Carvalho, Pâmella Oliveira, Patricia Schopf e Rodrigo Tambara</i>	
BIO-IMPEDANCE FOR ELECTRONIC BRAILLE: A PRELIMINARY INVESTIGATION ON THE BEHAVIOR OF THE FINGERTIP TISSUE	2285
<i>Jessica de Souza and Yantao Shen</i>	
UMA PROPOSTA DE PLATAFORMA PORTÁTIL PARA MONITORAMENTO DE NERVOS FACIAIS	2286
<i>Julio Cesar Ruzicki, Andre Pinto Geraldo, Mauricio Tavares e Adão Souza Jr</i>	
DESENVOLVIMENTO DE JOGOS PARA REABILITAÇÃO DO EQUILÍBRIO NO CONTEXTO DA POSTUROGRAFIA ESTÁTICA	2287
<i>Vítor W. Tavares, Júlio C. B. de Mattos e Mauricio C. Tavares</i>	
ANÁLISE EXPERIMENTAL DO TRANSDUTOR DE ULTRASSOM FOCALIZADO DE ALTA INTENSIDADE	2288
<i>Renata Michelini Guidi, Estela Maria Correia Sant’Ana e José Ricardo Souza</i>	

E. BIOMECÂNICA E BIORROBÓTICA

- EFEITOS DA FADIGA UNILATERAL DO TRÍCEPS SURAL SOBRE A VARIABILIDADE DA MARCHA EM JOVENS ATIVAS 2289
Georgia Cristina Lehnen e Marcus Fraga Vieira
- PRÓTESE DE MEMBRO INFERIOR EM FIBRA DE CARBONO PARA USO COTIDIANO E LEVES EXERCÍCIOS 2290
César Giracca, Vinicius Oviato e Tiago Volkmer
- SISTEMA DE MONITORAMENTO DE ESTADO HIGIÊNICO DE PACIENTES DE UTI, UTILIZANDO PROTOTIPAÇÃO EM ARDUÍNO 2291
César Giracca, Daniel Rocha Beck, Eduardo Marchi Finckler, Guilherme Lamana Carvalho, Fabio Quoos Lena, José Pedron Tessele e Mirkos Ortiz Martins
- CADEIRA DE RODAS COM PROPULSÃO DE MANIVELA, SISTEMA DE FRENAGEM E ACESSIBILIDADE A DIFERENTES TERRENOS 2292
Vinicius Rodrigues Oviedo, Gilberto Orengo e Maria Isabel Veras Orselli
- DYNAMIC MODEL OF KAYAK WITH 2DOF FOR THE STUDY OF POSTURAL BALANCE 2293
Raissa Thibes, Olavo Luppi Silva and Wagner Nishitani
- MOTOR INTENTION DETECTION FOR ROBOTIC WALKER USERS USING ARTIFICIAL NEURAL NETWORKS AND EYE-TRACKING 2294
Hamilton Rivera, Anibal Cotrina, Carlos Valadao, Alessandro Benavides and Teodiano Bastos
- COMPARAÇÃO DO CONTROLE POSTURAL ENTRE PRATICANTES E NÃO-PRATICANTES DE YOGA .. 2295
Dafne Pinto, Pedro França, Alexandre Pino e Luciano Menegaldo
- ## **F. IMAGENS BIOMÉDICAS E PROCESSAMENTO DE IMAGENS**
- COMPARAÇÃO ENTRE MÉTODOS PARA A RECONSTRUÇÃO DE IMAGENS DE TOMOGRAFIA POR IMPEDÂNCIA ELÉTRICA 2296
Gabriel C. Lopes e Alessandro Beda
- DESENVOLVIMENTO DE UM APLICATIVO MULTIPLATAFORMA PARA ANÁLISE DE POSTURA E MEDIÇÃO CORPORAL 2297
Adjamilton Jr, Wesley Santos, Rychard Guedes e Carlos Regis
- ESTUDO COMPARATIVO DE DETECTORES DE BORDAS APLICADOS À IMAGENS DE RADIOGRAFIAS PERIAPICAIS 2298
Hedlund Tavora, Darleison Filho, Fausta Joaquim e John Félix
- DESENVOLVIMENTO DE UM PROTOCOLO PARA RECONSTRUÇÃO DE IMAGENS TOMOGRÁFICAS POR ESPALHAMENTO DE RAIOS X EM BAIXO ÂNGULO APLICADO A TECIDOS MAMÁRIOS 2299
Gustavo Reikdal de Oliveira Pimentel e André L. C. Conceição
- ESTIMATIVA DO GRAU DE COLAPSO ALVEOLAR EM PACIENTES COM SÍNDROME DO DESCONFORTO RESPIRATÓRIO AGUDO 2300
Clara S. M. Oliveira e Alysson R. Carvalho
- GEL DE COPOLÍMERO APLICADO NA CONFECÇÃO DE PHANTOM DE MAMA PARA ULTRASSOM ... 2301
Luciana Camargo Cabrelli, Felipe Wilker Grillo, Michelle Ferreira Da Costa Abrahão, Antônio Adilton Oliveira Carneiro e Theo Zeferino Pavan

SELEÇÃO DE ATRIBUTOS EM SISTEMAS COMPUTADORIZADOS PARA DIAGNOSTICO DE CANCER DE MAMA COM ULTRASSOM	2302
<i>Guilherme A. M. Albonico, Wagner Pereira, Wilfrido Gómez e Adriana Kauati</i>	
TESTE DE REATIVIDADE VASCULAR POR TERMOGRAFIA INFRAVERMELHA	2303
<i>Ivana Hanke, Ionildo José Sanches e Marcos Leal Brioschi</i>	
ANÁLISE DE TECIDO MAMÁRIO NEOPLÁSICO CANINO ATRAVÉS DA TÉCNICA DE DIFRAÇÃO DE RAIOS-X	2304
<i>Liza Lopes, Karoline A. Sato, André Luiz Conceição e Alana Fagundes</i>	
SISTEMA AUTOMÁTICO PARA CLASSIFICAÇÃO DE LESÕES MAMÁRIAS UTILIZANDO IMAGENS DE ULTRASSOM	2305
<i>Douglas Paz, Wagner Pereira, Wilfrido Gómez e Adriana Kauati</i>	
SEGMENTAÇÃO AUTOMÁTICA DOS PULMÕES EM TCAR PARA CARACTERIZAÇÃO DE PNEUMONIAS INTERSTICIAIS FIBROSANTES	2306
<i>Mariana Mioto, Marcel Koenigkam-Santos e Paulo Azevedo-Marques</i>	
SISTEMA DE DETECÇÃO DE FEBRE POR IMAGENS INFRAVERMELHAS	2307
<i>Jean Henrique Ferreira, Ionildo José Sanches, Erikson Freitas de Moraes e Marcos Leal Brioschi</i>	
MÉTODO AUTOMÁTICO PARA DETECÇÃO DE ASSIMETRIA TÉRMICA CORPORAL POR TERMOGRAFIA INFRAVERMELHA	2308
<i>Gabriel de Andrade Silva, Ionildo José Sanches, Erikson Freitas de Moraes e Marcos Leal Brioschi</i>	
RASTREAMENTO DE PESSOAS EM SEQUÊNCIAS DE IMAGENS INFRAVERMELHAS	2309
<i>Vitor Kamida, Erikson Freitas de Moraes e Ionildo José Sanches</i>	
ESTUDO COMPUTACIONAL DE FLUORESCÊNCIA E ESPALHAMENTO DE RAIOS X APLICADO AO DIAGNÓSTICO DO CÂNCER DE MAMA	2310
<i>Karla Rimanski, Françoize A. Manfre, André Luiz Coelho Conceição e Marcelo Antoniassi</i>	
G. NEUROENGENHARIA E ENGENHARIA DE REABILITAÇÃO	
TOWARDS MOTOR INTENTION DETECTION OF ROBOTIC WALKER USERS BASED ON BRAIN-COMPUTER INTERFACES	2311
<i>Anibal Cotrina, Alessandro Benevides, Hamilton Rivera, Carlos Valadão and Teodiano Bastos</i>	
CHARACTERIZATION OF ERP IN VISUAL PERCEPTION TASKS OF MASKED WORDS	2312
<i>Jhon Freddy Sarmiento Vela, Dennis Romero Lopez, Mariane Lima Desouza, Francisco Bruno Souza Oliveira and Paulo Eduardo Ambrósio</i>	
SISTEMA PARA AQUISIÇÃO E CONTROLE DE FORÇA EM CICLISMO ASSISTIDO POR ESTIMULAÇÃO ELÉTRICA	2316
<i>Marien Narváez e Antônio Padilha Lanari Bó</i>	
CARACTERIZAÇÃO DE MICROELETRODO PARA ESTIMULAÇÃO DA MEDULA ESPINAL NA DOENÇA DE PARKINSON	2320
<i>Leila R. C. Cavalcanti, Alice O. B. Suassuna, Mateus S. Costa, Hougelle Simplício e Edgard Morya</i>	
H. PROCESSAMENTO DE SINAIS BIOMÉDICOS	
MÉTODO PARA A ESTIMATIVA DE CURVAS PRESSÃO-VOLUME LOCAIS UTILIZANDO TOMOGRAFIA DE IMPEDÂNCIA ELÉTRICA	2321
<i>Livia M. Dias e Alessandro Beda</i>	

A SIMPLE METHOD TO DETERMINE GAIT SPEED FROM HEEL MARKERS POSITION IN SINGLE-BELT TREADMILLS	2322
<i>Gustavo Souza, Fábio B. Rodrigues, Adriano Andrade and Marcus Vieira</i>	
CARACTERIZAÇÃO DO PADRÃO VENTILATÓRIO POR MÉTODOS LINEARES E NÃO LINEARES EM SUJEITOS HÍGIDOS, PRATICANTES DE EXERCÍCIO AERÓBIO E YOGA	2323
<i>Guilherme Faria, Cláudia Fetter, Daniela Dartora, Liliane Appratto, Andressa Shein, Maria Irigoyen e Karina Casali</i>	
APLICATIVO BASEADO EM SVM PARA CLASSIFICAÇÃO DE RISCO DE MORTE SÚBITA CARDÍACA EM PACIENTES CHAGÁSICOS	2324
<i>Wagner Freitas, Cristina Sady e Murilo Gomes</i>	
UM APLICATIVO BASEADO EM SOFTWARE LIVRE PARA ANÁLISE TEMPORAL E ESPACIAL DE SINAIS DE EEG EM HUMANOS	2325
<i>Luana Gonçalves, Luan Gonçalves, Valquíria Macedo, Ana Amorim, Daysi Miranda, Cecilia Ceriatte, Gabriela Pontes, Gustavo Alves, Paulo Silva, Gabriel Remigio, Elian Botelho, Daniel Fraiman e Antonio Pereira</i>	
RECONHECIMENTO DE PADRÕES EM SINAIS DE EEG PARA DETECÇÃO DE INTENÇÃO DE MOVIMENTO APLICADO EM INTERFACE CÉREBRO-MÁQUINA	2328
<i>Luana Da Silva, Cesar Ramos Rodrigues e Jennifer Carvalho</i>	
DEFINIÇÃO DE UMA GRADUAÇÃO PARA O TREMOR DE PACIENTES TRANSPLANTADOS RENAIIS E SUA RELAÇÃO COM TOXICIDADE	2329
<i>Bruno Coelho Calil, Adriano Pereira e Adriano Andrade</i>	
I. ÓPTICA BIOMÉDICA	
CARACTERIZAÇÃO DO PROCESSO DE FORMAÇÃO DE COÁGULOS POR IMAGENS DE ESPECTROSCOPIA FOTOACÚSTICA	2330
<i>Diego Sampaio, Felipe Grillo, Marjory Costa, Hermes Kamimura, Antonio Adilton Oliveira Carneiro e Theo Zeferino Pavan</i>	
AVALIAÇÃO DA ESPESSURA DA EPIDERME EM HEMANGIOMA POR OPTICAL COHERENCE TOMOGRAPHY	2331
<i>Marcello Amaral, Lucia Teixeira, Mariana Carvalho, Anderson Gomes e Denise Zezell</i>	
TERAPIA FOTODINÂMICA ANTIMICROBIANA COMBINADA AO TRATAMENTO PERIODONTAL EM RATOS	2332
<i>Estefani de Souza, Letícia Alvarenga, Cintia Leal, Carolina Leite, Tairine Pereira, Danielle Vieira, Lucas de Pretto, Anderson de Freitas, Adjaci Fernandes e Renato Prates</i>	
APLICAÇÃO DA TERAPIA FOTODINÂMICA COM USO DO LED E AZUL DE METILENO EM <i>Streptococcus mutans</i> - ESTUDO In Vitro	2333
<i>Cintia Leal, Tamires Silva, Leticia Alvarenga, Sandra Bussadori, Martha Ribeiro, Ilka Kato e Renato Prates</i>	
ESTUDO IN VITRO DA EXTINÇÃO DE RADIAÇÕES NIR EM OSSO ALVEOLAR BOVINO PARA DIAGNÓSTICO POR TRANSILUMINAÇÃO	2334
<i>Monique A. Nascimento, Aya Sugiura, Matheus Valle, Patricia Ana e Emery Lins</i>	
ANÁLISE DOS EFEITOS DA LASERTERAPIA NA INATIVAÇÃO DE <i>Sporothrix schenckii</i>	2335
<i>Gunther Guirado, Ricardo Navarro, Dora Kozusny-Andreani, Roberta Jacinto e Luciano Feitosa</i>	
ALTERAÇÃO DA SUSCEPTIBILIDADE DE <i>C. albicans</i> RESISTENTE AO FLUCONAZOL APÓS TERAPIA FOTODINÂMICA	2336
<i>Guilherme L. Santos, Gloria E. R. A. Santucci, Tamires Oliveira-Silva, Renato A. Prates, Martha S. Ribeiro e Ilka Tiemy Kato</i>	

AVALIAÇÃO DOS EFEITOS DO LASER DE Er,Cr:YSGG NA DENTINA POR TOMOGRAFIA POR COERÊNCIA ÓPTICA 2337
Sergio Luiz Machado dos Santos Junior, Elizabete dos Santos Ferreira, Carolina Benetti, Marcello Magri Amaral, Denise Maria Zezell, Anderson Stevens Leonidas Gomes e Patrícia Aparecida Ana

MUDANÇAS NA FLUORESCÊNCIA DA DENTINA PROMOVIDAS PELO LASER DE Er,Cr:YSGG E DESAFIO CARIOGÊNICO 2338
Helenice Yoshikawa, Elizabete Ferreira, Denise Zezell, Emery Lins e Patrícia da Ana

J. SISTEMAS TERAPÊUTICOS POR RADIAÇÕES IONIZANTES E NÃO-IONIZANTES

ASSOCIATION OF PHOTODYNAMIC THERAPY WITH METHYLENE BLUE AND SAFETEM® OIL ON CANDIDA ALBICANS 2339
Mirian A. A. Freitas, Amanda L. A. Machado, Anelise C. O. C. Doria, Fernanda R. Figueira, Raduan Hage and Sônia Khouri

ANTIFUNGAL ACTION OF “MELALEUCA ALTERNIFOLIA” OIL WITH PHOTODYNAMIC THERAPY ON CANDIDA ALBICANS STRAINS 2340
Amanda L. A. Machado, Mirian.A. A. Freitas, Anelise C. O. C Doria, Fernanda R. Figueira, Raduan Hage and Sônia Khouri

APLICAÇÃO DE DESCARGA ATMOSFÉRICA TIPO DBD SOBRE TECIDOS DE ALGODÃO CONTAMINADOS COM Candida albicans 2341
Anelise Doria, Jhonatan S. B. Lima, Fernanda R. Figueira, Guilherme R. Torello, Viviane P. Santos, Homero S. Maciel, Sônia Khouri e Rodrigo Savio Pessoa

BIOMODULATION ACTION OF THE LOW POWER LASER ON NEURAL CELLS 9L / LACZ 2342
Antonieta Zabeu

INVESTIGAÇÃO DO EFEITO FOTODINÂMICO EM CEPAS DE Candida albicans PRÉ-TRATADAS COM GLICOSE - ESTUDO IN VITRO 2343
Tamires de Oliveira Silva, Luis Cláudio Suzuki, Cintia Leal, Ilka Kato, Letícia Alvarenga, Martha Simões Ribeiro e Renato Araújo Prates

ESTUDO CLÍNICO PARA AVALIAÇÃO DO EFEITO DO LASER DE BAIXA POTÊNCIA NA ABSORÇÃO TÓPICA DO DICLOFENACO GEL EM VOLUNTÁRIOS SADIOS 2344
Patricia Sardinha Lopes Martins Leonardo, Rodrigo Alvaro Brandão Lopes-Martins, Ricardo Henrique Marques e Gilberto de Nucci

K. INFORMÁTICA EM SAÚDE E TELEMEDICINA

DESENVOLVIMENTO DE UMA BIBLIOTECA JAVA PARA ESTIMATIVAS DE APTIDÃO FÍSICA 2345
Joseanny Santos, José Alves, Clébyson Silva, Maikon Maia, Fernando Wagner Filho e Lucas Hiago de Azevedo Dantas

FORMULAÇÃO DE UM CHECKLIST PARA ESTRUTURAÇÃO DO LAUDO EM ULTRA-SONOGRAFIA DE ABDOME 2346
Douglas Médice Rocha, Janice Magalhães Lamas e Lourdes Brasil

APLICATIVO DE INTERPRETAÇÃO DE GASOMETRIA ARTERIAL PARA SMARTPHONES COM SISTEMA OPERACIONAL ANDROID 2347
Gustavo Fiche, Meinhard Sesselmann e Lygia Paccini Lustosa

A GAMIFICAÇÃO NO ESTÍMULO A DOAÇÃO DE SANGUE 2348
Luis F. S. G. Lima, Daniela C. L. Domingos, Thiago F. Messias, José V. L. Feijó, Anthony A. R. Diniz e Heliana B. Soares

APLICATIVO BASEADO NA WEB PARA AUXILIAR NA REABILITAÇÃO DA AFASIA FLUENTE (ANOMIA)	2349
<i>Moisés Alexandre Cobbo, Andrea Coppola, Sílvia Boschi e Marcia Bissaco</i>	
UM SISTEMA ESPECIALISTA NO AUXÍLIO AO DIAGNÓSTICO DO DENGUE, ZIKA E CHIKUNGUNYA	2350
<i>Thiago Cavalcanti, Marilú Silva, Claudia Vidal e Leonardo Ribeiro</i>	
L. TÓPICOS ESPECIAIS	
PROPOSTA RECONHECIMENTOS DE RISCOS CRÍTICOS E NÃO CRÍTICOS EM EQUIPAMENTOS MÉDICOS	2351
<i>Rafael Gomes Fernandes</i>	
INSTALAÇÃO TECNOLÓGICA DE UM SISTEMA DE NEUROFEEDBACK PARA DIVULGAÇÃO CIENTÍFICA	2352
<i>Daniel José Lins Leal Pinheiro, Thaís Cardoso Santos, Gabriel Reis Spacini, Henrique Alves de Amorim e Jean Faber</i>	
DESENVOLVIMENTO DE AMBIENTE VIRTUAL PARA ESTÍMULO COGNITIVO NECESSÁRIO AOS IDOSOS COM ALZHEIMER	2353
<i>Bruno M. Pancioni, Adriana A. F. Souza, Vera Socci, Silvia C. M. Rodrigues, Rodrigo A. B. L. Martins e Marcia Bissaco</i>	
DETERMINAÇÃO DA VARIAÇÃO DA TENSÃO DA BANDAGEM KINESIO TAPING®	2354
<i>Rodrigo S. N. A. Araújo, Paula C. P. Corrêa, Alessandro Pereira, Terigi A. Scardovelli e Silvia R. M. S. Boschi</i>	
MEDIDAS DE DURAÇÃO DOS FONEMAS OCLUSIVOS DESVOZEADOS EM REGISTROS NORMAIS E COM DISFARCE: VESTÍGIOS EM FONÉTICA FORENSE:	2355
<i>Denise Carneiro, Rubens Faria e Maria Lúcia Gomes</i>	
DESENVOLVIMENTO DE DISPOSITIVO DE CONTROLE DE CADEIRA DE RODAS POR COMANDOS DE VOZ E JOYSTICK	2356
<i>Everton Rogério Spohr, Douglas Alexandre Pivoto e Adriana Kauati</i>	
SISTEMA DE ANÁLISE DE PARÂMETROS ANTROPOMÉTRICOS ATRAVÉS DE MARCADORES CUTÂNEOS	2357
<i>Artur Vasconcelos, Alexandre Silva and Diego Rativa</i>	

THE PRINCIPLE OF RECIPROCITY IS A POWERFUL TOOL IN DEVELOPING AND COMPARING THE PROPERTIES OF BIOELECTRIC AND BIOMAGNETIC MEASUREMENTS IN DETECTING THE ELECTRIC ACTIVITY OF THE BRAIN AND THE HEART

Jaakko A. Malmivuo

Aalto University, Espoo, Finland
e-mail: jaakko.malmivuo@aalto.fi

Abstract: It is first introduced the principle of reciprocity, which is shown to be a very powerful tool in analysing the properties of bioelectric and biomagnetic fields and instruments. It makes it possible to solve the most fundamental problems in bioelectromagnetism. Then a short historical review of biomagnetic measurements is presented. This is followed by a detailed description of the contributions made by the author to bioelectromagnetism by using the principle of reciprocity. Technical properties of bioelectric and biomagnetic instrumentations are then briefly compared. Finally, suggestions for future research are made.

Keywords: principle of reciprocity, EEG, MEG, ECG, MCG.

Introduction

The principle of reciprocity was defined by Hermann von Helmholtz over 150 years ago in 1853 [1]. One hundred years later Richard McFee and Franklin D. Johnston developed from it the lead field theory [2, 3, 4]. Though these are very powerful methods in analyzing bioelectric and biomagnetic sources and fields, they were practically abandoned until I started to systematically apply them in late 1970's [5], [6]. With the principle of reciprocity and its application, the lead field theory, I had the possibility to solve several fundamental problems in bioelectromagnetism, whose solution with the straightforward method had been much more difficult, if not impossible. The following examples are given:

- demonstrating that the measurement of fields, stimulation and tissue impedance measurement are strongly connected by the principle of reciprocity and that in all these methods the electric and magnetic cases are similarly connected by the Maxwell equations making the whole discipline of bioelectromagnetism very solid

- practical vectormagnetocardiography (VMCG) measurement system

- concept of radial ECG (RECG)

- concept of half-sensitivity-volume (HSV)

- spatial resolution of electroencephalography (EEG)

- measurement sensitivity distribution of magnetoencephalography (MEG), both for axial and planar gradiometers

- demonstration, that the sensitivity distribution of planar gradiometer MEG greatly resembles that of EEG

- comparison of the spatial resolutions of EEG and MEG

- independence/interdependence of bioelectric and biomagnetic signals

- measurement of deep EEG sources

- accelerating the calculation in cortical potential imaging by swapping the source and image

- explaining the negative sensitivity in impedance plethysmography measurement

- spatial sensitivity distribution in impedance tomography.

In brief, the principle of reciprocity states, that the distribution of the measurement sensitivity of a lead may be obtained by feeding a unit current to the lead, because these are identical [6: Chapter 11.6]. Because the current flow is easier to calculate and depict, this gives a more obvious method to image the total measurement sensitivity distribution than determining the measurement sensitivity in large number of source points.

Historical remarks

The first bimetallic stimulation was made in 1664, i.e. over 350 years ago by Jan Swammerdam [7] and the first recording of the bioelectric signal in 1838 by Carlo Matteucci [8]. The first electromagnetic stimulation was made by Jacques d'Arsonval in 1893 [9].

The experimental basis for biomagnetism dates back to 1819 when Hans Christian Ørstedt demonstrated that electric current induces a magnetic field [10]. Similarly, the bioelectric currents induce biomagnetic fields. The theoretical basis was laid by James Maxwell [11]. The first measurements of biomagnetic fields were made in 1963 by Gerhard Baule and Richard McFee on MCG [12] and David Cohen on MEG [13].

How MCG detects the heart's electric activity was first described with the lead field theory by Baule and McFee [14]. Each of the three components of the magnetic heart vector are detected with magnetic field detectors whose measurement sensitivity is tangential around the symmetry axis, i.e. the coordinate axis, and whose sensitivity is proportional to the radial distance from the axis. A practical lead system for vector

magnetocardiography was developed by Jaakko Malmivuo in 1976 [5].

How MEG detects the brain's electric activity was first described by Malmivuo and Puikkonen in 1987 [15]. This was made with the lead field theory for both the axial and planar gradiometers. They did also demonstrate, that the measurement sensitivity distribution of a planar gradiometer greatly resembles that of the bipolar EEG measurement.

At Tampere University of Technology we constructed the first magnetically shielded room in the Nordic countries. It was an aluminium room with measures 2x2x2 m. It was floating on inflated rubber dampers to attenuate its movements and thus generating magnetic noise due to the existing earth's static magnetic field, which is about million times stronger than the biomagnetic fields. The biomagnetic recordings in this shield were used for studies on the diagnostic performance of MCG and especially for research on the independence/interdependence of bioelectric and biomagnetic fields.

Early beliefs in biomagnetism

In the beginning of biomagnetism research it was believed that:

- On the basis of the Helmholtz Theorem, bioelectric and biomagnetic methods record fully independent information [16].

- Because of the high resistivity of the skull, 80 times that of the scalp and brain [17], and because MEG lead fields are tangential, MEG has better ability to focus the recording.

In the following it is demonstrated, that neither of these beliefs were correct.

Independence of bioelectric and biomagnetic fields

Robert Plonsey published in 1972 an article, where he, on the basis of the Helmholtz Theorem, came to the conclusion, that the ECG and MCG are independent signals [16]. If this had been true, MCG would have given as much additional information from the heart's electric activity as had been obtained with ECG. Though not fully correct, this publication was very stimulating and activated the biomagnetic research considerably.

Three years later in 1975 Stanley Rush came to a completely opposite conclusion on this issue [18]. He did claim that the electric and magnetic fields are connected "one-to-one". This may be justified with Maxwell's equations. These completely opposite opinions were very confusing for two decades in the biomagnetic community.

I succeeded to solve this fundamental problem in 1995 [6, Chapter 12.10.2] with the lead field theory. What the Helmholtz theorem says, is, that they are the lead fields of electric and magnetic measurements, which are independent, the signals are only partially independent. On the other hand, it is true, that the electric and magnetic fields are connected through the

Maxwell's equations, but this needs that the total electric (or magnetic) field is known. From there it is possible to calculate the total magnetic (or electric) field. But if we know only part of the field, typically its dipolar component, from that it is not possible to calculate the other field's dipolar component. Thus we may say, that though having fully opposite opinions, both of these scientists were partially right and partially wrong.

To prove the above mentioned result we made with 313 persons a clinical study on ECG and MCG [19], [20]. This confirmed the above mentioned theoretical result.

Analysing the spatial resolution of EEG and MEG with the half-sensitivity volume (HSV) concept

In 1997 I developed the concept half-sensitivity volume (HSV), which is a powerful tool in comparing the spatial resolutions of electric and magnetic leads [21]. Using the HSV concept we demonstrated that even with the relative skull resistivity value 80/1 [17] MEG does not have better ability to focus the recording. Later it has been shown, that the skull resistivity is only about 10 - 15 times the brain and skull resistivities [22], [23]. This makes the spatial resolution of EEG still better. The main conclusion from this work has been that, unlike earlier believed, the MEG does not have an order of magnitude better spatial resolution than the EEG but they are approximately the same. We also solved the effect of the skull resistivity to the spatial resolution of the EEG. [24] These results have been later confirmed eg. by Liu et al. in 2002 [25], and Klamer et al. in 2015, [26].

Measurement of deep EEG sources

The measurement sensitivity of a basic, bipolar EEG-lead is high in the cortical region just under the electrode, but it is low in the centre of head. Therefore, recording deep sources, like evoked potentials, is difficult, because the desired signal will be covered by unwanted noise from the sources under the electrode. The relative sensitivity for the regions deep in the head may be improved by synthesizing a homogeneous lead field for the measurement [6, Chapter 11.6.9]. Homogeneous lead field, or sensitivity, is the optimal solution, because it is not possible to synthesize lead fields, which are stronger in the centre of the head than on the cortical region. By using 202 electrodes for synthesizing the homogeneous lead field in the Rush-Driscoll head model [17], in our simulation we obtained 1.7 times better signal-to-noise ratio compared to a single recording electrode [27]. Please note, that the lead field, or measurement sensitivity, of the axial MEG measurement is zero in the centre of the head.

Other contributions to bioelectromagnetism with the principle of reciprocity

In the following I give still some other examples of

solutions to bioelectromagnetic problems with the principle of reciprocity.

VMCG lead system – The lead field theory has given a simple method to illustrate the sensitivity distribution of vectormagnetocardiography, VMCG. The principle of reciprocity has made it possible to determine the real measurement sensitivity distribution of VMCG in an inhomogeneous thorax model [5]. As an outcome of this research it was developed the unipositional lead system for vector magnetocardiography (VMCG). It is very practical, because it needs only a single dewar for the three orthogonal recording channels in a single location above the heart.

Electric and magnetic stimulation – If we think that the reciprocal current fed to the electric or magnetic measurement lead is the physical stimulation current, we recognize, that the electric and magnetic stimulations have the same distribution of stimulation current density as are the measurement sensitivity distributions, respectively.

Negative sensitivity in bioimpedance measurements – When mapping the sensitivity distribution of bioimpedance measurements, it may be found, that in some regions of the volume conductor (the body) the measurement sensitivity is positive and in some other regions it is negative [28]. With the lead field theory this surprising behaviour is easy to demonstrate similarly as the positive and negative recordings of bioelectric (and -magnetic) sources.

Impedance tomography – The first experiments with impedance tomography were made by Barber and Brown in 1984 [29] and Brown and Segar in 1987 [30]. With the principle of reciprocity it is easy to show that the traditional understanding on how to reconstruct the impedance tomography image is wrong [31], [32]. The region from where the measured impedance signal comes shall be unchanged when swapping the current feeding and voltage measurement electrodes. This is not fulfilled in the above mentioned traditional reconstruction algorithms.

The lead field theory demonstrates that in every single measurement every voxel of the volume conductor contributes to the measured impedance with factor which is proportional to the dot product of the lead fields of the current and voltage electrodes. This is the reason for the very limited spatial resolution of impedance tomography [32], [33]. Another issue is, how big is the difference between the traditional strategies compared to the theoretically correct ones. But, of course, correct understanding of the theory increases the reliability of the research results.

About the instrumentation of bioelectric and biomagnetic measurements

As noted above the history of bioelectric stimulations and measurements is much longer than that of the biomagnetic ones. This is due to the much more simple and cheap instrumentation which is needed in connection to bioelectricity. That difference in the prices

continuously exists. The instrumentation needed in connection to MEG measurements cost about 50 times more than that for measuring EEG. In MCG the relative price is not so much higher than in ECG, especially, because the magneticallt shielded room is not needed.

The sources for bioelectric and biomagnetic fields are the same: the bioelectric activity of nerve and muscle cells. Because the bioelectric and biomagnetic signals are only partially independent, these instrumentations measure, for a great deal, the same information from the sources. However, there is also difference in the information content of the bioelectric and biomagnetic measurements. Further, there are also differences in the technical properties of these instrumentations. Important is, that it shall be well understood these theoretical and technical similarities and differences so that in each case, the most proper and most efficient instrumentation may be selected.

Conclusions

The information content of the bioelectromagnetic recordings may be increased by combining the electric and magnetic measurements of the source. The additional information obtained from adding a dipolar magnetic measurement is comparable to adding a dipolar electric measurement to one or two dipolar electric measurements. If the source is more independent than a new dipolar electric source, the added information content is larger. This may be obtained with adding, eg. an fMRI measurement [33].

The development of bioelectric instrumentation has been overshadowed by the large investments to biomagnetic instrumentation. It is important to understand the theoretical possibilities and limitations of both instrumentations and to equally invest to their development for getting the best benefit for the patients.

The signal processing, source localizing and imaging technologies are for a great deal the same in both methods. In the development of bioelectric instruments I would mention two subjects: the smart electrode and optical localization of the electrodes. We have made development work work also in these fields [34], [35].

References

- [1] Helmholtz HLF. Ueber einige Gesetze der Vertheilung elektrischer Ströme in körperlichen Leitern mit Anwendung auf die thierisch-elektrischen Versuche. Ann. Physik und Chemie: 1853; 89: 211-33, 354-77.
- [2] McFee R, Johnston FD. Electrocardiographic leads I. Introduction. Circulation. 1953; 8:(10): 554-68.
- [3] McFee R, Johnston FD. Electrocardiographic leads II. Analysis. Circulation. 1954; 9:(2): 255-66.
- [4] McFee R, Johnston FD. Electrocardiographic leads III. Synthesis. Circulation. 1954; 9:(6): 868-80.
- [5] Malmivuo J. On the detection of the magnetic heart vector - An application of the reciprocity theorem. Helsinki University of Technology, Doctor of

- Technology (PhD) Thesis. Acta Polytechnica Scandinavica, Electrical Engineering Series, 39, Espoo, 1976, 112 p.
- [6] Malmivuo J, Plonsey R. Bioelectromagnetism - Principles and applications of bioelectric and biomagnetic fields. Oxford University Press. New York, 1995, 482 p.
- [7] Malmivuo J, Honkonen J, Wendel K. Did Jan Swammerdam do the First Electric Stimulation over 100 Years before Luigi Galvani? XIII Mediterranean Conf. on Med. and Biol. Engng. and Comput. Sevilla, Sept 25-28, 2013; 13-16.
- [8] Matteucci C. Sur le courant électrique où propre de la grenouille. Second memoire sur l'électricité animale, faisant suite à celui sur la torpille. Ann. Chim. Phys. (2ème serie). 1838; 67 ; 93-106.
- [9] d'Arsonval JA. Action physiologique de courants alternatifs a grande frequence. Arch. Physiol. Norm. et Pathol. 1893, 5: 401-8 ; 780-90.
- [10] Ørstedt HC. Experimenta circa effectum conflictus electrici in acum magneticam. J. F. Chem. Phys. 1820: 29; 275-81.
- [11] Maxwell J. A dynamical theory of the electromagnetic field. Phil. Trans. R. Soc. (Lond.). 1865; 155: 459-512.
- [12] Baule G, McFee R. Detection of the Magnetic Field of the Heart. Am. Heart J. July 1963; 95-96.
- [13] Cohen D. Magnetoencephalography, evidence of magnetic fields produced by alpha-rhythm currents. Science. 1968; 161: 784-6.
- [14] Baule GM, McFee R. The magnetic heart vector. Am. Heart J. 1970; 79(2): 223-36.
- [15] Malmivuo J, Puikkonen J. Sensitivity distribution of multichannel MEG-detectors. Abstract Book of the 6th International Conference on Biomagnetism; 1987 August 27-30, Tokyo, Japan, 112-113.
- [16] Plonsey R. Capability and Limitations of Electrocardiography and Magnetocardiography, IEEE TBME 3:239, May 1972; 239 - 244.
- [17] Rush S, Driscoll DA. EEG-electrode sensitivity - An application of reciprocity. IEEE TBME, 1969; BME-16(1): 15-22.
- [18] Rush S. On the Independence of Magnetic and Electric Body Surface Recordings. IEEE TBME, 1975; BME-22, No 3, May: 157-167.
- [19] Oja S. Vector Magnetocardiogram in Myocardial Disorders, MD Thesis, University of Tampere, Ser A, Vol. 382, 1993, 168 p.
- [20] Malmivuo J. Comparison of the properties of EEG and MEG in detecting the electric activity of the brain. Brain Topogr. 2012, 25: 1-19.
- [21] Malmivuo J, Suihko V, Eskola H. Sensitivity distributions of EEG and MEG measurements. IEEE TBME. 1997; BME-44, No 3; 196-208.
- [22] Oostendorp TF, Delbeke J, Stegeman DF. The Conductivity of the Human Skull: Results of In Vivo and In Vitro Measurements. IEEE TBME. 2000; Vol 47, No 11, Dec.; 1487-92.
- [23] Hoekema R, Huiskamp GMJ, Wieneke GH, Leijten FSS, van Veelen CWM, van Rijen PC, van Huffelen AC. Measurement of the Conductivity of the Skull, Temporarily Removed during Epilepsy Surgery. Biomedizinische Technik - Band 46 – Ergänzungsband 2 - 2001.
- [24] Malmivuo JA, Suihko VE. Effect of skull resistivity on the spatial resolutions of EEG and MEG. IEEE TBME, 2004: Vol. BME-51, No 7; 1276-80.
- [25] Liu AK, Dale AM, Belliveau JW. Monte Carlo Simulation Studies of EEG and MEG Localization Accuracy. Human Brain Mapping. 2002; 15:46-62.
- [26] Klamer S, Elshahabi A, Lerche H, Braun C, Erb M, Scheffler K, Focke NK. Differences Between MEG and High-Density EEG Source Localizations Using a Distributed Source Model in Comparison to fMRI. Brain Topogr. 2015; 28: 87-94.
- [27] Väisänen O, Malmivuo J. Improving the SNR of EEG generated by deep sources with weighted multielectrode leads. Journal of Physiology – Paris. 2009; 103 6; 306-14.
- [28] Kauppinen P, Hyttinen J, Malmivuo J. Sensitivity distributions of impedance cardiography using band and spot electrodes analyzed by a three-dimensional computer model. Annals of Biomed. Engng. 1998: Vol. 26, No. 4; 694-702.
- [29] Barber DC, Brown BH. Applied potential tomography. J. Phys. E.: Sci. Instrum. 1984; 17; 723-33.
- [30] Brown BH, Segar AD. The Sheffield data collection system. Clin. Phys. Physiol. Measurement. 1987; Vol. 8 (Suppl. A); 91-97.
- [31] Kauppinen P, Hyttinen J, Malmivuo J. Sensitivity distribution simulations of impedance tomography electrode combinations. In: 5th International Conference on Bioelectromagnetism and 5th International Symposium on Noninvasive Functional Source Imaging within the Human Brain and Heart: 2005 May 12.-15. Minneapolis, Minnesota. 2005. p. 344-7.
- [32] Kauppinen P, Hyttinen J, Malmivuo, J. Sensitivity distribution visualizations of impedance tomography measurement strategies. Int. J. Bioelectromagn., 2006, Vol. 8, No. 1; VII/1 – VII.
- [33] Malmivuo JA. Principle of reciprocity solves the most important problems in bioimpedance and in general in bioelectromagnetism. In: Proc. of the XIV Internat. Conf. on Electrical Bioimp. and the 11th Conference on Biomed. Applic. of EIT, 4.-8.5.2010, University of Florida, Gainesville, U.S.A. J. Phys.: Conf. Series, 2010. Vol. 224, no. 1.
- [34] Ahokas S, Malmivuo J, Kauppinen P. Development of low noise active electrode for high-resolution EEG. In: Dössel, O. & Schlegel, W.C. (eds.). World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering, WC 2009, 7.-12.9.2009, Munich, Germany. IFMBE Proceedings 25/XII, p. 876-879.
- [35] Malmivuo J, Ahokas S, Välkky T. High-resolution EEG recording system using smart electrodes. Proceedings of the 14th Biennial Baltic Electronics Conference (BEC2014), Tallinn, Estonia, October 6-8, 2014. p. 21-24.

A VIEW ON THE BIOMEDICAL ENGINEERING EDUCATION IN EUROPE

N. Pallikarakis*

* Biomedical Technology Unit, School of Medicine, University of Patras, Patras, Greece
e-mail: nipa@upatras.gr

Abstract: Biomedical engineering (BME) is the driving force in innovation and development of new diagnostic and therapeutic technologies that have changed the health care sector. Medicine is today strongly dependent on technology and some medical specialties have emerged from these technological advances. Advanced health procedures are more and more carried out by teams, rather than individual medical specialists, and biomedical engineers are directly or indirectly part of these teams. They are involved in the whole Medical Devices (MDs) life cycle from the conceptual and R&D phases, to the clinical engineering and medical technology management procedures. Advances in biomedical research and the resulting development of new diagnostic and therapeutic methods, techniques and equipment, has led to a radical change in the way health care is delivered today. These developments are characterized by an increased degree of diversification. Biomedical Engineering as a profession is therefore changing. Biomedical Engineers (BMEs) must possess a sound and broad knowledge of fundamental engineering and physical science and additionally be able to apply this knowledge and skills, to solve problems of medical and biological origin, which all require a multidisciplinary approach. BME education, lifelong learning and training, should provide this knowledge and skills, by continuously adapting their programs to the new developments and needs [1].

Introduction

Biomedical Engineering is a dynamic field undergoing rapid evolution over the last decades. One can expect that the growth will continue in the following years, causing a constant need for adaptation in knowledge, skills and attitudes and also in teaching and training. Advances in BME are closely related to contributions from basic sciences and engineering. The need for cross-disciplinary knowledge results in a demand for professionals with a strong multidisciplinary education and training. Today, the labor market for biomedical engineers includes research institutes and universities, the Medical Devices (MDs) industry and health care systems. However, in the past decades, biomedical engineering has been expanding so rapidly and broadly that practically no University in the world can offer programs covering all areas of BME. Additionally, since medicine and health care have become highly specialized and technology dependent and the public awareness for healthy life and wellness have risen, clinical and health centers need specialized

professionals, not only for device maintenance but also for selection and operation as well as for support to the medical staff. But primarily the MD manufacturers, small and medium enterprises (SMEs), but also numerous spin-up companies, need specialized professionals in order to transfer new technology from research to the clinical environment.

The Medical Devices (MDs) industry today and the Health Technology Life Cycle

The global MD market is estimated to be more than 300 Billion Euros in year 2016, with more than 500,000 medical technologies registered. According to MedTech [2] medical technology industry is one of Europe's most diverse and innovative high-tech sectors, with 25,000 medical technology companies, 95% of them being small and medium-sized enterprises (SMEs), and they provide over 575,000 jobs in Europe. It covers almost one third of the world production and results to a positive trade balance of €14 billion. The EU industry invests heavily to R&D and as a result about 10,000 patents are registered every year in Europe, more than in any other sector.

During its lifespan, a medical device passes through several general phases. It first starts with an innovative idea and then it goes through the design, development, testing, and evaluation stages. After approval, it enters the manufacture phase, then becomes available on the market and is put in use. The involvement of biomedical engineers in all these phases is essential. The individual device starts thereafter its own real-life cycle, in many cases within a hospital environment and the effective management thus becomes a necessity. Medical technology management in all of its aspects is a multidimensional optimization process, by which the efficacy, efficiency, cost, and risks of technology throughout its life cycle, as well as the replacement and investment strategies, must be accounted for. That is where Clinical Engineers (CEs), as the key professionals, are assigned this critical task. That is why the BME profession is considered as one of the most promising in terms of job openings and it is expected to be at the first place of the most highly demanded ones by the year 2018.

The European Higher Education Area harmonization approach

Higher education in Europe has passed through a very dynamic period of changes during the last 20 years.

The Bologna Declaration, signed in 1999 by the Ministers of Education of the EU states, established the framework of a common European higher education system. The system aims toward establishing harmonized programs in the so called European Higher Education Area (EHEA), enabling students and teachers to extensively exchange knowledge, ideas and skills. BME is a very intensive and productive research field. So BME education in Europe is also influenced by the European research policy expressed through the 7th Framework Program, where health is the major theme.

The creation of the EHEA aims to lead to comparable degrees, based on two main cycles articulating higher education in undergraduate and graduate studies, with harmonized programs. A major tool applied towards this goal is the establishment of the European Credit Transfer System (ECTS) that allows comparable degrees to be mutually recognized, thus facilitating an increased flow of students and teaching staff between universities. This initiative therefore introduces harmonization and standardization in education and training of professionals, in order to promote employability, competitiveness, mobility and life-long learning and achieve an open job market in Europe, through mutual recognition of competencies acquired. However, the ECTS is still only partially implemented. The BME field, belonging to the broader engineering subject area with traditionally 5 years of studies for graduation, has faced a strong opposition in its reformation. Today, there are countries in the broader European area that have fully adopted the 3+2 years scheme (1st + 2nd cycle), but others are still offering only one 5-year cycle for engineers leading directly to a 2nd level degree. Harmonization remains therefore a difficult task in such a diverse environment.

Contributing to harmonization of BME Studies in Europe

EU is investing a lot of funds in R&D programs, since the early 80's, targeting not only to concrete specific outputs, but also to foster European collaboration and exchange of knowhow and best practices. This has been proved in fact a significant achievement for the European integration. The area of Medical technology was very early recognized as one of primary importance and therefore an expert working group (COMAC BME) was one of the first established in the early 80's aiming to promote R&D and educational activities in the medical technology sector in Europe.

In the education area, EU had also launched from the late 80's a number of programs promoting mobility, cooperation and mutual recognition between higher education institutions, thus preparing the field for harmonization. **Socrates**, **Tempus**, **Leonardo da Vinci**, **Marie Curie** and **Erasmus** are the most known ones, nowadays replaced by the wide **Erasmus+** umbrella. These programs supported the mobility of thousands of teachers and tens of thousands of students over the last

25 years. Today the students exchange system is well established in Europe and it is estimated that thousands of students per year move to another university for one or two semesters of studies, under the Erasmus bilateral agreement scheme. The ECTS allows them to follow courses abroad and have the corresponding credits recognized by their home university.

A case study: The UPAT Postgraduate program in BME – In 1989, a multinational postgraduate program in Biomedical Engineering was launched at the University of Patras, Greece, as a common action under the COMAC BME initiatives. The program was a unique collaboration experiment involving 25 EU Universities and therefore drawing expertise from a large multinational academic community, with teachers from all over Europe, addressing a multinational audience from more than 10 European countries. The program, which was initially supported by an Erasmus funding scheme, ran for 25 years. The primary objectives were to offer a program with:

- a multidisciplinary character, assured by the participation of both Medical and Engineering Faculties.
- a dynamic, continuously updated syllabus, staying in pace with the most recent developments in the fields addressed by its topics.
- a background setting that would act catalytically in the process of integration of multinational student groups.

Students undertaking the course should have a basic university education in a branch of engineering (e.g. electrical, mechanical, IT) or a physical science based subject (e.g. physics, material science). The proposed curriculum model is based upon a total student contact time (lectures, tutorials and practicals) allocated to the whole syllabus being about 400 hrs spread in two semesters, equivalent to 60 credits. In order to gain appropriate research experience, the student should carry out a Master's Thesis equivalent to 30 credits. The program benefitted a lot from a number of EU projects on BME education and to a large extent implemented the recommendations provided by these projects, listed below in chronological order.

Following the initial project under the Socrates EU program, more than 50 Erasmus Bilateral agreements signed between the UPAT and other EU Universities provided the chance to more than 250 students (out of 600 in total) from abroad to study at this program over its 25 years of active existence. These students either were registered at UPAT and took their degree or certificate by our University or they attended the program at UPAT and using the ECTS, they recognized their studies, as equivalent to the ones offered at their home University, from which they obtained their degree. The number of courses taken at UPAT based on the bilateral agreements could be tailored according to the case, spreading from as small as two courses with less than 10 credits (out of 30 corresponding to a full semester) to the whole program followed in Greece and the degree delivered abroad from the home University.

The second major benefit from these Erasmus bilateral agreements was the possibility to maintain the multinational character of the teaching staff with more than 12 teachers from 10 Universities regularly delivering their topics at the program. The corresponding lectures were delivered in blocks (in short time periods), lasting from one to three weeks, thus allowing them to fit this task to their agenda. The program also encouraged the students to perform their MSc theses abroad during the last semester and it was common practice that teachers discussed this possibility and proposed possible research subjects during their teaching visits at UPAT. On average, half of the students used this fruitful way to fulfil the thesis requirements and transfer the credits to their home University that finally awarded their degree.

The program was one the first in Europe implementing the ECTS and the joint degree approach bringing together one Medical school at the UPAT and two engineering departments at the National Technical University of Athens. In 1994 and 1996, two TEMPUS III projects with Bulgaria and Romania allowed the extension of the program to these ex-Soviet Union countries and now EU members. More than 50 students with their first degree from their home Universities received their MSc degree from the program and many of them continued for PhD at UPAT.

Other BME associated EU funded projects, like the Biomedical Equipment Assessment & Management (BEAM) I & II, or the EUROpean Medical Devices Information Exchange System (EUROMEDIES)], run under the coordination of the Biomedical Technology Unit (BITU) at the UPAT or the Institute of Biomedical Technology (INBIT), greatly contributed to the success of this program by providing funds, staff and facilities for the students to gain experience on the field.

In 2009 the Tempus IV CRH-BME “Curricula Reformation and Harmonization in the field of Biomedical Engineering” project, coordinated by BITU/UPAT, aimed to create guidelines for updating existing BME curricula in Europe and to propose an updated generic curriculum in the field of BME. In order to meet recent and future developments in the area, this curriculum addresses new emerging interdisciplinary domains that appear as the result of the R&D progress and respond to the BME job market demands. Five distinct generic *types* of BME programs were identified based on previous experience and on the information gathered about specific needs in different environments across Europe (see Table 1):

Type 1: 1st cycle BME program (for employment).

Type 2: Integrated 1st & 2nd cycle BME program.

Type 3: Stand-alone 2nd cycle BME program (entry from 1st cycle BME program).

Type 4: Stand-alone 2nd cycle BME program (entry from 1st cycle engineering (non-BME))

Type 5: Stand-alone 2nd cycle BME program (entry from 1st cycle medical or biological program).

ECTS credits should be taken as a guideline. Variations will occur because of different expertise and facilities of

program providers. *Type 4* programs will probably remain the most common type of BME program. Strong foundations in basic engineering, mathematics and physics, but little previous exposure to university-level biological and medical topics can be expected from these students upon entry to a BME program [3].

Table 1: The proposed types of BME study programs and distribution of ECTS among different content categories.

Content category	Type of BME Program/Degree*				
	1	2	3	4	5
(1) Basic engineering and physical sciences	70	100	15	5	20
(2) Engineering and physical sciences focused on BME applications	20	40	10	10	10
(3) Basic biological and biomedical sciences	15	25	5	20	5
(4) Biological and biomedical sciences focused on BME applications	20	30	10	10	10
(5) General introduction to BME and BME specialization	30	60	20	15	15
(6) Generic skills	10	15	5	5	5
(7) Ethics (general, medical, research)					
(8) Management & quality assurance					
(9) Visits to/from companies, lectures and seminars	15	30	25	25	25
(10) BME research project for thesis					
Minimum total ECTS credits*	180	300	90	90	90

* See the text for explanation of the details.

Some numbers on BME education in Europe _ The number of BME programs in Europe has in the last decade significantly increased and there are more specializations as a result of the growing complexity and the multidisciplinary nature of the field. The Medical Engineering Listed Education & Training Information (MELETI) project in 2000, coordinated by the Institute of Biomedical Technology (INBIT), was aiming to establish an electronic documentation point for information on training, education and research activities with a specific focus on the field of Biomedical Engineering at a European level [4]. Under the MELETI project and in collaboration with the International Federation for Medical and Biological Engineering (IFMBE), a survey was conducted to map the BME study programs in the EU countries. This survey revealed that 50 Universities were delivering a program in the field of BME; 26 BME undergraduate programs and 30 postgraduate programs. 33 Institutions were running their program within a national or international inter-university collaboration scheme, from which 15 under the European Region Action

Scheme for the Mobility of University Students (ERASMUS) program. Only 20 Universities were applying the ECTS, 29 Institutions were applying Quality Assessment schemes, 37 reported a follow-up of the educational process by means of student opinion surveys and 20 used external evaluation.

A second survey carried out in 2012 within the CRH-BME Project revealed over 350 BME study programs in Europe, with the 2nd cycle (MSc level) programs dominating. In 40 countries covered by this study it was found that:

- More than 150 Universities across Europe offer a total of about 350 BME programs, 55% are for MSc and 20% for the PhD degrees.
- An obligatory thesis requirement is present in more than 90 % of programs.
- 85% of BME programs are only full time learning.
- The 2/3 of BSc programs consist of 6 semesters. Most MSc programs consist of 3 to 4 semesters. Most PhD programs, consist of a minimum of 6 semesters.
- The number of students who enter the courses yearly in institutions offering BME education varies very much from 10 to 400. The largest number of programs is offered by Universities in Italy and in the UK.
- English, as the teaching language, is offered in approximately 60% of the BME programs, while 30% of the BME programs apply teaching only in their country's native language. Two teaching languages are used in 40% of the BME programs.
- Related to the student exchange and mobility, approximately 90% of the BME programs apply now the European Credit Transfer System.
- About 75% of the BME programs accept foreign students and 70% of the BME programs have bilateral agreements with other universities.

It is important to notice that 25 years ago, only 15% of these programs existed. The 70% of the BME programs have been created after year 2000, while new programs are constantly added to the list.

Extending BME education harmonization to the eastern European Neighbouring Area (ENA)

A new TEMPUS initiative that has been awarded funding from the EU in 2013, the BME-ENA project, aims to implement the previous harmonized standards in the creation of new study programs in European Neighbouring Area (ENA) countries and promote the reform of existing ones. The objective of the TEMPUS IV BME-ENA project was to promote BME Education in the Eastern Neighbouring Area, through the creation of 4 joint MSc BME programs in Armenia, Georgia, Moldova and Ukraine to face the challenges of biomedical technology through capacity and institutional building measures. Special attention has been paid to involve one Faculty of Engineering and one Faculty of Medicine in each BME program in order to achieve the best interdisciplinary approach. The consortium consists of 17 Universities, 7 of them

collaborating since the 90's in the framework of the ERASMUS and TEMPUS Programs. The project succeeded to achieve its goals. The programs received already their first students in the last (2015-16) academic year and they are expected to graduate and get their MSc degree after 4 semesters of studies. The participating universities from these 4 countries have been offered the possibility to sign bilateral agreements for staff and student mobility, organise common workshops, prepare and edit new educational material, acquire laboratory equipment, but most important to establish close relationships and collaboration with many EU universities also participating to the project.

Conclusion

Within the current research programs in Europe under FP7, health is the major theme. The objective of health research is to improve the health of European citizens and boost the competitiveness of health-related industries and businesses and biomedical engineering is essential in this process. In order to meet recent and future developments and the R&D progress in BME, and also to respond to the BME job market demands, the Universities in Europe responded by establishing a large number of new BME study programs. The results of the relevant surveys mentioned above show a rapid growth in the number of BME programs in Europe after the year 2000, accelerated during the last few years. The programs show more specializations which was expected due to the increased complexity of the R&D where BMEs are involved. Biomedical Engineers today should therefore be prepared to meet existing, or forecasted needs in the form of knowledge, skills and attitudes that address these demands of the work environment in the broader health care sector. In order to enable appropriate education for all BME students and foster development in the field, BME education harmonization should continue to be a major target.

References

- [1] Magjarevic R, Lackovic I, Bliznakov Z, Pallikarakis N. "Challenges of the biomedical engineering education in Europe" Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc.1:2959-62 2010
- [2] The European Medical Technology Industry in figures <http://www.medtecheurope.org>
- [3] Z. Bliznakov, et al. Promoting Harmonization of BME Education in Europe: The CRH-BME Tempus Project. In Proc. of the 33rd Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC '11).
- [4] MELETI project - Medical Engineering Listed Education & Training Information. <http://www.inbit.gr/publications/index.html>
- [5] Z. Bliznakov, N. Pallikarakis, "Review of the Biomedical Engineering education programs in Europe within the framework of TEMPUS IV, CRHBME project", 2010, in IFMBE Proc. 29, pp 979-82. 4th ed. St. Louis: Mosby; 2002.

INOVAÇÕES TECNOLÓGICAS SOBRE O CATETER CENTRAL DE INSERÇÃO PERIFÉRICA NA ONCOHEMATOLOGIA

E. S. OLIVEIRA* H.J.S. AZEVEDO** F.K. SCHNEIDER**

* Mestrado Profissional em Engenharia Biomédica UTFPR, Curitiba, Brasil.

** Prof. Dr. Mestrado Profissional em Engenharia Biomédica UTFPR, Curitiba, Brasil.

e-mail: edinaldo.oliveira@ufpr.br

Resumo: A evolução tecnológica dos Dispositivos de Acesso Venoso Central (DAVC) vem contribuindo para a segurança do paciente. O Cateter Central de Inserção Periférica (PICC) tem sido relatado na literatura internacional como um DAVC que melhora o tratamento intravenoso. Entretanto, no Brasil seu uso é pouco observado, especialmente junto ao público adulto. Este estudo buscou identificar os principais parâmetros relacionados com o uso do PICC em pacientes de oncohematologia em um hospital público do Paraná. Dez pacientes receberam o PICC para tratamento de neoplasias. Observou-se que o uso do PICC, junto com procedimentos inovadores, contribuiu para o aumento da segurança do paciente, da equipe multiprofissional e da eficácia no tratamento.

Palavras-chave: Cateter venoso central, PICC, Inovação tecnológica, Segurança do paciente.

Abstract: *In developed countries Central Venous Access Devices (CVAD) technological developments increase patient safety. Specifically Peripherally Inserted Central Catheters (PICC) has been shown as a relevant CVAD in intravenous treatment. Nevertheless, in Brazil PICC use is rarely observed, especially among adult publics. The aim of this study was the identification of relevant parameters related to the use of PICC within oncohematology. Ten patients from a public hospital of Paraná State received PICC for cancer therapy. We observed that PICC use associated with innovative procedures contributed for increasing safety among patients and the multidisciplinary team as well as therapy efficacy.*

Keywords: *Central venous catheter, PICC, Technological innovation, Patient safety.*

Introdução

Suscintamente, tecnologia tem sido entendida como o estudo científico do artificial, mediante o desenho e o planejamento de artefatos, de sua realização, operação, ajuste, manutenção e monitoramento à luz do conhecimento científico [1].

Neste contexto, o Cateter Central de Inserção Periférica, comumente conhecido como PICC (em inglês *Peripherally Inserted Central Catheter*) surgiu como alternativa para os profissionais da área de saúde como um Dispositivo de Acesso Venoso Central

(DAVC) para terapias intravenosas, amplamente utilizado em países desenvolvidos [2].

No Brasil, a utilização do PICC iniciou na década de 1970, em unidades de terapia intensiva neonatal, e desde então, encontra-se em constante ascensão [4]. Entretanto, os relatos científicos sobre a utilização do dispositivo em pacientes pediátricos e adultos ainda são escassos, no que se refere à prática do seu uso ou a aplicação de tecnologias inerentes ao processo de sua utilização, especialmente aqueles denominados “nova geração de PICC”.

Neste cenário, o presente estudo teve como objetivo evidenciar a aplicação de novas tecnologias concernentes ao uso de PICC em pacientes usuários da oncohematologia.

Materiais e métodos

O estudo integra-se no projeto de dissertação de Mestrado Profissional “Aplicação de novas tecnologias na utilização do cateter central de inserção periférica no Transplante de Células Tronco Hematopoéticas”, estando em conformidade com a Resolução 466/2012 CAAE 41544815.3.0000.0096 e parecer número 1.342.956.

O universo do estudo foram todos os pacientes usuários da oncohematologia sob regime de internação ou de atendimento ambulatorial, com necessidade de acesso venoso central de média ou longa duração e que atenderam aos critérios de elegibilidade da pesquisa.

Trata-se de relato de múltiplos casos descritivos dos pacientes que tiveram o PICC inserido com auxílio de ultrassom (US) e por Técnica *Seldinger* Modificada (TSM) para terapia intravenosa no período de agosto de 2015 a fevereiro de 2016 e que são usuários da Unidade de Hemoterapia, Hematologia e Oncologia (UHHO) de um hospital público do Paraná.

Segundo (Yin, 2010 p. 24), o estudo de caso como método de pesquisa é usado em muitas situações, para contribuir com o conhecimento dos fenômenos individuais, grupais, organizacionais, sociais, políticos e relacionados [5].

Os critérios de inclusão dos pacientes foram: 1) idade igual ou superior a 18 anos; 2) usuários da UHHO; 3) portadores de neoplasias; 4) com veias em região de membros superiores viáveis à inserção do PICC e 5) que concordassem participar da pesquisa

pelo aceite ao Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (TCLE).

Os pacientes foram excluídos: 1) quando portadores de outro DAVC diferente do PICC; 2) com plano terapêutico intravenoso de curta duração; 3) em situações de emergência e por último 4) nos casos contra indicados à inserção do PICC.

Inserção do PICC por TSM com US

Os procedimentos foram realizados por Enfermeiro da UHHO, acompanhado de Enfermeiro *expert* em inserção guiada com US e por TSM. Os profissionais são capacitados conforme prerrogativas da Resolução COFEN 258/2001 [6] e adotaram protocolo de inserção do PICC por US. Ainda, todos os cateteres tinham a mesma configuração (*Power-PICC 6 Fr duplo lúmen – Bard Access Systems*).

Neste estudo, utilizou-se equipamento de US - (*Scanner Site-Rite5 – Fabricado por Dymas Corp. para Bard Access Systems Inc, Registro Anvisa 10178010166 – Série: DYXC 8007*). Como as tecnologias necessárias ao procedimento de inserção do PICC pela TSM e US, são indisponíveis, até o momento, onde se realizou a pesquisa, para cada procedimento realizado contou-se com a parceria de profissionais vinculados ao fabricante do PICC.

Para a elegibilidade da veia do braço a ser cateterizada, realizou-se um exame de US completo das relações anatômicas entre as veias e artérias conforme ilustrado na figura 1. A veia basílica, corte transversal foi a de escolha devido ao seu diâmetro e localização adequados para o procedimento.

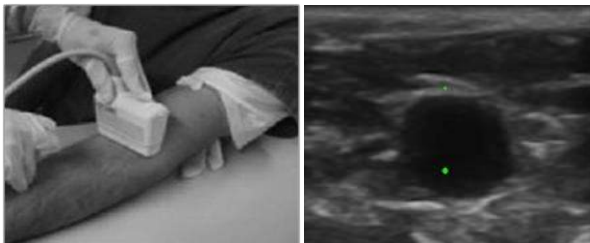


Figura 1: Ultrassonografia do braço, transdutor em posição longitudinal e veia basílica. Imagem transversa em escala de cinza e profundidade de 1 mm. Fonte: Os autores, 2016.

A distinção entre as estruturas anatômicas de veias e artérias ocorreu em tempo real de maneira distinta. Primeiro, observou-se que as artérias apresentam movimentos relacionados ao pulsar resultantes dos batimentos cardíacos. Em segundo, faz-se compressão com o transdutor, onde se evidencia compressibilidade de sistema venoso (nas artérias, tal não ocorre) [7].

Na figura 2, constata-se na imagem (B) a presença de artéria braquial e veia basílica ambas abertas sem a compressão. Na imagem (C) quando exercida a compressão, ocorre compressibilidade da veia basílica, enquanto a artéria braquial permanece aberta.

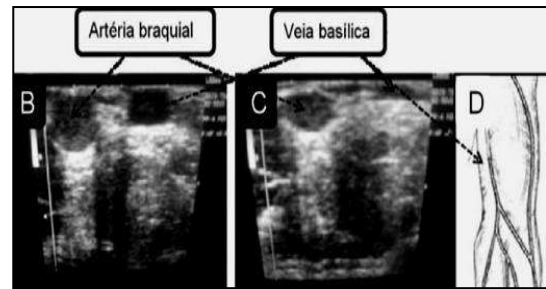


Figura 2 - B - Localização anatômica eixo transversal em escala de cinza artéria braquial e veia basílica; C - Manobra de compressibilidade do sistema venoso; D - Representação do sistema venoso. Disponível: google.com.br

A veia basílica teve preferência. Quando da impossibilidade de cateterização optou-se pela veia cefálica. Considerou-se veia elegível aquela com calibre duas vezes superior ao cateter empregado. Aplicou-se técnica de mensuração do cateter para adequação antropométrica. Em seguida, o ambiente foi preparado visando a segurança do paciente [2,7].

Os procedimentos foram realizados à beira do leito, com auxílio de profissional com ações de circulante. Cumpriram-se as medidas assépticas e preventivas de barreiras incluindo: a-) uso de equipamentos de proteção individual (gorro, máscara descartável, avental e luvas estéreis) e b-) higienização e degermação das mãos.

A região de inserção foi limpa com solução de digliconato de clorexidina degermante 2% e digliconato de clorexidina alcoólica a 0,5%, campos estéreis foram instituídos, para prevenir infecções hospitalares.

Utilizou-se *Kit* US contendo capa plástica e gel condutor estéril. O *Kit* PICC e demais materiais descartáveis necessários ao procedimento foram cuidadosamente provisionados durante o preparo do ambiente para o procedimento. O PICC foi ajustado às medidas antropométricas do paciente sendo retirado o ar com Solução Salina Isotônica (SSI) a 0,9%.

Para o procedimento da TSM, utilizou-se anestésico 2% sem vasoconstritor, em forma de botão sobre a pele, visando alívio da dor em função da punção. Posteriormente, foi instalado um torniquete ao redor do braço proximal, com auxílio de agulha acoplada ao angulador do ultrassom em 45 graus. Gel estéril foi aplicado entre a interface do transdutor e a pele do paciente e também entre o transdutor e o dispositivo estéril com objetivo de potencializar a propagação de onda e diminuir o efeito de artefatos na imagem observada. Procedeu-se a canulação da veia com visualização das imagens em tempo real. Uma vez posicionada a veia previamente elegida no centro do monitor, procedeu-se a inserção da agulha em um ângulo de 45 graus em relação ao transdutor, este em paralelo com a veia [3,7].

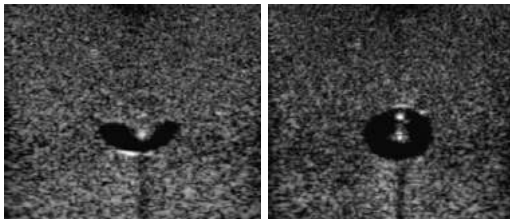


Figura 3: Imagem transversa em escala de cinza, canulação veia basílica em tempo real. Fonte: Os autores, 2016.

A efetividade da punção venosa pode ser constatada pelo fluxo retrogrado de sangue. Um fio condutor foi passado através da agulha, poucos centímetros para além desta. Concomitantemente, foi feita a desconexão da agulha do angulador e retirada da agulha, permanecendo o guia que mantém o pertuito. Realizou-se uma pequena incisão na pele, paralela ao fio guia, para a inserção do dilatador com o introdutor. Estes inseridos por intermédio de um guia, removido logo após, permanecendo o introdutor. O PICC foi posicionado através do introdutor e avançado até a posição almejada e o introdutor foi retirado por sistema *peel away* [3].

Os PICC foram fixados com dispositivo de estabilização *StatLock*® (Figura 4), dispensando a fixação por sutura [2-3,7,9,11], um curativo transparente foi administrado imediatamente em óstio de inserção, haja vista ausência de sangramento local. Posteriormente, o cateter foi bloqueado com solução padrão de heparina conforme rotina dos setores da UHHO.

Em todos os pacientes, a localização de ponta de cateter em região cavo-atrial foi confirmada por radiografia simples do tórax após o procedimento [2-3,7,9,11].



Figura 4: Imagem *StatLock*®. Fonte: Os autores, 2016.

Manutenção do PICC

A equipe de enfermagem assiste ao paciente, desenvolvendo ações fundamentadas em teorias e processos de maneira ininterrupta, permanecendo mais tempo ao lado do paciente, sendo responsável pela manipulação e manutenção dos cateteres.

Os cuidados que compreendem a manutenção do PICC visam assegurar sua permeabilidade e prevenção de complicações. Higiene adequada das mãos, uso de EPI e técnicas assépticas devem ser práticas quando do

manuseio do cateter, seja na administração intravenosa de soluções (medicações e hemoderivados), ou nas trocas de curativo [2-3,7,9,11].

O PICC deve ser lavado com SSI a 0,9% em volume não inferior a 10 ml, no mínimo a cada seis horas, antes e após administração de medicamentos com a finalidade de evitar precipitações entre medicações administradas e prevenir a formação de fibrinas (com consequentes oclusões da luz do dispositivo) [2-3,7,9,11]. Além disso, as extensões (equipos, poliflex e outras) são trocadas diariamente, ou antes, quando necessário conforme rotina dos setores da UHHO.

A retirada do PICC foi realizada pelo enfermeiro ao final da terapia ou por disfunção do cateter, nos casos em que as ações administradas para o restabelecimento de sua permeabilidade foram ineficazes.

Resultados

Durante o período de investigação constatou-se que dez pacientes tiveram o PICC inseridos por TSM e US. Houve predominância do gênero masculino 80% (n=8). A média de idade foi de 44,1 anos e variabilidade de 22 a 65 anos, (DP: $\pm 14,9$) e mediana de 44,5 anos. Quanto ao local de residência, 40% (n=4) eram da capital, 40% (n=4) eram do interior do estado e 20% (n=2) da região metropolitana. 60% (n=6) concluíram o ensino fundamental, 20% (n=2) o ensino médio e 20% (n=2) eram graduados. 30% (n=3) possuíam vínculo empregatício. Já com base na renda familiar, 50% (n=5) dos participantes recebiam até um salário mínimo, 30% (n=3) de um a três salários mínimos e 10% (n=1) de quatro a dez salários mínimos. Quanto aos diagnósticos 40% (n=4) possuíam linfomas (Hodgkin e Manto), 30% (n=3) anemia aplástica severa e 30% (n=3) leucemia mielóide aguda.

Quanto à indicação do PICC, 50% (n=5) dos pacientes tiveram sua colocação para a realização de Transplante de Células Tronco Hematopoéticas (TC-TH) autólogas, 30% (n=3) para tratamento com antibióticos e quimioterápicos e 20% (n=2) tiveram o DAVC anterior infectado.

Houve predominância quanto ao local de inserção do PICC, constata-se que 90% (n=9) foram inseridos em veia basílica em região mediana do braço direito e 10% (n=1) na veia basílica região mediana do braço esquerdo. Quanto aos motivos que levaram a retirada do PICC, 70% (n=7) foram pelo término da terapia, seguidos de 20% (n=2) por disfunção do cateter e 10% (n=1), foi retirado para implante de outro DAVC sem nenhuma disfunção do cateter.

Discussão

Desde o advento do PICC na terapia infusional, o dispositivo tem sido descrito e apontado como uma nova tecnologia, apresentando vantagens comparados a outros DAVC, como exemplo: óstio de inserção periférico geralmente em membros superiores, menor taxa de infecção comparada com cateteres inseridos em região

superior de tórax, procedimento a beira do leito (sem necessidade de ambiente cirúrgico). Além disso, sem o risco de hemotórax e pneumotórax [2-3,7,9,11].

A nova geração de PICC oferece inovações tecnológicas em sua fabricação, uso de material biomédico mais flexível e resistente com diâmetro interno maior, para um mesmo calibre, presença de múltiplas vias, ponta com válvulas que impedem o fluxo retrógrado e evitam o uso de anticoagulantes para o bloqueio de cateter [2-3,7,9,10-11].

Outra geração de cateteres são revestidos, impregnados, ou revestidos e impregnados por medicamentos (antissépticos, antibióticos e/ou anticoagulantes). Os cateteres de terceira geração, denominados *Power-PICC*, suportam altas pressões (300 a 350 psi) podendo ser utilizados em procedimentos diagnóstico, aferição de Pressão Venosa Central (PVC) e saturação de oxigênio (SPO₂), toleram grandes volumes de vazão (300 mL/min), apresentando menores taxas de oclusões e deslocamentos [7,9,11].

Os PICC podem ser guiados por US, deixando o procedimento de ser às cegas. Isso possibilita escolha de cateteres com diâmetro adequado às reais necessidades da veia a ser cateterizada, emprego de TSM, que somados apresentam menos desconforto, menores complicações relacionadas, elevam o índice de sucesso do procedimento na punção primária, possibilitam a inserção em região mediana do braço (considerado o local ótimo) e fixação sem sutura [3,7,9,11].

Os PICC proporcionaram aos seus usuários maior segurança, conforto e eficácia desde a inserção até a remoção, contribuindo para a viabilização da terapia intravenosa e consequente reabilitação [2-3,7,9,11].

Dos dez casos de utilização da terceira geração de PICC, 100% foram considerados com sucesso (tempo de permanência de 397 dias de cateter com média de 39,7 dias, alcance de 10 a 86 dias).

Os motivos que levaram a retirada do PICC em 70% (n=7) dos casos foram relacionados ao término da terapia e 30% (n=3) por disfunção do cateter. Estes achados alinham-se com a literatura, que aponta percentuais entre 2% a 44% de taxa de oclusão do PICC, neste estudo a taxa de oclusão foi de 20% (n=2).

Conclusão

Nosso estudo relatou as inovações tecnológicas relacionadas ao PICC. Mudança de técnica de inserção às cegas para micro-introdução por TSM, utilização do US prévio a colocação para escolher a veia e o local ótimo de óstio de inserção do PICC e auxílio nos procedimentos guiados. Uso de dispositivos de fixação sem sutura que resulta em menores índices de deslocamento do cateter, sem sangramentos adicionais e sem dor. Ampliação do uso do PICC comparado por dispositivo inserido exclusivamente às cegas. Todas as inovações elevam a segurança do paciente, o grau de satisfação haja vista, o menor desconforto. Entretanto, sugere-se desenvolvimento de novas pesquisas clínicas

sobre o PICC nos diferentes cenários da terapia intravenosa com vistas às melhorias condizentes.

Referências

- [1] Lorenzetti J, Trindade LL, Pires DEP, Ramos FRS. Tecnologia, inovação tecnológica e saúde: uma reflexão necessária. *Texto e Contexto Enferm.* 2012; 21(2): 432-439.
- [2] Westergaard B, Classen V, Walther-Larsen S. Peripherally inserted central catheters in infants and children indications, techniques, complications and clinical recommendations. *Acta Anaesthesiol Scand.* 2013; 57(3):278-87.
- [3] Shi-Zuo L, Kok VC, Tzu-Lung H, Soa-Min H, Hui-Lun Z, Chen-Pin C. Peripherally inserted central Catheter placement at mid-arm with ultrasound-Guided in interventional radiology. *Kuang Tien Med J.* 2010; 5(9):13-20.
- [4] Priscila C, Amélia FK, Debra HB, Eny DP, Patricia PC. The development of a risk score for unplanned removal of peripherally inserted central catheter in new-borns. *Rev. Latino-Am. Enfermagem.* 2015; 23(3):475-82.
- [5] Yin RK. Estudo de caso: planejamento e método. 4ª ed. Porto Alegre: Bookman; 2010. p. 24.
- [6] Conselho Federal de Enfermagem. Resolução COFEN nº 258/2001. Aprova a inserção de cateter periférico central. Disponível em: http://www.cofen.gov.br/resolucao-cofen-2582001_4296.html
- [7] Moraza-Dulanto MI, Garate-Echenique L, Miranda-Serrano E, Armenteros-Yeguas V, Benitez-Delgado B. [Ultrasound-guided peripherally inserted central catheters (PICC) in cancer patients: success of the insertion, survival and complications]. *Enferm. Clin.* 2012; 22(3): 135-143.
- [8] BRASIL. Decreto n. 8.618, 29 de dezembro 2015. Dispõe sobre o valor do salário mínimo. *Diário Oficial da União [internet]* 2015 dez [Citado 2016 fev 20]; Disponível em: http://www.planalto.gov.br/ccivil_03/_Ato2015-2018/2015/Decreto/D8618.htm
- [9] Cotogni P, Pittiruti M. Focus on peripherally inserted central catheters in critically ill patients. *World J Crit Care Med.* 2014; 3(4):80-94.
- [10] Vocabulário Internacional de Metrologia: Conceitos fundamentais e gerais e termos associados (VIM2012). 3ª ed. Rio de Janeiro: JCGM 200; 2012.
- [11] Bellesi S, Chiusolo P, De Pascale G, Pittiruti M, Scoppettuolo G, Metafuni E, *et al.*, Peripherally inserted central catheters (PICCs) in the management of oncohematological patients submitted to autologous stem cell transplantation. *Support Care Cancer.* 2013; 21(2):531-535.

IMPROVEMENT OF OBESITY DIAGNOSIS IN ADOLESCENTS BY GENERALIZED EQUATIONS BASED ON SUBCUTANEOUS FAT

W. L. Ripka*, L. Ulbricht** e P. M. Gewehr*

*Federal University of Technology - Paraná, Graduate Program in Electrical Engineering and Computer Science, Curitiba, Brazil

**Federal University of Technology - Paraná, Graduate Program in Biomedical Engineering, Curitiba, Brazil
e-mail: ripka.w@gmail.com

Abstract: The aim of this study was to improve diagnosis of obesity in adolescents, with the development of mathematical equations based on measurement of subcutaneous fat accumulation (SF) at different points of the body and with the reference method of dual energy X-ray absorptiometry (DXA). We evaluated 100 individuals (54 boys and 46 girls) aged between 12 and 17 years old. We collected data for body mass, height and nine points SF. Results for creating equations for assessment of body fat had values of $R^2 = 0.869$ (male) and $R^2 = 0.845$ (female), with standard estimation error of equal to 1.89 and 2.35, respectively. It was not detected significant bias in the Bland-Altman analysis of agreement. The reproducibility of the findings was made in a sample of 80 individuals (46 boys - 34 girls), obtaining value of $R^2 = 0.800$ without significant bias in concordance analysis. The sensitivity and specificity of the method, tested by receiver operating characteristic curve reached the value of 0.791. It follows that the generalized equations based on SF represent an advance step and inexpensive tool for the diagnosis of obesity in adolescents.

Keywords: Diagnosis, adolescents, obesity.

Introduction

On the global scene obesity has emerged as a new challenge of health policies [1], especially due to its alarming growth in recent decades and it is considered by the World Health Organization (WHO) as a new worldwide epidemic [2]. In this context, the authors point out that to combat this reality, policies and health promotion, involving changes in lifestyle and better eating habits improvement are necessary [3].

However, the establishment of any intervention attitudes is necessary after an accurate assessment of the nutritional status of individuals. Currently the medical sciences have numerous methods for assessing body composition (BC), among them, stands out dual energy X-rays absorptiometry (DXA) [4]. This method is considered as a reference, its operation is based on the measurement of photons attenuation in the range of 40 to 70 keV generated by X-ray sources, high and low density tissues [5] where low density allows greater passage of photons when compared to high-density (bone). The DXA has restrictions when there is need for

application in large populations, due to the high cost and procedures for data collection restricted for laboratories.

These factors contribute to stress the need to create new procedures for assessment of BC. Therefore it refers to the evaluation of subcutaneous fat technique (SF), a method used by health professionals in schools, clubs, medical clinics and hospitals as a low cost alternative in the diagnosis of obesity [6].

SF assumes that a large proportion of fat is located in the subcutaneous tissue (40-60%), so the BC estimation is given by measuring the thickness of two layers of skin and the adjacent SF in different regions of the body, with the aid of a caliper [7].

Aiming to improve the diagnosis of obesity in the assessment of BC, this study was designed for the creation of mathematical equations to estimate fat mass of teenagers by using the evaluation of SF, with the DXA reference method.

Materials and Methods

A. Recruitment

The individuals in this research were characterized on a stratified random sample. Data were obtained for approximately two years (2014-2016) among adolescents, aged 12 to 17, recruited from schools and sports training centers in Curitiba/Paraná. Parents gave them permission to participate in the research with the signing of an informed consent form. This study was approved by the Ethics Committee through the Brazil Platform under number: 11583113.7.0000.5547.

B. Anthropometric Evaluation

The anthropometric assessment involved the following steps: measurement of total body mass (TBM) and height; evaluation by SF and evaluation by DXA. The TBM was measured using a mechanical scale (Filizola, São Paulo, Brasil), with capacity up to 160kg and resolution of 100g. The assessed person should wear minimal clothing being indicated only shorts for boys and shorts and T-shirt for girls.

For height measurement a stadiometer was used coupled to the scale, with 0.1cm resolution, with individuals, with feet together, in the Frankfurt plane. The height was in the greater distance between the ground and the vertex of the head [8].

For the collection of SF a scientific compass (Cescorf, Porto Alegre, Brasil) of constant pressure of 10 g/mm² was used. Measures were collected in mm, from nine anatomical points widely explored in the literature to be points of fat accumulation [9, 10]: bicipital (BI), triceps (TR), chest (CH), mid-axillary (MA), subscapularis (SB), abdominal (AB), supra-iliac (SI), medial thigh (MT) and calf (CF). All measurements were made on the right side of the body. Duplicate measurements were performed at every point. In case there was 2mm difference, a third measurement was performed. In the end, the value of the anatomical point was the result of the arithmetical mean of the measure values.

C. Evaluation by DXA

The evaluation of BC was performed by DXA using a Discovery QDR (Hologic, Inc., Bedford, MA, USA) scanner fan-beam type. In this evaluation, the individuals were in supine position on the scanner table. The presence of metallic artifacts such as earrings, chains or rings was not allowed, as well as costumes with any kind of metal. Each evaluation took about 5 minutes. After scanning, the equipment software provides the value of the percentage of body fat (%BF); and fat mass (FM) (kg).

D. Statistical procedure

To start the analysis of the data, the values of collected variables were subjected to the asymmetry exploratory test of the distribution of the variables, using the Kolmogorov-Smirnov test. Descriptive data were presented in parametric category. We used measures of central tendency and dispersion (mean and standard deviation). The Bravis-Pearson bivariate correlation test was used to quantify the intensity and the direction of association of the variables (r). From the correlation analysis, a multiple linear regression technique was used with backward selection to establish the FM prediction equation. We opted for the Backward selection to reduce the risk of finding error Type II, to avoid suppressive effects on predictors [11].

For the construction of the regressions, the variables were selected based on: a) the correlation values, b) reliability analysis; c) higher value of R²; d) lower value of standard error estimation (SEE); e) practical application of the model. For item "b" the Bland-Altman graphical analysis was used [12]. For item "d" the methodology proposed by Lohman was used, where values > 2.0% are classified as ideal and up to 2.5%, excellent [13].

The reproducibility of the findings was tested in a different sample of the composition used for the regression. Finally, to test the ability of the method in detecting the nutritional status of adolescents was applied for analysis of sensitivity and specificity the Receiver Operating Characteristic (ROC) curve, where area values above 0.700 are considered good, and above 0.800, excellent [14].

For all analysis statistical significance value of p < 0.05 was adopted and were performed using the Statistical Package for Social Sciences, version 17.0 (SPSS Inc. Chicago, IL).

Results

The presentation of the results was made by gender distinction. Table I contains the mean values and dispersion for age, TBM, stature, % BF and FM (kg) for male and female.

Table 1. Average values and dispersion for age, total body mass (TBM), height, body fat and fat mass.

Variable	Male			Female		
	n	Mean	Standard deviation	n	Mean	Standard deviation
Age (years)	54	15.83	1.02	46	15.46	1.56
TBM (kg)	54	65.27	11.91	46	57.37	11.22
Height (m)	54	1.73	0.05	46	1.61	0.07
Body Fat (%)	54	21.13	5.19	46	32.69	5.07
Fat Mass (kg)	54	14.21	5.60	46	19.40	6.49

For the development of new mathematical equations, the intensity of the correlation between SF variables with the values obtained by DXA was tested. Table II and Table III show the correlation values for boys and girls, respectively.

Table 2. Correlation Values Between SF-DXA For Male

	Subcutaneous Fat by Skinfold Thickness								DXA
	SB	AB	SI	MT	MX	CH	BI	CF	FM
TR	0.83	0.85	0.84	0.84	0.88	0.87	0.75	0.83	0.88
SB		0.92	0.96	0.71	0.92	0.90	0.69	0.70	0.80
AB			0.95	0.75	0.90	0.90	0.61	0.70	0.82
SI				0.69	0.96	0.92	0.70	0.72	0.82
MT					0.73	0.74	0.53	0.78	0.83
MX						0.93	0.75	0.79	0.87
CH							0.85	0.82	0.87
BI								0.72	0.73
CF									0.86

Where: bicipital (BI), triceps (TR), chest (CH), mid-axillary (MX), subscapularis (SB), abdominal (AB), supra-iliac (SI), medial thigh (MT) and calf (CF); fat mass (FM).

Table 3. Correlation Values Between SF-DXA For Female

	Subcutaneous Fat by Skinfold Thickness								DXA
	SB	AB	SI	MT	MX	CH	BI	CF	FM
TR	0.72	0.75	0.78	0.83	0.65	0.56	0.86	0.78	0.76
SB		0.83	0.87	0.67	0.88	0.71	0.82	0.66	0.81
AB			0.90	0.62	0.84	0.69	0.83	0.65	0.73
SI				0.72	0.93	0.74	0.82	0.74	0.83
MT					0.58	0.55	0.69	0.81	0.77
MX						0.69	0.74	0.64	0.80
CH							0.69	0.42	0.50
BI								0.69	0.73
CF									0.83

Where: bicipital (BI), triceps (TR), chest (CH), mid-axillary (MX), subscapularis (SB), abdominal (AB), supra-iliac (SI), medial thigh (MT) and calf (CF); fat mass (FM).

In the construction of the regressions, the equations (1) and (2) represent the best models for FM prediction in adolescents. Correlation coefficient values were $r = 0.932$ for boys and $r = 0.919$ for girls. For the determination coefficient $R^2 = 0.869$ (1) and $R^2 = 0.845$ (2), was obtained. Standard error of estimated values was equal to 1.89 for boys and 2.35 for girls. The mean values for the FM obtained by SF were: 14.21 ± 5.23 kg - boys and 19.39 ± 5.97 kg - girls, values close to those provided by the method of DXA (Table I).

$$FM_{male} = 4.259 + 0.185(MT) + 0.329(MX) + 0.346(CF) \quad (1)$$

$$FM_{female} = 3.664 + 0.191(MT) + 0.478(MX) - 0.187(CH) + 0.324(CF) \quad (2)$$

Figs. 1a and 1b illustrate the correlation analysis between the new diagnostic models of obesity. In both genders it was not detected significant bias between SF versus DXA.

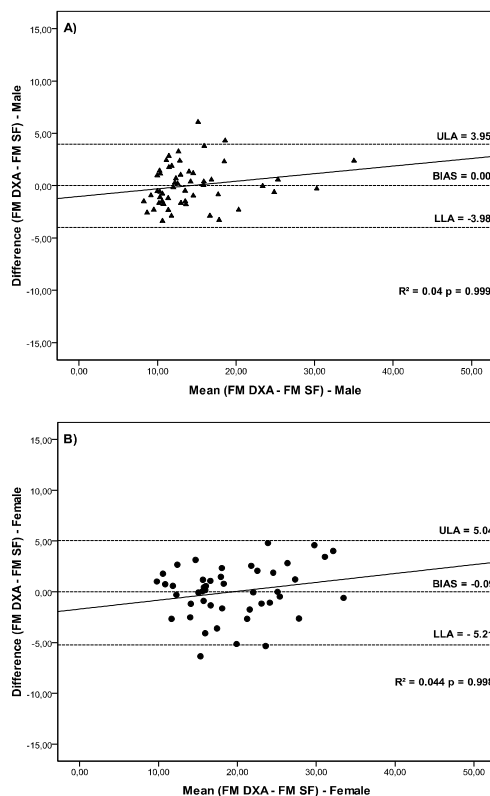


Figure 1. A) Bland-Altman analysis of agreement FM by DXA – FM by SF in Male. B) Female. (ULA) Upper Limit of Agreement; (LLA) Lower Limit of Agreement.

In an effort to confirm the reproducibility of equations to estimate FM in adolescents, data were replicated in a sample of 80 individuals (46 boys and 34 girls) different from those used to structure the diagnostic model proposed in this study.

The male sample showed the characteristic: Average age of 14.56 ± 1.57 years, TBM 59.25 ± 11.87 kg, height

1.69 ± 0.10 m and FM 11.74 ± 3.64 kg. For girls the values were 14.00 ± 1.76 years, 54.28 ± 9.27 kg, 1.60 ± 0.06 m and 17.35 ± 5.21 , respectively.

Fig. 2 illustrates box-plot analysis of MF values obtained by DXA and the equations (1) and (2) in the validation sample. The value of mean \pm standard deviation and median predicted with equation (1) was 12.35 ± 3.97 kg and 10.72kg; 19.89 ± 5.73 kg and 20.17kg to equation (2).

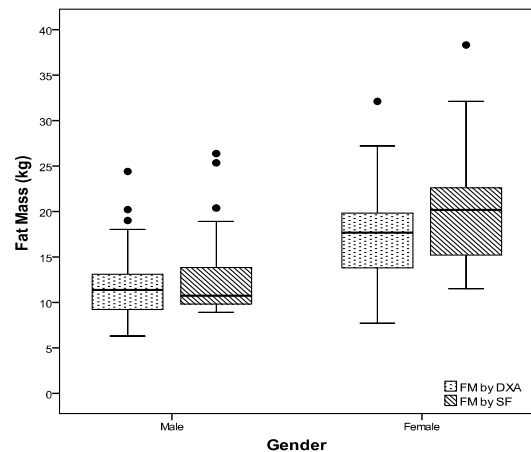


Figure 2 - Box-plot analysis for Fat Mass values (FM) obtained by DXA and the subcutaneous fat (SF) equations proposals.

The Bland-Altman analysis of agreement for the validation sample showed bias values = -0.60 with limits of agreement of 2.88 to -4.09 for boys and bias = -2.54 as limits of agreement of 4.88 to -9.89 for girls.

For the diagnosis of obesity, the FM values (kg) were converted into % BF, because the categories for classification of nutritional status are presented worldwide by the percentage values, where values $\geq 25\%$ and $\geq 30\%$ were considered high for boys and girls respectively [15].

The sensitivity and specificity of the SF-based equations were tested by the ROC curve, where great discriminating capacity was found (area = 0.791, $p = 0.000$) for obesity detection in adolescents.

Discussion

Studies have found a transition of adult obesity profile for the population of children and adolescents, where one in two obese children becomes an obese adult, directly affecting the health and well-being [16].

These facts characterize a public health problem, since the increase in obesity prevalence for this age group, is high mortality risk in adulthood [17]. This framework justifies the need for systematic monitoring, efficient and low cost of this population as the SF-based method proposed in this study.

In addition, there are gaps in the use of SF to assess the nutritional status of adolescents, since there are few methods for assessment of BC specifically in this age group. Among the most used mathematical models it is

the one proposed by Slaughter et al. [18], developed in the 80s, which is a successor to the research method started in the 60s. However, authors point out that these methods have limitations of agreement already in use [5, 19].

In this study there was a high correlation; there was no significant bias in the equations for obesity diagnosis [$R^2 = 0.869$ / bias = 0.00 (1) and $R^2 = 0.845$ / bias = -0.09 (2)], representing an improvement compared to other studies that have used linear relationship between SF and FM diagnosis of obesity in adolescents [20, 21].

The distinction between genders was necessary for body differences detected at this stage of life. Sexual dimorphism in adolescence enhances fat gain, and the girls, on average, double the % BF as compared to boys [1, 3], which explains the difference in values shown in Table 1.

Conclusion

No significant bias was found in the analysis of agreement by Bland-Altman between the reference method (DXA) and mathematical models proposed by SF. The R^2 values for the equations were: 0.869 (1) and 0.845 (2) with SEE = 2.09 for boys and SEE = 2.68 for girls.

The sensitivity and specificity, as assessed by ROC curve showed a value of area = 0.791; $p = 0.000$. It is suggested for future studies to test the reproducibility of the method in adolescent populations of different ethnic groups in order to compare the results.

Reference

- [1] De Onis M, Blössner M, Borghi E. Global prevalence and trends of overweight and obesity among preschool children. *The American journal of clinical nutrition*. 2010;92(5):1257-64.
- [2] World Health Organization, WHO. 2014. Adolescent Health [internet]. 2015. Available from: http://www.who.int/topics/adolescent_health/en/
- [3] Moreno LA. Interventions for treating obesity in children. *Evidence-Based Research in Pediatric Nutrition*. 2013;108:98-106.
- [4] Eisenmann JC, Heelan KA, Welk GJ. Assessing Body Composition among 3-to 8-Year-Old Children: Anthropometry, BIA, and DXA. *Obesity research*. 2012; 12(10):1633-40.
- [5] Silva AM, Fields DA, Sardinha LB. A PRISMA-driven systematic review of predictive equations for assessing fat and fat-free mass in healthy children and adolescents using multicomponent molecular models as the reference method. *Journal of obesity*. 2013;2013.
- [6] Freedman DS, Ogden CL, Blanck HM, Borrud LG, Dietz WH. The Abilities of Body Mass Index and Skinfold Thicknesses to Identify Children with Low or Elevated Levels of Dual-Energy X-Ray Absorptiometry– Determined Body Fatness. *The Journal of pediatrics*. 2013; 163(1):160-66.
- [7] Tenório LHS, Santos AC, Oliveira AS, Lima AMJ, Brasileiro-Santos MS. Obesity and pulmonary function tests in children and adolescents: a systematic review. *Revista Paulista de Pediatria*. 2012; 30(3):423-30.
- [8] Morrow JR, Jackson A, Disch J, Mood D. Medida e avaliação do desempenho humano. Porto Alegre: Artmed; 2003.
- [9] Jackson AS, Pollock ML. Generalized equations for predicting body density of men. *British Journal of Nutrition*, 1978; 40: 497-504.
- [10] Ulbricht L, Neves E, Ripka W, Romaneli E. Comparison between body fat measurements obtained by portable ultrasound and caliper in young adults.. In: Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC) Annual International Conference of the IEEE; 2012: San Diego. 2012. p 1952-5.
- [11] Field A. Descobrimos a estatística utilizando o SPSS, Porto Alegre: Artmed, 2009.
- [12] Bland JM, Altman DJ, Statistical methods for assessing agreement between two methods of clinical measurement, *The Lancet*; 1986; 327:307-310,.
- [13] Lohman TG. Advances in body composition assessment. *Medicine & Science in Sports & Exercise*. 1993;25(6):762.
- [14] Maroco J. Statistical Analysis with SPSS application. Lisboa: Edições Silabo, 2007.
- [15] Williams DP, Going S, Lohman T, Harsha D, Srinivasan S, Webber L, et al. Body fatness and risk for elevated blood pressure, total cholesterol, and serum lipoprotein ratios in children and adolescents. *American journal of public health*. 1992;82(3):358-63.
- [16] Conde WL, Borges C. O risco de incidência e persistência da obesidade entre adultos brasileiros segundo seu estado nutricional ao final da adolescência. *Rev Bras Epidemiol*. 2011;14(1):71-9.
- [17] Lobstein T, Baur L, Uauy R. Obesity in children and young people: a crisis in public health. *Obesity reviews*. 2004; 5(s1):4-85.
- [18] Slaughter MH, Lohman T, Boileau RA, Horswill C, Stillman R, Van Loan M, et al. Skinfold equations for estimation of body fatness in children and youth. *Human biology*. 1988; 60(5):709-23.
- [19] Silva DR, Ribeiro AS, Pavão FH, Ronque ER, Avelar A, Silva AM, et al. Validade dos métodos para avaliação da gordura corporal em crianças e adolescentes por meio de modelos multicompartimentais: uma revisão sistemática. *Revista da Associação Médica Brasileira*. 2013;59(5):475-86.
- [20] Sloan AW. Estimation of body fat in young men. *Journal of Applied Physiology*; 1967; 23: 311-315.
- [21] Ripka WL, Ulbricht L, Gewehr PM. Portable A-Mode Ultrasound for Body Composition Assessment in Adolescents. *Journal of Ultrasound and Medicine*. 2016; 35: e1-e6.

USO DE VIDEOGAMES NA REABILITAÇÃO DE INDIVÍDUOS

Eduardo J. Alberti*, Tiago M. Adamoski*, Alessandro Brawerman** e Sérgio F. Pichorim*

*Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica e Informática Industrial - UTFPR, Curitiba, Brasil

** Engenharia da Computação – Universidade Positivo, Curitiba, Brasil

e-mail: eduardojalberti@gmail.com

Resumo: Este trabalho apresenta uma revisão sistemática com o intuito de investigar os resultados da aplicação de sistemas de videogame ao tratamento de doenças motoras ou daquelas que indiretamente causem algum tipo de degeneração motora. Para esta revisão foram selecionados 10 entre 793 artigos, classificados através de uma metodologia de busca em bases de dados e a seleção dos mesmos, tendo como premissa a inclusão de trabalhos publicados nos últimos 10 anos, envolvendo o videogame Nintendo® Wii™ e o sensor Kinect™ para videogames Microsoft® Xbox™. Como resultado de tal análise discute-se sobre a viabilidade, validade e qualidade das análises utilizando tais sistemas e como os estudos envolvidos apresentam resultados favoráveis a utilização de sistemas de jogos eletrônicos no tratamento de reabilitação.

Palavras-chave: Kinect, Wii, reabilitação, coordenação motora, decréscimo motor.

Abstract: *This paper presents a systematic review in order to investigate the results of the application of video game systems for the treatment of motor disorders or indirectly cause some sort of motor degeneration. For this review was selected 10 of 793 items, classified through a search methodology databases and the selection thereof, taking as its premise the inclusion of works published in the last 10 years, involving the Nintendo® Wii™ game console and the sensor Kinect™ for Microsoft® Xbox™ video game. As a result of this analysis is discussed on the feasibility, validity and quality of the analysis using such systems as those involved studies show favorable results the use of electronic gaming systems in the rehabilitation treatment.*

Keywords: *Kinect, Wii, rehabilitation, motor coordination, motor decrease.*

Introdução

Os métodos empregados tradicionalmente na área de Fisioterapia, ainda que eficientes, tendem a fazer com que os pacientes não se sintam motivados ou estimulados na execução dos exercícios, principalmente quando estes são aplicados em uma sequência extensa, repetitiva, ou utilizando sempre os mesmos recursos de interação [1]. Devido a isso, estima-se que somente 31% dos pacientes efetuam seus exercícios como recomendado [2].

Neste artigo pretende-se, através de uma revisão literária, discutir a viabilidade do uso de plataformas de videogames como estratégias para engajamento dos pacientes no tratamento fisioterapêutico na reabilitação de doenças debilitantes.

Metodologia

Para a pesquisa de artigos utilizou-se as palavras-chave: *xbox, kinect, wii, video game, physiotherapy, rehabilitation, muscular rehabilitation, muscular diseases, muscular, brachial rehabilitation, brachial lesion, AVC e AVC rehabilitation*; nas seguintes combinações: *physiotherapy AND (&) Xbox, physiotherapy & kinect, muscular diseases & kinect, muscular diseases & Wii, muscular diseases & video game, muscular & video game, rehabilitation & videogames, brachial lesion & rehabilitation, brachial rehabilitation & xbox, brachial rehabilitation & video game, muscular rehabilitation & video game, AVC & video game e AVC rehabilitation & video game.*

Ao todo foram encontradas 793 ocorrências de artigos submetidos posteriormente ao ano de 2005, em periódicos indexados pelo portal de periódicos da CAPES. Destes, 10 artigos foram selecionados após a leitura de títulos, resumo e posterior leitura completa.

Como critério de exclusão, foram desconsiderados estudos aplicados a melhora de rendimento muscular, físico ou reabilitação muscular para pequenas lesões em atletas. Como critério de inclusão, foram considerados estudos voltados à reabilitação de indivíduos acometidos por alguma doença debilitante com efeito direto ou indireto sobre o sistema motor.

A Estereofotogrametria

A estereofotogrametria é a técnica de aquisição de imagens tridimensionais a partir da captura de movimentos baseado na fotografia convencional ou em sensores optoeletrônicos, possibilitando a mensuração de dados baseados nas imagens adquiridas, associados ou não a imagens médicas [3]–[5].

A estereofotogrametria pode ser realizada com auxílio de marcadores (MBS – *Marker-base system*), onde estes são colados nos pontos de análise e suas posições espaciais são aferidas pelo sistema de visão, ou pode ser feita sem auxílio de marcadores (MLS – *Markerless system*), na qual o sistema de visão computacional é obrigado a identificar os pontos de análise apenas pela análise fotográfica.

Os equipamentos MBS são, normalmente, compostos por um conjunto de câmeras rigorosamente trianguladas e posicionadas a fim de permitir a análise mais próxima possível da realidade [6]–[9]. Um exemplo de MBS é o sistema Vicon, considerado “padrão ouro” para aquisição de sinais, composto por um conjunto de câmeras HD (1080p).

Os sistemas MLS, por sua vez, permitem a análise do movimento baseada na identificação de padrões com auxílio da visão computacional [9], [10]. O Kinect™ é um exemplo de sistema MLS, capaz de identificar padrões de profundidade, através de uma matriz de pontos em infravermelho, e identificar a presença e o movimento de pessoas [11]–[14].

Considerações sobre os Sistemas de Visão em Videogames

O estudo guiado por Bonnechère, na Bélgica, analisou e comparou dados obtidos através de um equipamento “padrão ouro” MBS (Vicon, com 8 câmeras e *software* Vicon Nexus) com o sistema MLS Kinect™. Ao todo, 48 adultos saudáveis (26 ± 8 anos, 173 ± 8 cm de altura), sendo destes 30 homens e 18 mulheres, foram convidados a realizar uma sequência com 4 posições: abdução do ombro, flexão do cotovelo, abdução do quadril e flexão dos joelhos [9].

Segundo o estudo ambos os sistemas apresentaram grande qualidade de repetibilidade, ou seja, a diferença dos resultados obtidos com o mesmo equipamento em seções diferentes mostrou um coeficiente de correlação próximo a 0,89 o que indica uma correlação muito grande entre os valores [9].

Ainda, a análise de discrepâncias mostrou que a qualidade da leitura está relacionada ao objeto de estudo. A análise revela que os sistemas apresentam grande concordância no estudo de movimentos da parte alta do corpo e a grande discrepância no estudo de movimentos da parte baixa [9].

Na contramão dos resultados obtidos pelos autores em [9], o estudo realizado a fim de validar os dados obtidos pelo Kinect™ na análise de inclinação lateral do tronco durante o treino de marcha [15] mostra que, apesar do algoritmo de reconhecimento de esqueleto apresentar propensão ao erro, uma simples calibração baseada no indivíduo de estudo pode elevar a acurácia das medidas a ponto de apresentar variações da mesma ordem do padrão de comparação do estudo (diferenças angulares próximas a $0,2^\circ$) [15]. Isso indica que o Kinect™, quando submetido a calibração de acordo com o objeto de estudo, pode fornecer precisão e acurácia suficientes para substituir métodos e ferramentas MBS já bem difundidas.

Ainda, é importante salientar que os resultados obtidos pelos estudos discutidos aqui levam em consideração movimentos amplos, porém a acurácia do Kinect™ é relativamente inferior quando levados em consideração movimentos de pequena amplitude, como as vibrações causadas pelo Mal de Parkinson. Um estudo realizado com 9 indivíduos comparou os dados aferidos pelo Kinect™ e o sistema Vicon levando em consideração a comparação de 20 pontos de análise desde movimentos amplos, como levantar e sentar, até movimentos de pequena amplitude, como abrir e fechar a mão, apontou que a leitura de movimentos de pequena amplitude realizadas pelo Kinect™ podem variar em 48%, aproximadamente, das medidas realizadas pelo sistema Vicon [16].

Videogames no tratamento da Fibrose Cística

A Fibrose Cística (FC) é uma doença genética autossômica recessiva que acarreta no acúmulo de muco nos pulmões ou demais localidades periféricas e causa a inflamação dos órgãos, má absorção de nutrientes, insuficiência pancreática, sudorese e pode levar à morte [17], [18]. Estudos indicam que exercícios cumulativos levam ao aumento da tolerância ao exercício e ao aumento da função muscular respiratória [17].

A fim de estudar os efeitos causados pelo exercício com videogames em pacientes com FC, o estudo de Coral, et. al, envolveu 24 pacientes com idades entre 7 e 18 anos de gêneros mistos. Os pacientes foram submetidos ao 6MWT – *Six Minute Walk Test* - e, depois de um intervalo de 60 minutos, submetidos a 5 minutos de exercícios teleguiados por videogame.

Comprovou-se que, quando mantida a frequência cardíaca entre 75 e 80% da frequência máxima, os jogos induzem alta demanda metabólica ao mesmo tempo que permitem uma confortável e sustentável resposta ventilatória [17].

Ainda, um estudo guiado por Holmes, et. al, envolvendo 10 participantes com idade entre 21 e 51 anos, demonstra um protocolo de análise diferenciado, onde os pacientes foram submetidos a 60 minutos de exercícios separados por 24 horas de repouso durante um período de 10 dias [19], demonstrando que os pacientes submetidos a exercícios com auxílio do videogame alcançaram intensidade média de 73 a 96% da frequência cardíaca máxima, enquanto o valor mínimo indicado pela Associação de Medicina Esportiva Americana para promover o ganho aeróbico é de 55 a 65% da frequência cardíaca máxima para pessoas saudáveis [17], [19].

Videogames na reabilitação da Esclerose Múltipla

A Esclerose Múltipla (EM) é uma doença que causa a inflamação crônica e desmielinizante do sistema nervoso central [20] faz com que o paciente apresente, dentre todos os sintomas, fraqueza muscular e desordens motoras [21].

Um estudo, envolvendo 47 indivíduos, divididos em grupos de controle e de estudos, analisou se o uso do Kinect™ poderia influenciar no ganho de controle postural e de balanço. Cada participante realizou 40 seções, de 20 minutos cada, ao longo de 10 semanas de estudo [22].

A análise de dados realizada pelos autores revelou que o uso do Kinect® promoveu melhoras no balanço e na postura corporal de pacientes com EM com alterações de até 11 pontos percentuais considerando-se pré e pós-tratamento, além de se mostrar uma alternativa para programas de reabilitação quando a dificuldade de deslocamento geográfico e/ou mobilidade são impostas [22]–[24].

Videogames na reabilitação da Ataxia Degenerativa

A Ataxia Degenerativa (AD) é uma condição incapacitante e desordenante que provoca a perda da coordenação fina da postura e dos movimentos aplicados a função muscular dos membros, tronco e olhos [25], [26]. Os métodos de tratamento são escassos, sendo o principal a aplicação intensa de exercícios

de treinamento da coordenação motora através exercícios fisioterapêuticos [25]–[27].

O trabalho desenvolvido em [27] compara os resultados da aplicação dos exercícios fisioterapêuticos usuais com a aplicação de exercícios teleguiados pelo Kinect™. O estudo envolveu 10 pacientes de idade média de $15,4 \pm 3,5$ anos [27].

Segundo os autores, foi possível, com auxílio dos videogames, reduzir dois pontos na escala SARA – Escala para avaliação e classificação da Ataxia – comparando-se os valores pré e pós-intervenção. Ainda, a análise entre as diversas combinações dos dados (das análises durante o treinamento) permitiu observar o aperfeiçoamento da dinâmica de balanço e o decréscimo do risco de quedas [27].

Videogames na fisioterapia para idosos

A pesquisa conduzida por Treml, et. al, estudou os efeitos do uso da plataforma Balance Board no equilíbrio e no controle de quedas em idosos. O estudo envolveu 32 indivíduos com idades entre 60 e 80 anos. Em tais seções os pacientes passaram por uma sequência de testes para uma avaliação funcional, sendo eles: a Escala de Equilíbrio de Berg, o Teste de Alcance Funcional, a Avaliação de Marca e Equilíbrio Orientada pelo Desempenho e a Escala Unipodal [28].

Segundo análise de dados referentes a execução dos exercícios não houve grande diferença em relação ao medo de cair (Escala Internacional de Eficácia de Quedas), porém, a análise dos demais parâmetros de estudo revelou diferença significativa entre valores pré e pós-intervenção. Na escala Unipodal – que avalia o desempenho do idoso em permanecer em posição unipodal - por exemplo, houve um crescimento de 7 pontos pós-treinamento; na escala de Alcance Funcional Anterior o crescimento foi de 15 pontos. Outros pontos ressaltados fazem relação ao fortalecimento da musculatura, o estímulo cerebral e o aumento da capacidade de concentração como fatores de auxílio direto dos exercícios [28].

Discussão

Ao longo deste estudo pôde-se identificar como o uso de ferramentas de realidade virtual tem presença crescente nos ambientes médicos e hospitalares. O uso de tecnologias de realidade virtual se mostra um campo promissor na área da reabilitação. De forma unânime, os trabalhos estudados apontaram que os jogos eletrônicos transcendem o objetivo para que foram imaginados e mostram-se totalmente eficazes para promover a melhor aderência ao tratamento. O videogame traz consigo a ideia de competição, logo a participação do paciente no tratamento é incrementada com a presença de desafios [29].

A ludicidade dos videogames é chamariz para o exercício da fisioterapia teleguiada sem supervisão do profissional, além de permitir extinguir dificuldades geográficas e de mobilidade, já que os exercícios podem ser realizados em casa, sem a necessidade de deslocamento até o consultório ou clínica [17], [22], [29]. Ainda, a repetição, crucial na reaprendizagem das funções motoras, não é mais tratada como um problema, dada a atração prazerosa do ambiente simulado [30]–[32], apresentando um índice de acerto maior nas atividades [2].

A viabilidade, validade e qualidade da execução dos exercícios utilizando plataformas de videogames também foi um ponto de questionamento deste estudo. Análises realizadas em comparação com o sistema Vicon, considerado “padrão ouro” revelou que o uso dos sistemas é apropriado para movimentos de grande amplitude dos membros superiores e, quando especificamente calibrados, dos membros inferiores e tronco; porém mostrou-se ineficaz na identificação de pequenas variações do movimento como os causados pelos efeitos do mal de Parkinson [15], [16], [33].

Vale lembrar que a comparação de acurácia pode ser comprometida ao comparar dois sistemas de especificações diferentes. O sistema de detecção Vicon utiliza-se de câmeras de alta definição enquanto o sensor Kinect™ utiliza uma câmera infravermelha de qualidade padrão ou SD. Ressalta-se que todos os estudos analisados aqui foram publicados antes da apresentação do novo sensor Kinect™ que possui especificações muito melhoradas em comparação com o sensor chamado 360; ou seja, futuros estudos podem demonstrar a viabilidade do sistema também para detecção de movimentos de pequena amplitude.

De modo geral, de acordo com a aceitação dos videogames pelos indivíduos testados e qualidade dos resultados obtidos com os estudos apresentados pode-se afirmar que os sistemas de videogames se caracterizam como alternativas viáveis para a realização de exercícios fisioterapêuticos de reabilitação musculoesquelética e cognitiva.

Referências

- [1] C. Y. Chang, B. Lange, M. Zhang, S. Koenig, P. Requejo, N. Somboon, A. a. Sawchuk, and A. a. Rizzo, “Towards Pervasive Physical Rehabilitation Using Microsoft Kinect,” in *International Conference on Pervasive Computing Technologies for Healthcare (PervasiveHealth)*, 2012, pp. 159–162.
- [2] Y.-J. Chang, S.-F. Chen, and J.-D. Huang, “A Kinect-based system for physical rehabilitation: A pilot study for young adults with motor disabilities,” *Res. Dev. Disabil.*, vol. 32, no. 6, pp. 2566–2570, 2011.
- [3] P. R. S. de Ladeira, E. O. Bastos, J. V. Vanini, and N. Alonso, “Uso da estereofotogrametria nas deformidades craniofaciais : revisão sistemática,” *Rev. Bras. Cir. Plástica*, vol. 28, no. 1, pp. 147–155, 2013.
- [4] A. Cappozzo, U. Della Croce, A. Leardini, and L. Chiari, “Human movement analysis using stereophotogrammetry. Part 1: theoretical background,” *Gait Posture*, vol. 21, no. 2, pp. 186–196, 2005.
- [5] S. a. Schendel, K. S. Duncan, and C. Lane, “Image Fusion in Preoperative Planning,” *Facial Plast. Surg. Clin. North Am.*, vol. 19, no. 4, pp. 577–590, 2011.
- [6] U. Della Croce, A. Leardini, L. Chiari, and A. Cappozzo, “Human movement analysis using stereophotogrammetry Part 4: Assessment of anatomical landmark misplacement and its effects on joint kinematics,” *Gait Posture*, vol. 21, no. 2, pp. 226–237, 2005.
- [7] W. R. Taylor, R. M. Ehrig, G. N. Duda, H. Schell, P. Seebeck, and M. O. Heller, “On the influence of soft tissue coverage

- in the determination of bone kinematics using skin markers,” *J. Orthop. Res.*, vol. 23, no. 4, pp. 726–734, 2005.
- [8] S. Duprey, L. Cheze, and R. Dumas, “Influence of joint constraints on lower limb kinematics estimation from skin markers using global optimization,” *J. Biomech.*, vol. 43, no. 14, pp. 2858–2862, 2010.
- [9] B. Bonnechère, B. Jansen, P. Salvia, H. Bouzahouene, L. Omelina, F. Moiseev, V. Sholukha, J. Cornelis, M. Rooze, and S. Van Sint Jan, “Validity and reliability of the Kinect within functional assessment activities: Comparison with standard stereophotogrammetry,” *Gait Posture*, vol. 39, no. 1, pp. 593–598, 2014.
- [10] K. Rohr, “Incremental recognition of pedestrians from image sequences,” *Proc. IEEE Conf. Comput. Vis. Pattern Recognit.*, pp. 8–13, 1993.
- [11] Microsoft Corporation, “Manual de Instruções do Kinect,” Redmond.
- [12] M. Corporation, “Kinect sensor for Xbox 360 components,” 2015. [Online]. Available: <https://support.xbox.com/en-US/xbox-360/kinect/kinect-sensor-components>. [Accessed: 20-May-2005].
- [13] A. Bernin, “Kinect chess board meta pattern,” 2010. [Online]. Available: <http://livingplace.informatik.haw-hamburg.de/blog/wp-content/uploads/2010/11/kinect1.png>. [Accessed: 01-May-2015].
- [14] M. Corporation, “SDK Kinect for Windows,” 2015. [Online]. Available: <https://www.microsoft.com/en-us/kinectforwindows/develop/>. [Accessed: 01-May-2015].
- [15] R. a. Clark, Y. H. Pua, A. L. Bryant, and M. a. Hunt, “Validity of the Microsoft Kinect for providing lateral trunk lean feedback during gait retraining,” *Gait Posture*, vol. 38, no. 4, pp. 1064–1066, 2013.
- [16] B. Galna, G. Barry, D. Jackson, D. Mhiripiri, P. Olivier, and L. Rochester, “Accuracy of the Microsoft Kinect sensor for measuring movement in people with Parkinson’s disease,” *Gait Posture*, vol. 39, no. 4, pp. 1062–1068, 2014.
- [17] T. del Corral, J. Percegon, M. Seborga, R. a. Rabinovich, and J. Vilaró, “Physiological response during activity programs using Wii-based video games in patients with cystic fibrosis (CF),” *J. Cyst. Fibros.*, vol. 13, no. 6, pp. 706–711, 2014.
- [18] P. A. Nixon, D. M. Orenstein, S. F. Kelsey, and C. F. Doershuk, “The prognostic value of exercise testing in patients with cystic fibrosis,” *N. Engl. J. Med.*, vol. 327, no. 25, pp. 1785–1788, 1992.
- [19] H. Holmes, J. Wood, S. Jenkins, P. Winship, D. Lunt, S. Bostock, and K. Hill, “Xbox Kinect??? represents high intensity exercise for adults with cystic fibrosis,” *J. Cyst. Fibros.*, vol. 12, no. 6, pp. 604–608, 2013.
- [20] M. Miranda, “Doenças Desmielinizantes,” 2015. [Online]. Available: <http://www.ineuro.com.br/para-os-pacientes/doencas-desmielinizantes/>. [Accessed: 01-May-2015].
- [21] Y. D. Fragoso, J. B. B. Brooks, and T. M. dos Leal, “Perfil descritivo de esclerose múltipla com início até os 16 anos nos pacientes de um centro de referência do estado de São Paulo,” *Rev. Paul. Pediatr.*, vol. 30, no. 4, pp. 617–620, 2012.
- [22] R. O. Gutiérrez, F. Galán Del Río, R. C. De La Cuerda, I. M. Alguacil Diego, R. A. González, and J. C. M. Page, “A telerehabilitation program by virtual reality-video games improves balance and postural control in multiple sclerosis patients,” *NeuroRehabilitation*, vol. 33, no. 4, pp. 545–554, 2013.
- [23] NeuroCom, “Sensory Organization Test,” *Setting the Standard in Balance and Mobility*, 2012. [Online]. Available: <http://www.resourcesonbalance.com/neurocom/protocols/sensoryImpairment/SOT.aspx>.
- [24] NeuroCom, “Motor Control Test,” *Setting the Standard in Balance and Mobility*, 2012. [Online]. Available: <http://resourcesonbalance.com/neurocom/protocols/motorImpairment/mct.aspx>. [Accessed: 01-May-2015].
- [25] J. A. Levy and E. O. Wittig, “Ataxia heredo-degenerativa associada a hipoacusia,” *Arq. Neuropsiquiatr.*, vol. 22, no. 2, pp. 129–133, 1964.
- [26] P. C. L. de Oliveira, H. E. Coelho, A. A. de Medeiros, S. E. Rieck, J. M. de Souza, and R. R. Alvarenga, “Degenerative progressive hereditary mieloencefalopathy (Weaver Syndrome) in Gir calves,” *Ciência Rural*, vol. 38, no. 1, pp. 161–165, 2008.
- [27] W. Ilg, C. Schatton, J. Schicks, M. a. Giese, L. Schöls, and M. Synofzik, “Video game-based coordinative training improves ataxia in children with degenerative ataxia,” *Neurology*, vol. 79, no. 20, pp. 2056–2060, 2012.
- [28] C. J. Treml, F. A. K. Filho, R. F. L. Ciccarino, R. S. Wegner, C. Y. D. S. Saita, and A. G. Corrêa, “O uso da plataforma Balance Board como recurso fisioterápico em idosos,” *Rev. Bras. Geriatr. e Gerontol.*, vol. 16, no. 4, pp. 759–768, 2013.
- [29] L. Luna-Oliva, R. M. Ortiz-Gutiérrez, R. Cano-De La Cuerda, R. M. Piédrola, I. M. Alguacil-Diego, C. Sánchez-Camarero, and M. D. C. Martínez Culebras, “Kinect Xbox 360 as a therapeutic modality for children with cerebral palsy in a school environment: A preliminary study,” *NeuroRehabilitation*, vol. 33, no. 4, pp. 513–521, 2013.
- [30] A. De Mauro, “Virtual reality based rehabilitation and game technology,” in *CEUR Workshop Proceedings*, 2011, vol. 727, pp. 48–52.
- [31] K. Keyvani, *Textbook of Neural Repair and Rehabilitation*, vol. 65, no. 11. Cambridge University Press, 2006.
- [32] M. T. Schultheis and A. A. Rizzo, “The application of virtual reality technology in rehabilitation,” *Rehabil. Psychol.*, vol. 46, no. 3, pp. 296–311, 2001.
- [33] M. Huber, a. L. Seitz, M. Leeser, and D. Sternad, “Validity and reliability of Kinect skeleton for measuring shoulder joint angles: a feasibility study,” *Physiotherapy*, 2015.

CONTRIBUIÇÕES DA BIOMETROLOGIA NA LOCALIZAÇÃO PRIMÁRIA DO CATETER CENTRAL DE INSERÇÃO PERIFÉRICA

E. S. OLIVEIRA* H.J.S. AZEVEDO** F.K. SCHNEIDER**

* Mestrado Profissional em Engenharia Biomédica UTFPR, Curitiba, Brasil.

** Prof. Dr. Mestrado Profissional em Engenharia Biomédica UTFPR, Curitiba, Brasil.

e-mail: edinaldo.oliveira@ufpr.br

Resumo: Admitindo a correlação entre medidas antropométricas com a localização primária de ponta do Cateter Central de Inserção Periférica (PICC) em região central. Investigou-se a contribuição da técnica de mensuração do PICC por intermédio da biometrologia para o sucesso do procedimento de inserção de cateter. Trata-se de estudo transversal com abordagem quantitativa sobre o sucesso no implante de PICC em pacientes usuários de um hospital público do Paraná. 35 pacientes receberam o PICC para terapia intravenosa. O índice de sucesso do procedimento foi de 83% (n=29). Utilizou-se mensuração antropométrica para determinar o tamanho ótimo do cateter, tendo-se constatado após radiografia de tórax posicionamento distal do PICC em veia cava de 97% (n=28).

Palavras-chave: Metrologia, Biometrologia, Cateterismo venoso central, PICC, Enfermagem.

Abstract: *Admitting the correlation between anthropometric measurements with the tip of the primary location of Inserted Central Catheter Peripheral (PICC) in the central region. We investigated the contribution of the measurement technique PICC through biometry for successful catheter insertion procedure. This cross-sectional study with a quantitative approach to success in implant PICC in patients using a public hospital in Paraná. 35 patients received the PICC for intravenous therapy. The success rate of the procedure was 83% (n = 29). We used anthropometric measurements to determine the optimal size of the catheter, and it was found after chest radiograph distal placement of PICC in vena cava 97% (n = 28).*

Keywords: *Metrology, Biometry, Central venous catheterization, PICC, Nursing.*

Introdução

Dentre os Dispositivos de Acesso Vascular Central (DAVC), o Cateter Central de Inserção Periférica (PICC) surgiu há alguns anos como alternativa ao Cateter Central Inserido Centralmente (CCIC) e tem crescido em popularidade pelas vantagens decorrentes de seu uso [1].

O PICC é inserido por via percutânea em veia periférica dos membros superiores, geralmente veia basílica ou cefálica, em região do antebraço ou fossa cubital. Quando o procedimento é auxiliado por

ultrassom (US), o óstio de inserção ocorre em região mediana do braço direito, apresentando menores índices de infecção relacionados ao cateter [1,2], como observado por [3] cujos resultados mostraram evidências de que pacientes com cateteres tunelizados [RR: 1.77; Intervalo de Confiança de 95% (IC: 1.14-2.75)] e cateteres não tunelizados [(RR: 3,5; IC de 95%: 1.94-6.32)] tiveram um risco maior de infecção em comparação com aqueles portadores de PICC [3].

A colocação do PICC pode ser realizada por diferentes profissionais médicos, dentre os quais anestesiológicos, intensivistas, pediatras, radiologistas, cirurgiões vasculares e enfermeiros, desde que façam capacitação adicional para este fim. Na atualidade, o enfermeiro tem sido o principal profissional responsável pela indicação, inserção, cuidados e retirada do PICC [4,10,12]. Realizado a beira do leito, dispensa ambiente cirúrgico e presença de médico anestesista evitando atrasos relacionados ao ambiente cirúrgico com menores custos. [1-2,4-5] sustentam que o procedimento é mais seguro, implicando em menores riscos durante sua colocação, uma vez que consiste na canulação de uma veia periférica evitando pneumotórax e hemorragias provenientes de grandes vasos e artérias. Ademais, a região do braço possui menor carga microbiana comparada com a região infraclavicular e pescoço. Por estes motivos tem sido associado a menores índices de infecções.

Considera-se, que o procedimento teve sucesso quando a extremidade distal do cateter encontra-se posicionada na veia cava [6]. Desta maneira, o emprego da técnica do método de mensuração prévio, à instalação do PICC, torna-se imperioso para o sucesso do procedimento. Por este motivo, busca-se, por intermédio da biometrologia, aumentar os índices de assertividade da localização final de ponta do PICC.

Segundo o VIM (2012), a metrologia legal, denominada de biometrologia no campo das ciências biológicas é responsável pelos sistemas de medição utilizados nas transações comerciais, pelos sistemas relacionados, pelos instrumentos e processos [7].

Diante do exposto, o objetivo do presente estudo foi observar se a técnica de mensuração do PICC por intermédio da biometrologia contribui para uma melhor localização final de ponta de cateter.

Materiais e métodos

Estudo transversal com abordagem quantitativa sobre a prática de inserção do PICC em pacientes usuários da Unidade de Hemoterapia, Hematologia e Oncologia (UHHO), UTI Cardíaca, Clínica Médica e pediatria de um hospital público do Paraná.

O estudo integra-se no projeto de dissertação de Mestrado Profissional “Aplicação de novas tecnologias na utilização do cateter central de inserção periférica no Transplante de Células Tronco Hematopoéticas”, em conformidade com a Resolução 466/2012 CAAE 41544815.3.0000.0096 e parecer número 1.342.956.

O universo do estudo foram todos os pacientes dos cinco setores supracitados, com necessidade de acesso venoso central de média ou longa duração, que atenderam aos critérios de elegibilidade do estudo, no período de fevereiro de 2015 a março de 2016, sob regime de internação ou de atendimento ambulatorial.

Os critérios de inclusão foram: 1) veias viáveis à inserção do PICC em região de membros superiores ou jugulares externa; 2) aceite ao Termo de Consentimento ou Assentimento Livre e Esclarecido (TCLE) pelo paciente ou seu responsável legal em participar da pesquisa e 3) sem contra indicação ao uso do PICC.

Os critérios de exclusão foram: 1) portadores de outro DAVC diferente do PICC; 2) plano terapêutico intravenoso de curta duração; 3) situações de emergência e 4) pacientes da neonatologia.

Todos os PICC utilizados neste estudo (n=35) apresentaram mesma configuração, conforme ilustrado na figura 1: silicone, um ou duas vias, 65 cm de comprimento, ponta aberta de 4 ou 5 Fr. As características deste cateter limita o procedimento de colocação exclusivamente por técnica às cegas (ou marcos anatômicos), quando o profissional não dispondo de US ou de materiais que possibilitam a TSM, se vale do seu conhecimento de anatomia e de suas habilidades para executá-la. Ressalta-se que após a inserção de cada cateter, foi realizado um exame de imagem (raio x) para confirmar o posicionamento distal do PICC. Além disso, todos os procedimentos de inserção de cateter foram realizados por um profissional habilitado [6].



Figura 1: Imagem Cateter Central de Inserção Periférica (PICC) ponta aberta (não valvulado) modelo Per-Q-Cath. Fonte: Os autores, 2016.

Satisfeitos os critérios de inclusão, foram necessários de 30 a 45 minutos para a realização de cada procedimento propriamente dito. Em seguida, foi aplicado questionário semiestruturado cujo tempo de

preenchimento foi, em média, de 10 minutos. As variáveis do questionário compuseram dois grupos: 1) sociodemográficas: (sexo, idade, local de internação, estado civil, número de filhos, escolaridade, cidade procedente, renda familiar) e 2) clínicas: (diagnóstico de internação, indicação do PICC, características do cateter, local de inserção do dispositivo, número de “picadas”, índice de sucesso no procedimento, complicações imediatas, localização de ponta e reposicionamento do PICC).

Os dados foram coletados e armazenados em planilha eletrônica *Microsoft Excel®* para o seu processamento e apresentados em forma de tabelas e figuras.

Técnica de mensuração do PICC

A técnica consiste em: 1) posicionar o paciente em decúbito dorsal; 2) colocar o membro selecionado para punção em ângulo de 90° em relação ao tórax; 3) proceder com o garroteamento do membro escolhido para a punção; 4) realizar o exame físico dos vasos sanguíneos por inspeção e palpação; 5) demarcar o local de inserção; 6) retirar o garrote após o exame; 7) proceder à mensuração para a adequação do tamanho do cateter às medidas antropométricas do paciente; 8) medir a distância entre local de inserção até a articulação escápulo-umeral; 9) deste ponto até a fúrcula esternal; 10) e deste até o 3° espaço intercostal [4].

Resultados

Durante o período investigado, o estudo incluiu 35 participantes, dos quais 18 eram do gênero feminino. A média de idade foi de 33,4 anos que tiveram o PICC para tratamento intravenoso. Com base na faixa etária a amostra apresentou: crianças até 11 anos 8,6% (n=3), adolescentes 12 a 18 anos 11,4% (n=4), adultos de 19 a 59 anos 68,6% (n=24) e idosos com 60 anos ou mais 11,4% (n=4). A tabela 1 apresenta as características dos participantes do estudo. Quanto às variáveis sociodemográficas observa-se que a idade dos participantes variou de 04 a 81 anos, (DP: $\pm 19,4$) e mediana de 28 anos. Quanto ao gênero dos usuários, do total da amostra 52% (n=18) era feminino. Observou-se que 88% (n=31) dos pacientes encontravam-se internados. 86% (n=30) dos procedimentos ocorreram em pacientes da oncohematologia. 63% (n=22) dos pacientes se declararam solteiros e sem filhos. Quanto à escolarização, 48% (n=17) possuíam o ensino médio, 43% (n=15) o ensino fundamental, 6% (n=2) eram graduados e 3% (n=1) não iniciara alfabetização. Dos participantes, 85% (n=30) recebiam de um a três salários mínimos, 12% (n=4) recebiam até um salário mínimo e 3% (n=1) recebia de quatro a dez salários mínimos.

Quanto às variáveis clínicas, 31% (n=11) apresentavam linfomas e mielomas, 29% (n=10) leucemias, 23% (n=8) anemias e 17% (n=6) apresentavam outras patologias: doença de Crohn (n=2/6), disceratose congênita (n=1/6), infecção do trato urinário (n=1/6) e

infarto agudo do miocárdio (n=2/6). Quanto à indicação do PICC, 60% (n=21) foi para administrar antibióticos e 28% (n=10) quimioterapias. 69% (n=24) dos cateteres tinham diâmetro de 5 Fr. 57% (n=20) foram inseridos em veias jugulares. Quanto ao número de tentativas durante a instalação do PICC 60% (n=21) ocorreu com uma tentativa. A taxa de sucesso do procedimento foi de 83% (n=29) e de insucesso 17%

(n=6) sendo 66,7% (n=2/6) nas crianças e 16,7% (n=4/6) nos adultos, durante o procedimento 74% (n=26) não apresentaram complicações imediatas. Dos procedimentos com sucesso (n=29), constatou-se que 97% (n=28) dos cateteres tiveram sua ponta alojada em veia cava e destes 90% (n=26) não tiveram necessidade de reposicionamento.

Tabela 1 – Características da amostra (usuários de PICC, hospital universitário, sul do Brasil, 2016)

Variáveis Sociodemográficas					
Média de idade			33,4		
Desvio padrão			19,4		
Mediana			28,0		
Variáveis Sociodemográficas		%	n = 35	Variáveis Clínicas	
Sexo				Diagnóstico	
Masculino		48	17	Anemias	23 8
Feminino		52	18	Linfomas	31 11
Local de internação				Leucemias	29 10
Transplante de Medula Óssea (TMO)		40	14	Outras patologias	17 6
Ambulatório - TMO		12	4	Indicação do PICC	
Quimioterapia Alto Risco (QTAR)		34	12	Antibioticoterapia (ATB)	60 21
Outros setores		14	5	Quimioterapia (QT)	28 10
Situação conjugal				Nutrição Parenteral Total (NPT)	9 3
Solteiros		63	22	Drogas vasoativas (DVA)	3 1
Casados ou união consensual		34	12	Características do PICC	
Viúvos		3	1	5 Fr	69 24
Número de filhos				4 Fr	31 11
Nenhum		63	22	Local de inserção do PICC	
1 a 3 filhos		31	11	Membros superiores	43 15
Mais de 3 filhos		6	2	Jugulares externas	57 20
Escolaridade				Número de tentativas de inserção	
Sem escolarização		3	1	Uma	60 21
Ensino fundamental		43	15	Duas	31 11
Ensino médio		48	17	Acima de duas	9 3
Ensino superior		6	2	Índice de sucesso no procedimento	
Procedência				Sim	83 29
Capital		40	14	Não	17 6
Região metropolitana		12	4	Complicações imediatas	
Interior do estado		25	9	Sim	26 9
Outro estado		23	8	Não	74 26
Renda familiar*				Localização de ponta do PICC	
Até 1 salário mínimo		12	4	%	n=29
1 a 3 salários mínimos		85	30	Central	97 28
4 a 10 salários mínimos		3	1	Periférico	3 1
10 a 20 salários mínimos		0	0	Reposicionamento do PICC	
				Sim	10 3
				Não	90 26

FONTE: Os autores, 2016.

NOTA: *Salário mínimo nacional, 2015 = R\$724,00 [8] e 2016 = R\$880,00 [9].

Discussão

Este estudo apresenta um grupo de pacientes que tiveram o cateter inserido por técnica às cegas. No Brasil encontram-se poucos estudos relativos ao uso do PICC em adultos. Por outro lado, os relatos de pesquisas em países desenvolvidos são escassos referentes ao uso de técnica às cegas para a instalação do PICC, haja vista o uso intenso que se faz naqueles países de novas tecnologias. A falta de artigos similares limita a discussão. Dentre os estudos encontrados cabe ressaltar o de pesquisadores chineses que compararam os efeitos de inserção do PICC por TSM e por US no modo B (grupo experimental), versus técnica às cegas (grupo controle). O ensaio clínico randomizou aleatoriamente 100 pacientes com neoplasias para receber quimioterapia. Considerando unicamente o grupo controle a taxa de sucesso foi de 96% (n=48) e de mal posicionamento primário do PICC foi de 4% (n=2) [10]. Esses resultados são 13% melhores dos que os observados na presente investigação.

Por outro lado, [11] descreveram um estudo em que a taxa de sucesso na inserção do PICC pela técnica às cegas foi de 76,9% (n=234) em uma amostra heterogênea, onde a idade média foi de 61,1 anos com idades compreendidas entre 17 a 101 anos, sendo 80% (n=188) com idade entre 47 anos ou mais [11]. Aqueles resultados são 6% piores dos encontrados neste estudo. Há de se observar que em [11] a média da faixa etária encontra-se na categoria dos idosos, enquanto que neste estudo a média encontrou-se na categoria adultos. Isso reforça a literatura que aponta os grupos mais sensíveis ao procedimento como sendo as crianças e os idosos.

Ainda, em uma pesquisa nacional, realizada com 41 recém-nascidos de UTI neonatal obteve-se índice de mal posicionamento de 62% (n=25), quando a ponta do cateter ficou para além da veia cava superior, sendo necessário seu reposicionamento. Os pesquisadores concluíram que, a mensuração ineficiente do cateter corroborou para os resultados daquela investigação [12].

Paralelamente, uma revisão bibliográfica englobando 12 estudos comparativos sobre complicações no uso de PICC versus CCIC, perfazendo PICC (n=3116) versus CCIC (n=2193), constatou taxa de mal posicionamento do PICC (9,3%) quase três vezes maior que o CCIC (3,4%) [5]. Todavia, nos procedimentos de CCIC há de se considerar riscos de pneumotórax, hemotórax e maior carga microbiana na região do tórax e pescoço; que não ocorrem com o uso do PICC.

Limitações do estudo referem-se a grande diferença de ocorrências de casos nas categorias relativas a cada uma das variáveis clínicas. Ainda nas situações onde ocorreram número pequenos de casos, tornou-se difícil atribuir robustez as porcentagens obtidas.

Conclusão

Pelo exercício da biometrologia na mensuração do PICC para adequar às medidas antropométricas do

paciente constatou-se elevados índices de localização central de ponta do cateter. Entretanto, novas pesquisas devem ser realizadas sobre o tema.

Referências

- [1] Eva J, Fredrik H, Dag L, Marianne HA. Advantages and disadvantages of peripherally inserted central venous catheters (PICC) compared to other central venous lines: A systematic review of the literature. *Acta Oncologica*. 2013; 52(5):886-892.
- [2] Iain F, Christopher G. Placement of a peripherally inserted central catheter into the azygous vein. *J Med Radiat Sci [internet]*. 2015;62(2): 160-162.
- [3] Mollee P, Jones M, Stackelroth J, et al. Catheter-associated bloodstream infection incidence and risk factors in adults with cancer: a prospective cohort study. *J Hosp Infect*. 2011;78:26-30.
- [4] Westergaard B, Classen V, Walther-Larsen S. Peripherally inserted central catheters in infants and children indications, techniques, complications and clinical recommendations. *Acta Anaesthesiol Scand*. 2013; 57(3):278-87.
- [5] Pikwer A, Akesson J, Lindgren S. Complications associated with peripheral or central routes for central venous cannulation. *Anaesthesia*. 2012; 67(1):65-71.
- [6] Brasil. Infusion Nurses Society – INS Brasil. *Diretrizes Práticas para Terapia Infusional*. 2013
- [7] Vocabulário Internacional de Metrologia: Conceitos fundamentais e gerais e termos associados (VIM2012). 3ª ed. Rio de Janeiro: JCGM 200; 2012.
- [8] BRASIL. Decreto n. 8.381, 29 de dezembro 2014. Dispõe sobre salário mínimo. *Diário Oficial da União*. 2014; Disponível em: http://www.planalto.gov.br/ccivil_03/_ato2011-2014/2014/decreto/d8381.htm
- [9] BRASIL. Decreto n. 8.618, 29 de dezembro 2015. Dispõe sobre salário mínimo. *Diário Oficial da União*. 2015; Disponível em: http://www.planalto.gov.br/ccivil_03/_Ato2015-2018/2015/Decreto/D8618.htm
- [10] Jia L, Yu-Yin F, Ming-Zhu X, Jun Y, Wen H, et al. A randomised, controlled trial comparing the long-term effects of peripherally inserted central catheter placement in chemotherapy patients using B-mode ultrasound with modified Seldinger technique versus blind puncture. *Eur J Oncol Nurs*. 2014; 18(1): 94-103.
- [11] Stokowski G, Steele D, Wilson D. The use of ultrasound to improve practice and reduce complication rates in peripherally inserted central catheter insertions: final report of investigation. *J Infus Nurs*. 2009;32(3):145.
- [12] Montes SF, Teixeira JBA, Barbosa MH, Barichello E. Ocorrência de complicações relacionadas ao uso de cateter venoso central de inserção periférica (PICC) em recém-nascidos. *Enfermería Global*. 2011; 24: 10-18.

AVALIAÇÃO DE CUSTOS DE MANUTENÇÕES PREVENTIVAS E CORRETIVAS EM BOMBAS DE INFUSÃO

Adair Dumas Junior¹, Vicente Machado Neto²

¹ Programa de Pós Graduação em Engenharia Biomédica UTFPR, Curitiba, Brasil.
e-mail: adair.dumas.jr@hotmail.com

Resumo: As bombas de infusão são equipamentos eletromédicos utilizados nos estabelecimentos assistenciais de saúde. Estes equipamentos devem passar por manutenções corretivas e preventivas periodicamente para manter a exatidão das infusões. O estudo analisou 440 bombas peristálticas lineares utilizadas para infusão de alimentação enteral e buscou verificar a quantidade de bombas foram enviadas para manutenção preventiva, manutenção corretiva sem troca de peças e manutenção corretiva com troca de peças em um período de doze meses. O objetivo da análise foi utilizar o índice de quebra de bombas de infusão de determinada marca no período de doze meses e verificar a necessidade de aumento dos preços cobrados pela execução da manutenção. Esse aumento seria necessário caso as manutenções corretivas ultrapassassem 20% do total das amostras. O estudo mostrou que 90,23 % das bombas enviadas foram para manutenção preventiva, 3,86% para manutenção corretiva sem troca de peças e 5,91 % para manutenção corretiva com troca de peças. Como o somatório das manutenções corretivas foi inferior a 20% dos atendimentos, concluiu-se que não é necessário o aumento do preço das manutenções.

Palavras-chave: Bombas de Infusão, Engenharia Clínica, Equipamentos Médicos.

Abstract: *Infusion pumps are electrical devices used in health care. These devices must undergo corrective and preventive maintenance periodically to maintain the accuracy of infusions. The present study has examined 440 linear peristaltic pumps used for enteral feeding infusion and verified the amount of pumps that were sent to preventive maintenance, corrective maintenance without changing spare parts and corrective maintenance changing spare parts for a period of twelve months. The objective of the analysis was to use the fail index of a certain brand of infusion pumps during the twelve months period to verify the needing to increase the prices charged for the maintenance execution. This increase would be required if the amount of corrective maintenance exceeded 20% of the sample. The study showed that 90.23% of the pumps were sent to preventive maintenance, 3.86% for corrective maintenance without changing spare parts and 5.91% for corrective maintenance changing spare parts. As the sum of corrective maintenance was less than 20% of the sample, it was concluded that it was not necessary to increase the maintenance price.*

Keywords: *Infusion Pump, Clinical Engineering, Medical Equipment.*

Introdução

A Engenharia clínica surgiu na década de 1960 nos Estados Unidos após um grande crescimento do uso de equipamentos eletromédicos nos estabelecimentos assistenciais de saúde. No início do século XX a utilização desses equipamentos era muito baixa, porém no final do mesmo século poucas internações eram feitas sem a utilização de equipamentos [1]. Com o crescimento de equipamentos que estão em constante atualização e modernização, surgiu a necessidade de uma melhor organização do setor de manutenção para oferecer maior qualidade e segurança tanto para profissionais de saúde quanto para os pacientes [2].

As bombas de infusão são equipamentos eletromédicos utilizados para vários tipos de aplicação. É definido pela ABNT como um dispositivo destinado a administrar e regular o fluxo de líquidos administrados ao paciente utilizando pressão positiva [3]. Os primeiros sistemas de administração de líquidos surgiram na década de 1960 após a utilização de soluções parenterais na década de 1950. O primeiro sistema era chamado de infusor cronométrico de Watkins, que era um mecanismo de relógio acoplado a um cabeçote com roletes [4]. Na década de 1970 a evolução da eletrônica analógica possibilitou um grande avanço na tecnologia utilizada nesses equipamentos, bem como a evolução da eletrônica digital na década de 1980 e o avanço dos controles e sensores na década de 1990 [4].

Estes equipamentos são basicamente divididos entre peristálticas rotativas, peristálticas lineares e bombas de seringa [4]. As bombas peristálticas rotativas comprimem um tubo maleável utilizando vários rolos em um eixo central, pressionando os tubos e gerando pressão positiva. As bombas peristálticas lineares são compostas por hastes que se alinham e pressionam o tubo ou equipo e gera pressão positiva na linha. As bombas de seringa são compostas por um motor acoplado a uma rosca sem fim, onde uma base fica apoiada no êmbolo da seringa e gera pressão positiva [4,5]. As aplicações para infusões utilizando as bombas são divididas em enterais e parenterais [4,6]. A bomba utilizada neste estudo é utilizada exclusivamente para infusões de dietas enterais.

Um estudo realizado em hospitais mostrou que até 25% dos atendimentos de manutenções em bombas de

infusão foram realizados devido ao mal preparo dos profissionais de saúde na manipulação do equipamento, pois nenhum defeito foi detectado após o chamado. Já as quebras causadas por quedas chegam a 30% dos atendimentos. Neste último caso seria necessária uma manutenção corretiva do equipamento com ou sem troca de peças [7].

O objetivo do estudo foi verificar qual a porcentagem das bombas de um determinado fabricante foi encaminhado para manutenção corretiva com troca de peças e manutenção corretiva sem troca de peças para ser comparado com o número total de atendimentos. Com isso será possível ter dados para realização de um novo cálculo de custo de manutenção dos equipamentos envolvidos. Caso o somatório das manutenções corretivas seja ultrapassado em 20% do total das manutenções, será considerado que há necessidade de aumento do valor cobrado nos atendimentos.

Materiais e métodos

Foram utilizados dados adquiridos pelo departamento de manutenção de uma empresa terceirizada que presta serviços de manutenção ao fabricante. Essa empresa atende as manutenções preventivas e corretivas em todo o estado do Paraná e tem exclusividade na execução dos serviços. Com isso, todos os dados de toda a população de bombas existentes no território puderam ser analisados neste estudo.

As bombas analisadas passaram por manutenções periódicas entre janeiro e dezembro de 2015. Os equipamentos estavam em utilização em sete hospitais situados nas cidades de Maringá, Londrina, Foz do Iguaçu e Curitiba e passaram por manutenções corretivas e preventivas conforme solicitação do responsável pelo hospital.

As categorias de manutenção foram divididas em três grupos:

Manutenção Preventiva – Esse tipo de manutenção é caracterizada pela avaliação dos parâmetros da bomba, como a exatidão da infusão e os testes dos sensores e alarmes do equipamento. Quando aprovado em todos os testes, a bomba é considerada aprovada e pode ser encaminhada para uso novamente nos estabelecimentos assistenciais de saúde, caso não tenha sido aprovada deverá ser encaminhada para manutenção corretiva.

Manutenção Corretiva sem troca de peças – Essa manutenção ocorre quando a bomba é reprovada nos testes de manutenção preventiva. Neste caso o equipamento passará por ajustes de curva e regulagem dos parâmetros de alarme. Após esse procedimento, caso seja aprovado, pode ser encaminhado novamente para uso, caso reprovado deverá ser encaminhado para troca de peças.

Manutenção Corretiva com troca de peças – Quando o equipamento é reprovado nos dois processos anteriores, deve ser encaminhado para troca de peças, pois um ou mais componentes da bomba possui defeito.

Neste caso, após a detecção da peça com defeito e devida troca, o equipamento deverá passar novamente pelos testes efetuados na manutenção preventiva. Caso seja aprovado nesse processo, poderá ser encaminhado novamente para o hospital de origem.

Uma vez que as peças utilizadas na manutenção são fornecidas sem custo pelo fabricante, o principal fator que eleva os custos de manutenção para a empresa terceirizada é o tempo para realização do processo, pois demanda mão de obra especializada e o preço pago pela execução dos serviços é igual independentemente se a manutenção será preventiva ou corretiva. Neste caso, é possível verificar que as manutenções corretivas demandam mais tempo do operador e portanto possuem custo mais elevado. O objetivo do estudo não é de reduzir o tempo utilizado no processo, pois a qualidade da execução não pode ser prejudicada, mas sim analisar a quantidade de manutenções corretivas para assim poder redefinir os preços cobrados nos serviços executados.

Resultados

Foram analisadas 440 bombas de infusão no período de doze meses. Os resultados mostraram que a maioria dos equipamentos encaminhados para manutenção no período analisado passou apenas por manutenção preventiva. De um total de 440 equipamentos, 397 passaram apenas por avaliações preventivas, representando 90,23% das amostras.

Em segundo lugar vieram as manutenções corretivas com troca de peças, que são as que demandam maior tempo e custo de manutenção e representam 5,91% das amostras, ou seja, 26 bombas.

Em terceiro lugar vieram as bombas que passaram por manutenção corretiva sem troca de peças, que representaram 3,86% das amostras, ou seja, 17 bombas.

Conclusão

O estudo mostrou que a maioria das bombas analisadas passou apenas por manutenção preventiva, porém uma quantidade significativa das bombas passou por manutenção corretiva.

A priori, é possível afirmar que os resultados apresentados nesse estudo não se mostram suficientes para elevação do preço de mão de obra de manutenção, pois as manutenções corretivas somadas representam menos de 10% dos serviços realizados, onde apenas 3,6% apresentaram troca de peças. Como esse somatório foi inferior aos 20% definido pela empresa terceirizada, é possível afirmar que não há necessidade de aumento nos preços cobrados pela empresa.

Com esses dados é possível analisar juntamente com outros parâmetros a viabilidade de se manter o valor cobrado pela execução das manutenções das bombas de infusão. Outros parâmetros, como custos de mão de obra, custos com impostos e deslocamentos deverão ser analisados para definição de um preço final para execução dos serviços futuros.

Referências

- [1] DALZIEL, C.F. Electric shock hazard. IEEE Spectrum, v.9, n.2, p. 41-50, 1972
- [2] SILVEIRA, A. C. Gerenciamento de Tecnologia para saúde: classificação de equipamentos médico-hospitalares - Departamento de Engenharia Biomédica - UNICAMP, 2010
- [3] Associação Brasileira de Normas Técnicas (ABNT) NBR IEC 60601-2-24 - Equipamento eletromédico: Prescrições particulares para segurança de bombas e controladores de infusão, 1999.
- [4] BUTTON, Profa. Dra. Vera Lúcia da Silveira Nantes. Dispositivos de Infusão, UNICAMP, 2002. Disponível em:
<http://www.contattimedical.com.br/wp-content/uploads/2012/08/Dispositivos-para-Infusao.pdf> - Acesso em 2015.
- [5] SILVA JÚNIOR, Á. M. SISTEMA PARA AVALIAÇÃO DA FUNCIONALIDADE DE BOMBAS DE INFUSÃO. UFSC, 2004
- [6] Manual de Instruções para manutenção e calibração. Fabricante, Brèzins-França, 2010
- [7] TANAKA, H e M. PETAGNA. Identificação das causas de falha em bombas de infusão no ambiente hospitalar - CBEB, 2014, 1849-1852

SISTEMA BASEADO NA WEB DE ESPECIFICAÇÃO E COMPARAÇÃO TÉCNICA DE EQUIPAMENTOS MÉDICOS APLICADO EM RAIOS-X

W. L. R. Filho* e L. M. Brasil*

*Universidade de Brasília, Faculdade Gama (UnB/FGA), Programa de Pós Graduação em Engenharia Biomédica, Brasília, Brasil
e-mail: ramirezfilho01@gmail.com

Resumo: A criação de ferramentas computacionais para aperfeiçoar o cuidado em saúde e o atendimento à racionalização, sustentabilidade dos eventos clínicos, econômicos e sociais da saúde possibilita solucionar problemas decorrentes da má administração em adquirir Equipamentos Médicos (EMs) no contexto da saúde pública. O objetivo deste trabalho é propor um Sistema de Comparação Técnica de EMs (SCTEM) baseado na Web que auxilie profissionais técnicos da Engenharia Clínica (EC), Engenharia Biomédica, entre outros, em atender às solicitações clínicas, com a aplicação do sistema em alguns Aparelhos de Raios-X. Estimam-se também neste trabalho aspectos atinentes ao gerenciamento de tecnologias de saúde, à medida que se discutem os impactos qualitativos da saúde, quando lançado o processo de compra de EMs. Os resultados fornecidos pelo sistema serão apresentados por meio de comparações técnicas dos Aparelhos de Raios-X registrados na Agência de Vigilância Sanitária (ANVISA). O SCTEM foi capaz de utilizar o indispensável conhecimento técnico para especificar e comparar as tecnologias de forma útil e simplificada para os profissionais de saúde.

Palavras-chave: Comparação, Raios-X, Engenharia Clínica, Especificação.

Abstract: *The creation of computational tools to improve the health care and service rationalization, clinical events sustainability, economic and social events in health area, allows us to solve problems arising from mismanagement in purchasing medical equipment (EMs) in the context of public health. The objective of this work is to propose a system of Technical Comparison of EMs (SCTEM) based on the Web that helps technical professionals of Clinical Engineering (EC), Biomedical Engineering, among others, to meet the clinical demands, with the application of the system in some X-ray devices. It is also estimated in this work aspects related to the management of health technologies, as they discuss the qualitative impacts of health when launched the process of buying EMs. The output of the system will be presented through technical comparisons of X-ray devices registered in the Health Surveillance Agency (ANVISA). The SCTEM was able to use the necessary technical knowledge to specify and compare the technology in an useful and simple way for healthcare professionals.*

Keywords: *Comparison, X-rays, Clinical Engineering, Specification.*

Introdução

A confiabilidade de tecnologias em saúde é um campo há muito visto como multidisciplinar do conhecimento, pois envolve implicações clínicas, sociais, éticas, legais e econômicas das tecnologias em saúde. O processo de compras de EMs situa-se nesse campo de interesse, ou seja, acaso ocorra uma supervisão sem efetividade no curso do processo de aquisição, em função do notório saber de especialistas, desencadeia efeitos negativos no cuidado de saúde [1].

O ato de compra de EMs é forte instrumento da Gerência de Tecnologia em Saúde (GEATS), pois é capaz de causar impactos na área de atuação da EC e, conseqüentemente no cuidado ao doente: especificar, adquirir, avaliar, manter e desativar a arquitetura tecnológica [2], [3].

O processo de aquisição de equipamentos hospitalares restringe-se a alguns pormenores a serem observados: necessidades clínicas, avaliação das condições ambientais, levantamento dos equipamentos existentes no mercado, especificações dos equipamentos, avaliação de propostas, escolha dos fornecedores, emissão do contrato, instalação do equipamento. Dentre estas etapas, a especificação dos equipamentos é a mais fundamental, em função das informações básicas que nela deverá constar e, deste modo, definirá a melhor escolha do fornecedor e a melhor proposta para a aquisição [4].

Ao especificar um equipamento o profissional deverá identificar as informações como o nome do equipamento, a aplicação clínica, a configuração física, o tipo de montagem, a capacidade nominal, as dimensões e peso, os parâmetros, os dispositivos de controle e alarmes, exatidão, precisão e sensibilidade, alimentação, entrada e saídas, acessórios, exigências técnicas e normativas. Tudo isto concorre para configurar o ciclo de vida de uma tecnologia e principalmente dispor sobre a segurança, desempenho, instalação e uso de equipamentos [5]. Portanto, este artigo visa à aplicação de um sistema de especificação e comparação técnica que possibilita a inserção de informações técnicas, conforme padrões legais, que dará subsídios à velocidade e apuração de parâmetros respectivos a alguns Raios-X já registrados na ANVISA,

pelos especialistas, no momento da proposição de incorporação da tecnologia ao parque tecnológico.

Materiais e métodos

Para programar a sugestão do sistema de comparação técnica de EMs foram justificadas as ferramentas computacionais escolhidas para a desenvoltura do trabalho e métodos de teste. A viabilidade do SCTEM foi mensurada a partir de uma bateria de testes promovida pelo pesquisador, utilizando a própria fase de teste.

Na avaliação do Sistema de Comparação Técnica para os Raios-X, pelo pesquisador, levantaram-se parâmetros relevantes para a presente pesquisa. Foram anotados eventuais desvios ou contradições, em relação à especificação adequada dos Raios-X, os quais auxiliaram a elaboração da proposta da compra de tecnologias. Os testes finais e reunião de parâmetros, acerca dos testes, conduziram a um diagnóstico da utilização do SCTEM, assim como direcionaram as respostas aos objetivos propostos.

Portanto, a solução desenvolvida prevê a adoção da arquitetura típica de aplicações com camada de apresentação via rede. O acesso ao sistema será viabilizado através de perfis de usuários, que poderão entrar no ambiente a partir de qualquer computador que tenha acesso à internet e browser *MS Internet Explore* ou *Mozilla Firefox*.

O sistema permite inicialmente configurar os parâmetros, em seguida habilita o cadastro dos produtos de forma sistemática para que suceda a comparação dos parâmetros de forma simples e útil como apresentado na Figura 1.

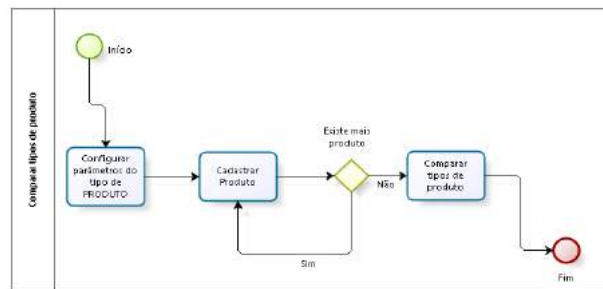


Figura 1: Comparar tipos de produto.

Manuais de referência fornecidos pela ANVISA - Inicialmente, desenvolveu-se o SCTEM com interface de tabela, a partir de parâmetros técnicos preconizados em manuais fornecidos pela ANVISA que fornecem as especificações, marcas e modelos dos Raios-X, entre outros EMs, vigentes no mercado, para auxiliar profissionais da área de EC e de saúde a especificar e comparar com maior precisão tais equipamentos.

Os parâmetros foram instituídos de forma a abordar as informações mínimas e necessárias para especificação e comparação dos Raios-X escolhidos, além da especificação completa relativa a algumas marcas. Os parâmetros de alguns Aparelhos de Raios-X foram previamente pesquisados, analisados e dispostos como apresentado sucintamente abaixo na Tabela 1, isto é, a mesma reúne somente especificações mínimas na primeira coluna e nas restantes apresenta os parâmetros técnicos retirados dos manuais de serviço dos EMs em estudo. Logo, estas representações são essenciais ao reforço do conhecimento que profissionais da EC devem possuir para atuar na especificação técnica de equipamentos.

Tabela 1: Algumas especificações mínimas dos Aparelhos de Raios-X.

Fabricante	GE	VMI	Siemens
Modelo	Optima XR640	Compacto Plus DR 800	Axiom Multix MT (Teto)
Número de registro na ANVISA	80071260114	10238040041	10234230143
Gerador de raios-x de alta frequência			
Inversor de 50kHz ou maior;	Não definido	Não definido	Não definido
Tensão mínima do tubo: 40 kV em passos de 1kV	40 kV	30 kV	40 kV
Corrente mínima do tubo: 80 mA	10 mA	50 mA	0,50 mA
Gerador: 80 kW ou maior	80 kW	60 kW	80 kW
Tempo máximo de exposição: 10 s	5 s	6,3 s	0,001 s
Mínimo de mAs no tubo: 500 mAs	630 mAs	500 mAs	0,5 mAs
Par de cabos de alta tensão	Sim	Sim	Sim

Com base em tabelas, a equipe técnica de EC poderá prever as diferenças consideráveis, quanto à escolha do EM conveniente às necessidades do Estabelecimento de Saúde (EAS), logo o sistema aproveitará tais tabelas para processar as comparações. A ideia com o lançamento desta ferramenta computacional é simular o comportamento de um profissional gabaritado, para avaliar a melhor proposta para aquisição de EMs. O SCTEM visa ainda o uso simples e intuitivo, fácil e inteligível, pois transmitirá informações técnicas de forma efetiva, independente das condições ambientais ou das habilidades dos técnicos.

SCTEM como ferramenta - A referida ferramenta computacional contém atualização periódica de acordo com a evolução tecnológica dos EMs, por exemplo: - Tabelas comparando parâmetros técnicos e modelos equivalentes de marcas diversas dos Aparelhos de Raios-X.

O SCTEM em questão atende às especificações mínimas das tecnologias hospitalares, conforme quesitos demandados pelas normas, enquanto elementos determinantes para atender às necessidades clínicas, econômicas e, sobretudo ao escopo social da saúde pública. A preocupação com a qualidade da saúde é uma constante no Sistema de Comparação proposto, já que disponibiliza informações técnicas que auxiliam na melhor escolha dos EMs, no caso em estudo dos Aparelhos de Raios-X.

Resultados

Os resultados são apresentados de forma resumida por meio de figuras do sistema proposto, desde a sua concepção até a especificação e comparação dos EMs, em especial dos Aparelhos de Raios-X.

A Figura 2 apresenta a tela inicial que indica o Tipo de Produto a ser selecionado, no caso, o Aparelho de Raio-X Digital indicado pelo item 343, visto que a comparação dos mesmo ocorrerá somente após a configuração dos parâmetros e o cadastramento dos produtos.



Figura 2: Tipo de Produto.

Futuramente, o Sistema de Comparação poderá auxiliar o desenvolvimento de um banco de dados que possibilite pesquisas diversas além de subsidiar efetivamente a especificação e comparação de EMs por

profissionais que não possuam tanto conhecimento e experiência no contexto de EC.

A Figura 3 apresenta os campos de especificações mínimas referente aos Aparelhos de Raios-X, ou seja, é o cadastro dos parâmetros que serão inseridos no sistema no intuito de atingir o objetivo proposto de comparar os Raios-X de marcas diferentes e modelos semelhantes. Além disso, tais parâmetros dos Aparelhos de Raios-X podem ser comparados de acordo com os indicadores lógicos, numéricos ou textuais.



Figura 3: Parâmetros do Produto.

Após execução dos passos anteriores, tem-se na Figura 4 a comparação do tipo de produto selecionado ao clicar no campo comparar, neste caso, em particular, tem-se a comparação dos Aparelhos de Raios-X em estudo.

Marca	VMI	GE	Siemens
Modelo	Compacto Plus DR 800	OPTIMA X96-40	Axiom MultiX MT
Inversor de 50 KHz ou maior	Não definido	Não definido	Não definido
Tensão mínima do tubo: 40 KV - Valor Ideal (MAIOR)	40	40	40
Corrente mínima do tubo: 80 mA - Valor Ideal (MAIOR)	50	40	40
Gerador: 80 KW ou maior - Valor Ideal (MAIOR)	40	80	80

Figura 4: Comparação do Tipo de Produto (Raios-X).

A aplicação do SCTEM aos Aparelhos de Raios-X, proporcionou a especificação mínima com a descrição das marcas, modelos, tensões, entre outras informações técnicas. Consequentemente, a partir destes parâmetros é que o sistema compara de forma lógica, numérica ou textual os equipamentos de marcas diferentes e modelos semelhantes.

Ainda na Figura 4, como exemplo, tem-se na coluna da especificação que a tensão mínima do tubo deve ser maior que 40 kV, prontamente o sistema compara de forma lógica e numérica os parâmetros dos Aparelhos de Raios-X das marcas VMI, GE e Siemens. Portanto, a cor verde indica que os Aparelhos de Raios-X da marca GE e Siemens possuem o valor ideal solicitado de 40 kV, enquanto, a cor vermelha indica que o equipamento da marca VMI não atendeu a exigência.

De tal modo, todos os parâmetros relacionados aos

Aparelhos de Raios-X podem ser facilmente especificados e comparados com maior precisão pelo sistema de forma a auxiliar profissionais da área de EC e de saúde.

Discussão

Por meio deste estudo foram realizadas as especificações e comparações dos Aparelhos de Raios-X envolvendo o uso de um sistema que permite a inserção dos parâmetros que caracterizam os EMs.

Essas especificações e comparações permitiram como resultado, a proposta de um processo de seleção de Aparelhos de Raios-X de acordo com as necessidades previamente cadastradas e, além disso, o sistema possibilita de forma transparente a visualização de todos os parâmetros previamente cadastrados dos EMs em estudo.

As dificuldades encontradas no processo de desenvolvimento do sistema SCTEM refletem as dificuldades comuns a qualquer desenvolvimento de *software*, quando se aplicam metodologias de Engenharia de Programação. A primeira questão enfrentada foi à escolha da metodologia e das ferramentas de desenvolvimento a serem adotadas. As informações encontram-se representadas em HTML 5.0, *Java Script* e PHP5, por serem mais adequadas as constantes mudanças do sistema.

Na literatura atual, não foi encontrada pesquisa semelhante à realizada por este artigo. Existem diversas pesquisas sobre sistema de informações hospitalares, mas com outros focos, nenhuma preocupada em especificar ou comparar os EMs utilizando o desenvolvimento em *software* baseado na *Web*, sob o ponto de vista da Engenharia de Programa.

Dessa forma, a comparação dos resultados com outras pesquisas ficou restrita a alguns tópicos como na realizada na Universidade de Santa Catarina (UFSC) que resultou em apenas dois trabalhos satisfatórios. Um deles, o trabalho de Vergara, que menciona sobre os procedimentos de aquisição de EMs de dois setores específicos de uma EAS por meio de uma ferramenta computadorizada [6]. O outro, o trabalho de Santos, que apresenta uma proposta de sistema para substituição de EMs [7].

Na pesquisa, detectou-se um baixo percentual de projetos na área médica em *software* baseado na *Web* que trate de EMs, isso sugere que é necessária uma maior divulgação da informática em saúde, tanto no meio acadêmico como no meio empresarial.

Conclusão

A proposta para o projeto do SCTEM é uma primeira versão do sistema capaz de realizar uma solução em *software* que pode auxiliar na especificação ou comparação de EMs já registrados na ANVISA, no caso deste artigo o sistema foi aplicado a alguns

Aparelhos de Raios-X. Este estudo tem como foco a apresentação da proposta de criação de um sistema de comparação técnica de EMs para auxiliar nas especificações ou escolhas mal feitas.

O processo de aquisição de EMs limita-se a algumas particularidades a serem observadas, contudo a especificação bem feita é a mais essencial, visto que a comparação técnica depende das informações básicas que nela deverá constar e, deste modo, definirá a melhor escolha do fornecedor e a melhor proposta para a aquisição.

Referências

- [1] Chang Hu, Juanli Hu, QI Zhou, Yue Yang. Primary Discussion on Standardized Management of Purchasing Large Equipments for Measurement Technology Institution. *Physics Procedia* 25. 1837 – 1844. 2012.
- [2] Souza AA, Pereira ACC, Xavier AG, Xavier DO. Logística Hospitalar: um estudo de caso diagnóstico das dificuldades na gestão logística do setor de Engenharia Clínica. *Revista Eletrônica de Administração (Online)*. 2013; ISSN: 1679-9127 v. 12, n.1, ed. 22.
- [3] Infante M, Santos MABA organização do abastecimento do hospital público a partir da cadeia produtiva: uma abordagem logística para a área de saúde. *Ciência & Saúde Coletiva*. 2007; v.12, p.945-954.
- [4] Jacobs GJ. Compras e manutenções de equipamentos na área da saúde pública: aperfeiçoamento de contratos e eficácia da utilização [internet]. 2009. [Acesso em 02 de abril de 2015] Disponível em: <https://www.lume.ufrgs.br/bitstream/handle/10183/19169/000734773.pdf?sequ>.
- [5] Brasil. Ministério da Saúde. Secretaria de Ciência, Tecnologia e Insumos Estratégicos. Departamento de Ciência e Tecnologia. Diretrizes metodológicas: elaboração de estudos para avaliação de equipamentos médicos assistenciais. 2013; ANVISA. BIT – Boletim Informativo de Tecnovigilância. Boas práticas de aquisição de equipamentos médico-hospitalares. BIT n° 1. 2004.
- [6] Vergara, J. C. G. Procedimentos de aquisição de equipamentos médico-assistenciais: uma ferramenta computadorizada de apoio. 1999. Dissertação (Mestrado em Engenharia Elétrica)-Universidade Federal de Santa Catarina, Centro Tecnológico. Florianópolis-SC, 1999.
- [7] Santos, F. A. S. Proposta de sistema para obtenção de indicador de apoio no processo de decisão de substituição de tecnologia médico-hospitalar. 2009. Dissertação (Mestrado em Engenharia Biomédica)-Universidade Federal de Santa Catarina, Centro Tecnológico. Florianópolis-SC, 2009.

AVALIAÇÃO DE PROJETO DE PLANTA PARA INCORPORAÇÃO DE NANOTECNOLOGIA NA FABRICAÇÃO DE DISPOSITIVOS MÉDICOS

V. M. Garcia*, A. Stadnik* e C. Reinert**

*Universidade Tecnológica Federal do Paraná, Curitiba, Paraná

** Instituto de Biologia Molecular do Paraná, Curitiba, Paraná

E-mail: vane.mensch@yahoo.com.br

Resumo: Este artigo apresenta um estudo de caso de um Projeto de Planta de produção nanotecnológica. O projeto foi analisado a partir das atuais regulamentações brasileiras em segurança do trabalho, em boas práticas de fabricação e em documentos que orientam a respeito de segurança na manipulação de nanomateriais. Como resultado do estudo, foi possível observar que o projeto atende todas as regulamentações brasileiras mencionadas, contudo, algumas recomendações são feitas para que sejam incluídos sistemas capazes de reduzir a exposição ocupacional durante a manipulação desses materiais. É importante ressaltar que apesar do número crescente de profissionais que seguem sendo expostos a esses materiais, ainda não existe disponível uma regulamentação oficial e mandatória a respeito da segurança na manipulação de nanomateriais.

Palavras-chave: Segurança, nanofabricação, indústria, dispositivos médicos, Planta baixa.

Abstract: *This article presents a case study about a nanotechnological design project. The project was analyzed with reference to the nowadays-Brazilian regulations in occupational security, good manufacturing practices and in documents that guide about the handling security of nanomaterials. As a result, the study shows that even though the project meet all the Brazilian regulations mentioned above, some recommendations are made for the inclusion of systems capable in reduce the occupational exposure during the handling of these materials. Is important to point out that even though the raising number of professionals that have been following in this kind of exposition still does not exist available an official and mandatory regulation about the handling security of nanomaterials.*

Keywords: *Security, nanomanufacturing, industry, medical device, design.*

Introdução

Não restam dúvidas aos cientistas, governantes e órgãos regulamentadores a respeito dos potenciais benefícios que a nanotecnologia pode trazer à sociedade [1]. No entanto, pouco se sabe sobre os perigos e malefícios que paralelamente possam aparecer sobre o corpo humano e o meio ambiente advindos do seu uso [2].

Apesar de ainda existirem dúvidas sobre seus efeitos toxicológicos, o número de nanopartículas que estão sendo produzidas para aplicações diversas é imenso e

não para de crescer [3]. Dentre essas aplicações, uma das mais promissoras é a nanomedicina que adentra ao mercado com soluções inovadoras, como por exemplo no caso de dispositivos médicos de liberação controlada de drogas [3].

Como consequência desse crescente desenvolvimento, centenas de milhares desses “novos” tipos de partículas estão sendo fabricados e liberados, deixando susceptíveis a possíveis contaminações um número considerável de pessoas e o próprio meio ambiente [1]. Por esse motivo, governos, cientistas e órgãos regulamentadores tenta encontrar um equilíbrio entre a promoção de um rápido desenvolvimento tecnológico e a regulação eficaz dessa nova tecnologia [3] [4] [5].

Apesar dessa iniciativa, já é possível ser notado um número considerável de profissionais potencialmente em risco que seguem sendo expostos a esses materiais nanoparticulados uma vez que o volume desse material manipulado cresce na mesma velocidade que a tecnologia avança no mercado [6] [7].

Diante deste cenário, é prudente que essas nanopartículas sejam consideradas potencialmente perigosas [8] e portanto, que sejam planejadas formas capazes de, se não prevenir, pelo menos reduzir os níveis de intoxicação dos trabalhadores durante a manipulação para que seja possível a realização de um trabalho seguro para os funcionários.

Tendo como objetivo essa prevenção, surge então o conceito de Prevenção Através de Projeto (*Prevention through Design - PtD*) que consiste em minimizar os riscos de intoxicação de trabalhadores, iniciado preferencialmente, nos estágios iniciais do projeto de plantas de produção com a finalidade de evitar acidentes de trabalho e doenças [9].

Sabendo disso, o objetivo desse estudo foi analisar a planta baixa e o memorial descritivo de um complexo de laboratórios destinado à nanofabricação que será situado em uma indústria de produtos para a saúde, tendo como base as atuais normas regulamentadoras brasileiras de segurança do trabalho, as boas práticas de fabricação e algumas orientações elaboradas por grupos voluntários a respeito de precauções a serem tomadas no caso da manipulação de nanomateriais.

Materiais e métodos

Esta foi uma pesquisa descritiva, realizada a partir da

observação de um projeto de planta baixa e do memorial descritivo de futuros laboratórios destinados à nanofabricação intitulados de Complexo de Nanofabricação que correspondem a uma iniciativa organizada pelo Instituto de Biologia Molecular do Paraná (IBMP) em parceria com a Fundação Oswaldo Cruz (Fiocruz) [10].

No Projeto, esse complexo está subdividido em duas grandes áreas com finalidades diferentes. A primeira será utilizada para o desenvolvimento de novas nanotecnologias em escala laboratorial e a segunda será destinada para produção em escala piloto de nanoestruturas que possivelmente servirão como insumos para, por exemplo, incorporação de ativos farmacêuticos [10].

Para a análise do projeto foram avaliados os critérios estabelecidos em algumas das normas brasileiras de regulamentação: as Normas de Segurança do Trabalho [11] e a Resolução Diretiva Colegiada RDC 17/2010 [12] da Agência Nacional de Vigilância Sanitária (ANVISA).

A escolha da RDC 17/2010 (Capítulo XII) justifica-se pela atividade que envolverá medicamentos sendo incorporados aos dispositivos médicos paralelo ao fato de a RDC 16/2013 [13], atual legislação vigente para indústrias de Produtos Médicos e Produtos para Diagnóstico de Uso *In Vitro*, apresentar de maneira demasiadamente resumida as exigências estruturais da área produtiva.

A respeito das normas regulamentadoras de segurança do trabalho, a escolha foi feita baseada nos itens possíveis de avaliação de uma planta baixa (NR-11, NR-12, NR-24 e NR-25).

Por fim, a planta baixa foi também avaliada no que diz respeito à sua capacidade preventiva contra possíveis intoxicações causadas pela manipulação de materiais nanoparticulados. Para essa análise foi utilizado como material de referência o documento elaborado e fornecido gratuitamente pelo Departamento de Saúde e Serviços Humanos do Instituto Nacional de Segurança Ocupacional e Saúde (NIOSH – *National Institute for Occupational Safety and Health*) [9] e o Guia publicado da BSI PD6699-2:2007 [2] além de alguns artigos que discutem métodos de tomada de decisão para ambientes adequados de manipulação de nanomateriais.

Resultados

Ambientes industriais e de trabalho devem apresentar obrigatoriamente os seguintes itens:

Área produtiva – o Complexo de Nanofabricação prevê a entrada de pessoas na área a partir de dois vestiários separados por sexo e que permitem acesso a outras áreas além da analisada neste artigo (Figura 1). Apesar disso, conforme pode ser observado nas Figuras 1, 2 e 3, todas as áreas para manipulação de nanomateriais são exclusivas para esta finalidade e mesmo não sendo dotadas de acesso controlado entre as demais salas de produção, o acesso ao andar onde está localizado se dá somente por pessoas autorizadas. A área está devidamente subdividi-

da em vestiários, corredores, sala para preparo de soluções, sala para armazenamento de materiais e cinco laboratórios para execução das atividades, todos com monitoramento de pressão e umidade e controle de temperatura [10].

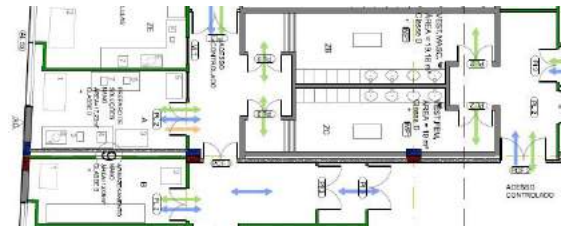


Figura 1: Entrada do Complexo de Nanofabricação.

Não foi evidenciada sala de preparo de materiais dentro do Complexo de Nanofabricação. Existem na Planta do terceiro pavimento banheiros de fácil acesso aos funcionários e adequadamente sem comunicação direta com as áreas produtivas. Por fim, também foi verificado que as instalações físicas foram dispostas, segundo o fluxo operacional contínuo, de forma a permitir que a produção corresponda à sequência das operações de produção e aos níveis exigidos de limpeza.

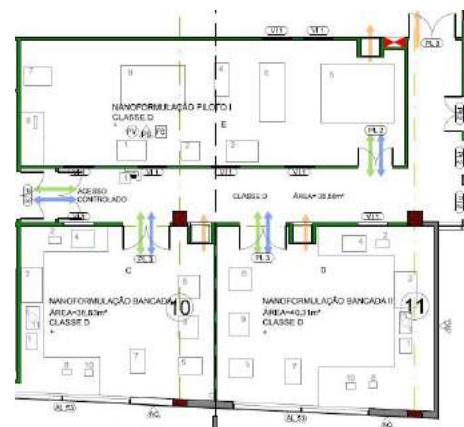


Figura 2: Salas de nanofabricação com grau D.

Contaminação Cruzada – Para atendimento da legislação e prevenção de contaminação cruzada é prevista a existência de sistemas de ventilação nas salas do Complexo. Conforme pode ser observado nas Figuras 1, 2 e 3 é previsto na maior parte das salas o grau D (até 100.000 partículas por m^3) e em apenas duas (Sala de nanofabricação de bancada III e sala de nanofabricação piloto II) o grau C (até 10.000 partículas por m^3), sendo a disposição das atividades entre as salas dependente da finalidade do produto ao qual se destina aquele material. Apesar disso, não é mencionado na planta e no memorial descritivo o fluxo de ar entre as salas, ou seja, a pressão de trabalho das mesmas (positiva ou negativa) em relação ao ambiente externo e se o tipo de sistema de ventilação é realizado por diluição ou por exaustão.

Armazenamento de materiais – O Complexo de Nanofabricação apresenta também uma área exclusiva

para armazenamento de matérias-primas, insumos e materiais utilizados nas etapas de produção realizadas nas salas do complexo. Esta sala é apresentada na planta com grau D e além do espaço para armazenamento de materiais nano em temperatura ambiente apresenta um equipamento de refrigeração e outro para congelamento. Não foi evidenciado na Planta e no memorial descritivo o local onde deverão ser armazenados dos produtos finais obtidos nos processos realizados no local.



Figura 3: Salas de nanoformulação com grau C.

Equipamentos – Os equipamentos listados no Projeto [10] são todos próprios para uso em laboratório e por isso com fácil higienização. Além disso todas as salas que envolvem a manipulação de insumos, reagentes e produtos intermediários contêm pia com lava-olhos e um chuveiro de segurança no corredor de acesso a todas as salas. Foram dispostos equipamentos de pesagem na sala de preparo de soluções. Evidenciada uma cabine de fluxo laminar que somada ao filtro HEPA é responsável por proteger o produto e eliminar da área quaisquer contaminantes gasosos sob a forma de matéria ou energia, direta ou indiretamente [10]. Não foram identificados o tipo de sistema dos equipamentos listados (sistemas fechados ou abertos).

Resíduos – A partir da demonstração das setas de cor laranja, é possível identificar que para todas as salas das Figuras 2 e 3 há uma saída exclusiva para os resíduos gerados durante a atividade. Apenas para as salas de preparo de soluções e para a sala de armazenamento (Figura 1) não foi observada saída exclusiva de resíduos. Todas as saídas são direcionadas para o mesmo local (um elevador que transporta os resíduos gerados no local direto ao subsolo onde o mesmo deverá receber o direcionamento final correto) [11].

Discussão

Apesar de não terem sido observados alguns itens apontados nos Resultados, de maneira geral os arquivos avaliados cumpriram com as exigências das normativas brasileiras utilizadas como referência. No entanto, quando se discute sobre segurança ocupacional em indústrias nanotecnológicas há que ser discutidos alguns itens relevantes que são apresentados abaixo.

Os documentos utilizados como referência para análise das condições de manipulação de nanomateriais [2] [9] sugerem que, além de realizar a atividade em ambiente separado dos demais, nesses locais sejam instalados

sistemas de ventilação por exaustão. Não é recomendando, por exemplo, o uso de ventilação diluidora que consiste em insuflar ar em um ambiente ocupacional, fazendo com que no caso de haverem poluentes no local, esses sejam dispersados ou diluídos em um volume maior de ar [14].

É importante reforçar que essa recomendação existe pois, conforme já mencionado, os efeitos tóxicos desses nanomateriais ainda são desconhecidos e consequentemente não existem níveis máximos de sua concentração aceitável nos ambientes ocupacionais. Por outro lado, a recirculação do ar não é proibida desde que este ar passe previamente por um tratamento de purificação, que deverá ser no mínimo compatível ao tratamento por filtro HEPA (*high efficiency particulate air filters*) do tipo H14 [15].

As normas citam outros tipos de precauções que devem ser incluídas e que podem variar de acordo com o tipo de perigo oferecido pelo nanomaterial manipulado, como, por exemplo, o trabalho em ambientes com pressão negativa, que deve ser feito a fim de evitar emissões fugitivas de nanomateriais para as áreas não produtivas ou produtivas onde os nanomateriais não são empregados [9].

Outros tipos de medidas que auxiliam na redução do número de nanopartículas no ar também são mencionadas, como por exemplo o uso de equipamentos de processo que atuam em formato de sistema fechado ou ainda de outros capazes de simular um ambiente de manipulação isolado quando não houver outra alternativa a não ser o uso de equipamentos com sistemas abertos (*glove-boxes*) [9].

Em paralelo às recomendações feitas pelo NIOSH e BSI, alguns artigos [8] [14] apresentam métodos de seleção de ambientes adequados para manipulação dos nanomateriais. O método consiste em avaliar os materiais quanto à sua natureza (pó, líquido, suspensão, *spray*) e quanto ao perigo oferecido ao trabalhador no que diz respeito à sua toxicidade, quando conhecida.

Em um desses artigos, Grosó [8] sugere que quando for sabidamente baixa a capacidade de formação de aerossóis do nanomaterial e também a sua baixa toxicidade, não há a necessidade de utilizar sistemas fechados de exaustão na sua manipulação, como por exemplo as já citadas *glove-boxes*. No entanto, para todos os demais casos, inclusive para aqueles que ainda não há respostas, aplica-se o uso de laboratórios com maiores níveis de segurança, cenário bastante comum frente ao atual (des) conhecimento dos efeitos tóxicos das nanopartículas.

Conclusão

Conclui-se a partir do presente estudo que, apesar de alguns autores já terem elaborado ferramentas que auxiliam na tomada de decisão para o nível de segurança exigido para manipulação de nanomateriais [8] [14], o conhecimento a respeito dos reais efeitos toxicológicos das nanopartículas provenientes de processos tecnológicos da maioria dos materiais hoje utilizados na

nanofabricação, ainda são escassos [2] e, por esse motivo, devem ser adotadas práticas sugeridas pelos atuais guias elaborados por órgãos governamentais voluntários como por exemplo a ISO TS 12901-1:2012 [16], a ASTM E2996-15 E56.07(14.02) [17] e os próprios documentos utilizados neste artigo com o objetivo de avaliação da planta.

Sugere-se que, preferencialmente antes de concluída a obra, que a planta passe por nova avaliação para verificar a necessidade de inclusão de *pass-through* nas entradas dos laboratórios para regulação de pressão entre ambientes a fim de evitar a contaminação externa com nanopartículas.

Por fim, que sejam avaliados os tipos de nanomateriais que serão provavelmente manipulados nos laboratórios do Complexo de Nanoformulação ou ainda, no caso desses materiais ainda não serem de conhecimento da equipe técnica, que sejam previstos nos laboratórios equipamentos de processo com sistema fechado, equipamentos de exaustão na sala de preparo de soluções onde deverão ser realizadas pesagens desses nanomateriais e que seja avaliada a possibilidade de criar pelo menos um laboratório com nível máximo de segurança conforme sugerido por Grosó em seu artigo.

Agradecimentos

Ao IBMP pela disponibilidade do material referente ao Projeto do Complexo de Nanoformulação.

Referências

- [1] Paur HR, Cassee FR, Teeguarden J, Fissan H, Diabate S, Aufderheide M, Kreyling G, Hanninen O, Kasper G, Riediker M, Rothen-Rutishauser B, Schmid O. *In vitro* cell exposure studies for the assessment of nanoparticle toxicity in the lung: A dialog between aerosol science and biology. *Journal of Aerosol Science*. 2011; 42:668-692.
- [2] BSI. British Standards. PD 6699-2. Nanotechnologies – Part 2; Guide to safe handling and disposal of manufactured nanomaterials. 2007.
- [3] Sharifi S, Laurent SBS, Forrest ML, Stroeve P, Mahmoudi M. Toxicity of nanomaterials. *Chemical Society Reviews*. 2012; 41:2323-2343.
- [4] Donaldson K, Poland CA. Nanotoxicity; challenging the myth of nano-specific toxicity. *SciVerse ScienceDirect*. 2013; 24:724-734.
- [5] Duuren-Stuurman BV, Vink SR, Verbist KJM, Heussen HGA, Brouwer DH, Kroese DED, Niftrik MFJV, Tielmans E, Fransman W. Stoffenmanager nano version 1.0: Aweb-based tool for risk prioritization of airborne manufactured nano objects. *Ann Occup. Hyg*. 2012; 56:525-541.
- [6] Krug HF. Nanosafety reseach are we on the right track? *Angewandte Chemie. International Edition*. 2014; 53(12):304-319.
- [7] Van Broekhuizen P, Van Broekhuizen F, Cornelissen R, Rejinders L. Use of nanomaterials in the European construction industry and some occupational health aspects thereof. *J nanopart res*. 2010;13:447-462.
- [8] Grosó A, Petri-Finnk A, Rothen-Rurishauser B, Hofmann H, Meyer T. Engineered nanomaterials: toward effective safety management in research laboratories. *Journal of Nanotechnology*. 2016; 14:21
- [9] NIOSH. Current strategies for engineering controls in nanomaterial production and downstream handling processes. Cincinnati, OH: U.S. Department of Health and Human Services, Centers for Disease Control and Prevention, National Institute for Occupational Safety and Health, DHHS (NIOSH). 2013.
- [10] Garus A, Pinto AF, Altheia FM, Junior JCSC, Staack L, Pereira MP, Souza PZ, Faria SG, Buss S, Bueno V. Projeto de planta multipropósito para produção de insumos nanobiotecnológicos – projeto NanoSUS [trabalho de conclusão de curso]. Curitiba: Universidade Federal do Paraná; 2014.
- [11] ABNT – Associação Brasileira de Normas Técnicas – Normas Regulamentadoras para Segurança e Saúde do Trabalho; 1977.
- [12] ANVISA. AGENCIA NACIONAL DE VIGILÂNCIA SANITÁRIA. Resolução da diretoria colegiada - RDC nº 17; 2010.
- [13] ANVISA. AGENCIA NACIONAL DE VIGILÂNCIA SANITÁRIA. Resolução da diretoria colegiada - RDC nº 16; 2013.
- [14] Heinemann M, Schafer HG et al. Guidance for handling and use of nanomaterials at the workplace. *Human & Experimental Toxicology*. 2009; 28:407-411.
- [15] ANVISA. AGENCIA NACIONAL DE VIGILÂNCIA SANITÁRIA. Guia da qualidade para sistemas de tratamento de ar e monitoramento ambiental na indústria farmacêutica; 2013.
- [16] Nanotechnologies – Occupational risk management applied to engineered nanomaterials – Part 1: Principles and approaches – ISO TS 12901-1. [internet]. 2012 Nov [cited 2015 Dec 08]; Available from: <https://www.iso.org/obp/ui/#iso:std:52125:en>.
- [17] Standard guide for workforce education in nanotechnology health and safety – ASTM E2996-15. E56.07(14.02) [internet]. 2015 Jan [cited 2015 Dec 08]; Available from: <http://www.astm.org/Standards/E2996.htm>.

ESTUDO DOS EQUIPAMENTOS MÉDICO-HOSPITALARES E MATERIAIS PERMANENTES FINANCIÁVEIS PELO MINISTÉRIO DA SAÚDE ATRAVÉS DO SISTEMA DE PAGAMENTO FUNDO A FUNDO E DE CONVÊNIOS

W. H. Veneziano, F. S. Toscas

Universidade de Brasília, Brasília, Brasil
e-mail: wilsonhe@unb.br

Resumo: Este trabalho apresenta um estudo acerca dos equipamentos médico-hospitalares e materiais permanentes financiados pelo Ministério da Saúde em um período específico (antes da institucionalização da Portaria nº 3.134, de 17 de dezembro de 2013). Esta portaria dispõe, dentre outros assuntos, acerca da transferência de recursos financeiros para aquisição de equipamentos e materiais permanentes e cria a Relação Nacional de Equipamentos e Materiais Permanentes financiáveis para o SUS. Assim, foram analisados os equipamentos médico-hospitalares e materiais permanentes mais solicitados pelas instituições beneficiárias do Sistema Único de Saúde (SUS), especificamente nos anos de 2010, 2011 e 2012, nas modalidades dos sistemas de pagamentos de transferências Fundo a Fundo e Sistema de Gestão de Convênios do Ministério da Saúde. Os dados coletados mostraram a representatividade dos equipamentos médico-hospitalares e materiais permanentes, classificados pelo tipo de aplicação, distribuição quanto aos perfis institucionais e assistenciais, distribuição por ano e região, distribuição por valores modais e parâmetros assistenciais (populacionais e número de CNES). Ficaram evidenciadas nas discussões as características dos quantitativos ofertados em relação às regiões e classificações dos tipos dos equipamentos médico-hospitalares quanto à sua aplicação clínica. Os Equipamentos Médico-hospitalares, como também os materiais permanentes para assistência à saúde, representam um setor estratégico no Complexo Industrial da Saúde. O crescimento significativo na produção, oferta e admissibilidade dessas tecnologias e dispositivos médicos, além de movimentarem efetivamente a economia, impactam nos serviços disponíveis nos Estabelecimentos Assistenciais de Saúde.

Palavras-chave: Equipamentos Médico-Hospitalares, financiamento público e Sistema Único de Saúde.

Abstract: This paper presents a study on the medical equipment and permanent materials funded by the Brazilian Ministry of Health before the Institutionalization of Ordinance No. 3134 of 17 December 2013. This Ordinance has among other subjects the transfer of funds to purchase equipment and permanent materials, creates the National List of

Equipment and materials permanent financeable for Brazilian SUS.

the medical equipment and permanent materials most requested by the beneficiary institutions of the Unified Health System were analyzed in the years 2010, 2011 and 2012 in terms of fund transfer payment systems Fund and Covenants Management System of the Ministry Health. the data collected showed the representation of medical equipment and permanent materials, classified by type of application, distribution as institutional and care profiles, distribution by year and region, distribution modal values and welfare parameters. They were highlighted in the characteristics of the quantitative discussion offered in regions and classifications of the types of medical equipment for their clinical application.

Keywords: *Medical and Hospital Equipment, management and Brazilian Unified Health System.*

Introdução

Os equipamentos médico-hospitalares e materiais permanentes representam um setor estratégico no Complexo Industrial da Saúde, que movimentou cerca de 3,5 bilhões de reais no ano de 2000 no Brasil, de acordo com a Associação Brasileira da Indústria de Equipamentos Médico-Odontológicos. O papel estratégico da saúde tem sido crescentemente reconhecido e institucionalizado. A saúde além da sua importância como elemento estruturante do Estado de Bem-Estar social, é protagonista na geração de inovação, sendo elemento essencial para a competitividade na sociedade do conhecimento [1].

No âmbito público, o Ministério da Saúde, por meio de transferências voluntárias a instituições públicas e privadas sem fins lucrativos, vinculadas ao Sistema Único de Saúde (SUS), fomenta substancialmente o mercado de equipamentos médico-hospitalares com mais de 600 milhões de reais ao ano, destinados exclusivamente à aquisição de equipamentos médico-hospitalares e materiais permanentes [2].

Este trabalho tem por objetivo principal realizar um estudo exploratório a partir das bases de dados online do SIGEM (Sistema de Informação e Gerenciamento de Equipamentos e Materiais Financiáveis para o SUS) e do DATASUS

(Departamento de Informática do SUS) do Ministério da Saúde, nos anos de 2010, 2011 e 2012, visando identificar a difusão de equipamentos médico-hospitalares por meio das modalidades dos sistemas de pagamento Fundo a Fundo e Sistema de Gestão de Convênios (GESCON) [3].

Materiais e métodos

A aquisição de equipamentos médico-hospitalares e materiais permanentes pelo SUS ocorre por meio de transferências a partir do cadastramento de propostas de Projetos de Investimentos, cuja principal característica é a descentralização dos recursos financeiros para compra dos equipamentos a ser realizada pela própria instituição beneficiária, de acordo com suas necessidades regionais e assistenciais. Para elaboração dos Projetos de Investimentos, está disponível uma relação de equipamentos e materiais permanentes para os serviços de saúde.

O conteúdo desta lista trata apenas dos equipamentos e materiais classificados como permanentes, conforme a Portaria STN nº 448/2002, e financiáveis (previstos e expressos na tabela de procedimentos do SUS).

Sistemas de Cadastro de Proposta: As propostas de projetos de investimentos, de acordo com a modalidade de repasse e com o perfil da entidade beneficiária, podem ser cadastradas por diferentes sistemas informatizados do Ministério da Saúde e também do Ministério do Planejamento Orçamento e Gestão (MPOG), a saber:

SISPROFAP: A Transferência Fundo a fundo, de custeio e capital, a ser executado pelos estados, Distrito Federal ou pelos municípios, será feita diretamente do Fundo Nacional de Saúde para os respectivos Fundos de Saúde das três esferas, de forma regular e automática, dispensada a celebração de convênios ou outro instrumento jurídico.

GESCON - Contrato de Repasse: é o instrumento administrativo, de interesse recíproco, pelo qual a transferência dos recursos financeiros se processa por intermédio de instituição ou agente financeiro público federal, atuando como mandatário da União.

SICONV - Sistema de Convênios do Governo Federal: é o sistema informatizado do Governo Federal através do Ministério do Planejamento, Orçamento e Gestão. Convênios são acordos, ajustes ou qualquer outro instrumento que discipline a transferência de recursos financeiros de dotações consignadas nos Orçamentos Fiscais e da Seguridade Social da União e tenha como participe, de um lado, órgão ou entidade da administração pública federal, direta ou indireta, ou ainda, entidades privadas sem fins lucrativos, visando a execução de programa de governo, envolvendo a realização de projeto, atividade, serviço, aquisição de bens ou evento de interesse recíproco, em regime de mútua cooperação.

Análise das Propostas: As propostas cadastradas deverão receber minimamente dois pareceres técnicos

favoráveis para que sejam consideradas plenamente aprovadas, sendo primeiramente submetidas à análise técnica de mérito e, posteriormente, à análise técnico-econômica.

A análise técnica de mérito compreende a análise do perfil da instituição, da coerência e compatibilidade do pleito com os objetivos e prioridades do Ministério da Saúde para o desenvolvimento do SUS, bem como a existência de infraestrutura física e recursos humanos necessários para instalação, operação e manutenção dos equipamentos. Para análise de mérito é considerada a legislação vigente aplicável, ressaltando-se a Portaria nº 1101/2002 para parâmetros assistenciais.

A análise técnico-econômica visa buscar a coerência entre os valores e as especificações técnicas dos itens pleiteados, ou seja, que seja exequível e sem sobrepreço. Este parecer consiste na análise da compatibilidade entre os preços dos itens e o valor agregado em suas especificações.

Ambiente de coleta de dados: Este estudo foi realizado utilizando o SIGEM no sítio eletrônico do Fundo Nacional de Saúde, como também nos ambientes internos do Ministério da Saúde, e dados do DATASUS, no sítio eletrônico do Ministério da Saúde.

Delimitação do Estudo: Este estudo considerou apenas as solicitações de propostas para aquisição de equipamentos médico-hospitalares e materiais permanentes classificados como Equipamento Médico Assistencial (EMA); Equipamento de Apoio Médico Assistencial (EAMA); Equipamento para Laboratório (EL) e Diagnóstico por Imagens Médicas (DIM), disponíveis para o Departamento de Atenção Especializada (DAE) nos serviços do Hospital Geral e Unidade de Pronto Atendimento (UPA), como também os disponíveis na lista do Departamento de Atenção Básica (DAB) para os serviços da Unidade Básica de Saúde (UBS) e Centro de Atenção à Saúde Bucal (CASB).

A classificação dos equipamentos e materiais permanentes utilizou os dados disponíveis no ano de 2013 do SIGEM. Os anos estudados são posteriores à Portaria nº 2.198/2009, que dispõe sobre a transferência fundo a fundo, e anterior a Portaria nº 3.134/2013, ou seja, anos de 2010, 2011 e 2012.

Para este estudo não foram consideradas as modalidades de Convênios – SICONV.

Os equipamentos médico-hospitalares e materiais permanentes não cobertos na metodologia de trabalho adotados dizem respeito aos equipamentos de infraestrutura, mobiliário hospitalar e unidade móvel de saúde. Também não foram considerados neste estudo equipamentos dedicados somente aos setores de métodos gráficos.

Alguns setores e ambientes do hospital geral não foram considerados no estudo como: banco de leite humano, central de materiais e esterilização, cozinha e nutrição, farmácia, lavanderia/processamento de roupa, limpeza/zeladoria, manutenção e administração.

Resultados

Foi realizado o levantamento dos equipamentos médico-hospitalares e materiais permanentes quanto à sua classificação por aplicação, sendo 68 tipos classificados como EMA, 12 tipos de EAMA, 25 tipos de EL e 17 classificados como DIM. Os equipamentos médico-hospitalares e materiais permanentes foram também observados conforme sua disposição e oferta por tipo de serviço, sendo 117 no DAE, onde todos estão disponíveis para os Hospitais Gerais e apenas 28 para UPA; no DAB, foram observados 33 tipos sendo todos disponíveis para a UBS e apenas 07 para CASB.

Após, foi realizado o levantamento dos EMH e materiais permanentes mais solicitados por ano e região, resultado esse apresentado na Figura 1.

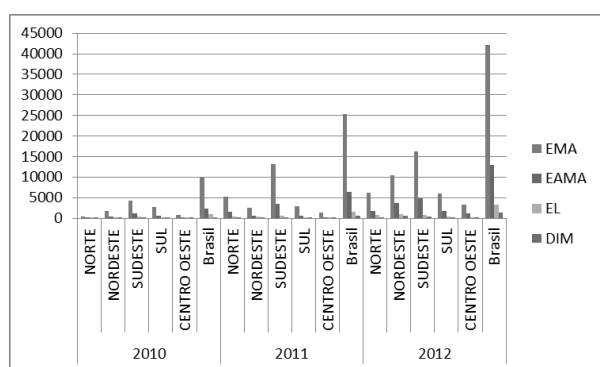


Figura 1: Distribuição regional por classificação nos anos de 2010 a 2012.

O estudo também considerou os 10 equipamentos médico-hospitalares e materiais permanentes, que foram os mais solicitados ao longo dos anos estudados. No ano de 2010, os mais solicitados, com seus respectivos quantitativos, foram: Esfigmomanômetro (2.199), Estetoscópio (1.765), Balança Antropométrica (992), Autoclave Horizontal de Mesa (521), Detector Fetal (473), Central de Nebulização (439), Nebulizador Portátil (439), Reanimador Pulmonar Manual (430), Otoscópio (391) e Foco Refletor Ambulatorial (390). No ano de 2011 os mais solicitados foram: Esfigmomanômetro (4.482), Estetoscópio (4.020), Balança Antropométrica (3.124), Oftalmoscópio (2.217), Detector Fetal (2.211), Lanterna Clínica (1.418), Otoscópio (1.311), Autoclave Horizontal de Mesa (1.233), Fotopolimerizador de Resinas (960) e Laringoscópio (898). No último ano estudado, foram os seguintes: Esfigmomanômetro (7.622), Balança Antropométrica (6.878), Estetoscópio (5.934), Autoclave Horizontal de Mesa (2.848), Lanterna Clínica (2.624), Reanimador Pulmonar Manual (2.343), Otoscópio (2.314), Oftalmoscópio (2.217), Laringoscópio (2.165) e Nebulizador Portátil (1.891).

Os valores modais de cada EMH e materiais permanentes disponíveis no SIGEM foram considerados no estudo. Os 10 EMH com os maiores valores modais encontrados são: PET CT, Ressonância Nuclear Magnética, Acelerador Linear, Sistema de Hemodinâmica,

Tomógrafo Computadorizado, Mamógrafo Digital, Sistema de Cirurgia Guiada por Imagem (Neuronavegador), Braquiterapia com Sistema de Controle Remoto, Câmara Cintilográfica (Gama Câmara) e Aparelho de Raios-X Telecomandado com Fluoroscopia.

Foram levantados os dados de população residente, como também os quantitativos de CNES (Cadastro Nacional dos Estabelecimentos de Saúde) e dados de morbidade hospitalar do SUS nos anos e regiões estudadas por meio do sítio eletrônico do DATASUS.

Discussão

Ao analisar a distribuição dos quantitativos solicitados por ano, observa-se que houve aumento significativo ao longo dos anos (Figura 2). Comparando o total de 2010 para 2011, o quantitativo aumentou aproximadamente 150%; de 2011 para 2012, houve aumento de aproximadamente 80%.

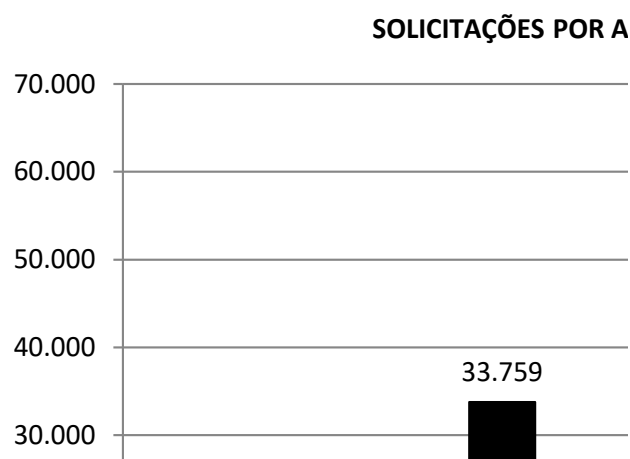


Figura 2: Solicitações por ano.

Verifica-se, na Figura 3, a representatividade dos equipamentos classificados por tipo no quantitativo geral.

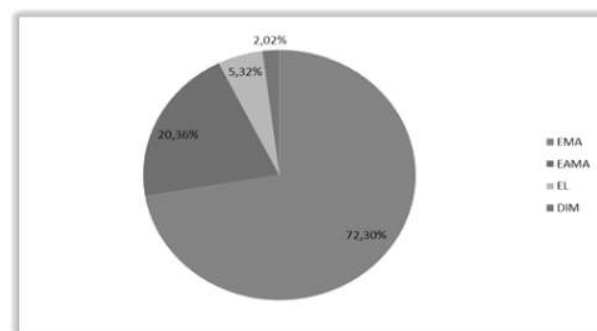


Figura 3: Solicitações e classificação quanto ao tipo.

Nos equipamentos para laboratório, os equipamentos dedicados à análise (Analisadores), tiveram representação muito insignificante, sugerindo que esses equipamentos são adquiridos na sua grande maioria por outras modalidades comerciais (Figura 4).

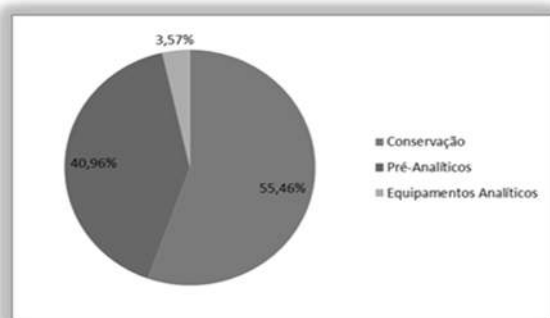


Figura 4: Solicitações dos equipamentos para laboratório.

No que se refere aos dados obtidos por classificação, ano e região, houve uma grande representatividade da região sudeste, com predominância em cerca de 45% de todo quantitativo nacional e em todos os anos (Figura 5).

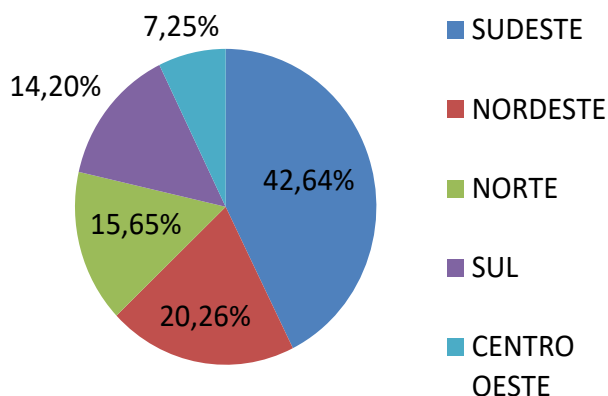


Figura 5: Solicitações por região.

No levantamento dos 10 EMHs e materiais permanentes mais solicitados por ano, observa-se que os itens Esfigmomanômetro, Estetoscópio e Balança Antropométrica se repetem entre os 03 mais solicitados nos últimos 03 anos. Esses itens são contemplados em todas as listas, como também possuem valor modal inferior a R\$ 1.000. Além disto, são itens portáteis e com baixa estimativa de vida útil.

Ressalte-se que os itens mais solicitados e com maiores valores modais são na sua grande maioria Equipamentos de Diagnóstico por imagens (79,62%), que possuem alta estimativa de vida útil.

Na análise dos dados obtidos da população residente por região, verifica-se que as regiões Nordeste e Sudeste juntas ultrapassam 60% de toda população residente do Brasil. Porém, no estudo que considera o CNES por região, observa-se que o maior quantitativo de CNES está localizado na região Sudeste, seguida da região Sul e depois da região Nordeste. Já nos dados coletados de morbidade hospitalar, a região com maior índice de morbidade é o Sudeste, seguido pelo Nordeste e depois pela região Sul.

Assim, considerando os dados populacionais e de morbidade, a região Nordeste possui quantitativo inferior de CNES em relação à região Sul, conforme

mostrado na Tabela 1.

Tabela 1: População, morbidade e CNES por região.

REGIÃO	POPULAÇÃO RESIDENTE	MORBIDADE HOSPITALAR SUS	CNES
Região Sudeste	42,08%	39,08%	45,07%
Região Nordeste	27,80%	27,55%	20,62%
Região Sul	14,32%	16,83%	21%
Região Norte	8,37%	8,95%	4,57%
Região Centro-Oeste	7,40%	7,59%	8,74%

Conclusão

O estudo das solicitações de equipamentos médico-hospitalares e materiais permanentes financiáveis pelo Sistema Único de Saúde apresentou informações importantes quanto à distribuição e à oferta dos serviços de saúde. De maneira quantitativa, o estudo evidenciou a distribuição dos equipamentos e materiais permanentes por meio de parâmetros de periodicidade, região, perfil institucional e parâmetros populacionais no período dos anos de 2010 a 2013.

Ficou ressaltada a importância dos levantamentos acerca da distribuição e oferta desses equipamentos e materiais permanentes pelo SUS, por meio de estudo censitário para a distribuição dos equipamentos e dos serviços de saúde com a devida atualização das informações desses nos sistemas informatizados disponíveis. Estes resultados talvez não possam ser estendidos ao período atual, devido a alterações na sistemática de financiamento (Portaria nº 3.134, de 17 de dezembro de 2013).

Referências

- [1] Gadelha CAG, Maldonado JMSV, Costa LS. O complexo produtivo da saúde e sua relação com o desenvolvimento: um olhar sobre a dinâmica da inovação em saúde. In: giovanella L. Políticas e sistemas de saúde no Brasil, 2.ed.rev.ampl. Rio de Janeiro: Editora Fiocruz, 2012. 1100p.
- [2] BRASIL. MINISTÉRIO DA SAÚDE. Diretrizes Metodológicas: Elaboração de Estudos para Avaliação de Equipamentos médicos-assistenciais. Brasília: MS-Ministério da Saúde, v.I, 2013.
- [3] BRASIL. MINISTÉRIO DA SAÚDE. Cartilha para apresentação de propostas ao Ministério da Saúde. Brasília: MS-Ministério da Saúde, 2013.

COMPARATIVO TÉCNICO PARA CONTRATAÇÃO DE MANUTENÇÃO PREVENTIVA E CORRETIVA EM TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA

B. F. De S. Lima*, G. T. Cruz**, L. R. F. Ribeiro***, D. M. Pereira****

*Hospital Universitário Lauro Wanderley, João Pessoa, Brasil

** Hospital Primavera, Aracaju, Brasil

***Hospital das Clínicas, Recife, Brasil

**** Universidade Federal de Pernambuco, Recife, Brasil

e-mail: brennafraga@gmail.com

Resumo: Este estudo visa analisar a melhor opção para contratação de uma empresa especializada para realizar a manutenção preventiva e corretiva em um equipamento de tomografia computadorizada pertencente a um Hospital da rede privada e outro da rede pública. É abordada a situação específica dos referidos Hospitais. O Hospital da rede privada possui mais de 200 leitos e conta com apenas um equipamento de tomografia computadorizada para atender a demanda de pacientes internados e eletivos. Já o Hospital da rede pública possui mais de 700 leitos e também conta com apenas um equipamento de tomografia computadorizada. Serão estudadas duas modalidades de contrato oferecidas pelas referidas empresas especializadas, a fim de concluir qual a melhor opção, considerando a realidade dos Hospitais. A decisão será elaborada visando manter o equipamento disponível o maior tempo possível, para que o atendimento aos pacientes não seja prejudicado. Além disso, é avaliado o custo dessa contratação para os Hospitais.

Palavras-chave: Engenharia clínica, manutenção, contrato, tomografia.

Abstract: *This study aims to analyze the best option to hire a specialized company to perform preventive and corrective maintenance on a computed tomography scan equipment belonging to a private hospital network and other public network. The specific situation of these hospitals is addressed. The Hospital of the private network has more than 200 beds and has only one CT scan equipment to meet the demand for inpatient and elective patients. Already the public hospital has over 700 beds and also has only one CT scan equipment. Will be studied two contract modalities offered by these specialized companies in order to conclude that the best option considering the reality of Hospitals. The decision will be prepared to maintain the equipment available as long as possible, so that patient care is not adversely affected. Moreover, it is estimated the cost of hiring for Hospitals.*

Keywords: *Clinical Engineering, maintenance, contracts, tomography.*

Introdução

No setor da saúde a manutenção de equipamentos médicos deve ser realizada por profissionais qualificados, tendo em vista que a maioria dos equipamentos pode interferir diretamente na vida dos pacientes. Na hora de contratar uma empresa para a execução de uma manutenção devem-se exigir alguns itens mínimos que garantam a experiência prévia e a qualidade dos serviços oferecidos. Dessa maneira, são sugeridas cláusulas a serem inseridas nos contratos de manutenção dos referidos Hospitais, para assegurar o mínimo de qualidade e confiabilidade que esse tipo de manutenção requer [1].

Esse trabalho visa avaliar a melhor forma de contratação de uma empresa especializada para realização de manutenção preventiva e corretiva de um equipamento de tomografia computadorizada alocado em um hospital de grande porte da rede privada e outro da rede pública. Ressalta-se que só existe um equipamento de tomografia disponível em ambos os Hospitais e que os mesmos são indispensáveis para agilidade de diagnóstico e tratamento de pacientes.

Materiais e métodos

Engenharia de manutenção – A engenharia de manutenção pode ser definida como o conjunto de ações técnicas que visam à melhoria da manutenibilidade, confiabilidade e consequentemente o aumento da disponibilidade dos equipamentos, apoiando-se em uma análise técnico-econômica desses mesmos equipamentos. Foi por meio da engenharia que a função "manutenção" deixou de ser considerada simplesmente como um centro de custo, mas sim um centro de resultados. Desta forma, esta complementa e auxilia nas tarefas de campo por meio da análise do histórico dos equipamentos para a identificação de falhas recorrentes, estudo e implantação de melhorias nos equipamentos e sistemas críticos e crônicos [2]. As atividades desenvolvidas pelo gestor de tecnologias médicas passam pelo planejamento estratégico, avaliação de tecnologias disponíveis no mercado, aquisição das tecnologias e o gerenciamento efetivo dos serviços de manutenções corretivas e preventivas até o fim da vida útil dos equipamentos [3].

Entre essas atividades pode-se destacar a gestão dos contratos de manutenção [4].

Contratos de manutenção – Atualmente existem diversas modalidades de contratos oferecidos pelas empresas especialistas em manutenção de equipamentos de alta tecnologia. Para fins deste estudo, serão avaliados dois tipos: O primeiro tipo de contrato ocorre com a inclusão de mão-de-obra para manutenções corretivas e preventivas. Nessa opção, todos os chamados são atendidos sem a necessidade de elaboração de orçamento extra. Apenas para casos em que sejam necessárias peças serão emitidos orçamentos extras. O segundo tipo de contrato ocorre com a inclusão de mão-de-obra para manutenções corretivas e preventivas e peças com a inclusão do tubo emissor de raios-x. Para essa modalidade todos os tipos de chamados e peças necessárias já estão inclusas no contrato[5].

Tomografia Computadorizada – A tomografia computadorizada é um equipamento de imagem que utiliza raios-x para representar imagens detalhadas das diversas partes do corpo. Esse equipamento realiza o exame baseado nos mesmos princípios da radiografia tradicional, porém com uma quantidade de radiação bem superior. [6] A maior vantagem da tomografia computadorizada em relação à radiografia tradicional consiste na possibilidade do estudo de secções transversais que permitem a visualização espacial das estruturas [7].

Descrição dos Hospitais – O Hospital 1, é de grande porte, com capacidade instalada para 204 leitos de internamento além de uma emergência com capacidade para atendimento de 27 pacientes, 17 salas de recuperação pós anestésica e 10 salas de cirurgias. Pertence à rede privada de atendimento hospitalar e está localizado em área central da cidade do Recife. Possui uma média mensal de 1366 cirurgias, média de 972 pacientes atendidos mensalmente, a demanda diária de exames de tomografias computadorizadas é de 27, totalizando 810 exames ao mês. O tomógrafo instalado nesse hospital é um equipamento com seis canais.

O Hospital 2 também é considerado de grande porte, com capacidade instalada para 723 leitos. Pertence à rede pública e está localizado em área central da cidade do Recife. Possui uma média mensal de 420 cirurgias, com média de 6.766 pacientes atendidos mensalmente, a demanda diária de 58 exames de tomografia computadorizada, totalizando 1.743 exames ao mês. O tomógrafo instalado nesse hospital é um equipamento com dois canais.

Tabela 1: Comparativo Leitos x Quantidade de cirurgias x quantidade de tomografias dos Hospitais 1 e 2

	Leitos	Quantidade de cirurgias / mês	Quantidade de tomografias / dia
Hospital 1	204	1366	27
Hospital 2	723	6766	58

Resultados

Através do banco de dados existente na Engenharia Clínica dos dois Hospitais consegue-se extrair dados necessários à execução desse estudo. Na tabela 2, estão representados os custos com contratos de manutenção sem peças e com peças (incluindo o tubo emissor de raios-x) para o Hospital 1 durante o período de 12 meses.

Tabela 2: Comparativo do custo de manutenção com contrato sem peças e com peças Hospital 1

PERÍODO	CUSTO CON-TRATO SEM PEÇAS	CUSTO COM PEÇAS UTILIZADAS	CUSTO CON-TRATO COM PEÇAS
janeiro	R\$ 5.000,00	R\$ 8.000,00	R\$ 25.191,80
fevereiro	R\$ 5.000,00	R\$ 0,00	R\$ 25.191,80
março	R\$ 5.000,00	R\$ 0,00	R\$ 25.191,80
abril	R\$ 5.000,00	R\$ 0,00	R\$ 25.191,80
maio	R\$ 5.000,00	R\$ 5.000,00	R\$ 25.191,80
junho	R\$ 5.000,00	R\$ 0,00	R\$ 25.191,80
julho	R\$ 5.000,00	R\$ 0,00	R\$ 25.191,80
agosto	R\$ 5.000,00	R\$ 0,00	R\$ 25.191,80
setembro	R\$ 5.000,00	R\$ 297.245,00	R\$ 25.191,80
outubro	R\$ 5.000,00	R\$ 0,00	R\$ 25.191,80
novembro	R\$ 5.000,00	R\$ 20.000,00	R\$ 25.191,80
dezembro	R\$ 5.000,00	R\$ 0,00	R\$ 25.191,80
Total	R\$ 60.000,00	R\$ 330.245,00	R\$ 302.301,60

Na tabela 3, estão representados os custos com contratos de manutenção sem peças e com peças para o Hospital 2 durante o período de 12 meses.

Tabela 3: Comparativo do custo de manutenção com contrato sem peças e com peças Hospital 2

PERÍODO	CUSTO CON-TRATO SEM PEÇAS	CUSTO COM PEÇAS UTILIZADAS	CUSTO CON-TRATO COM PEÇAS
janeiro	R\$ 6.000,00	R\$ 0,00	R\$ 21.340,00
fevereiro	R\$ 6.000,00	R\$ 86.000,00	R\$ 21.340,00

março	R\$ 6.000,00	R\$ 0,00	R\$ 21.340,00
abril	R\$ 6.000,00	R\$ 0,00	R\$ 21.340,00
maio	R\$ 6.000,00	R\$ 0,00	R\$ 21.340,00
junho	R\$ 6.000,00	R\$ 0,00	R\$ 21.340,00
julho	R\$ 6.000,00	R\$ 0,00	R\$ 21.340,00
agosto	R\$ 6.000,00	R\$ 90.000,00	R\$ 21.340,00
setembro	R\$ 6.000,00	R\$ 0,00	R\$ 21.340,00
outubro	R\$ 6.000,00	R\$ 0,00	R\$ 21.340,00
novembro	R\$ 6.000,00	R\$ 0,00	R\$ 21.340,00
dezembro	R\$ 6.000,00	R\$ 86.000,00	R\$ 21.340,00
Total	R\$ 72.000,00	R\$ 262.000,00	R\$ 256.080,00

Os valores obtidos na coluna “Custo contrato sem peças” foram alimentados a partir do valor fixo cobrado mensalmente aos Hospitais pelo contrato de manutenção dos equipamentos. Na coluna “custos com peças utilizadas” foram orçados os valores das peças utilizadas durante o ano para as manutenções dos equipamentos. A coluna “Custo de manutenção com peças” foi alimentada, tomando como base a proposta de manutenção oferecida pelas empresas para a prestação do serviço com a inclusão de peças.

Para este estudo não foram considerados os custos de lucro cessante, que representa o quanto o Hospital deixou de faturar devido a indisponibilidade do equipamento. Também não foram considerados custos de operação ou outros custos fixos, sendo o maior objetivo realizar a comparação entre valores de manutenção do equipamento especificamente.

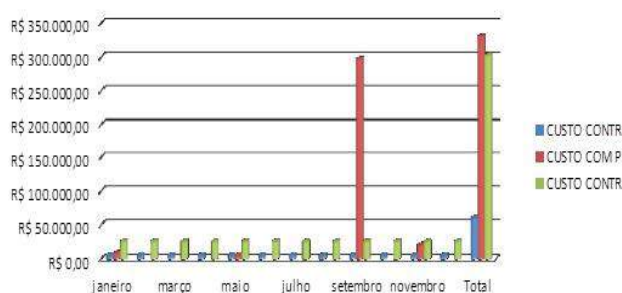


Figura 1: Gráfico comparativo do custo de manutenção do contrato sem peças e com peças e peças utilizadas Hospital 1.

A Figura 2 ratifica que, semelhante ao Hospital 1, para o Hospital 2 também seria mais viável a existência do contrato de manutenção com a inclusão de peças e

tubo emissor, pois com essa modalidade contratual o Hospital 2 teria uma economia anual de R\$ 77.920,00

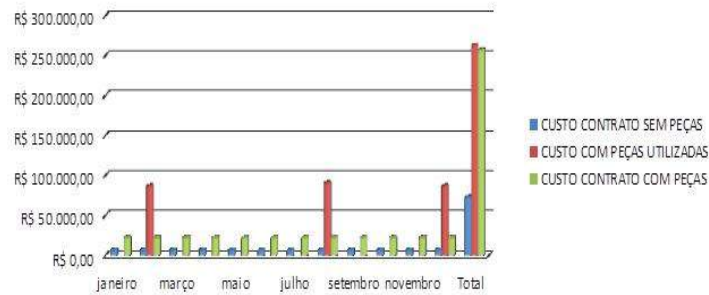


Figura 2: Gráfico comparativo do custo de manutenção do contrato sem peças e com peças e peças utilizadas Hospital 2.

É importante evidenciar que sendo o Hospital 2 uma instituição pública, optar pelo contrato sem a inclusão de peças, deve ser considerado que a aquisição das peças excedentes se torna necessária abertura de processo licitatório de acordo com a Lei 8.666/93. Nesse caso, o hospital estaria gastando um valor razoável para a contratação da mão-de-obra, porém sempre que o defeito demandasse a substituição de peças, o equipamento ficaria fora de funcionamento até que o processo licitatório fosse finalizado [8].

Discussão

O estudo tomou como base apenas um ano de histórico para dois equipamentos e que a utilização de peças é sazonal, pode variar de acordo com o tempo de utilização do equipamento, de fatores externos como rede elétrica, entre outros. Para a elaboração da proposta de contrato com peças os fabricantes utilizam um fator de risco onde insere-se uma dissolução do preço das peças com maior probabilidade de quebra no valor total do contrato.

A Figura 1 evidencia que a existência de um contrato de manutenção com a inclusão de peças e tubo emissor de raios-x seria muito mais viável para a realidade do Hospital 1. Além de favorecer o planejamento financeiro do Hospital, a existência do contrato de manutenção com a inclusão de peças e tubo emissor acarretaria uma economia anual de R\$ 87.944,00, considerando que firmando um contrato sem a inclusão de peças, o hospital teria que arcar com todos os custos excedentes com as peças que foram necessárias durante a vigência desse contrato. O contrato firmado em ambos os hospitais se tratava da modalidade com a inclusão de mão-de-obra para manutenções corretivas e preventivas e peças com a inclusão do tubo emissor de raios-x. O levantamento de peças utilizadas foi retirado do histórico dos equipamentos, no software de manutenção e seus custos individuais foram informados pelos fabricantes dos equipamentos.

Conforme mencionado anteriormente, para as instituições públicas com contrato de manutenção sem a inclusão de peças, seria necessária a abertura de um processo licitatório por inexigibilidade. O tempo para a elaboração desse processo varia entre 20 e 60 dias e possui uma média de 30 dias para ser finalizado nas instituições públicas. Considerando que, enquanto esse processo dura o equipamento fica indisponível, para as situações de necessidade de troca de peças a indisponibilidade dos equipamentos seria bem maior nessa modalidade de contrato quando comparada às instituições que possuem contrato com a inclusão de peças. Para os contratos com a inclusão de peças, sugere-se um prazo máximo para o envio das mesmas, o que garantirá uma maior disponibilidade do equipamento em relação ao prazo necessário para a conclusão de uma inexigibilidade, visto que esse prazo sugerido pode ser de até dois dias úteis para peças em estoque nacional e de até dez dias para peças que necessitam importação. Esse ganho de disponibilidade interfere diretamente no atendimento à população.

Além disso, a partir da avaliação dos dados, pode-se observar que a modalidade de contrato que mais se adequa à realidade dos dois Hospitais é a que inclui a substituição de peças. Optando pela mesma, os Hospitais irão reduzir consideravelmente o custo anual de manutenção, além de conseguir executar um planejamento financeiro prévio. Considerando que as empresas ao elaborarem a proposta

Conclusão

Sugere-se que para garantir uma maior disponibilidade do equipamento a Engenharia Clínica sugere-se que sejam inseridas algumas cláusulas importantes no contrato, como:

- Tempo máximo para atendimento após a abertura de chamado com previsão de multa em caso de não cumprimento desse prazo;

- Tempo máximo para envio de peças, quando necessário com previsão de multa em caso de não cumprimento desse prazo;

- Existência de um engenheiro devidamente credenciado como responsável técnico, para garantir a qualidade do serviço executado;

- Execução de manutenção preventiva quadrimestral, seguindo o procedimento indicado pelo fabricante e com o relatório de todas as verificações realizadas;

A partir do banco de dados existente nas instituições conseguiu-se executar um estudo de custos de manutenção com o equipamento de tomografia computadorizada, concluindo-se que a melhor opção de contrato de manutenção foi a que oferecia a inclusão de peças e tubo emissor de raios-x. Diante dos dados apresentados, pôde-se observar que para as duas instituições, ao optarem pelo contrato de manutenção com a inclusão de peças e tubo emissor de raios-x, houve uma redução considerável nos custos. Com a economia evidente nos dois casos, as instituições podem passar a investir esse dinheiro em outros benefícios. Em paralelo

a economia financeira, também é importante evidenciar que equipamentos com contrato de manutenção possuem atendimento prioritário em caso de necessidade e esse item interfere diretamente na disponibilidade dos equipamentos. Em se tratando de aparelhos de imagem, como a tomografia computadorizada, a disponibilidade é imprescindível para o bom andamento da rotina hospitalar como um todo. Observa-se que na realidade das instituições públicas, esse equipamento deve ficar disponível para oferecer o atendimento da população e também para evitar gastos desnecessários do dinheiro público ao transferir pacientes para a realização de exames na rede conveniada. Já para instituições privadas a disponibilidade do equipamento além de estar relacionada com o bom atendimento do paciente, também está diretamente ligada ao lucro financeiro da instituição. Além disso, foi possível utilizar alguns conceitos de engenharia da manutenção para formular contratos com a inserção de cláusulas que garantirão uma maior qualidade dos serviços, o que propiciará um aumento da disponibilidade do equipamento em tela. Esse estudo foi baseado no banco de dados de apenas dois Hospitais, um da rede pública e outra da privada.

O estudo foi baseado em apenas um ano, porém seria interessante que existisse um banco de dados com maior duração para conclusões mais precisas. Ressalta-se que esse estudo também pode variar a depender do tipo do equipamento. Para equipamentos com maior número de canais, por exemplo, existe uma tendência de peças com maior custo.

Referências

- [1] ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE NORMAS TÉCNICAS. NBR-5462: confiabilidade e manutenibilidade. Rio de Janeiro: ABNT, 1994.
- [2] Técnicas de controle de condição, 2005. Disponível em: <www.deetc.isel.ipl.pt/jetc05/CCTE02/papers/finais/mecanica/415.PDF>, acesso em 13jul. 2008.
- [3] DYRO, J. et al. The Clinical Engineering Handbook. Burlington: Elsevier, 2004.
- [4] BRONZINO, J. D. et al. The Biomedical Engineering Handbook. 3ª Ed. Boca Raton: CRC Press, 2006.
- [5] CALIL, Saide Jorge (Org.); GOMIDE, E. T. (Org.). Equipamentos Médico Hospitalares e o Gerenciamento da Manutenção, Capacitação à Distância. Brasília: Ministério da Saúde, 2002.
- [6] Tomografia Computadorizada Como é o exame? Disponível em: <<http://www.abc.med.br/p/exames-e-procedimentos/344744/tomografia+computadorizada+como+e+o+exame.htm>> Acesso em 24ago. 2014
- [7] Tomografia Computadorizada Disponível em: <<http://saude.ig.com.br/minhasaude/exames/tomografia+computadorizada/ref1237829936622.html>> Acesso em 24ago. 2014.
- [8] LIMA, A. O. R., A nova lei das licitações anotada. São Paulo, Iglu, 1999.

ANÁLISE DO NÍVEL DE PROTEÇÃO CONTRA INCÊNDIOS NO SETOR DE SAÚDE OCUPACIONAL DE UM ÓRGÃO PÚBLICO DE CURITIBA EM RELAÇÃO À NORMA REGULAMENTADORA 23

L. I. K. Scandelari*, F. S. Barros* e G. Branco**

* UTFPR - PPGEB – Universidade Tecnológica Federal do Paraná, Curitiba, Paraná, Brasil

** UTFPR – Universidade Tecnológica Federal do Paraná, Curitiba, Paraná, Brasil

e-mail: lscandelari@sms.curitiba.pr.gov.br

Resumo: Este trabalho tem por objetivo a avaliação do nível de Proteção Contra Incêndios em um Estabelecimento Assistencial de Saúde (EAS). O EAS escolhido foi o Setor de Saúde de um órgão público da cidade de Curitiba. Estabeleceu-se um paralelo entre a estrutura já existente e o conteúdo da Norma Regulamentadora (NR) 23, por meio de avaliação direta do local e de registro fotográfico. Como resultado, observou-se que o Setor de Saúde avaliado está parcialmente em conformidade com a NR 23. Algumas melhorias devem ser realizadas e para tanto, por meio deste trabalho, obteve-se subsídios para informar a administração das reais necessidades de melhorias e adaptações.

Palavras-chave: Segurança do Trabalho, Normas Reguladoras, Proteção contra Incêndios.

Abstract: *This work aims to evaluate the level of fire protection in a Health Care Establishment (EAS). The EAS chosen was the Health Sector of a public agency of the city of Curitiba. It established a parallel between the existing structure and content of Regulatory Standard (NR) 23, through direct assessment of the site and photographic record. As a result, it was observed that the evaluated Health Sector is partially in line with the NR 23. Some improvements must be made and so, through this work, we obtained subsidies to inform the administration of the real needs of improvements and adaptations.*

Keywords: *Safety, Regulatory Standards, Fire Protection.*

Introdução

Em dezembro de 1977, foi instituída no Brasil a Lei nº 6.514 que alterava o capítulo V do Título II da Consolidação das Leis do Trabalho (CLT) relativo à Segurança e Medicina do Trabalho. Em 8 de junho de 1978, a Portaria nº 3.214 aprovou as Normas Regulamentadoras (NR) do Capítulo V do Título II da CLT relativas à Segurança e Medicina do Trabalho. Existem atualmente trinta e seis Normas Regulamentadoras que regem a Segurança e Saúde no Trabalho. Estas devem nortear a atuação de todos os profissionais regidos pela Consolidação das Leis do Trabalho (CLT) em todas as esferas público-privadas.

Cada NR tem uma especificidade e é a NR 23 que trata de Proteção Contra Incêndios [1].

A Portaria SIT n.º 221, de 06 de maio de 2011, promoveu algumas modificações na redação da NR 23. As principais modificações estabelecem que todos os empregadores devem adotar medidas de prevenção de incêndios em conformidade com a legislação estadual e as normas técnicas aplicáveis, providenciando para todos os trabalhadores informações sobre utilização dos equipamentos de combate ao incêndio, procedimentos para evacuação dos locais de trabalho com segurança e dispositivos de alarme existentes. Os locais de trabalho deverão dispor de saídas em número suficiente e dispostas de modo que, aqueles que se encontrem nesses locais, possam abandoná-los com rapidez e segurança em caso de emergência. As aberturas, saídas e vias de passagem devem ser claramente assinaladas por meio de placas ou sinais luminosos indicando a direção da saída. Nenhuma saída de emergência deverá ser fechada a chave ou presa durante a jornada de trabalho. As saídas de emergência podem ser equipadas com dispositivos de travamento que permitam fácil abertura do interior do estabelecimento [2].

Apesar das normas que regem a Segurança e Saúde no Trabalho no Brasil [3], de acordo com o Ministério do Trabalho e Emprego, no período de janeiro a outubro de 2014, os valores acumulados em Fiscalização em Segurança e Saúde foram de 2.437 ações fiscais, 681.758 trabalhadores alcançados, 3.418 notificações, 1.695 autuações, 11 embargos/interdições e 10 acidentes analisados. Nas áreas da construção civil e comércio, os números são mais alarmantes, com 23.341 ações fiscais 476 acidentes analisados na área de construção civil e 27.455 ações fiscais com 224 acidentes analisados na área de comércio [1].

Materiais e Métodos

Foi feito um estudo observacional, realizado de forma presencial, no período de 4 a 5 de dezembro de 2014, com o objetivo de avaliar e comparar a segurança contra incêndios no Setor de Saúde de um órgão público da cidade de Curitiba em relação à Norma Regulamentadora 23. Foram feitos registros fotográficos para armazenar os dados observados. Posteriormente, efetuou-se a comparação destes dados

com os itens contidos na NR 23 e redigida uma solicitação de melhorias à administração local. Os itens não mencionados no Setor de Saúde avaliados estão em conformidade com a legislação ou não existem, como por exemplo, escadas, ascensores e portas corta-fogo, por estar localizado no andar/piso térreo.

Resultados

De acordo com a NR 23, iniciou-se o levantamento das características dos espaços para a montagem do quadro comparativo pelas saídas.

Com relação às saídas, observou-se que o EAS avaliado possui apenas uma saída, com largura da porta inferior ao preconizado na Norma e sentido de abertura em desconformidade com o proposto na NR 23, como pode ser observado na Tabela 1.

Tabela 1: Comparação entre o que preconiza a NR 23 com relação às saídas e o EAS avaliado.

Saídas (item da NR)	NR 23	EAS avaliado
23.2	Dispor de saídas em número suficiente	1 saída
23.2.1	Largura mínima 1,20m	Largura de 0,80m
23.2.2	Sentido de abertura da porta deve ser para o exterior	Abertura para o interior

Quanto ao combate ao fogo, a NR 23 preconiza que deve haver equipe treinada para acionar o sistema de alarme, chamar imediatamente o Corpo de Bombeiros, desligar máquinas e aparelhos elétricos quando não envolver riscos adicionais e atacar o fogo o mais rápido possível pelos meios adequados. No EAS avaliado, há brigadistas treinados no local para realizar essas operações.

Em relação aos exercícios de alerta, o item 23.8 da NR 23 preconiza que os exercícios de combate ao fogo deverão ser feitos periodicamente. Na instituição em análise, os brigadistas são treinados anualmente mas não há treinamento coletivo no caso de um incêndio real.

A NR 23 estabelece que há quatro classes de fogo: Classe A (tecidos, madeira, papel, fibra), Classe B (óleos, graxa, vernizes, gasolina), Classe C (equipamentos elétricos energizados) e Classe D (elementos pirofóricos, como magnésio, zircônio e titânio).

O EAS avaliado possui produtos que fazem parte das Classes A, B e C, mas não possui produtos da Classe D.

A NR 23 estabelece que nos estabelecimentos de riscos médios a elevados deve haver um sistema de

alarme capaz de dar sinais perceptíveis em todos os locais da construção. Não existe sinal sonoro no Setor de Saúde Ocupacional avaliado.

De acordo com a NR 23, os extintores devem estar de acordo com as normas do INMETRO e possuir uma ficha de controle de inspeção presa no seu bojo com data em que foi carregado, data para recarga e identificação. Ainda, os extintores portáteis podem ser do tipo espuma, extintor de CO₂, extintor de pó químico e extintor de água pressurizada.

No EAS avaliado, são utilizados os extintores tipo espuma e de pó químico e esses estão em conformidade com as normas do INMETRO e possuem ficha de controle adequada.

Segundo a NR 23, independente da área ocupada, deverá existir pelo menos dois extintores para cada pavimento em local de fácil visualização, de fácil acesso e onde haja menos probabilidade de o fogo bloquear o seu acesso. No EAS avaliado, esses itens estão em conformidade.

A NR 23 especifica alguns aspectos com relação aos locais, sinalização e fixação dos extintores.

A Tabela 2 mostra essas especificações e as compara com as existentes no EAS avaliado.

Observa-se que há uma discrepância entre o que preconiza a NR 23 e o EAS avaliado com relação à demarcação dos locais dos extintores, mas que não prejudica a localização do equipamento. No entanto, a fixação dos extintores está em desacordo com a NR 23.

Tabela 2: Comparação entre o que preconiza a NR 23 com relação aos locais, identificação e fixação dos extintores e o EAS avaliado.

Extintores (item da NR)	NR 23	EAS avaliado
Locais (23.17.2)	Os locais destinados aos extintores devem ser sinalizados por um círculo vermelho com bordas amarelas.	Os locais são demarcados com um quadrado vermelho com borda amarela
Identificação (23.17.3)	Deverá ser pintada de vermelho uma larga área do piso embaixo do extintor (1m X 1m)	Existe um quadrado vermelho com bordas amarelas de +/- 1m/1m
Fixação (23.17.4)	Os extintores não deverão ter sua parte superior a mais de 1.60 m acima do piso.	Os extintores estão a uma altura de 1,70 cm do chão.

Discussão

Após a avaliação presencial do EAS em análise e efetuada a comparação com o conteúdo da Norma Regulamentadora 23, conclui-se que o Setor de Saúde Ocupacional está em conformidade parcial com a

mesma.

Algumas melhorias serão sugeridas pois, em relação à abertura de porta, dimensão e indicações de saída, o setor não está em conformidade com a NR 23, dificultando a evacuação dos trabalhadores em situação de emergência. Ainda, a fixação dos extintores em desacordo com a NR 23, dificulta a utilização do equipamento por pessoas de baixa estatura.

É de extrema importância alertar os administradores para a importância da reciclagem anual para os brigadistas e também simulações de incêndios para que os trabalhadores deste órgão público tenham consciência e conhecimentos para reagirem, se ocorrer algum princípio de incêndio.

Referências

- [1] BRASIL. Ministério do Trabalho e Emprego. Fiscalização em Segurança e Saúde no Trabalho. Disponível em: <http://portal.mte.gov.br/seg_sau/resultados-da-fiscalizacao-em-seguranca-e-saude-no-trabalho-brasil-2010.htm>, acesso em 02/12/14.
- [2] BRASIL, Ministério do Trabalho e Emprego NR 23- Proteção contra Incêndio. Publicação D.O.U. Portaria SIT n.221 de 06 de maio de 2011. Disponível em portal.mte.gov.br/data/files/nr23_atualizada_2011.pdf acesso em 8 de dezembro de 2014.
- [3] Manuais de Legislação Atlas. Segurança e Medicina do Trabalho. 57ª edição. São Paulo: Editora Atlas, 2005.

O USO DE FERRAMENTAS DE QUALIDADE E DE ENGENHARIA DE FATORES HUMANOS PARA APLICAÇÃO PRÁTICA DO HFMEA

M. C. A. de Sousa*, M. I. P. de Freitas** e S. S. Muhlen*

*DEB/FEEC e CEB-UNICAMP, Campinas, Brasil

**FENF-UNICAMP, Campinas, Brasil

e-mail: micheleng.bio@gmail.com

Resumo: A *Healthcare Failure Mode and Effect Analysis* (HFMEA) é uma ferramenta composta de cinco etapas que faz uso de uma equipe multidisciplinar para avaliar proativamente um processo de saúde. Embora a HFMEA seja uma ferramenta eficiente para diagnosticar problemas ocultos no sistema, ela requer um foco profundo e detalhado sobre os modos de falha do sistema, não sendo indicado aplicá-la em processos com escopo amplo ou em sistemas muito simples. Na busca de auxiliar gestores com dificuldades para pôr em prática as etapas propostas pela HFMEA, este estudo tem por objetivo descrever como as ferramentas da qualidade e de fatores humanos podem contribuir para diagnosticar os modos de falha e suas causas em um setor hospitalar. Após a utilização dos passos da HFMEA em conjunto com as ferramentas citadas acima é possível mapear os processos e subprocessos de maneira precisa, facilitando a visão da equipe multidisciplinar quanto às atividades que serão analisadas, auxiliar os gestores e supervisores na condução e planejamento das reuniões que terão uma abordagem mais prática e participativa.

Palavras-chave: Gerenciamento de Risco, HFMEA, Segurança do paciente, Ferramentas de Fatores Humanos e Ferramentas da Qualidade.

Abstract: *The Healthcare Failure Mode and Effect Analysis (HFMEA) is a composite tool of five steps using a multidisciplinary team to assess proactively a healthcare process. Although HFMEA is an efficient tool to diagnose hidden problems in the system, it requires a thorough and detailed focus on system failure modes. It is not possible to apply it in cases with broad scope or very simple systems. Aiming to assist managers facing difficulties to practice the steps proposed by HFMEA, this study describes how quality tools and human factors can contribute to diagnose the failure modes and their causes in a hospital sector. After using the HFMEA steps together with the tools above one can accurately map the processes and sub-processes facilitating the vision of the multidisciplinary team and the activities that will be analyzed, as well as assist managers and supervisors in conducting and planning meetings with a more practical and participatory approach.*

Keywords: Risk Management, HFMEA, Patient Safety, Tool Human Factors and Quality Tools.

Introdução

O gerenciamento de risco é definido por Main [1] como o conjunto de práticas sistematizadas que têm por objetivo reduzir os riscos que podem causar eventos adversos para um nível aceitável ou tolerável. Existem ferramentas reativas que estudam os eventos adversos já ocorridos, como a *Root Cause Analysis* (RCA), e ferramentas ativas que analisam os eventos adversos antes de sua ocorrência, como a *Preliminary Risks Analysis* (PRA) e a *Healthcare Failure Mode and Effect Analysis* (HFMEA).

A HFMEA foi desenvolvida especificamente para a área da saúde, dispensando adaptação. Ela é uma metodologia de gerenciamento de risco ativa composta de cinco etapas, aplicada por uma equipe multidisciplinar para avaliar proativamente e qualitativamente um processo de saúde. A equipe utiliza o mapa de processos, a matriz de classificação de risco e uma árvore de decisão para identificar e avaliar vulnerabilidades e potenciais de falha. Dessa forma as vulnerabilidades são avaliadas não só pela frequência de ocorrência, mas também pela severidade potencial e a facilidade com que elas podem ser detectadas e interceptadas antes de causar danos [2].

Apesar de ser uma ferramenta muito útil para a análise de risco em saúde, ela não se aproxima da realidade dos profissionais que atuam diretamente nos serviços por ser uma análise teórica. Além disso, as etapas não são detalhadas de maneira prática e interativa, o que limita a possibilidade de ser selecionada por equipes que não possuem muita familiaridade com o processo ou que exercem outras atividades em paralelo ao gerenciamento de risco nos serviços de saúde. Neste sentido, o uso de ferramentas que ajudem nestes impasses é útil na aplicação das cinco etapas da HFMEA.

As ferramentas de fatores humanos permitem analisar aspectos do comportamento e desempenho humano, fisiologia, cronobiologia, tomada de decisões e processos cognitivos, assim como o projeto dos equipamentos, medições e movimentos do corpo, comunicações e os suportes lógicos dos computadores, entre outros [3]. Moura [4] confirma esta percepção, e relata que as ferramentas de gerenciamento de qualidade são utilizadas para medir, analisar e propor soluções de problemas que interferem no desempenho dos processos organizacionais.

Em decorrência do acesso e da praticidade das ferramentas mencionadas acima, este estudo tem por objetivo descrever como o uso das ferramentas da engenharia de fatores humanos e da qualidade podem viabilizar a aplicação da HFMEA em serviços de saúde.

Materiais e métodos

A aplicação da HFMEA neste estudo se baseia nas etapas propostas por DeRosier [2] (fluxograma abaixo) e tem como diferencial a utilização simultânea de ferramentas de qualidade e engenharia de fatores humanos.



Etapa 1: O profissional responsável por conduzir a gestão de risco (facilitador), deve estar familiarizado com parâmetros que envolvem desde o mapeamento das atividades, planejamento prévio das reuniões até as especificidades da ferramenta HFMEA, pois ele será o responsável por conduzir todas as etapas seguintes. Para essa familiarização deve-se utilizar a técnica de engenharia de fatores humanos *shadowing* [3], com o objetivo de observar os postos de trabalho de maneira incógnita e coletar informações importantes para identificar possíveis fontes de risco e certificar-se da escolha adequada do escopo. A seguir, os responsáveis pelo setor (direção e supervisão) são convidados a conhecer a proposta do trabalho, com a finalidade de estabelecer uma parceria e evitar indisposições futuras entre os membros. Recomenda-se redigir um ofício com o intuito de formalizar as atividades a serem realizadas no setor, os recursos necessários e enfatizar os princípios éticos associados.

Etapa 2: A composição da equipe multidisciplinar deve ser orientada pelos seguintes critérios:

- Número de integrantes grande o suficiente para incorporar diversidade de visões, mas limitado para evitar o excesso de conflitos interpessoais e facilitar a produção de ideias.
- Recomenda-se sete pessoas, de acordo com o perfil proposto por Main [1], sendo dois trabalhadores do serviço em análise que tenham familiaridade com o processo; dois diretores para atuarem como consultores internos e externos do serviço; um especialista em gerenciamento de risco para descrever as peculiaridades qualitativas no decorrer da análise e por fim um representante da área em que o processo é afetado, para garantir uma revisão crítica das vulnerabilidades potenciais que o serviço possa envolver.

- Cada participante assina um Termo de Consentimento Livre e Esclarecido elaborados com a finalidade de informar os objetivos da aplicação da ferramenta, a função e os princípios éticos associados.

Etapa 3: O mapeamento dos processos deve ser elaborado de acordo com a técnica de modelagem de processos hierárquicos descrita em Gonçalves [5]. Esta opção é decorrente da inexistência de método específico na descrição de DeRosier [2], e por permitir categorizar processos e subprocessos. Para isso, revise o início, o meio e o fim dos procedimentos do pelo setor.

Etapa 4: A Análise de Perigos é um dos resultados das reuniões da HFMEA. Nesta etapa são definidas as atividades do facilitador nas reuniões, como segue abaixo:

- Elaborar o cronograma das reuniões levando em consideração a agenda de cada membro da equipe para evitar faltas;
- Traçar os objetivos, os recursos necessários e os métodos para alcançá-los;
- Convocar os membros da equipe multidisciplinar;
- Criar um sistema de comunicação (por exemplo, e-mail) para enviar os relatórios e avisos;
- Definir o local das reuniões HFMEA (o mais próximo possível do local de atuação);
- Assegurar a existência de recursos como *data show*, lousa e computador;
- Providenciar a impressão de documentos;
- Planejar as reuniões definindo previamente o que vai ser feito em cada uma delas de acordo com as realidades do estabelecimento e o tempo disponível da equipe, com o propósito de evitar que as reuniões excedam o tempo previsto de duração.

Em cada reunião aborda-se uma coluna da matriz HFMEA a fim de garantir que a análise ou os parâmetros não sejam confundidos. Para garantir um *feedback* de cada reunião, um questionário individual é preenchido pelo integrantes da equipe multidisciplinar.

1ª Reunião: Sensibilize a equipe. Busque recursos audiovisuais como filmes, *slides* e *folders* autoexplicativos e motivacionais a fim de cativar os membros, e apresentar a eles a ferramenta HFMEA.

2ª Reunião: Apresente a descrição gráfica do processo. Para diagnosticar os modos de falha utilize a técnica de *brainstorming*, onde cada integrante anota os possíveis modos de falha associados ao processo e/ou procedimento em análise em um papel autoadesivo (“post it”) colando-o em um quadro, como mostrado na Figura 1.

3ª Reunião: Se forem descobertos muitos modos de falha na reunião anterior, recomenda-se classificá-los utilizando o diagrama de Ishikawa. Em uma cartolina, desenhe o diagrama de Ishikawa e cole os “post it” dos modos de falha, caracterizando-os quanto à sua ‘classificação 6M’ (Método, Matéria prima, Mão de obra, Máquina, Medida e Meio ambiente) que podem ser adaptados de acordo com o estudo (Figura 2).



Figura 1: Brainstorming utilizando “post it”.

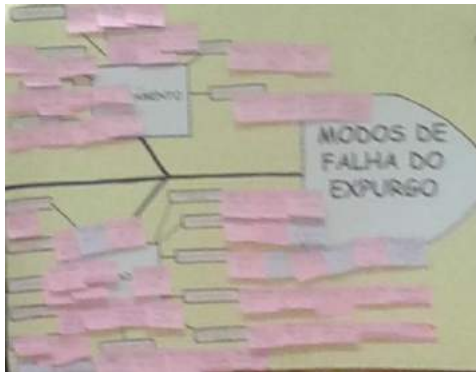


Figura 2: Diagrama de Ishikawa usando “post it”.

4ª Reunião: Imprima a planilha HFMEA preenchida com os modos de falha e as causas potenciais associadas, adicione o campo ‘severidade’ para que os membros possam classificar. Providencie quatro cores de etiqueta e peça à equipe que defina os critérios de severidade.



Figura 3: Classificação dos modos de falha por severidade.

5ª Reunião: Imprima a planilha HFMEA preenchida com os modos de falha e as causas potenciais associadas, adicione o campo ‘probabilidade de ocorrência’ para que os membros possam classificar. Peça à equipe que defina os critérios de probabilidade de ocorrência de acordo com a frequência com que os eventos adversos costumam ocorrer no setor, e os classifique.

6ª Reunião: Após a pontuação pela Matriz de Risco, utilize a Árvore dos Modos de Falha para determinar os

modos de falha que devem prosseguir para a quinta etapa. Questionar a equipe sobre a eliminação, controle ou aceite dos modos de falha potenciais.

7ª Reunião: Determinar o(s) procedimento(s) corretivo(s) para cada um dos modos de falha potenciais. A seguir aplicar as soluções de melhoria e definir os responsáveis pela supervisão e avaliação de cada procedimento de melhoria ou mudança.

8ª Reunião: Reunir a equipe e apresentar os resultados.

Etapa 5: Aplicar ações e medir as melhorias de acordo com a HFMEA. Isto pode ser feito como o Ciclo de Deming (ou PDCA *Plan-Do-Check-Act*) que é uma metodologia utilizada para controle de melhoria contínua de processos. Além disso, deve-se elaborar uma proposta de ações e medidas de redução de risco para o escopo escolhido com base na literatura e sugestões da equipe multidisciplinar, e entregar ao responsável do setor.

Resultados

Depois de ter aplicado as técnicas descritas acima em um Centro de Material e Esterilização hospitalar, com oito reuniões de 1:30 hs de duração cada. Logo após as reuniões iniciais foram identificados 89 modos de falha e 262 causas potenciais. Tal fato só foi possível através da utilização da técnica de brainstorming. Devido ao grande número de modos de falha encontrados e suas causas potenciais, optou-se por classificá-los utilizando o diagrama de Ishikawa. O gráfico a seguir ilustra a porcentagem de modos de falha encontrados de acordo com esta classificação (Figura 4).



Figura 4: Gráfico de classificação dos modos de falha encontrados nas reuniões HFMEA.

Por fim, os modos de falha foram classificados quanto a sua probabilidade de ocorrência (frequência = 4,3,2 ou 1) e severidade (periculosidade = 4,3,2 ou 1). Dos 262 modos de falha e suas causas encontradas, 153 foram caracterizados como intoleráveis por significarem alta probabilidade de risco tanto para os colaboradores quanto para os pacientes (em vermelho), 87 foram classificados como toleráveis (em amarelo) e 22 aceitáveis (em verde) como mostra a Figura 5 a seguir:



Figura 5: Gráfico de classificação dos modos de falha e suas causas potenciais de acordo com a Matriz de Pontuação de Risco.

Discussão

Uma vez que as etapas de aplicação propostas pela técnica HFMEA não descrevem especificamente como cada atividade deve ser executada, isso representa uma dificuldade em administrar o tempo e o planejamento de cada reunião. Por exemplo, para elaboração da primeira etapa, se o gestor de risco não estiver familiarizado com o processo de análise, o escopo não será devidamente estabelecido, o que pode comprometer as etapas seguintes.

Por outro lado, durante as reuniões percebe-se uma grande resistência da equipe ao participar das análises e muitos apresentam medo na hora de falar e conversar a respeito dos modos de falha. Neste caso o planejamento prévio somado à técnica de *brainstorm* contribuiu para a participação ativa da equipe multidisciplinar, ao contrário dos estudos descritos por Maul [8] que relatam a falta de interesse da equipe durante as reuniões.

O principal diferencial deste estudo é tornar a metodologia HFMEA acessível mesmo para aqueles que não a conhecem, o que representa uma contribuição prática considerável para o gestor/facilitador. Não se trata, pois, de criar ou introduzir um novo conceito, mas sim facilitar o seu uso. Sabe-se que são muitos os desafios encontrados pelos gestores dos serviços de saúde, principalmente quando se comprometem a promover programas de gerenciamento de risco. E uma vez iniciado o processo de mapeamento de eventos adversos nota-se certa insegurança da equipe ao realizar as atividades que podem estar associadas à cultura de culpa.

Embora os impactos negativos impostos por reuniões formais e cansativas tenham sido reduzidos em função do planejamento prévio associado às dinâmicas envolvidas, durante a análise ainda houve algumas faltas em decorrência dos compromissos de membros da equipe no hospital.

Por fim esta proposta facilitou o engajamento dos membros da equipe multidisciplinar e permitiu a realização de encontros com menor duração, mas não interferindo no diagnóstico das vulnerabilidades associadas à ferramenta HFMEA.

Conclusão

Após a utilização dos passos da HFMEA em conjunto com as ferramentas de qualidade e de fatores humanos em um Centro de Materiais e Esterilização de um hospital de grande porte foi possível mapear os processos e subprocessos de maneira precisa, facilitando a visão da equipe multidisciplinar quanto às atividades analisadas, auxiliar os gestores e supervisores na condução e planejamento das reuniões que resultaram numa abordagem mais prática e participativa.

Por fim, a otimização prática da metodologia HFMEA realizada por esse estudo permite que gerentes de processos das unidades de saúde que não possuam familiaridade com a técnica, mas que desejam incorporar rotinas seguras e diagnosticar de maneira preventiva possíveis situações de risco utilizem-na como ferramenta a fim de obter a segurança dos pacientes e da equipe de colaboradores.

Agradecimentos

À CAPES pelo apoio financeiro.

Referências

- [1] Main BW. Risk assessment: a review of the fundamental principles. *Professional Safety*. 2004; 49(12):37-47.
- [2] Derosier J, Stalhandske E, Bagian JP, Nudell T. Using Healthcare Failure Mode and Effect Analysis: the VA National Center for Patient Safety's prospective risk analysis system. *Jt Comm J Qual Improv*, 2002; 28(5):248-67. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/12053459>>.
- [3] Annett J, Stanton NA. (Eds.) *Task Analysis*. London: Taylor & Francis; 2000.
- [4] Moura EC. *As sete ferramentas gerenciais de qualidade: implementando a melhoria contínua com maior eficácia*. São Paulo: McGraw-Hill; 1994.
- [5] Gonçalves JEL. Processo, que processo? *Revista de Administração de Empresas*. 2000; 40(4):8-19. Disponível em: <<http://www.scielo.br/pdf/rae/v40n4/v40n4a02>>.
- [6] Ahmed K, Khan N, Khan MS, Dasgupta, P. Development and content validation of a surgical safety checklist for operating theatres that use robotic technology. *BJU Int*. 2013; 111(7):1161-74. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/23601155>>.
- [7] Quattrin R, Santarossa A, Palese A, Brusaferrò S. Application of a proactive method of risk analysis in communication among health personnel in an Italian medicine ward. *Ann Ig*. 2009; 21(5): 423-36. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/20058534>>.
- [8] Maul L, Regenstein M, Andres E, Wright R, Wynia MK. Using a risk assessment approach to determine which factors influence whether partially bilingual physicians rely on their non-English language skills or call an interpreter. *Jt Comm J Qual Patient Saf*. 2012; 38(7):328-36. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/22852193>>.

APLICAÇÃO DE MÉTODO MULTIPARAMÉTRICO COMO AUXÍLIO À AVALIAÇÃO DE NECESSIDADE DE SUBSTITUIÇÃO DE EQUIPAMENTOS MÉDICO-HOSPITALARES

M. A. Marciano *, E. K. Souza**

*Hospital Moinhos de Vento, Porto Alegre, Brasil

** Hospital Moinhos de Vento, Porto Alegre, Brasil

e-mail: marcelo.marciano2000@gmail.com

Resumo: Os equipamentos médico-hospitalares (EMH) são cada vez mais determinantes e essenciais na medicina moderna e no atendimento médico e hospitalar. Para que os EMH contribuam de forma efetiva e para que as organizações de Saúde os utilizem de maneira mais produtiva, há necessidade de se realizar a gestão do ciclo de vida dos mesmos. Um fator decisivo neste ciclo de vida é saber quando um equipamento deve ser substituído. É observada a ausência de métodos definidos e claros destinados auxiliar a engenharia clínica e a direção hospitalar, na decisão e priorização de quais EMH necessitam ser substituídos. Este trabalho, uma aplicação prática em um parque de equipamentos. Como resultado, foi obtido a classificação dos EMH quanto à priorização de substituição no que tange a diversidade, quantidade e custos dos equipamentos indicados a serem substituídos. A aplicação deste método pode contribuir com aumento da qualidade do parque instalado e no planejamento orçamentário de investimentos do hospital.

Palavras-chave: Priorização de Substituição, Método Multiparamétrico, Equipamento Biomédico.

Abstract: *The medical equipment (EM) are increasingly decisive and essential in modern medicine and medical and hospital care. For the EM contribute effectively and to the health organizations to use them more productively, it is necessary to carry out the management of the life cycle of the same. A decisive factor in this cycle of life is to know when a piece of equipment must be replaced. It is observed the absence of defined and clear methods to assist in the clinical engineering and hospital management, in deciding and prioritizing which EM need to be replaced. This work demonstrates a practical application in an equipment park. As a result, the classification of EM as the prioritization of substitution was obtained with respect to diversity, quantity and cost of the equipment shown to be replaced. The application of this method may contribute to increased quality of installed equipment and budget planning of hospital investments.*

Keywords: *s* Prioritization replacement, multiparameter method, Biomedical equipment.

Introdução

Os equipamentos médico-hospitalares (EMH) são cada vez mais determinantes e essenciais na medicina

moderna para auxílio em pesquisa, diagnóstico, monitorização, terapia e suporte à vida dos seres humanos que de alguma forma necessitam do atendimento médico e hospitalar. Os hospitais, por sua vez tornaram-se centros sofisticados de tecnologia [1]. A utilização inadequada de tecnologias pode colocar em risco os usuários e a efetividade das organizações de Saúde. Para que os EMH contribuam de forma efetiva e para que as organizações de Saúde os utilizem de maneira mais produtiva, há necessidade de se realizar a gestão do ciclo de vida dos mesmos. O ciclo de vida dos equipamentos é dividido em fases, na seguinte sequência: Inovação, Difusão Inicial, Incorporação, Utilização em larga escala e Abandono/Substituição [2].

Um fator decisivo neste ciclo de vida é saber quando um EMH deve ser substituído (para evitar ineficiências, indisponibilidade, riscos aos pacientes, etc.). Outros motivos de necessidade de substituição podem ser o alto custo de operação, a obsolescência, ou inadequação para atender a demanda [3]. Os equipamentos podem ser classificados em dois grupos, os de eficiência decrescente e vida útil previsível (com opções de baixa patrimonial sem substituição, baixa com substituição por equipamento de mesmo tipo e baixa com substituição por equipamento mais eficiente), e os de eficiência constante e vida útil imprevisível [3]. Como é histórico e cada vez mais acentuada a escassez dos recursos financeiros para a área da Saúde, é vital a alocação racional deste recurso, sendo assim, cada vez mais são valorizados os estudos, desenvolvimento de metodologias e ferramentas para definir o custo de vida útil das tecnologias, com intuito de evitar que os critérios subjetivos sejam utilizados no processo decisório [4].

Por alguns fatores, como o qual as tecnologias tendem a ser acumulativas e não substitutivas, é complexo definir critérios de obsolescência da tecnologia médica [5]. Diante de tal complexidade, é observada a ausência de métodos definidos e claros na literatura, bem como a aplicação destes métodos e critérios para auxiliar a engenharia clínica e a direção hospitalar, na decisão de quais equipamentos médico-hospitalares (EMH) necessitam ser substituídos.

Este trabalho vem demonstrar uma alternativa de método, aplicação prática e como objetivo principal apresentar uma classificação dos EMH quanto a priorização de substituição, como consequência da avaliação de obsolescência do parque tecnológico em

utilização no hospital. Para auxiliar a direção no que tange a diversidade, quantidade e custos dos EMH indicados a serem substituídos, pelo critério de obsolescência. O método utilizado nesta aplicação prática foi o Multiparamétrico desenvolvido em 1992 e aplicado a primeira vez no *St. Luke Medical Center* à uma gama de cinco tipos diferentes de equipamentos, como balão intra-aórtico, ECG, desfibrilador, incubadora neonatal e esteira ergométrica, totalizando 146 equipamentos [6]. A opção por este método foi devido entender que o mesmo abrange uma diversidade de parâmetros ou atributos, de pontos de vista técnico, econômico-financeiro, médico-assistencial. Na avaliação do ciclo de vida dos EMH, é relevante a importância da observação pelo prisma do fabricante e usuário médico-assistencial [7]. Este método proposto possui formulação clara e objetiva e permite aplicar a uma diversidade e quantidade de EMH, que é uma das premissas deste trabalho. Por ser composto de atributos quantitativos e qualitativos, e assim ampla cobertura de critérios de avaliação, torna-se atraente a aplicação. Além de relacionar prática e experiência a dados reais [8]. A aplicação deste método pode contribuir com aumento da qualidade do parque instalado e com o planejamento orçamentário de investimentos do hospital. Isto demonstra que o conhecimento adquirido e desenvolvido com pesquisa frequente pelos profissionais da engenharia clínica e a aplicação prática disseminada pode contribuir com a decisão da direção das organizações de Saúde e assim agregar valor de forma mais significativa. Pois profissionais capacitados são essenciais para orientar as decisões das organizações de Saúde [5].

Método

O método aplicado considera quatro grupos de parâmetros para compor as parcelas da equação denominada de VPS (Valor de Prioridade de Substituição), sendo eles: técnico (contribuindo com 40% na equação), de criticidade (que contribui em 20%), econômico-financeiro (cujo peso é de 20%) e parâmetros clínicos (com peso de 20%). Para esta aplicação um dos pré-requisitos é ter a relação do parque de EMH a ser analisado, bem como o histórico de manutenção de cada um.

O primeiro grupo mencionado, demonstrado na tabela 1, é composto por quatro atributos relacionados aos equipamentos, sendo eles o de idade, custo de manutenção (Custo de manutenção-CM foi adaptado neste trabalho para 24% de acordo com a realidade brasileira, pois no trabalho original o CM de referência é 15% considerando os 3 últimos anos em relação ao valor de compra), tempo de parada e fim de apoio do fabricante. Nos quatro atributos, se o EMH analisado tiver uma boa classificação no atributo, ele recebe nota 0, do contrário, recebe 1. Os limites estão descritos na tabela 1.

Tabela 1: Parâmetros Técnicos.

Critério	Regra de Pontuação
Critérios Técnicos	MAN= ID + CM + T + FA
Idade (ID)	ID ≥ 7 anos = 1, ID < 7 anos = 0
Custo de Manutenção (CM)	CM ≥ 24% Equip. novo = 1, CM < 24% Equip. novo = 0
Tempo de Parada (TP)	TP ≥ Tempo de médio de quebra da classe=1, TP < Tempo de médio de quebra da classe = 0,
Fim Apoio do Fabricante (FA)	FA = 1, quando disponível no mercado peças de reposição FA = 0, quando não houver disponibilidade no mercado de peças de reposição

A idade do equipamento foi contabilizada utilizando dados fornecidos pelo setor de contabilidade da instituição, o custo de manutenção e o tempo de parada do equipamento foram adquiridos pelo software de gerenciamento de ativos. Para o critério fim de apoio do fabricante, foi utilizado como referência o comunicado formal emitido pelos fabricantes.

O segundo grupo mencionado, demonstrado na tabela 2, é composto por um único atributo, o de função do equipamento. Neste atributo, o EMH é enquadrado em uma das quatro classificações, de acordo com a função, conforme tabela 2.

Tabela 2: Criticidade do EMH

Critério	Regra de Pontuação
Criticidade do EMH (FUN)	FUN
Suporte a vida	FUN = 4
Terapia	FUN = 3
Diagnóstico/monitoração	FUN = 2
Análise/Apoio/auxiliar	FUN = 1

Em relação a criticidade, o equipamento foi classificado de acordo com a aplicação/função do mesmo.

O terceiro grupo, demonstrado na tabela 3, é composto por dois atributos, sendo eles o de aumento de faturamento e o de redução de custo. Nos dois atributos, se a substituição do EMH analisado tiver como consequência o aumento do faturamento ou a redução de custo, ele recebe pontuação 1.

Tabela 3: Parâmetros Econômico-Financeiro

Critério	Regra de Pontuação
Parâmetros Econômico Financeiros	Custo Benefício (CBN) = AF + RC
Aumento do faturamento (AF)	AF = 1, Se Equip. substituto proporcionar maior faturamento, AF = 0, Se Equip. substituto não produzir maior faturamento

Redução do Custo (RC)	RC=1, Se Equip. substituto proporcionar redução no custo ligado a operação e ou manutenção,
	RC = 0, Se Equip. substituto não proporcionar redução no custo ligado a operação e ou manutenção

Para classificar ou pontuar o equipamento no parâmetro econômico-financeiro foi necessário saber por qual tecnologia o referido equipamento em análise poderia ser substituído. E também ter conhecimento se a substituição poderia trazer redução de custo ou aumento do faturamento. Se positivo, a pontuação de cada um dos dois atributos mencionados seria 1, conforme tabela 4.

Tabela 4: Parâmetros Clínicos-Segurança

Critério	Regra de Pontuação
Parâmetros Clínicos e Segurança	Eficácia Clínica e preferência $EFC = MT + PU + AP$
Melhoria no tratamento (MT)	MT = 1, se EMH oferecer melhora no tratamento
	MT = 0, se EMH não oferecer melhora no tratamento
Preferência do usuário (PU)	PU = 2, Caso a preferência do usuário seja grande pela troca do equipamento
	PU = 1, Caso a preferência do usuário seja média
	PU = 0, Caso não haja preferência pela troca
Aumento da padronização (AP)	AP = 1, Se Equip. substituto proporcionar aumento da padronização entre os EMH,
	AP = 0, Se Equip. substituto não aumentar a padronização entre os EMH

Neste grupo de parâmetros, foi necessário saber se o substituto do equipamento em avaliação poderia ser mais eficiente, aumentar a padronização ou ter a preferência do usuário. Esta classificação foi realizada com apoio dos gestores assistenciais e médicos das áreas que os referidos equipamentos analisados estavam alocados.

Após preenchimento de todos os parâmetros enumerados neste método foi aplicada a fórmula 1 demonstrada a seguir para obtenção de uma pontuação final ou escore, denominada de Valor de Prioridade de Substituição (VPS). Esta fórmula considera um peso ou percentual para cada grupo de parâmetros avaliados.

$$VPS = 0,4.MAN + 0,2.FUN + 0,2.CBN + 0,2.EFC \quad (1)$$

Para apoio a classificação quanto a Priorização de Substituição há neste método uma escala de decisões, conforme demonstrado a seguir na tabela 5:

Tabela 5: Classificação quanto a Priorização de Substituição

Critério	Regra de Pontuação
Manter em operação	$VPS < 1$
Reavaliar condição do equipamento nos próximos 12 meses	$1 \leq VPS \leq 1,2$
Substituir nos próximos 24 meses	$1,3 \leq VPS \leq 1,6$
Substituir nos próximos 12 meses	$VPS \geq 1,7$

Uma planilha eletrônica foi utilizada como ferramenta para aplicação deste método em um hospital privado, sem fins lucrativos, que possui em torno de 400 leitos e base instalada de aproximadamente 4.500 equipamentos médico hospitalares.

Resultados

Por meio da aplicação do Método Multiparamétrico foi possível conhecer e visualizar um panorama geral de substituição, quais equipamentos devem ser mantidos em operação sem nenhuma restrição, quantos devem ser mantidos em operação, mas com reavaliação nos próximos 12 meses (208 EMH) e quantos devem ser substituídos entre os próximos 12 (81 EMH) e 24 meses (164 equipamentos), conforme demonstrado na figura 1.

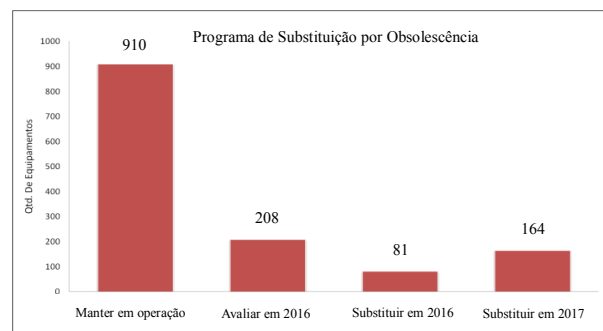


Figura 1: Panorama Geral de Substituição

Ainda foi possível identificar quais tipos e quantidades de equipamentos devem ser priorizados, visualizar a diversidade priorizada por centro de custos e informar à direção uma estimativa de recursos financeiros necessários a investir nas substituições.

Outra análise passível de realizar é a verificação da classificação parcial referente aos grupos de parâmetros técnicos, econômico financeiros e clínicos que determinado EMH estava graduado com resultado parcial. Este prisma de análise auxilia no entendimento de quais são os parâmetros que determinado equipamento está pior qualificado.

Discussão

As organizações de Saúde, por meio dos serviços de engenharia clínica necessitam ter um controle efetivo dos

EMH de sua propriedade. A utilização de um software de gestão do ciclo de vida dos EMH permite ter registro de todo histórico de manutenção. O conhecimento de dados e informações é um pré-requisito para lançar mão do uso de métodos de avaliação de tecnologias.

O método multiparamétrico, com a abrangência de critérios demonstrada, pode ser uma alternativa prática de executar para avaliar a Priorização de Substituição de um grande espectro de tipos de EMH. A continuidade de aplicação deste método, adequações de atributos e forma de aplicação, principalmente dos subjetivos, são passíveis de refinamento e ajustes.

Como também há necessidade de implantar a automação do resultado, após modelagem, simulação e determinação das equações e tipo de ferramenta computacional a ser utilizada.

Tanto o método quanto os resultados desta aplicação prática, foram totalmente aceitos pela alta direção, pelas gerências, coordenadores, gestores e equipe multiprofissional responsável pela avaliação dos investimentos hospitalar.

A lista de EMH com prioridade de substituição, advinda da avaliação da obsolescência do parque tecnológico foi a base da planilha de investimentos em equipamentos biomédicos. Outros EMH compuseram a lista, mas advindos de outras necessidades do hospital.

Conclusão

Os serviços de engenharia clínica podem aumentar a atuação nesta frente de avaliação e propor alternativas plausíveis (adequadas, abrangentes, práticas, etc) aos hospitais quanto à utilização de métodos e critérios que possibilitem indicar o momento adequado e a priorização de substituição de um equipamento. Pois, a utilização destes métodos pode contribuir minimamente para a qualidade, disponibilidade, segurança e desempenho das tecnologias. Como também contabilizar os custos atrelados ao ciclo de vida do parque hospitalar, como auxiliar no planejamento orçamentário de investimentos da instituição de Saúde.

Outros tipos de métodos também necessitam ser desenvolvidos, estudados, analisados e aplicados na maior diversidade de EMH (com a avaliação de qual método se aplica melhor a determinada classe de equipamentos) e de maneira mais disseminada nas organizações de Saúde, de forma a contribuir consideravelmente na gestão do ciclo de vida do parque tecnológico instalado.

Referências

- [1] BRONZINO, J. D. *The Biomedical Engineering Handbook*. 2. ed. USA : CRC Press, Inc, 2000.
- [2] KRAUSS-SILVA, L. *Avaliação tecnológica em Saúde: questões metodológicas e operacionais*. Caderno de Saúde Pública, 2006.
- [3] BREHM, Daniel Otto. *Ponto 2: Metodologia e princípios da Análise de Investimentos; Análise de Projetos industriais e substituição de equipamentos;*

Prática instrumental, tabelas, planilhas e calculadoras Financeiras, 2012.

- [4] STIEFEL, R.; RISKALLA, E , “The Elements of a Complete Product Evaluation”, 1995.
- [5] NOVAES, H. M. D. *Produções e avaliações de tecnologias dos sistemas de Saúde: desafios do século XXI*. São Paulo, 40: 133-140, 2006.
- [6] FENNIGKOH, L. *Medical equipment replacement model*. *Journal of Clinical Engineering*, 1992 Jan/Feb; 17(1): 43-47, 1992.
- [7] SANTOS, Francisco; GARCIA, Renato. *Contribuição de metodologia para definição de substituição e incorporação de novas tecnologias na área da Saúde*. II XII Jornadas Internationales de Ingenieria Clínica y Tecnologia Médica (Entre Rios-Argentina). *Anais. Argentina*, p. 27-31, 2008.
- [8] KATZ Z. *Estudo de Metodologias Econômicas e Multiparamétricas Aplicadas à Decisão de Substituição de Equipamentos Médicos*. Dissertação Mestrado em Engenharia Elétrica. FEE UNICAMP, 1998.

PERFIL DE UTILIZAÇÃO DO TRASTUZUMABE NO TRATAMENTO DO CÂNCER DE MAMA POR ANÁLISE DE AGRUPAMENTOS

G.K.Ferraris*, R.T.Almeida* e M.R.Costa**

*Programa de Engenharia Biomédica, Instituto Alberto Luiz Coimbra de Pós-Graduação e Pesquisa de Engenharia, Universidade Federal do Rio de Janeiro, Rio de Janeiro, Brasil

**Faculdade de Farmácia, Universidade Federal do Rio de Janeiro, Rio de Janeiro, Brasil
e-mail: gisellekferraris@peb.ufrj.br

Resumo: Este trabalho teve como objetivo identificar o perfil de utilização do medicamento trastuzumabe no tratamento do câncer de mama feminino no estado do Rio de Janeiro. Foram utilizados os dados registrados no Subsistema APAC-ONCO/SIASUS no período de janeiro a dezembro de 2013, ano de incorporação do trastuzumabe no Sistema Único de Saúde (SUS). Foram utilizadas variáveis dicotomizadas, relacionadas a características do estabelecimento de saúde e do caso clínico. A análise de agrupamentos hierárquica aglomerativa foi realizada com o software estatístico R, utilizando três diferentes métodos de ligação (individual, completo e média) e como medida de similaridade o coeficiente de concordância simples. O número de grupos foi definido pela análise do dendrograma e pelos índices de otimização do número de agrupamentos do pacote *NbClust* do R. Foram analisados 2.257 procedimentos com utilização de trastuzumabe, equivalendo a 2,32% do total de 97.228 procedimentos de quimioterapia para tratamento do câncer de mama. Destes foram identificados 597 casos de câncer, 87% deles tratados na unidade de referência. A análise de agrupamentos identificou três grupos, dos quais o grupo um concentrou casos em estágio avançado que receberam politerapia neoadjuvante; o grupo dois incluiu os casos em estágio avançado tratados com monoterapia adjuvante e com um tempo maior para iniciar o tratamento com trastuzumabe; e o grupo três com casos em estágio inicial tratados com politerapia adjuvante. Os grupos revelaram um perfil de utilização do medicamento orientado pela gravidade dos casos, fornecendo informação relevante para o monitoramento do uso do trastuzumabe no SUS.

Palavras-chave: avaliação de tecnologias em saúde, câncer de mama, trastuzumabe, análise de agrupamentos

Abstract: *The objective of this study is to identify the profile of utilization of the trastuzumab for the treatment of female breast cancer in the State of Rio de Janeiro. The data set was acquired from the information subsystem APAC-ONCO/SIASUS, from January to December of 2013. The study variables, related to clinical and organizational characteristics, were dichotomized. Hierarchical cluster analysis was applied with three different linkage methods (single, complete and average) and with the simple matching coefficient as similarity measurement, using the statistical software*

R. The number of groups was defined by means of the dendrogram and 30 optimal indicators provided by the NbClust package from R. Trastuzumab was used in 2,257 procedures, representing 2.32% of the 97,228 chemotherapy procedures. These procedures corresponded to 597 cases of breast cancer from which 87% were treated in the reference hospital. Three groups were identified by the cluster analysis: the group one included cases in advanced stages of the disease, which were treated with neoadjuvant polychemotherapy. The group two included cases in advanced stages, treated with adjuvant monotherapy and with a longer time to start the trastuzumab therapy. The group three was formed by cases in the early-stages of cancer, treated with adjuvant polychemotherapy. The groups revealed a severity-based profile of the drug's utilization, providing relevant information to assist the monitoring of the use of the trastuzumab in the health system.

Keywords: *health technology assessment, breast cancer, trastuzumab, cluster analysis.*

Introdução

Os medicamentos biológicos foram responsáveis por grandes avanços na terapia anticâncer nas últimas décadas, por serem alvo específicos e com isto terem o potencial de apresentar maior efetividade e menor toxicidade [1]. Esta alvo-especificidade requer a estratificação dos casos de câncer em função da classificação molecular para sua indicação de uso. Um exemplo é o medicamento biológico trastuzumabe (nome comercial Herceptin®), primeira terapia alvo específica para inibir a superexpressão do receptor do fator de crescimento epidérmico humano tipo 2 (HER-2) [2]. Esta superexpressão está presente em cerca de 20 a 25% das mulheres com câncer de mama e está relacionada a um pior prognóstico da doença [3,4].

Em janeiro de 2013, o trastuzumabe foi incluído no rol de procedimentos cobertos pelo Sistema Único de Saúde (SUS), para uso em pacientes com câncer de mama em estágio inicial ou localmente avançado e HER-2 positivo [5]. A utilização do trastuzumabe está condicionada a autorização prévia, que é registrada no Subsistema Autorização de Procedimentos de Alta Complexidade em Oncologia do Sistema de Informações Ambulatoriais do SUS (APAC-

ONCO/SIASUS), com código de procedimento específico [6].

Contudo, apesar dos benefícios da terapia biológica, esta apresenta um custo de tratamento mais elevado, o que impõe a necessidade de avaliar o benefício real para a sociedade e monitorar sua utilização no sistema de saúde. O fato da incorporação do trastuzumabe ser recente dá oportunidade de se avaliar o início do processo de difusão no SUS, o que pode gerar informação relevante para maximizar o seu benefício.

Assim, este trabalho teve como objetivo descrever o perfil de utilização do medicamento trastuzumabe no tratamento de casos de câncer de mama feminina no estado do Rio de Janeiro, no ano de sua incorporação.

Materiais e Métodos

Banco de dados – Foram utilizados os dados referentes aos procedimentos de quimioterapia para tratamento de câncer de mama feminina com utilização de trastuzumabe, registrados no Subsistema APAC-ONCO/SIASUS no estado do Rio de Janeiro entre os meses de janeiro a dezembro de 2013. Esses dados, públicos e de livre acesso, foram coletados do sítio oficial do Departamento de Informática do SUS [7].

Seleção dos casos de câncer – A unidade de observação escolhida foi o caso de câncer, identificado pela combinação do número do Cartão Nacional do SUS da paciente (apresentado de forma criptografada) e a data de diagnóstico do câncer. Como o banco de dados armazena registros de procedimentos, para a análise foi considerado apenas o registro mais antigo de cada caso de câncer com utilização do trastuzumabe.

Seleção das variáveis para caracterização do perfil de utilização – Da base de dados foram selecionadas cinco variáveis: AP_CODUNI (Código Nacional de Estabelecimentos de Saúde da unidade), AP_PRIPAL (código do procedimento principal na lista SUS), AP_NUIDADE (idade do paciente), AQ_DTIDEN (data de identificação patológica do câncer) e AQ_DTINTR (data de início do tratamento autorizado). A variável AP_CODUNI foi dicotomizada nas categorias **Fora da unidade de referência** (0) e **Unidade de Referência** (1); AP_PRIPAL gerou três variáveis binárias – **Estádio**, **Finalidade** e **Terapia**. **Estádio** possui duas categorias: **Inicial** (0, referente aos estádios I e II) e **Avançado** (1, referente ao estágio III). **Finalidade** se dividiu em **Neoadjuvante** (0, quimioterapia utilizada antes de tratamento cirúrgico) e **Adjuvante** (1, após tratamento cirúrgico). **Terapia** possui duas categorias: **Monoterapia** (0, terapia com uso exclusivo de trastuzumabe) e **Politerapia** (1, uso do trastuzumabe em combinação com outros quimioterápicos). Das variáveis AQ_DTIDEN e AQ_DTINTR foi obtido a variável **Tempo para início do tratamento**, a qual foi dicotomizada pelo valor médio (sete meses), gerando assim as categorias: **igual ou menor a sete meses** (0) e **maior que sete meses** (1).

Esse valor médio foi estimado após a retirada de nove casos considerados *outliers*, por apresentarem data de identificação patológica do câncer muito anterior a incorporação do medicamento no SUS.

Análise de agrupamento – A técnica de análise de agrupamentos foi escolhida por permitir a identificação de padrões naturais presentes em um conjunto de dados, pois reúne as observações em grupos com elevada homogeneidade intragrupo e elevada heterogeneidade intergrupo [8]. Foram utilizadas todas as variáveis dicotomizadas, tendo sido analisados três métodos hierárquicos aglomerativos (ligação individual, completa e média), por meio da rotina *hclust* do software estatístico R (versão 3.2.2) [9]. A medida de similaridade escolhida foi o coeficiente de concordância simples, calculado por meio do pacote *ade4* do R, pois o mesmo privilegia os empates (0,0) e (1,1) [10]. Para a definição do número de agrupamentos utilizou-se, além da análise do dendrograma, o pacote *NbClust* do R, que usa até 30 índices com o objetivo de identificar o número ótimo de grupos [11]. Após essa etapa foram realizadas análises descritivas dos grupos formados por todas as variáveis.

Resultados

Dos 97.228 procedimentos de quimioterapia para tratamento do câncer de mama feminina, 2.257 (2,32%) utilizaram o medicamento trastuzumabe, dos quais foram identificados 597 casos. Desses casos, 87% foram tratados na unidade de referência; 64% iniciaram tratamento com trastuzumabe com menos de sete meses de diagnóstico; 75% estavam em estágio avançado; 71% utilizaram politerapia; 53% tiveram tratamento com finalidade neoadjuvante.

O método de aglomeração escolhido foi o de ligação média, por permitir uma distinção melhor dos grupos e possuir um menor nível de fusão.

Dos índices calculados pela função *NbClust* obteve-se os seguintes resultados: nove índices sugeriram quinze grupos, sete sugeriram três grupos, quatro índices sugeriram 10 e 12 grupos, três índices sugeriram sete grupos e apenas uma vez foram sugeridos um, dois e onze grupos.

Optou-se por adotar três grupos para a caracterização do perfil de utilização em função da praticidade na comparação dos grupos e da discriminação dos grupos pelas variáveis analisadas. A Tabela 1 descreve a caracterização dos três grupos pelas variáveis da análise.

O grupo 1 concentra 53% do total de casos, o que equivale a cerca de 58% dos casos tratados na unidade de referência. Esse grupo reúne exclusivamente casos em estágio avançado tratados com politerapia de finalidade neoadjuvante, quase exclusivamente com tempo menor que sete meses para iniciar o tratamento.

Tabela 1: Características dos três grupos obtidos na análise de agrupamento para as variáveis descritivas.

Categorias das variáveis com valor 1	Percentual por Grupo		
	1 (n=317)	2 (n=187)	3 (n=93)
Unidade de Referência	94,6	73,8	89,2
Tempo para início do tratamento > 7 meses	8,8	100,0	0,0
Estádio Avançado	100,0	58,3	26,9
Finalidade Adjuvante	0,0	100,0	100,0
Politerapia	100,0	18,7	76,3

O grupo 2 concentra 31% do total de casos, representando 64% dos casos tratados fora da unidade de referência. Esse grupo reúne exclusivamente casos tratados com terapia de finalidade adjuvante com tempo maior que sete meses para início do tratamento.

O grupo 3 é constituído exclusivamente por casos tratados com terapia adjuvante com um tempo de espera entre o diagnóstico e início do tratamento com trastuzumabe menor que sete meses.

Em relação à idade média das pacientes, os grupos não se diferenciaram, apresentando valores médios iguais a 51,6 anos, 53,5 anos e 54,7 anos para o grupo 1, 2 e 3, respectivamente.

Assim, o grupo 1 se distingue dos demais por reunir apenas casos que receberam tratamento neoadjuvante. Os grupos 2 e 3 se distinguem pelo fato do grupo 2 apresentar casos com maior tempo para início do tratamento com trastuzumabe e em estágio avançado.

Discussão

Este trabalho teve como objetivo descrever o perfil de utilização do medicamento trastuzumabe em seu primeiro ano de incorporação no SUS. A análise de agrupamentos possibilitou a identificação de três grandes grupos, discriminados pelos procedimentos majoritariamente utilizados e conseqüentemente pela gravidade dos casos.

O grupo 1 se caracterizou por reunir casos de maior gravidade, em função da utilização exclusiva de politerapia neoadjuvante em estágio avançado. Esse grupo concentrou cerca de 60% dos casos tratados pela unidade de referência, o Instituto Nacional do Câncer – INCA

O grupo 2 concentrou, majoritariamente, os casos em estágio avançado tratados com monoterapia adjuvante. A gravidade dos casos reunidos nesse grupo pode ser considerada menor que a do grupo 1, pelo uso de monoterapia, e maior que a do grupo 3, por possuir um percentual maior de casos em estágio avançado. O grupo 2 se diferenciou dos grupos 1 e 3 em função de todos os casos possuírem um maior tempo entre o diagnóstico do câncer e o início do tratamento com trastuzumabe. Isso pode ser explicado pelo fato da monoterapia com trastuzumabe ser indicada subsequentemente à politerapia adjuvante [12]. Assim, alguns dos casos do grupo 2, possivelmente, já

realizavam tratamento quimioterápico e com a incorporação do trastuzumabe ocorreu a mudança para o novo esquema terapêutico. No grupo 2 também se concentraram cerca de 65% dos casos tratados fora de unidade de referência.

O grupo 3 reuniu casos em estágio inicial tratados com politerapia adjuvante, caracterizando-se por um perfil de menor gravidade da doença.

Esses achados são coerentes com o protocolo do Ministério da Saúde [5] no qual os procedimentos foram definidos pelo perfil clínico da doença a ser tratada. O elevado percentual de casos em estágio avançado (75%) se refletiu na utilização da terapia de finalidade neoadjuvante, adotada como padrão nos casos de doença avançada ou quando se deseja realizar cirurgia conservadora [12].

No primeiro ano de incorporação do medicamento foi ainda observado um percentual de utilização (2,32%) muito aquém do teto de 30%, estimado pelo Ministério da Saúde [5]. Além disso, 87% dos casos foram tratados na unidade de referência, cujo percentual médio de utilização de procedimentos de quimioterapia é de 60% [13]. Esses resultados podem ser decorrentes da diversidade organizacional e de infraestrutura das unidades de saúde, uma vez que a autorização de uso do trastuzumabe exige a realização de dois exames [5]. Cabe destacar que um desses exames requer laboratório de genética molecular para a sua realização, o que vai exigir maior infraestrutura ou organização mais complexa das unidades.

Além disso, Borges [14] ao estudar falhas durante a coleta e realização do exame de imunohistoquímica, utilizado para quantificar a superexpressão de HER-2, sugeriu que estas falhas seriam responsáveis pela não detecção da amplificação de HER-2. Assim, pacientes com superexpressão de HER-2 poderiam estar sendo erroneamente diagnosticados e, conseqüentemente, não recebendo indicação para o tratamento com trastuzumabe.

Finalmente, cabe considerar que os dados utilizados neste estudo são oriundos de uma base de dados secundários, sujeita a variação na qualidade do registro e que, neste caso, tem o agravante de conter registros do ano de incorporação do procedimento no sistema. Assim, os achados devem ser considerados com cuidado, pois podem não refletir o todo da produção de procedimentos no sistema.

Apesar das limitações do estudo, os achados fornecem um perfil da utilização da tecnologia no primeiro ano de uso, informação relevante para identificar potenciais barreiras à utilização do medicamento. Além de serem a base para se compreender o processo de difusão do medicamento no SUS.

Agradecimentos

Os autores agradecem a CAPES pela bolsa de mestrado da primeira autora.

Referências

- [1] Pina PD, Vizzard E, Raddino, R et al. Biological drugs: classic adverse effects and new clinical evidences. *Cardiovascular Toxicology*. 2012; 12:285-297.
- [2] Piccart-Gebhart MJ, Procter M, Leyland-Jones B, et al. Trastuzumab after adjuvant chemotherapy in HER2-positive breast cancer. *New England Journal of Medicine*. 2005; 353(16):1659-1672.
- [3] Slamon DJ, Clark GM, Wong SG et al. Human breast cancer: correlation of relapse and survival with amplification of the HER-2/neu oncogene. *Science*. 1987; 235(4785):177-182.
- [4] Slamon DJ, Godolphin W, Jones LA et al. Studies of the HER-2/neu proto-oncogene in human breast and ovarian cancer. *Science*. 1989; 244:707-12.
- [5] Brasil, 2013, Ministério da Saúde, Secretaria de Atenção à Saúde, Portaria nº73, de 30 de janeiro de 2013 - Inclui procedimentos na Tabela de Procedimentos, Medicamentos, Órteses/Próteses e Materiais Especiais do SUS e estabelece protocolo de uso do trastuzumabe na quimioterapia do câncer de mama HER-2 positivo inicial e localmente avançado. *Diário Oficial da União*.
- [6] Brasil, 2015 Ministério da Saúde, Secretaria de Atenção à Saúde, Departamento de Regulação, Avaliação e Controle, Coordenação Geral de Sistemas de Informação. *Manual de Bases Técnicas da Oncologia – SIA/SUS (Sistema de Informações Ambulatoriais do SUS)*. 21ª Edição, Brasília: 2015.
- [7] Ministério da Saúde. Departamento de Informática do SUS. Disponível em <http://www2.datasus.gov.br/DATASUS/index.php?area=0901&item=1&acao=22&pad=31655>. Acesso em 10 outubro 2015.
- [8] Hair JF, Anderson RE, Tatham RL, Black WC. *Análise multivariada de dados*. 6ª Edição. São Paulo: Bookman; 2009.
- [9] R Core Team, 2016. R: A language and environment for statistical computing. R Foundation for Statistical Computing, Vienna, Austria. ISBN 3-900051-07-0, URL: <http://www.R-project.org/>.
- [10] Mingoti AS. *Análise de dados através de métodos de estatística multivariada*. 2ª Edição. Belo Horizonte: Editora UFMG; 2013.
- [11] Charrad, M. et al. NbClust: An R Package for Determining the Relevant Number of Clusters in a Data Set. *Journal of Statistical Software* [internet]. 2014; 61(6):1-36. Disponível em: <https://www.jstatsoft.org/article/view/v061i06>. Acesso em 12 março 2016.
- [12] Brasil, 2015, Ministério da Saúde, Secretaria de Atenção à Saúde, Portaria nº1008, de 30 de setembro de 2015 -Aprova as Diretrizes Diagnósticas e Terapêuticas do Carcinoma de Mama. *Diário Oficial da União*.
- [13] Costa ML. *Comparação das condutas terapêuticas no tratamento ambulatorial das mulheres com câncer de mama [dissertação]*. Rio de Janeiro: Universidade Federal do Rio de Janeiro; 2005.
- [14] Borges TO, Vogt MFB, Salum FCA et al. Avaliação da taxa de positividade do receptor HER2 e da influência de três tipos de biópsia mamária no resultado imunohistoquímico em mulheres com câncer de mama invasivo no Hospital Universitário de Brasília. *Revista Brasileira de Mastologia*. 2012; 22(3):83-89.

DISTRIBUIÇÃO DE TOMÓGRAFOS EM ESTABELECIMENTOS DE SAÚDE NA ÁREA METROPOLITANA DE BRASÍLIA (AMB)

Alberlúcia S. D. G. da Silva * e Marília Miranda F. Gomes*

*Universidade de Brasília (UNB) – Faculdade Gama (FGA), Brasília - DF, Brasil
e-mail: alberluciadamaso@gmail.com

Resumo: No presente século com a evolução tecnológica e a expansão da medicina, as especialidades médicas ligadas ao diagnóstico por imagem estão em plena ascensão. Seguindo a tendência mundial, a inserção das chamadas Avaliações de Tecnologias em Saúde (ATS), vem promover o gerenciamento dos serviços em Saúde que vão desde os medicamentos, equipamentos, procedimentos e os sistemas organizacionais. E neste contexto de utilização das ATS, o Engenheiro Biomédico é fundamental na gestão dos insumos em Saúde. No desenvolvimento desta pesquisa notou-se uma lacuna na gestão na Área Metropolitana de Brasília pela indisponibilidade de equipamentos de Tomografia Computadorizada (TC). O ponto de partida para a construção da relação (Tomógrafo/habitantes) será cruzamento de dados demográficos com dados da presença de equipamentos de Tomografia Computadorizada para diagnóstico clínico na Área Metropolitana de Brasília (AMB). A análise das disparidades busca evidenciar a distância entre a realidade e os parâmetros de cobertura essenciais recomendados pelo Ministério da Saúde para o Sistema Único de Saúde (SUS), procurando colaborar com novos dados para traçar um diagnóstico das necessidades e desigualdades na região em questão, que na realidade é um reflexo da Saúde no Brasil.

Palavras-chave: Tomografia Computadorizada, Engenharia Biomédica, Diagnóstico por imagem, Áreas Metropolitanas de Brasília, Avaliações de Tecnologias em Saúde.

Abstract: *In the present century with technological developments and the expansion of medicine, medical specialties related to diagnostic imaging are on the rise. Following the global trend, the inclusion of so-called Technology Assessments (HTA) is to promote the management of services in Health ranging from medicines, equipment, procedures and organizational systems. And in this context the use of ATS, Biomed co-Engineer is essential in the management of inputs in health. In developing this research noticed a gap in management in the metropolitan area of Brasilia by the unavailability of CT equipment (CT). The starting point for the construction of the relationship (CT scanner / inhabitants) will be cross-demographic data with the presence of CT equipment for clinical diagnosis in the metropolitan area of Brasilia (AMA). The analysis of disparities seeks to show the distance between the reality and recommen-data essential coverage parameters by the Ministry of Health for the Unified Health System*

(SUS), seeking to collaborate with new data to trace a diagnosis of needs and inequalities region in question, which in fact is a reflection of Health in Brazil.

Keywords: *Computed Tomography, Biomedical Engineering, Diagnostic Imaging, Brasilia Metropolitan Areas, Health Technology Assessments.*

Introdução

Por ser um importante seguimento da Engenharia Clínica, a Engenharia Biomédica assume o papel como coadjuvante no desenvolvimento das atividades nos Estabelecimentos Assistenciais de Saúde (EAS), pois as práticas desenvolvidas baseiam-se, nos conhecimentos de Engenharia e de gestão aplicadas às tecnologias de saúde [1] [2].

Por esse fato a Engenharia Clínica é uma grande aliada das chamadas ATS, pois ela promove o gerenciamento dos serviços em Saúde através do engenheiro biomédico que vão desde os medicamentos, equipamentos, procedimentos e os sistemas organizacionais até o suporte dos cuidados com a saúde [1].

A Saúde é umas das áreas que mais tem se beneficiado com o desenvolvimento tecnológico, exibindo grandes avanços principalmente nos diagnósticos por imagens. Os exames radiológicos por imagem permitem a avaliação detalhada de várias estruturas do corpo. Dentre as modalidades de exames radiológicos, destacamos neste trabalho a Tomografia Computadorizada que apresenta excelentes resultados, pois fornece detalhes das estruturas investigadas proporcionando ao profissional de saúde a capacidade de visualizar estruturas em planos bi- ou tridimensional a partir de múltiplas projeções [2] [3] [4].

A TC foi desenvolvida na Inglaterra pelo médico britânico Godfrey Hounsfield, que, juntamente com o sul africano Allan Comark, que se baseia em uma fonte de raios X, que é acionada ao mesmo tempo em que realiza um movimento circular ao redor do paciente, emitindo um feixe de raios X em forma de leque. No lado oposto a essa fonte, está localizada uma série de detectores que transformam a radiação em um sinal elétrico que é convertido em imagem digital. Dessa forma, as imagens correspondem a seções “fatias” do corpo que permitem a visualização detalhada da região anatômica e por consequência a detecção de alterações morfofuncionais se existirem, proporcionando detecção precoce, um tratamento rápido e eficaz para maioria das patologias [2] [3].

Por caracteriza-se em uma técnica de diagnóstico muito eficiente, a TC tornou-se um método indispensável nos estabelecimentos de saúde como auxílio ao diagnóstico médico em todo o mundo. No Brasil incorporação do Tomógrafo Computadorizado no sistema de saúde é crescente embora a distribuição espacial ocorra de forma desigual, tanto na esfera pública quanto na esfera privada, com histórica escassez destes equipamentos em várias regiões do país, segundo mostram estudos já realizados [4] [5] [6].

O objetivo deste trabalho foi realizar um levantamento do número de equipamentos de Tomografia computadorizada usados para diagnóstico médico, existentes na Área Metropolitana de Brasília, e comparar os resultados encontrados com os parâmetros assistenciais definidos na Portaria MS número 1.101 de 2002. De modo que possibilite identificar situações de desigualdade na distribuição de Tomógrafos nessa área.

O papel do engenheiro biomédico no gerenciamento de equipamentos e insumos na área da saúde - Compete ao engenheiro biomédico/clínico:

Aquisição - especificação, viabilidade e planejamento para a aquisição de um equipamento; Instalação - layout e estrutura para o correto funcionamento do equipamento; Capacitação - habilitação de operadores para a utilização do equipamento; Manutenção - continuidade e confiabilidade na operação do equipamento; Resultado - avaliação do desempenho e a real eficiência do equipamento.

Os programas de gerenciamento contribuem para um completo ciclo de utilização de uma inovação tecnológica, impedindo que seu uso seja interrompido antes do final de seu ciclo total de duração por fatores como instalação incorreta ou mau uso por falta de treinamento adequado [7].

As desigualdades na distribuição dos tomógrafos no Brasil - Na intenção de reduzir as desigualdades geográficas da população ao acesso das tecnologias em saúde, criou-se em 2006 a Programação Pactuada Integrada (PPI), instrumento desenvolvido pelo SUS para auxiliar a definir e a quantificar as ações em saúde, compreendendo uma cobertura planejada dos serviços, conforme as necessidades da população local, buscando a equidade no acesso e a melhor alocação de recursos. Para orientar os gestores locais do SUS na construção da PPI, utilizou-se a Portaria MS/GM nº 1.101 de 2002, que define a necessidade de estabelecer parâmetros de cobertura e de produtividade assistenciais como instrumentos de planejamento, controle, regulação e avaliação do SUS [8] [9] [12].

Pesquisas realizadas anteriormente mostraram que a região Centro-Oeste possui o número de equipamento para diagnóstico médico tomográfico recomendado pela Portaria do MS. Todavia a realidade no Distrito Federal (DF) especificamente e cidades limítrofes do Estado de Goiás com Brasília, é totalmente diferente, na prática existe uma grande fila de espera por esse tipo de exame na rede pública do DF. Como relatado pela Defensoria Pública do Distrito Federal (DPDF) em seu último

levantamento, baseado em uma auditoria realizada nos hospitais públicos de Brasília, cerca de 3,5 mil pessoas se encontravam na fila de espera para realizarem exames por imagens radiológicas. A principal alegação da Secretária de Saúde do Distrito Federal (SESDF) é a falta de equipamentos, pois segundo a SESDF os mesmos se encontram sem utilização. Nesse contexto realizamos esse estudo da distribuição dos equipamentos de TC na AMB, para tentar entender o que ocorre nessa área [4] [5] [12].

O panorama da distribuição dos equipamentos de tomografia na Área Metropolitana de Brasília -

A Área Metropolitana de Brasília é formada pelo Distrito Federal e por 12 municípios goianos, a saber: Águas Lindas, Alexânia, Cidade Ocidental, Cocalzinho, Novo Gama, Luziânia, Formosa, Cristalina, Planaltina, Padre Bernardo, Santo Antônio do Descoberto e Valparaíso de Goiás. Trata-se de uma região que exerce e sofre influência direta de Brasília em inúmeros aspectos, afetando políticas de desenvolvimento urbano, transporte, trabalho, saúde, educação, entre outras. Estima-se que atualmente, a AMB reúna 3.4 milhões de habitantes distribuídos em 31.813,90 Km² de território [13].

Atendendo aos princípios já mencionados neste trabalho, para a descentralização das atividades de saúde e viabilização do controle social sobre a utilização dos recursos disponíveis para saúde, em 2011 foi criado o Departamento de Informática em Saúde o DATASUS que passou a integrar a Secretaria de Gestão Estratégica e Participativa do Ministério da Saúde [11]. Sendo o DATASUS o responsável pela coleta, processamento e disseminação das informações sobre a saúde. As informações oferecidas ao público pelo sistema na rede mundial de computadores (“internet”), além de contribuírem para o processo de descentralização das atividades de saúde, também permitem a melhoria no gerenciamento do sistema de saúde nacional e o controle social sobre a utilização dos recursos disponíveis [6].

Mesmo com todo esse sistema de informação e programas em Saúde no Brasil, a tentativa de universalização e descentralização dos atendimentos visando à equidade dos brasileiros no acesso à Saúde. Nota-se que a distribuição de equipamentos nessa área (AMB) também não ocorre de forma igualitária. No setor radiológico especificamente há uma discrepância na aquisição e distribuição de equipamentos médico-hospitalares por não haver um sistema estrito de gestão nesta esfera do serviço público [10].

Materiais e métodos

Para atender o objetivo proposto, foram utilizadas as seguintes informações:

- No CNES – Cadastro Nacional de Estabelecimentos de Saúde: quantidade de equipamentos, a distribuição e seu âmbito;
- No DATASUS - número de equipamentos em cada município contemplado pela AMB;

- CODEPLAN - Companhia do Planejamento do Distrito Federal: População de cada município da AMB;
- As variáveis usadas neste estudo para identificar os equipamentos foram: existentes (para quantificar todos os equipamentos no setor público e privado), existentes no SUS, equipamentos em uso no SUS;
- O indicador resposta desse trabalho está baseado na razão entre quantidade de equipamento em uso no SUS e a população da AMB. Tomando como parâmetro a Portaria MS/GM nº 1.101 de 2002;
- O levantamento de dados secundários, foi analisado no período de janeiro a dezembro de 2015, e tabulados no Microsoft Office Excel 2007;
- Quanto ao objetivo trata-se de um estudo exploratório, de natureza descritiva. E quanto aos procedimentos, a pesquisa é documental e de levantamento.

Resultados

Tabela 1- Equipamentos de Tomografia Computadorizada na AMB, 2015 (Elaborado pelos autores com base nos dados fornecidos pelo CNES e CODEPLAN, acessado em 20/Mai/2016).

Cidade	Existentes	Uso no SUS	Hab.	TC SUS/Hab.
Águas Lindas de Goiás	1	1	187.072	0,53
Alexânia	0	0	26.135	0
Brasília	85	28	2.343.282	1,19
Cidade Ocidental	0	0	64.229	0
Cristalina	1	0	53.300	0
Cocalzinho	0	0	19.115	0
Formosa	3	0	112.236	0
Luziânia	1	0	194.039	0
Novo Gama	0	0	106.677	0
Padre Bernardo	0	0	31.129	0
Planaltina	0	0	87.474	0
Santo Antônio do Descoberto	0	0	69.988	0
Valparaíso de Goiás	1	0	153.255	0
Total geral	92	29	3.428.816	0,84

Existem 92 equipamentos (público/SUS e privados) em toda a AMB. Contudo, em uso no SUS apenas 29. Dos municípios goianos apenas Águas Lindas de Goiás-GO, dispõe de Tomógrafo (1) que atende ao SUS, os demais municípios do Estado de Goiás que fazem parte da área pesquisada não possuem equipamentos em uso no SUS. O Distrito Federal por sua vez detém a maioria dos equipamentos são no total de 28 em uso no SUS.

A tabela 1 mostra a proporcionalidade de equipamentos disponíveis no SUS para atender a demanda populacional das cidades que compõem a AMB, de modo que, nota-se diferenças discrepantes entre cidades do Estado de Goiás (AMB) e Brasília, sendo que Brasília apresenta 1,19 equipamentos ofertados pelo SUS, para cada 100 mil habitantes, índice esse satisfatório para atender as normas do Ministério da Saúde. Todavia observa-se que os municípios de Formosa, Luziânia, Novo Gama e Valparaíso de Goiás (de acordo com a estimativa do IBGE para o ano de 2015), possuem uma população acima de 100 mil habitantes e não dispõem de equipamento de tomografia, ofertados pelo SUS, para atender essa população. Para tanto verifica-se também que o município de Águas Lindas de Goiás com quase 200.000 habitantes é atendida por apenas 1 equipamento de tomografia o que nos gera um resultado de 0,53 tomógrafo por 100 mil habitantes.

O resultado a ser destacado neste trabalho trata-se da proporcionalidade de equipamentos em toda a AMB ($29 \text{ Equipamentos} / 3.428.816 \text{ habitantes} = 0,84 \text{ equipamentos para cada } 100 \text{ mil hab.}$) notamos que a quantidade de equipamentos existentes no SUS, não atinge o recomendado pela portaria do MS.

Discussão

A pesquisa mostra que Brasília apresenta o maior número de TC's da AMB. O que gera uma dependência para as outras cidades onde há precariedade desses serviços, e por consequência uma alta demanda na procura por exames de TC no Distrito Federal, gerando grandes filas de espera conforme o Ministério Público relatou em seu último levantamento. Esse panorama deixa clara a má distribuição dos tomógrafos, o que necessitaria de um estudo mais aprofundado do assunto, pois sabemos que para implantação desse tipo de serviço deve levar consideração alguns aspectos importantes. Tais como questões, financeiras, burocráticas, profissionais capacitados, e também de infraestrutura.

Conclusão

Os resultados apresentados sugerem que seriam necessários mais 6 tomógrafos para atender a demanda populacional na AMB, e respeitar legislação vigente de 1 TC no SUS para cada 100.000 habitantes segundo o Ministério da Saúde. Portanto, o presente cenário sugere a aplicação de uma gestão das tecnologias em saúde de forma mais aprofundada na área territorial em questão, com o auxílio dos conhecimentos da Engenharia Biomédica.

Referências

- [1] Brasil. Ministério da Saúde. Secretaria-Executiva. Área de Economia da Saúde e Desenvolvimento. Avaliação de tecnologias em saúde: ferramentas

- para a gestão do SUS. Brasília: Editora do Ministério da Saúde, 110 p. 2009.
- [2] Filho APM. Tecnologia Radiológica e Diagnóstica por Imagem: Tecnologia em Tomografia Computadorizada. 5ª. Ed. São Caetano do Sul, SP: Difusão Editora, p.259-280, 2015.
- [3] Nobrega AI. Tecnologia Radiológica e Diagnóstico por Imagem. 1 ed. São Paulo: Editora Difusão, 2006.
- [4] Vianna SM; Nunes, A.; Góes, G.; Silva JR. & Santos, RJM. (2005), “Atenção de alta complexidade no SUS: desigualdades no acesso e financiamento” (vol. 1). Relatório de Pesquisa, Projeto Economia da Saúde (MS/Ipea) Brasília, fev 2005.
- [5] Andreazzi MAR. de; Andreazzi MFS. de. Escassez e fartura: distribuição da oferta de equipamentos de diagnóstico por imagem no Brasil. In: Indicadores sociodemográficos e de saúde no Brasil 2009. Rio de Janeiro: IBGE (Estudos e pesquisas. Informação demográfica e socioeconômica, n. 25) 2009.
- [6] Gutierrez MA. Oferta de Tomógrafo Computadorizado para o Tratamento do Acidente Vascular Cerebral Agudo, no Brasil, sob o Ponto de Vista das Desigualdades Sociais e Geográficas. 61f. 2009. Dissertação (Mestrado em Saúde Pública) – Escola Nacional de Saúde Pública Sergio Arouca, Brasília/DF, 2009.
- [7] Gomes LCN. Dalcol PRT. Gestão tecnológica em unidades hospitalares: um estudo sobre importância e fatores relevantes. 1999. Disponível em: <www.abepro.org.br/biblioteca/ENEGEP1999_A0195.PDF>. Acesso em: março, 2016.
- [8] Brasil. Ministério da saúde. Equipamentos para Estabelecimentos Assistenciais de Saúde: Planejamento e Dimensionamento. Brasília, 239 p. 1994.
- [9] Freitas MB. Yoshimura EM. Levantamento da Distribuição de Equipamentos de Diagnóstico por Imagem e da Frequência de Exames Radiológicos no Estado de São Paulo. Radiologia Brasileira, v. 38, n. 5, p. 347-54, 2005.
- [10] Calil, SJ. Análise do Setor de Saúde no Brasil na Área de Equipamentos Médico hospitalares. In: Negri, Borjas e DI Giovanni, Geraldo (organizadores). Brasil: radiografia da saúde. Campinas: UNICAMP/IE, 2001.
- [11] CNES/Secretaria de Assistência à Saúde do Ministério da Saúde. [banco de dados on-line]. Disponível em <URL: <http://cnes.datasus.gov.br>> [dez 2015]. Acesso em 12 de abril 2016.
- [12] Ministério da Saúde (MS). Portaria GM/MS nº 1101, de 12 de junho de 2002. Estabelece os parâmetros de cobertura assistencial no âmbito do Sistema Único de Saúde – SUS. Diário Oficial da União; 13 jun 2002.
- [13] CODEPLAN. Delimitação do Espaço Metropolitanamente de Brasília (Área Metropolitana de Brasília), NOTA TÉCNICA Nº 1/2014. Disponível: em <http://www.codeplan.df.gov.br/images/CODEPLA> N/PDF/pesquisa_socioeconomica/desenvolvimento_regional/2014/AMB%20-%20Nota%20Tecnica%20dez2014.pdf. Acesso em Abril de 2016.

ANÁLISE DE PARÂMETROS AMBIENTAIS EM SERVIÇOS DE SAÚDE

G.A. Elias* e S.J. Calil **

*CEFET-MG, Belo Horizonte, Brasil

** Unicamp, Campinas, Brasil

e-mail: gustavo@deii.cefetmg.br

Resumo: O ambiente físico em serviços de saúde deve oferecer condições adequadas em termos de iluminação, conforto térmico, qualidade do ar e nível de ruído. Se tais condições não são adequadas, os trabalhadores e os pacientes podem ser afetados negativamente. O objetivo principal deste trabalho foi criar uma metodologia baseada em princípios de fatores humanos e ergonomia para avaliar o ambiente físico em áreas de atendimento ao paciente. Para se realizar esta tarefa, a metodologia foi desenvolvida em seis passos. Primeiro, uma pesquisa na literatura foi realizada para determinar os parâmetros a serem avaliados, que foram, então, organizados em seis grupos: área de trabalho, ruído, iluminação, condições ambientais, tomadas de energia, pontos de gases medicinais. Segundo, foram definidos três métodos para avaliar os parâmetros selecionados: realização de medições, observações e aplicação de questionário. No terceiro passo, dois formulários foram criados para auxiliar na medição e observação dos parâmetros. A quarta etapa envolveu o desenvolvimento de um questionário a ser aplicado aos profissionais de saúde. O quinto passo consistiu na criação de um método para processar os dados coletados (medições, observações e questionário). Finalmente, na sexta etapa, *dashboards* foram desenvolvidas para reportar os dados. A metodologia foi aplicada em uma sala cirúrgica. Os parâmetros foram medidos, registrados e observados conforme prescrito e um questionário foi aplicado aos trabalhadores. Pôde-se constatar que o ruído, a temperatura e a umidade relativa do ar não estavam sempre em concordância com os limites pré-estabelecidos. Os usuários se queixaram de problemas relativos ao ruído, temperatura e tomadas.

Palavras-chave: Ergonomia, Fatores Humanos, Ambiente Físico, Parâmetros Ambientais.

Abstract: *The physical environment in health-care facilities should provide adequate conditions in terms of lighting, thermal comfort, air quality, and noise level. If such conditions are not appropriate, both workers and patients may be negatively affected. In this work is was developed a human factors and ergonomics based methodology to enable the evaluation of the physical environment in patient care areas. The methodology was developed in six steps. First, literature research was performed to determine the parameters to be evaluated. Second; three methods to evaluate the selected parameters were defined: measurement, observation,*

and written survey. In the third step two forms were created to aid in the parameters measurement and observations. The fourth step involved the development of a written survey in the form of a questionnaire to be applied to healthcare staff. In the fifth step it was developed a method to process the collected data (measurements, observations, and written survey). Finally, in the sixth step, dashboards were developed to report the collected data. The methodology was applied in an operating room. The parameters were measured, recorded and observed and a written survey was applied to the workers. The analysis of the reports showed that the temperature, relative humidity, and noise levels were not always in accordance with the established limits. Moreover, the fact that some workers were negatively affected by noise, temperature and power outlets could be verified through survey answers.

Keywords: *Ergonomics, Human Factors, physical environment, environmental parameters.*

Introdução

O ambiente hospitalar caracteriza-se por uso intensivo de mão de obra, demandando alta produtividade em um período limitado de tempo, muitas vezes em condições inadequadas de trabalho e com possíveis problemas relacionados ao ambiente físico, equipamentos e processos. Para permitir aos trabalhadores executar adequadamente suas tarefas, o ambiente físico deve proporcionar condições adequadas em termos de iluminação, conforto térmico, qualidade do ar e nível de ruído, dentre outros fatores. A capacidade dos profissionais de saúde para desempenhar as suas tarefas está ligada às condições ambientais no local de trabalho. Se tais condições não são adequadas, esses trabalhadores podem ser afetados por problemas de saúde, insatisfação, fadiga e baixa produtividade [1,2]. O paciente, por outro lado, pode ser afetado direta ou indiretamente pelas mesmas condições ambientais que influenciam os trabalhadores e pela qualidade da atenção que pode receber.

Embora se saiba que o ambiente físico afeta significativamente os profissionais de saúde e pacientes, em geral, o projeto de um hospital não é centrado no ser humano. Na verdade, a maioria das normas de edificações não levam em conta critérios de ergonomia [3,4]. Como resultado, problemas no local de trabalho relacionados com a concepção inadequada do ambiente afetam a saúde e a segurança tanto dos trabalhadores,

bem como dos pacientes. Além disso, mesmo quando um ambiente é projetado ergonomicamente, mas não mantido adequadamente, problemas aparecerão com o decorrer do tempo [5].

O objetivo deste trabalho foi criar uma metodologia baseada em princípios de fatores humanos e ergonomia para avaliar o ambiente físico em áreas de atendimento ao paciente em serviços de saúde.

Materiais e métodos

A metodologia foi desenvolvida baseando-se em princípios de Ergonomia e Fatores Humanos. Tem por objetivo avaliar o ambiente físico em áreas de atendimento ao paciente nos serviços de saúde. Após uma extensa revisão da literatura, os parâmetros a serem analisados foram selecionados e agrupados da seguinte forma: área de trabalho, ruído, iluminação, condições ambientais, tomadas de energia e pontos de gases medicinais. A aplicação da metodologia é composta de seis passos como mostrado na Figura 1.

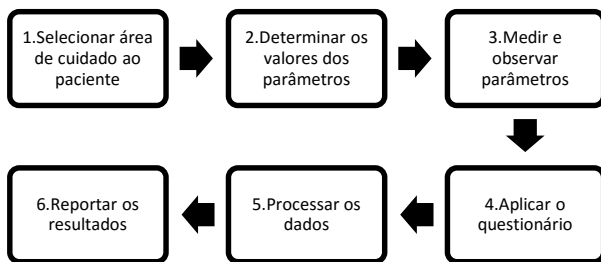


Figura 1: Passos para aplicação da metodologia

A descrição de cada passo é dada a seguir:

1. Uma vez que a metodologia se destina a ser aplicada em qualquer área de atendimento ao paciente (Ex. sala de cirurgia, unidade de terapia intensiva, unidade de terapia intensiva neonatal, sala de emergência, etc.) é necessário selecionar uma área a ser avaliada, de modo a se determinar os limites dos parâmetros para esta área (Ex. limites de temperatura e umidade relativa, valor máximo de ruído, etc). Assim, os valores medidos podem ser adequadamente comparados com os valores de referência para esta área;

2. Com o auxílio de um formulário, deve-se determinar os valores dos parâmetros para a área selecionada (Ex. ruído, temperatura, umidade relativa, etc.). Por exemplo, uma determinada área de atendimento ao paciente pode exigir que a temperatura esteja entre 22 e 24 graus Celsius, enquanto o nível de ruído máximo naquele ambiente seja de 45 dB. Recomenda-se que normas sejam consultadas para determinar esses níveis;

3. Nesta etapa, determinados parâmetros devem ser medidos enquanto outros, observados. Os parâmetros a serem medidos são relativos à área de trabalho, ruído, iluminação, condições ambientais, tomadas de energia e pontos de gases medicinais. No entanto, alguns elementos, tais como líquidos no chão, objetos em

passagens e cintilações de lâmpadas, não podem ser medidos objetivamente, necessitando-se observá-los para verificar se estão presentes em um ambiente ou não. Um formulário foi criado para orientar o profissional que está realizando a aplicação durante esta fase;

4. Um questionário autoaplicável composto por 31 questões fechadas foi desenvolvido com o objetivo de descobrir como os trabalhadores percebem certos parâmetros no ambiente (Ex. ruído, temperatura, qualidade do ar) e também para determinar o desenvolvimento de sintomas físicos, mentais e emocionais causados por estes parâmetros. Foram escolhidos três tipos de escalas para as respostas: frequência (Ex. Nunca, raramente, às vezes, frequentemente, sempre), diferencial semântico (Ex. seco/úmido, baixo/alto, pequena/grande) e múltiplas respostas;

5. Os dados referentes às medições e ao questionário necessitam de processamento, a fim de serem devidamente reportados. Para as medições de parâmetros como ruído, temperatura, umidade relativa do ar e concentração de gás Carbônico são calculadas a média e o desvio padrão e determinados os valores máximo e mínimo. Os dados provenientes dos questionários são processados utilizando-se o software PSPP para calcular a distribuição de frequência das respostas;

6. Finalmente, todos os dados processados e coletados são visualizados com a ajuda de *dashboards* criadas no Microsoft Excel™.

Em resumo, para aplicar a metodologia, um profissional deve selecionar a área assistencial que irá ser analisada. Os requisitos de parâmetro como a temperatura, umidade relativa e outros são determinados utilizando-se um formulário como guia. Em seguida, os parâmetros devem ser medidos e observados, seguindo-se a aplicação de um questionário aos profissionais de saúde que trabalham na referida área. Após a coleta de todos os dados, segue-se o processamento devido para que o resultado possa ser devidamente reportado.

Resultados

A pesquisa foi aprovada pelo comitê de ética da Universidade Estadual de Campinas sob o parecer CEP 1280/2011. A metodologia foi aplicada em salas cirúrgicas, CTI e sala de emergência de um hospital universitário. Os participantes responderam ao questionário, assinando o termo de consentimento livre e esclarecido. Foram analisados os dados relativos à sala cirúrgica número 2 do hospital e comentados os parâmetros referentes à área física, ruído, condições ambientais e pontos de tomada, uma vez que não seria possível discutir todos os parâmetros analisados neste artigo. Nove trabalhadores presentes no momento da aplicação responderam ao questionário. A seguir, os resultados serão apresentados e discutidos.

A área da sala cirúrgica era cerca de 4% menor (34,4m²) do que o exigido (36 m²). Em resposta ao

questionário, três dos nove trabalhadores consideraram a área física pequena ou muito pequena para a realização das tarefas.

A figura 2 mostra o registro do ruído durante aproximadamente quatro horas e trinta minutos. Pode-se observar que os níveis de ruído foram mais elevados que o mínimo recomendado de 45,0 dB, delimitado pela área sombreada, durante todo o período. A média do ruído foi de 65,5 dB com mínimo de 55,0 e máximo de 87,0 dB. Seis dos nove respondentes consideraram o ruído no ambiente alto, enquanto três o consideraram como aceitável ou baixo. Seis pessoas disseram que o ruído incomoda, perturba ou irrita durante o trabalho. Os equipamentos e as conversas foram considerados as maiores fontes de ruído por oito e sete participantes, respectivamente. Os principais sintomas relacionados ao ruído elencados pelos participantes foram a irritação e a dificuldade de concentração, com cinco e quatro citações respectivamente.

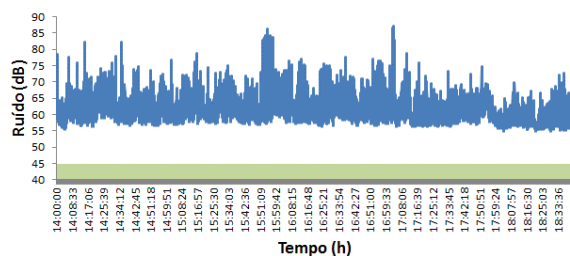


Figura 2: Níveis de ruído na sala cirúrgica 2

A figura 3 mostra a variação da temperatura na sala cirúrgica 2 durante o período de medição. Por volta de 14:20 foi ligado o ar condicionado da sala para dar início à cirurgia. Pode-se perceber que a temperatura começou a cair neste momento até atingir a estabilidade próximo de 15:35, se mantendo estável até cerca de 18:00 quando a cirurgia terminou e o ar condicionado foi desligado. A temperatura média para o período de análise foi de 22,6 °C e, considerando-se somente o período de cirurgia, foi de 22,3 °C. Ambos os valores são superiores ao limite máximo exigido de 22,0 °C. Seis dos nove funcionários consideraram o ambiente como desconfortável ou muito desconfortável termicamente. Sete funcionários sentiram-se frequentemente ou sempre incomodados pelas variações de temperatura.

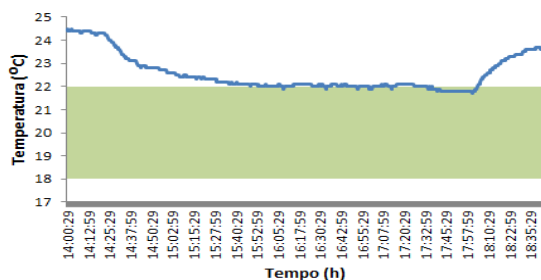


Figura 3: Temperatura na sala cirúrgica 2

Como se pode observar na figura 4, a umidade relativa (UR) do ar praticamente esteve fora dos limites regulamentados. A média da UR foi de 57,1% enquanto o máximo tolerado era de 55%.

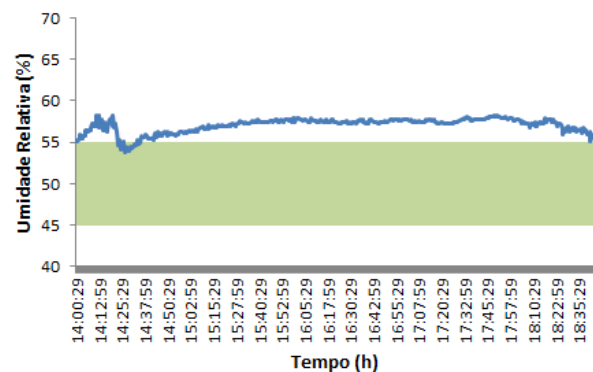


Figura 4: Umidade relativa do ar na sala cirúrgica 2

Na figura 5 está registrada a concentração do gás dióxido de carbono (CO₂) no ambiente. Observa-se que ela foi inferior ao limite máximo de 1000 ppm durante todo o período. Pode-se afirmar que o sistema de climatização está realizando a exaustão do CO₂ adequadamente, uma vez que o valor da concentração do referido gás estabilizou-se em aproximadamente 540 ppm após o sistema ser ligado.

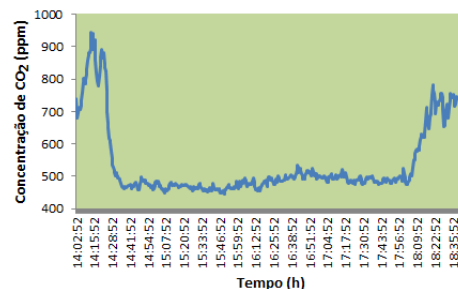


Figura 5: Concentração de CO₂ na sala cirúrgica 2

A tabela 1 mostra as observações referentes ao número de pontos de tomada de energia no ambiente. Consta-se que todos os parâmetros atendem as recomendações.

Os principais sintomas relativos às condições ambientais (temperatura, umidade relativa do ar e concentração de CO₂) foram dor de cabeça, pele seca ou irritada e transpiração, com três citações cada.

Tabela 1: Número de pontos de tomada na sala cirúrg. 2

	Número de pontos de tomada	
	Min	Observado
Número de tomadas	8	18
Conjuntos com 4 tomadas cada	2	3
Número de tomadas para Raio-X	1	3
Número de tomadas de 127 V		0
Número de tomadas de 220 V		18

Discussão

Nas medições realizadas, observou-se que os níveis de ruído sempre estiveram acima do valor máximo recomendado. Os níveis obtidos por Tsiou, Efthymiatos e Katostaras [7] variaram de 57,4 a 70,1 dB. Kracht, Busch-Vishniac e West [8] encontraram níveis de ruído variando de 53,0 a 70,5 dB enquanto Otenio, Cremer e Claro [6] encontraram níveis médios de ruído em cinco salas cirúrgicas de 59,1 dB. Nota-se que em todos os trabalhos os níveis de ruído sempre estiveram acima do valor máximo recomendado.

Quadros [9] analisou duas salas cirúrgicas, encontrando valores médios de temperatura da ordem 23,8 °C e 25,7 °C, sendo que neste trabalho, a temperatura média encontrada foi de 22,6 °C. Contudo, todos os valores estão acima do máximo recomendado de 22,0 °C. O valor médio da umidade relativa do ar encontrado pelo autor foi de 57,1%, enquanto Quadros [9] encontrou valores médios de 59,1% e 51,7%. Somente este último estava dentro dos limites aceitáveis. Em relação à concentração de CO₂, valores de 729 ppm e 917 ppm foram encontrados por Quadros [9] enquanto neste trabalho encontrou-se 944 ppm, todos dentro dos valores permitidos por norma.

Na figura 6, percebe-se que, apesar de atender às exigências, mostradas da tabela 1, seis usuários consideraram que o número de tomadas algumas vezes é suficiente para atender as necessidades. Entende-se que há momentos nos quais seria necessário um maior número de tomadas para atender as demandas dos profissionais de saúde.

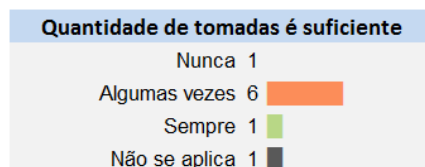


Figura 6: Percepção sobre a quantidade de tomadas na sala cirúrgica 2

Conclusão

Através deste trabalho, observou-se que determinados parâmetros ambientais estiveram fora dos limites permitidos por considerável período de tempo. Provavelmente, este foi um dos motivos pelos quais foi possível identificar parâmetros ambientais, tais como o ruído e temperatura afetando negativamente os trabalhadores. O fato de um parâmetro atender ao exigido, não é necessariamente garantia que as necessidades dos trabalhadores serão supridas. Tal fato foi verificado em relação à quantidade de tomadas no ambiente. O questionário é um instrumento valioso que permite realizar esse tipo de diagnóstico.

A análise dos problemas encontrados com o objetivo de desenvolver e implementar soluções poderia trazer benefícios para os trabalhadores e pacientes. Essas

ações poderiam melhorar o bem-estar de ambos, as condições de trabalho e, eventualmente, a qualidade da atenção à saúde.

A estrutura da metodologia é mais importante do que os parâmetros analisados por ela. A forma como a metodologia foi desenvolvida permite a inclusão ou exclusão de parâmetros a serem analisados, bem como a inclusão de outros grupos de parâmetros, tais como contaminantes biológicos, compostos orgânicos voláteis e alarmes. Ainda é possível realizar uma análise mais aprofundada dos parâmetros, dependendo dos recursos físicos, humanos e financeiros disponíveis. Isto deve ser feito através da definição dos parâmetros a serem avaliados, bem como a forma de avaliá-los, escrevendo instruções nos formulários, acrescentando perguntas ao questionário, adicionando informações sobre como processar os dados recolhidos e projetando *dashboards* para reportar os dados coletados.

Agradecimentos

À CAPES/SETEC pelo apoio financeiro.

Referências

- [1] Hedge A. Environmental methods. In: N. Stanton, A. Hedge, K. Brokhuis, E. Salas, H. Hendrick. Handbook of Human Factors and Ergonomics Methods. Boca Raton: CRC Press; 2005.
- [2] Rosa MTL. O desenvolvimento técnico-científico da enfermagem - uma aproximação com instrumentos de trabalho. In: Congresso Brasileiro de Enfermagem; 1999; Florianópolis, Brasil. p. 97-126.
- [3] Reiling J, Chernos S. Human factors in hospital safety design. In: P. Carayon, editor. Handbook of Human Factors and Ergonomics in Health Care and Patient Safety. Boca Raton: CRC Press; 2007.
- [4] Villeneuve J, Remijn SLM, Lu J, Hignett S, Duffy AE. Ergonomic intervention in hospital architecture. In: R. Pikaar, editor. Meeting diversity in ergonomics. Oxford: Elsevier; 2007.
- [5] Fell-Carlson D. Working Safely in Health Care – A practical guide. Clifton Park: Delmar; 2008.
- [6] Otenio MH, Cremer E, Claro EMC. Intensidade de ruído em hospital de 222 leitos na 18a regional de saúde – PR. Revista Brasileira de Otorrinolaringologia. 2007; 73(3):245-250.
- [7] Tsiou C, Efthymiatos G, Katostaras, T. Noise in the operating rooms of Greek hospitals. Journal of Acoustical Society of America. 2008; 123(2):757-765.
- [8] Kracht JM, Busch-Vishniac IJ, West JE. Noise in the operating rooms of Johns Hopkins Hospital. Journal of Acoustical Society of America. 2007;121(5):2673-2680.
- [9] Quadros ME. Qualidade do ar em ambientes internos hospitalares: Parâmetros físico-químicos e microbiológicos. [dissertação]. Florianópolis: Universidade Federal de Santa Catarina; 2008.

IMPACTO DA TERAPIA NEUROMOTORA INTENSIVA NA QUALIDADE DE VIDA DE CRIANÇAS COM PARALISIA CEREBRAL

Luciana Maltauro*, Alexandre de A. Sabbag*, Eduardo Borba Neves**,***

*Centro de Reabilitação e Terapia Neuromotora Intensiva Vitória - CRTNIV, Curitiba, Brasil

**Universidade Tecnológica Federal do Paraná – UTFPR, Curitiba, Brasil

***Instituto de Pesquisa da Capacitação Física do Exército – IPCFEx, Rio de Janeiro, Brasil
e-mail: maltauro@gmail.com

Resumo: Pacientes com paralisia cerebral apresentam disfunções motoras grossas decorrentes de lesões cerebrais que podem interferir de forma negativa na sua qualidade de vida. O objetivo deste estudo é avaliar as alterações do controle motor e da qualidade de vida em pacientes que realizaram quatro semanas de Terapia Neuromotora Intensiva (TNMI) com o auxílio do traje *PediatSuit*. Esta pesquisa é um estudo observacional comparativo e quantitativo. Foi realizada no Centro de Reabilitação e Terapia Neuromotora Intensiva Vitória (CRTNIV) na cidade de Curitiba, Paraná, Brasil. Foram avaliadas 12 crianças de 04 a 15 anos com diagnóstico de paralisia cerebral, antes e após as quatro semanas de terapia. O Questionário de Qualidade de Vida *Pediatric Quality of Life Interventory 3.1 - Cerebral Palsy Module Modificado* (PedQI 3.1) e a escala GMFM 88 foram utilizadas para avaliar a qualidade de vida e a função motora grossa, respectivamente. Quanto ao diagnóstico topográfico das crianças estudadas, 06 pacientes eram quadriparéticos e outros 06 diparéticos. Os pacientes obtiveram melhora de 36% na avaliação do GMFM ($p=0,004$). Quanto a qualidade de vida, avaliada com o PedQI 3.1, a dimensão de atividades diárias apresentou melhora de 41,92% após a TNMI. Houve resultados positivos também nas dimensões: alimentação, comunicação e fadiga, porém sem significância estatística. Pode-se concluir que a Terapia Neuromotora Intensiva com o auxílio do traje *PediatSuit* melhorou a função motora grossa do paciente com paralisia cerebral, bem como a sua qualidade de vida.

Palavras-chave: Paralisia Cerebral, Reabilitação, Fisioterapia, Terapia Intensiva, Qualidade de Vida.

Abstract: *Patients with cerebral palsy have gross motor dysfunction resulting from brain damage that can have a negative impact on their quality of life. The aim of this study is to evaluate the changes of motor control and quality of life in patients who underwent four weeks of Intensive Neuromotor Therapy (INMT) using suit of PediatSuit protocol. This research is an observational, comparative and quantitative study, which was accomplished in Centro de Reabilitação e Terapia Neuromotora Intensiva Vitória (CRTNIV) in Curitiba, Paraná, Brazil. Before and after the four weeks of therapy, 12 children (04-15 years old) with cerebral palsy diagnosis were evaluated. The quality of life*

questionnaire Pediatric Quality of Life Interventory 3.1 - Cerebral Palsy Module Modificado (PedQI 3.1) and GMFM 88 scale were used to assess the quality of life and the gross motor function, respectively. Regarding the topographical diagnosis, 06 patients were quadriparetics and 06 were diparetics. We observed improvement of 36% in GMFM assessment ($p = 0.004$). Regarding the quality of life, evaluated through the PedQI 3.1, the dimensions of daily activities showed improvement of 41.92%, with statistical relevance after the INMT ($p = 0.029$). Positive results were found in the dimensions eating activities, speech and communication and fatigue, however, without statistical relevance. This study concludes that Intensive Neuromotor Therapy using suit of PediatSuit protocol improved gross motor function of patients with cerebral palsy, as well as their quality of life.

Keywords: *Cerebral Palsy, Rehabilitation, Physical Therapy Speciality, Intensive care, Quality of Life.*

Introdução

Paralisia Cerebral (PC) é um termo utilizado para o grupo de disfunções motoras decorrente de lesão cerebral não progressiva no início da vida. O dano cerebral irá resultar em desenvolvimento desorganizado e atrasado dos mecanismos neurológicos de controle postural, equilíbrio e movimento [1]. A classificação usual na PC é baseada tanto na qualidade quanto na distribuição topográfica do tônus e na década de 40, foi inicialmente sugerida pelo casal Bobath [2]. Ela é comumente adotada de acordo com os sinais clínicos e se dispõem das seguintes formas: espástica, atetósica, hipotônica e atáxica [3]. Bobath [4] classifica sua topografia funcional, ou seja, seu tônus, sua relação com a espasticidade e quadro motor em: hemiplegia, diplegia e quadriplegia. Estes termos são utilizados quando há total perda de força, do contrário se utiliza hemiparesia (predominantemente quando a fraqueza muscular afeta um lado do corpo), diparesia (quando todo o corpo é afetado, com as pernas sendo mais envolvidas que os braços) e quadriparesia (quando a limitação afeta todo o corpo normalmente os braços são mais afetados que as pernas) [2].

Entre os protocolos de tratamento fisioterapêutico para pacientes com PC, emergiu recentemente na literatura a Terapia Neuromotora Intensiva (TNMI) que é diferente

das terapias convencionais por ter em seu diferencial a terapia intensiva com uso do traje *Pediasuit* [5]. A TNMI trabalha o paciente de forma global e trata as seguintes características: distúrbios neurológicos, sequelas de traumatismo craniano, atrasos no desenvolvimento e outras condições, como autismo, síndromes e alterações genéticas que afetam as funções motoras e cognitivas[6]. O *Suit* (Figura 1), o traje que os pacientes utilizam consiste em uma roupa especial (shorts, joelheiras e sapatos adaptados) que permite ao terapeuta ajustá-lo com elásticos, que são utilizados conforme a necessidade e de cada paciente, como por exemplos: melhorar a estabilidade postural ou auxiliar o paciente a isolar um músculo de uma extremidade do outro para mover se de forma independente [7].



Figura 1: Criança vestindo o *Suit*, com suas partes: shorts, joelheiras e sapatos adaptados com ganchos e elásticos.

Como protocolo terapêutico, é utilizado no *PediaSuit* um combinado de terapias intensivas, em módulos com duração de até quatro horas por dia, cinco dias por semana, variando entre quatro a cinco semanas [7].

Segundo a Organização Mundial da Saúde, saúde é o estado de completo bem estar físico, mental e social, e não apenas a abstenção da doença [8]. Dessa forma, o mensuramento de saúde e dos efeitos dos tratamentos e cuidados para com a doença deve incluir não somente uma indicação das mudanças, da frequência e da severidade da enfermidade, mas também uma estimativa do bem estar, fator que pode ser acessado através de questionários de Qualidade de Vida (QV). Qualidade de Vida é a percepção do indivíduo de sua posição na vida,

no contexto cultural, no sistema de valores nos quais ele vive e em relação aos seus objetivos, expectativas, padrões e preocupações. Por meio de uma conceituação multidimensional (físico, mental, emocional e social) podemos relacionar à saúde, o conceito de QV[8].

O objetivo desta pesquisa foi avaliar as alterações no controle motor e na qualidade de vida de pacientes que realizaram um módulo de Terapia Neuromotora Intensiva (TNMI) com o auxílio do traje *PediatSuit*.

Materiais e métodos

Esta pesquisa é um estudo observacional comparativo e quantitativo, realizado no Centro de Reabilitação e Terapia Neuromotora Intensiva Vitória (CRTNIV) na cidade de Curitiba, Paraná, Brasil. O estudo foi aprovado por Comitê de Ética em Pesquisa vinculado ao Conselho Nacional de Ética em Pesquisa (CONEP) e registrado sobre o CAAE: 20058513.9.0000.5218. Os responsáveis de todas as crianças avaliadas preencheram e assinaram os termos de consentimento livre e esclarecido (TCLE) em duas vias.

Foram selecionadas 14 crianças, todas pacientes do (CRTNIV). Como critérios de inclusão, as crianças deveriam ter o diagnóstico clínico de Paralisia Cerebral (PC), idade entre 04 e 15 anos, realizar a TNMI com o mesmo terapeuta, e não faltar a qualquer seção do módulo terapêutico. Das 14 crianças selecionadas inicialmente, duas foram excluídas devido às faltas durante o módulo.

A intervenção foi a aplicação do protocolo de TNMI com auxílio do traje *PediaSuit* que consistiu em atendimentos diários, cinco dias/semana, por quatro semanas, com sessões de quatro horas. A utilização do traje (*PediaSuit*) dependia dos objetivos terapêuticos definidos para cada dia de atendimento [7].

Para a avaliação da QV foi utilizado o questionário *Pediatric Quality of Life Interventory 3.1 - Cerebral Palsy Module Modificado* (PedQI 3.1) [9]. Há a versão para os pais e a versão para as crianças quando essas conseguem responder sem ajuda de um adulto. As duas versões foram utilizadas, pois havia crianças que conseguiam responder sozinhas. O questionário consiste de 15 itens relacionados de forma global, envolvendo situações tais como: atividades diárias, movimento, equilíbrio, dor e machucado, fadiga, atividades alimentares e comunicação. Os responsáveis dos pacientes responderam ao questionário no início do período de tratamento e no término da quarta semana de módulo de TNMI. A escala possui seis opções de respostas: não realiza, quase sempre realiza, geralmente, às vezes, quase nunca e nunca realiza; que correspondem a pontuações que variam de 0 a 100 (0=100, 1=80, 2= 60, 3=40, 4=20, 5=0).

Para a avaliação da função motora grossa foi utilizado a escala *Gross Motor Function Measure* (GMFM-88). O instrumento mede as mudanças na função motora das crianças com PC, nas dimensões: A- deitar e rolar; B- sentar; C- engatinhar e ajoelhar; D- em pé. Os itens são pontuados de zero a três: 0- não inicia;

1- inicia; 2- completa parcialmente; 3- completa. A escala foi realizada no primeiro dia e no último dia do módulo de TNMI com o auxílio do traje *Pediasuit* pelo fisioterapeuta responsável [10].

Em todas as dimensões os scores são somados, e por meio desta soma se obtém um escore percentual, comparando com o máximo score possível, para obtenção geral é realizada uma média entre as percentagens de cada dimensão [9].

Para análise dos dados foram utilizadas medidas de estatística descritiva, bem como os testes de *Shapiro-Wilk* e o Teste *T de Student* para amostras pareadas. Todos os cálculos foram realizados no *Statistical Package for Social Science for Windows* versão 20.0 (SPSS 20.0).

Resultados

Participaram desta pesquisa 12 crianças com PC, com idade entre 04 e 15 anos, que estiveram em módulos de reabilitação intensiva durante os meses de abril a setembro de 2015 no CRTNIV (Tabela 1), divididas no período matutino e vespertino. Destas, 07 crianças eram do sexo masculino e 05 do sexo feminino. Quanto ao diagnóstico topográfico, 06 pacientes eram quadriparéticos e outros 06 diparéticos.

Tabela 1: Características da amostra de 12 crianças com PC, que realizam um módulo de Terapia Neuromotora Intensiva, Curitiba, 2015.

	Média ±DP	Mediana (Min.-Máx.)
Idade(anos)	7,2±3,83	6,5 (02-15)
Peso (Kg)	24,1±13,98	18,5 (13-57)
Altura (Cm)	119,5±24,62	116,5 (80-172)

Quanto a qualidade de vida, avaliada com o PedQI3.1 (Tabela 2), a dimensão de atividades diárias apresentou melhora estatisticamente significativa após a TNMI ($p=0,029$).

Tabela 2: Médias dos resultados do PedQI3.1 e do GMFM das 12 crianças avaliadas, Curitiba, Brasil, 2015

Instrumento de avaliação	Inicial	Final	<i>p</i>
PedQI 3.1			
Atividades diárias	28,25	41,92	0,029
Atividades escolares	38,33	39,58	0,643
Problemas	69,83	71,00	0,686
Dor e machucado	93,33	93,33	1,000
Fadiga	75,00	81,67	0,241
Atividades alimentares	37,42	47,33	0,055
Fala e comunicação	48,75	53,75	0,097
GMFM-88	34%	36%	0,004

PedQI 3.1 = *Pediatric Quality of Life Interventory 3.1 - Cerebral Palsy Module Modificado*; GMFM-88 = *Gross Motor Function Measure*.

Observam-se resultados positivos também nas dimensões: alimentação, comunicação e fadiga, porém sem significância estatística. Os pacientes obtiveram melhora significativa na avaliação do GMFM.

Discussão

Ao término do módulo de Terapia Neuromotora Intensiva foi possível identificar melhora das habilidades motoras grossas por meio da análise do GMFM. Também houve melhora no quesito atividades diárias do questionário de QV. Quanto aos quesitos alimentação, comunicação e fadiga deste questionário houve melhoras nos resultados, porém estatisticamente não relevantes.

Quanto à avaliação da função motora grossa GMFM, o efeito positivo observado no presente estudo corrobora com outros estudos prévios [11,12,13,15].

Bower [11] analisou diferentes intensidades de tratamentos fisioterapêuticos dividindo em dois grupos: terapia convencional e terapia intensiva. Em duas semanas o grupo de terapia intensiva mostrou melhores resultados de GMFM. No projeto piloto de Thahan e Malouin [12] Crianças com PC no nível do GMFCS (IV e V) durante terapia motora intensiva de 4 semanas obtiveram ganho em GMFM e mantiveram esses resultados mesmo durante o período de descanso de 8 semanas.

No estudo de caso de Neves *et al.* [13], a intervenção foi a TNMI com traje do *Pediasuit* durante 5 semanas, na primeira semana as sessões tinham duas horas de duração e nas demais semanas o tempo passou a ser de 3 horas diárias, demonstrou melhora na avaliação da função motora grossa do paciente (GMFM) em 11,2%. Esses efeitos foram ratificados por Neves *et al.* [14], em 22 crianças com PC, possibilitando a melhora no controle de tronco das mesmas.

Efeitos positivos também foram evidenciados por Neves *et al.* [5], sobre a função motora de uma criança com diagnóstico de AME do tipo II, com aumento de 11% no escore total do GMFM após intervenção. Nenhum desses estudos, porém, relatou a influência sobre a QV.

A melhora na função motora grossa evidenciada no presente estudo, por meio da TNMI provavelmente influenciou a QV de forma positiva, corroborando com Prado *et al.* [16] que afirmam que o comprometimento motor altera a qualidade de vida das crianças com PC.

O primeiro estudo analisou QV de 33 crianças com PC, utilizando o questionário AUQEI modificado. No estudo de Prado *et al.* [16] foi utilizado o questionário PedsQL3.0 com 20 crianças com PC e teve como resultado que quanto maior o comprometimento da função motora grossa menor era a QV das crianças avaliadas. Neste estudo também foi citado que a pior pontuação foi encontrada na dimensão de atividades diárias (21,89).

Na presente pesquisa foi observado que o pior escore de pontuação inicial, antes do tratamento de TNMI, estava na dimensão atividades diárias (28,25). Ao final da intervenção essa foi a dimensão que

apresentou maior ganho de pontuação (41,92), p valor = 0,029. As outras dimensões analisadas no questionário também apresentaram melhora geral da pontuação após o módulo terapêutico, mesmo que não significativa, o que sugere que o protocolo de TNMI pode contribuir para a melhora da QV do paciente com PC.

O pequeno tamanho amostral, associado à heterogeneidade do grupo pesquisado, impediu a análise estratificada por gênero, o que pode ser considerado uma limitação desta pesquisa, contudo estes resultados podem servir de ponto de partida para estudos com o envolvimento de uma amostra maior.

Conclusão

Os resultados encontrados apontam que a melhora da função motora pela TNMI com o auxílio de traje de *PediaSuit* provavelmente influencia positivamente a QV de pacientes com PC que passaram pelo módulo de TNMI. A dimensão de atividades diárias foi que apresentou melhores resultados.

Por meio do presente estudo ficou evidente a necessidade de se realizarem pesquisas futuras com os seguintes objetivos: correlacionar idade aos ganhos de GMFM e QV na TNMI; avaliar as diferenças de ganhos de GMFM e QV nos módulos sequentes que o paciente participe; mensurar o GMFM e QV nos intervalos dos módulos para verificar se eles mantêm os ganhos. Com isso, pode-se ampliar o conhecimento sobre os possíveis desdobramentos deste tema para que surjam novas correlações clínicas.

Agradecimentos

Ao Centro de Reabilitação e Terapia Neuromotora Intensiva Vitória, bem como aos pacientes e seus respectivos pais, toda a gratidão por viabilizarem, colaborarem e enriquecerem este estudo.

Referências

- [1] Levitt S. O tratamento da paralisia cerebral e do retardo motor: Manole; 2014.
- [2] Castilho-Weinert LV, Forti-Bellani CD. Fisioterapia em Neuropediatria. Omnipax Editora. 2011.
- [3] Shepherd B. Fisioterapia em Pediatria. São Paulo: Editora Santos; 1996.
- [4] Bobath B, Bobath K. Desenvolvimento motor nos diferentes tipos de paralisia cerebral: Manole; 1989.
- [5] Neves EB. Trends in neuropediatric physical therapy. *Frontiers in public health*. 2013;1.
- [6] Neves EB, Krueger E, dos Santos Cióla MC, Costin ACMS, Chiarello CR, de Oliveira Rosário M. Terapia Neuromotora Intensiva na Reabilitação da Atrofia Muscular Espinhal: Estudo de Caso. *Revista de Neurociências*. 2014;22(1):66-74.
- [7] Scheeren EM, Mascarenhas LPG, Chiarello CR, Costin ACMS, Oliveira L, Neves EB. Descrição do Protocolo *PediaSuit*™. *Fisioter mov*. 2012;25(3):473-80.
- [8] Almeida MABd, Gutierrez GL, Marques R. Qualidade de vida: definição, conceitos e interfaces com outras áreas, de pesquisa. São Paulo: Escola de artes, ciências e humanidades–EACH/USP. 2012.
- [9] Nunes L. Tradução e Validação de instrumentos de avaliação motora e de qualidade de vida em paralisia cerebral. Campinas, SP: Universidade Estadual de Campinas; 2008.
- [10] Pina LVd, Loureiro APC. O GMFM e sua aplicação na avaliação motora de crianças com paralisia cerebral. *Fisioterapia em Movimento*. 2006;19(2):91-100.
- [11] Bower E, McLellan D, Amey J, Campbell M. A randomised controlled trial of different intensities of physiotherapy and different goal setting procedures in 44 children with cerebral palsy *Developmental Medicine & Child Neurology*. 1996;38(3):226-37.
- [12] Trahan J, Malouin F. Intermittent intensive physiotherapy in children with cerebral palsy: a pilot study. *Dev Med Child Neurol*. 2002 Apr;44(4):233-9. PubMed PMID: 11995891. Epub 2002/05/09. eng.
- [13] Neves EB, Scheeren EM, Chiarello CR, Costin A, Mascarenhas LPG. O *PediaSuit*™ na reabilitação da diplegia espástica: um estudo de caso. *Lecturas, Educación Física y Deportes–Buenos Aires*. 2012;166(15):1-9.
- [14] Neves EB, Krueger E, Stéphanie de Pol MC, de Oliveira N, Szinke AF, de Oliveira Rosário M. Benefícios da Terapia Neuromotora Intensiva (TNMI) para o Controle do Tronco de Crianças com Paralisia Cerebral. *Rev Neurocienc*. 2013;21:549-55.
- [15] Christoletti G, Hygashi F, Godoy ALR. Paralisia cerebral: uma análise do comprometimento motor sobre a qualidade de vida. *Fisioter mov*. 2007;20(1):37-44.
- [16] Prado MTA, Fell RF, Silva RCR, Pacagnelli FL, Freitas SdBZ, Janial AEM, et al. Função motora e qualidade de vida de indivíduos com paralisia cerebral. *ABCS health sci*. 2013;38(2):63-67.

ESTUDO SOBRE ANALISADORES UTILIZADOS NA CALIBRAÇÃO E MANUTENÇÃO DE BOMBAS DE INFUSÃO

C. G. Lima Barreto*, E. L. M. Naves*, S. T. Milagre*

*Faculdade de Engenharia Elétrica, Universidade Federal de Uberlândia, Uberlândia, Brasil
e-mail: lima.cglima@gmail.com

Resumo: Este trabalho apresenta uma análise de três analisadores de bomba de infusão. Foram levantadas as características de cada equipamento segundo os parâmetros prescritos pela norma ABNT NBR IEC 60601-2-24 para bombas de infusão. Os dados foram comparados no intuito de se apontar o analisador mais indicado à luz da norma citada e, ainda, considerando algumas características particulares de cada equipamento. Por fim, a demanda por bombas de infusão do estabelecimento assistencial de saúde (EAS) é elencada como aspecto fundamental a ser considerado na escolha do analisador a ser adquirido.

Palavras-chave: Equipamentos médico-hospitalares, analisador de bomba de infusão, viabilidade dos equipamentos.

Abstract: *This paper presents an analysis of three infusion pump analyzers. The characteristics of each product have been raised according to the parameters prescribed by the standard ABNT NBR IEC 60601-2-24 for infusion pumps. Data were compared in order to point out the most suitable analyzer in the light of this standard, and also considering some particular characteristics of each device. Finally, the demand for infusion pumps of healthcare establishment (EAS) is related as a fundamental aspect to be considered in the choice of analyzer to be purchased.*

Keywords: *Medical equipment, infusion pump analyzer, viability of equipment.*

Introdução

Quando ocorre um acidente no ambiente hospitalar, a organização sofre consideravelmente todas as consequências a ele relacionado. São consequências sociais, econômicas ou materiais. A mais grave delas é a perda da vida humana [1]. Dentro do contexto hospitalar estão os equipamentos médico-hospitalares (EMH) que sustentam a vida, aliviam doenças e vencem desabilidades, por outro lado também podem causar danos e mortes, devido a falhas de operação, falhas próprias ou mau uso [2]. A falha em um equipamento pode causar um acidente ou dificultar o reconhecimento e tratamento de outros problemas. Desse modo, com a crescente inserção de tecnologia na área da saúde, é necessário que as exigências de segurança na utilização de equipamentos nos ambientes hospitalares, cresçam a ritmos proporcionais a esta evolução tecnológica, a fim de minimizar os problemas oriundos de falhas na

manutenção e calibração dos equipamentos. Assim, é necessário que a equipe médica tenha confiabilidade nos resultados dos diagnósticos obtidos por meio destes equipamentos.

Diante deste fato, a bomba de infusão é um equipamento de extrema importância para um EAS, pois controla o fluxo e o volume do medicamento a ser infundido no paciente em diversas situações, e por isso deve ser acompanhada regularmente para manter o funcionamento esperado.

Além de realizarem infusões mais precisas, as bombas de infusão reduzem a incidência de problemas associados à equipamentos de infusão manual por gravidade. Neste contexto, tem-se uma automatização do procedimento, no entanto, o uso contínuo destes equipamentos provoca desgastes em seus componentes e, conseqüentemente, alterações em sua calibração que colocam em risco a saúde do paciente [3]. Isso demonstra a importância e a necessidade de ensaios periódicos não só no EMH bomba de infusão, mas em todos os equipamentos que são utilizados no hospital.

Neste contexto, este trabalho trata de um estudo sobre os analisadores de bomba de infusão, realizado de acordo com as prescrições contidas na norma particular ABNT NBR IEC 60.601-2-24 [4], para servir como ferramenta de apoio aos interessados em investir na montagem de uma central de manutenção de EMH. Considerando ainda o equipamento analisador com o melhor desempenho e custo benefício.

Materiais e métodos

Inicialmente, foi realizada uma pesquisa bibliográfica em livros, dissertações, leis, normas e portarias vigentes. Além disso, foi realizado um contato com representantes e fabricantes de equipamentos, para que fosse possível compilar uma lista dos principais analisadores de bomba de infusão do mercado. Tudo isso, para viabilizar uma análise comparativa entre os dispositivos e, descobrir qual tem o melhor custo benefício.

A metodologia deste trabalho consistiu em avaliar as características técnicas e gerais dos analisadores em estudo, para verificar a viabilidade de aquisição de um equipamento, neste caso, de um analisador de bomba de infusão.

Para identificar os parâmetros de estudo de um analisador de bomba de infusão, foi necessário, primeiramente, consultar a norma pertinente ao EMH

bomba de infusão. A norma que regula este dispositivo é a ABNT NBR IEC 60601-2-24.

Na avaliação dos dados de saída do analisador de bomba de infusão, os parâmetros analisados foram: vazão de saída do equipamento, pressão de oclusão, contrapressão, volume e volume de bolus.

Finalmente, foram considerados alguns indicadores para a realização da análise de custo benefício. A escolha destes indicadores foi baseada nos recursos técnicos que os analisadores ofereciam, ou seja: número de canais, vazão de saída, especificações gerais e custos.

Resultados

Os resultados obtidos na avaliação dos analisadores de bomba de infusão foram baseados nas características técnicas e gerais de cada analisador.

A Tabela 1 apresenta os valores referentes à vazão de saída (vazão mínima e intermediária) para cada tipo de bomba de infusão, conforme prescrição da norma ABNT NBR IEC 60601-2-24. E na Tabela 2 tem-se o valor referente a esta variável em cada analisador escolhido.

Tabela 1: Vazão de saída para cada tipo de bomba.

ABNT NBR IEC 60601-2-24	Vazão mínima	Vazão intermediária
Bomba volumétrica	> 1 ml/h	25 ml/h
Bomba de seringa	> 1ml/h	5 ml/h
Bomba ambulatorial	Menor selecionável	Especificado pelo fabricante

Tabela 2: Taxa de fluxo dos analisadores.

ABNT NBR IEC 60601-2-24	Vazão de Saída
	Variável
Analisador A	0,1 ml/h a 15 ml/h 16 ml/h a 200 ml/h 201 ml/h a 1500 ml/h
Analisador B	0,1 ml/h a 1200 ml/h
Analisador C	0,5 ml/h a 250 ml/h 251 ml/h a 1000 ml/h

Verificou-se que todos os analisadores estão em conformidade com a norma em relação a vazão de saída, para todos os tipos de bomba de infusão.

A norma define que a pressão de oclusão não deve exceder os limites especificados pelo fabricante, porém aconselha que essa pressão não ultrapasse 1034,3mmHg. A pressão de oclusão, conforme a Tabela 3, para todos os analisadores tem seus valores maiores que aquele definido pela norma. Infelizmente não foi possível averiguar porque estes valores diferem do prescrito pela norma. Essa verificação não ocorreu

devido a inviabilidade de adquirir os equipamentos escolhidos apenas para a realização deste trabalho.

Tabela 3: Pressão de Oclusão e Contrapressão.

	Pressão de Oclusão	Contrapressão
ABNT NBR IEC 60601-2-24	1034,3 mmHg	-100 a 100 mmHg
Analisador A	2327,2 mmHg	-100 a300 mmHg
Analisador B	2586 mmHg	0 a 300 mmHg
Analisador C	1551,4 mmHg	0 a 300 mmHg

Para a contrapressão, a norma estabelece um intervalo entre 100 mmHg positivo e negativo. No analisador A, percebe-se que a faixa da contrapressão é mais extensa que a prescrita pela norma, ou seja, abrange de -100 a 300 mmHg. Por outro lado, os analisadores B e C possuem intervalos de operação menores que aquele definido pela norma. Contudo, não se pode afirmar que este desvio no intervalo influencie no resultado da calibração da bomba de infusão, uma vez que não foram realizados testes práticos para averiguar este parâmetro.

Por fim, verificou-se nos dispositivos o volume e o volume de bolus apresentados na Tabela 4.

Tabela 4: Volume e volume de bolus.

	Volume	Erro	Volume de bolus
ABNT NBR IEC 60601-2-24	---	---	---
Analisador A	0,06 ml a 9 ml 10 ml a 19 ml 20 ml a 9999 ml	---	0,5 ml
Analisador B	0 a 9999 ml	± 1%	---
Analisador C	0,1 ml a 20 ml 21 ml a 999 ml	± 1% ±2%	---

Com base nos resultados obtidos, após a avaliação de cada parâmetro de saída dos analisadores em estudo, as informações foram agrupadas na Tabela 5 para um melhor entendimento dos resultados e organização visual. Os algarismos 0 e 1 indicados não se referem a presença ou não do recurso no equipamento, mas sim a um destaque que o equipamento recebe face aos dispositivos concorrentes. Os analisadores A, B e C estão representados pelas letras A, B e C, respectivamente.

Tabela 5: Desempenho de cada analisador frente aos dados de saída.

	V. Saída	Pressão Oclusão	Contra pressão	Vol.	Vol. bolus
A	0	0	1	0	1
B	1	0	0	1	0
C	0	1	0	0	0

O analisador A para os parâmetros de saída (contrapressão e volume de bolus), oferece um desempenho melhor em relação aos outros equipamentos. O analisador B, por sua vez, supera os concorrentes nos quesitos vazão de saída e volume. O último equipamento se destaca somente no parâmetro pressão de oclusão. Entretanto, estas informações não são suficientes para escolher o dispositivo que oferece o melhor desempenho. Devido à dependência direta da demanda de manutenção de bomba de infusão e do custo de aquisição.

Observou-se ainda, os recursos diferenciais dos equipamentos. Desse modo, para tornar o trabalho didático, estas informações foram dispostas na Tabela 6.

Tabela 6: Recurso dos analisadores.

Item	Analisador A	Analisador B	Analisador C
Canais	4	2	1
Expansão	Não	Sim	Não
Interface com PC	Sim	Sim	Sim
Memória	Sim	Sim	Sim
Teste bombas	Sim	Sim	Não
Teste bomba PCA	Sim	Sim	Não
Portátil	Não	Não	Sim

Nesta configuração, é possível verificar os recursos extras, ou seja, o diferencial que cada analisador possui.

As especificações gerais dos dispositivos também foram analisadas e expostas na Tabela 7. As características podem auxiliar o engenheiro clínico e equipe, na tomada de decisão para escolher o analisador que possa a vir atender às necessidades do EAS em função de espaço, temperatura e portabilidade do equipamento.

Tabela 7: Especificações gerais dos analisadores.

	Analisador A	Analisador B	Analisador C
Alimentação	100V/240V	127V/220V	9V (bateria)
Frequência	50/60 Hz	50/60 Hz	60 Hz
T. Operação	15°C a 30°C	15°C a 40°C	---
Umidade	10% a 90%	10% a 90%	---
Dimensões (cm)	30 x 20 x 20	15,2 x 30,5 x 30,5	12,7 x 22,8 x 27,9
Peso	5 kg	4,5 kg	1,4 kg

O custo dos analisadores foi obtido a partir de uma pesquisa ampla, em sítios de fornecedores, contato via e-mail com representantes, sites de compra e venda nacionais e internacionais de EMH.

A ideia inicial era realizar uma análise de custo benefício, considerando os custos relevantes, tais como, custo de aquisição, custo de manutenção do analisador, custo de reposição de peças e custo do serviço técnico para operar o analisador.

A princípio foi possível obter apenas os custos de aquisição de cada analisador envolvido no trabalho, os quais estão dispostos na Tabela 8. O custo do módulo de expansão do analisador B também foi obtido (vide Tabela 8). Dessa forma, a análise mais detalhada foi prejudicada, por insuficiência de informações.

Tabela 8: Custo de aquisição dos analisadores (Janeiro/2015).

Equipamento	Custo em dólar	Custo no Brasil	Módulo de Expansão
Analisador A	\$ 7.995,00	R\$ 199.225,51	---
Analisador B	\$ 4.672,72	R\$ 50.000,00	R\$ 34.500,00
Analisador C	\$ 3.695,00	---	---

Para os analisadores A e B o custo final do equipamento está incluso a taxa de importação e transporte da fábrica até o Brasil. O custo de aquisição do analisador C não foi obtido, devido ao fato de não haver no Brasil, representante do fabricante deste equipamento. Como mencionado, o analisador B é expansível para operar até 4 canais simultaneamente, porém há um custo adicional de aquisição. Este é devido ao módulo de expansão de mais dois canais.

Discussão

Após a análise de cada equipamento é possível tecer alguns comentários:

Em relação à vazão de saída, o analisador B é o que possui o melhor desempenho devido o erro associado ao valor lido ser o mesmo para qualquer fluxo a ser infundido.

A pressão de oclusão é outro dado de saída importante de um analisador de bomba de infusão, dessa forma, o analisador C é o que tem o intervalo mais próximo do definido pela norma ABNT NBR IEC 60601-2-24.

O analisador A pode ser considerado o de melhor desempenho para a contrapressão. Devido ao seu intervalo de operação atender o especificado pela norma (-100 mmHg a 100 mmHg), enquanto que os demais operam este parâmetro na faixa entre 0 mmHg a 300 mmHg. Porém, não se pode afirmar que há alguma interferência considerável no desempenho dos analisadores B e C devido a este desvio no intervalo correspondente, uma vez que não foi realizado nenhum teste prático com os equipamentos.

O analisador que apresenta o menor erro estimado no volume é o do fabricante B. Este é de apenas 1% da leitura para qualquer volume que se queira infundir. Os demais analisadores, tem o erro variável de acordo com a quantidade de volume a ser infundido. Em contra partida, ao avaliar o volume de bolus, o analisador B não é a melhor escolha. Por insuficiência de informações no manual dos analisadores B e C, o analisador A é o que sobressai, pois atende o valor prescrito pela norma.

Uma última análise das características técnicas deve ser considerada. Essa envolve os recursos que os equipamentos oferecem. Começando pelo analisador A, a quantidade de canais é superior aos outros dispositivos, pelo fato de disponibilizar testes de até 4 bombas de infusão simultaneamente. Enquanto que os outros inspecionam 1 ou 2 canais.

Entretanto, o analisador B possibilita expandir o número de canais para operar de uma vez até 4 bombas de infusão, assim como o analisador A. Para isso é necessário a aquisição de um módulo a parte fabricado pelo fabricante.

Os analisadores em estudo possuem memória interna para armazenar os resultados da calibração. A diferença entre eles é percebida no espaço de armazenamento que cada um oferece. Neste caso, o analisador B é o que fornece maior memória para salvar os dados. Ao expandi-lo para 4 canais, sua capacidade é reduzida, porém continua sendo maior do que a capacidade do analisador A.

Apenas os analisadores A e B possibilitam realizar testes de bomba de PCA (bomba de infusão de Analgésicos Controlada pelo Paciente). Todavia não são disponibilizados no manual dos equipamentos, maiores detalhes sobre este teste.

Com relação a possibilidade de deslocamento do equipamento dentro do hospital, o analisador C é o único portátil, portanto, neste recurso ele supera os demais.

As especificações gerais dos equipamentos podem ser essenciais na escolha de qual equipamento adquirir. Para todos os requisitos avaliados, os analisadores A e B, atendem qualquer ambiente hospitalar, pois são versáteis no modo de operação (temperatura de operação, peso, dimensões, e alimentação bivolt).

Ressalta-se a disparidade entre os custos de aquisição dos analisadores nos países de origem e no Brasil. Isso ocorre devido aos trâmites de impostos de importação dos equipamentos, e a logística adotada por cada fabricante.

Conclusão

Neste trabalho foi realizado um estudo sobre três analisadores de bomba de infusão, visando conhecer as características técnicas e gerais dos dispositivos, no intuito de apontar qual deles oferece o melhor custo benefício para um hospital.

Foi possível concluir que o analisador B é o mais adequado à luz dos parâmetros da norma. Ainda que

este apresente algumas características técnicas (pressão de oclusão, contrapressão e volume de bolus) distintos dos valores recomendados pela norma vigente de bomba de infusão. A compensação de escolher este, está relacionada com as características gerais e o custo de aquisição do mesmo, portanto, este analisador a priori é a melhor opção para qualquer EAS.

Entretanto, considerar o melhor é relativo, pois a demanda por manutenção de bombas de infusão de um EAS é um fator decisivo a ser considerado em última análise para adquirir um analisador do gênero. O que na prática pode motivar a opção por determinado equipamento pela sua capacidade de atender a demanda citada, mesmo que ele não possua a melhor classificação pela norma.

No entanto, percebeu-se que para uma avaliação eficiente dos analisadores em questão, o levantamento dos principais parâmetros mensuráveis pelo dispositivo e do seu respectivo custo de aquisição, não são suficientes para determinar o melhor analisador. Tal fato ocorre devido à necessidade de conhecer previamente outros fatores importantes, como a demanda de manutenção dos EMHs e a infraestrutura existente, para posteriormente se iniciar um estudo de viabilidade de aquisição dos equipamentos.

Logo, o interesse deste trabalho é alertar para a importância desse tipo de análise, para que se consiga realizar uma gestão competente capaz de aproveitar com maior eficiência os recursos do EAS.

Agradecimentos

Agradecemos à FAPEMIG, CAPES e CNPq por tornarem possível a realização desta pesquisa.

Referências

- [1] ANVISA. Agência Nacional de Vigilância Sanitária. Boletim Informativo de Tecnovigilância (BIT). Segurança e Equipamentos Médico-Hospitalares. BIT Edição nº4 – setembro de 2004. Disponível em: <http://www.anvisa.gov.br/divulga/public/tecnovigilancia/bit/2004/04_04.pdf>. Acesso em janeiro de 2015.
- [2] Batista, MMB. Contribuição ao processo de credenciamento de Laboratório de Ensaios de Equipamentos Eletromédicos. 121 f. Dissertação (Mestrado em Engenharia Elétrica) - Universidade Federal de Santa Catarina, Florianópolis. 2003.
- [3] Silva, AMJ. Sistema para avaliação da funcionalidade de bombas de infusão. 2004. 110f. Dissertação (Mestrado em Engenharia Elétrica) – Universidade Federal de Santa Catarina. Florianópolis. 2004.
- [4] Associação Brasileira de Normas Técnicas - ABNT. NBR IEC 60601-2-24: Equipamento eletromédico – Parte 2 – Prescrições particulares para segurança de bombas e controladores de infusão. Rio de Janeiro. 1999.

PROJETO PILOTO DA APLICAÇÃO PRÁTICA DA NORMA IEC 80001: APLICAÇÃO DO GERENCIAMENTO DE RISCO PARA REDES DE TI QUE INCORPORAM DISPOSITIVOS MÉDICOS EM UMA SUB-REDE MÉDICA [REDE ALPHA]

R. C. Wunderlich*, L. R. Holsbach*, M. C. Walter*, J. C. C. da Silveira*,
M. L. Varani **, J. A. Ferreira***

*Santa Casa de Porto Alegre, Porto Alegre, Brasil

** Universidade Federal do Rio Grande do Sul, Porto Alegre, Brasil

*** Universidade Federal de Itajubá, Itajubá, Brasil

e-mail: leriaholsbach@icloud.com

Resumo: A saúde defronta-se com o crescente avanço tecnológico. A tecnologia de um modo geral, especificamente na saúde, é dependente da Tecnologia da Informação (TI), atualmente quase vital para a área da saúde. Os dispositivos médicos são dependentes de *softwares* embarcados e incorporados às redes de TI para obter troca de informações e transferências de dados com resultados importantes. Tais informações são trocadas por meio de redes de TI que transferem os dados, porém esses equipamentos tornam-se vulneráveis surgindo um número de problemas que deve ser conhecido e gerenciado. Este estudo se propôs a fazer a aplicação prática da Norma Internacional IEC (*International Electrotechnical Commission*) 80001- 1: 2010-*Application of Risk Management for IT-Networks incorporating Medical Devices - Part 1: Roles, responsibilities and activities* [1], um projeto piloto em uma sub-rede (rede segmentada) de TI médica denominada no estudo de ALPHA. Nesse ambiente, surgiu um número elevado de problemas que foi identificado, alguns mitigados e relatados no presente estudo.

Palavras Chave: gerenciamento de risco, TI médica.

Abstract: *The Health Sector is faced with increasing technological advancement. Technology in general, specifically in the health sector, is dependent on the Information Technology (IT), now almost vital to this domain. Medical devices are dependent on embedded software and are introduced into IT networks to obtain information exchange and data transfers with important results. Such information is exchanged by means of IT networks which transfer data, but these devices become vulnerable appearing a number of problems that must be known and managed. This study aimed to implement the International Standard IEC (International Electrotechnical Commission) 80001- 1: 2010 - Application of Risk Management for IT-Networks Incorporating Medical Devices - Part 1: Roles, responsibilities and activities [1], as a pilot project in a medical IT subnet (segmented network) named in this study ALPHA subnet. In this environment, a large number of problems arise, that has been identified,*

partially mitigated and reported in the present study.

Keywords: *risk management, medical IT.*

Introdução

O presente estudo mostrou a aplicação prática da Norma Internacional IEC 80001- 1: 2010 - *Application of Risk Management for IT-Networks incorporating Medical Devices - Part 1: Roles, responsibilities and activities* [1] que trata de gerenciamento de risco para redes de TI que incorporam dispositivos médicos em um projeto piloto e as dificuldades encontradas.

Para realização do projeto criou-se uma rede segmentada, denominada ALPHA, onde foram conectados equipamentos de imagem médica, os ativos de rede (*switch* de acesso, distribuição e core), estação de laudos do médico e servidores do sistema de arquivamento de imagens e laudos.

Foram realizados simulações e testes de desempenho e segurança da rede. Os resultados foram as identificações de riscos na rede estudada e as sugestões para mitigação desses riscos com o propósito de proteger os ativos de informação e propiciar confiança às partes interessadas.

A segurança dos pacientes e de suas informações em redes de computadores que incorporam dispositivos médicos vem sendo discutida há mais de dez anos e os resultados se consolidaram com a publicação da Norma IEC 80001 em outubro de 2010 [1].

Sujan *et al.* [2] apontam o desenvolvimento de casos de segurança para serviços de saúde como sendo ferramenta útil para ajudar as organizações assistenciais a adotar práticas de gestão proativas e rigorosas.

A questão dos dispositivos médicos implantáveis (IMD - *Implantable Medical Devices*) reveste-se de uma importância toda especial, tanto pelo elevado nível de dano potencial ao paciente (incluindo letalidade) e sua privacidade, quanto pela grande exposição à diversos ambientes *wireless* não controlados (fora do ambiente da saúde). Em artigo recente, Liebowitz e Schaller [3] referem-se a esta situação como sendo certamente um novo tipo potencial de “guerra biológica” (“... *this is certainly a new potential type of “biologicalwarfare.”*”).

A revisão da literatura sugere que ainda há muito a percorrer no sentido de melhorar as ferramentas existentes para utilizá-las na área assistencial da saúde em redes de TI médicas. As experiências concretas de aplicações práticas da Norma IEC 80.001:2010 [1] deverão contribuir para esta melhoria.

O objetivo foi implantar um projeto piloto seguindo as 10 etapas sugeridas na Norma Internacional IEC 80001-1: 2010 [1]. O projeto seguiu as dez etapas sugeridas e a cada etapa foram identificadas dificuldades técnicas e logísticas.

Materiais e métodos

A pesquisa foi realizada em duas fases, Fase I e Fase II. A Fase I - (i) realizou-se a pesquisa bibliográfica para levantamento do tema no estudo abordado e a Fase II: (ii) aplicação prática, em um segmento de rede de TI e aplicação da Norma IEC 80001-1 – 2010 -*Application of Risk Management for IT-Networks incorporating Medical Devices - Part 1: Roles, responsibilities and activities* [1].

Na Fase I a pesquisa bibliográfica foi realizada nas normas técnicas IEC 80001-1: 2010 [1] - gerenciamento de risco para redes de TI que incorporam dispositivos médicos e norma brasileira ABNT NBR ISO/IEC 27.001:2013 – Tecnologia da Informação – Técnicas de segurança – Sistemas de gestão da segurança da informação – requisitos [4], ABNT NBR ISO 14971 – Produtos para saúde – aplicação de gerenciamento de risco a produtos para saúde [5]. ABNT NBR ISO 13485: 2004 – Produtos para a Saúde – Sistemas de Gestão de qualidade – Requisitos para fins Regulamentares [6], ABNT NBR IEC 60601-1: 2010 – Equipamento Eletromédicos, Parte 1: Requisitos Gerais para a segurança básica e desempenho essencial [7] e ISO/IEC 33001; 2015 *Information technology – Processassessment – Concepts and terminology* [8].

A aplicação prática, na Fase II, realizou-se em um segmento de rede de TI, denominada ALPHA com os ativos de rede, estação de laudos do médico e servidores do sistema de arquivamento de imagens e laudos médicos aplicando-se as 10 etapas sugeridas na IEC 80001 – 1: 2010 [1] com o propósito de segurança, eficácia e proteção de dados e sistemas

Resultados

Os resultados obtidos são apresentados nas etapas abaixo.

Etapa 1 - Identificar os perigos e as situações de perigo. Foram identificadas vulnerabilidades como prováveis perigos e situações de perigo associados na estação de trabalho (equipamento médico conectado à rede segmentada de TI), servidores aplicação/banco de dados, *storage* (armazenamento), rede de TI e *data center*. Algumas situações de perigos identificadas abaixo:

Senha fraca do usuário, Vírus, Antivírus, Compartilhamento de pastas indevidas, Estação não

conforme com a política de TI da Instituição. Dispositivos USB, Sistema operacional não homologado e desatualizado, queda de energia durante realização do exame.

Também situações de perigo como patches do sistema operacional desatualizado, backup não configurado, falha no processo de homologação, falha no *host* de virtualização, falha de replicação dos exames. Falha no *switch*; erro de roteamento, erro na configuração da rede, conflito endereço IP (*Internet Protocol*), intrusão (interna/externa), cabo de rede danificado, rompimento de fibra óptica, falha no *nobreak*; VPN (*Virtual Private Network*), acessos a sites maliciosos.

Etapa 2 - Identificar as causas e as situações de perigo resultantes. Nesta etapa foram identificadas as causas potenciais e as sequencias de eventos que conduziram ao perigo ou uma situação de perigo.

Foram consideradas a estação de trabalho, servidores de aplicação/banco de dados, *storage*, na rede de TI e *data center*. As situações encontradas foram: O acesso VPN IPSEC (IP Security Protocol) possui restrição de acesso para o endereço IP de origem, sendo vinculado ao endereço da instituição que necessita da conexão, bem como *login* individual para acesso, porém a mesma permanece sempre disponível. Portanto, as empresas podem ter acesso à rede a qualquer momento; Restrição para acesso apenas na rede ALPHA. A rede ALPHA possui comunicação com as demais sub-redes de TI médica do hospital para permitir a utilização de outros recursos da rede. O que gera a necessidade de todos os equipamentos estarem *compliance* com a política de segurança da informação. O acesso a sites de origem duvidosos pode levar os usuários a realizar *downloads* de arquivos infectados, abrindo *backdoors* o que possibilita que a máquina seja acessada remotamente de forma indevida. O que pode conduzir a perda ou apropriação indevida de informações.

Etapa 3 – Determinar as consequências indesejadas e estimar as severidades potenciais.

Nessa etapa foram determinadas para cada situação de perigo as consequências indesejadas que possam resultar para os pacientes, médicos e ou para a organização. Com isso pode conduzir a organização a não prestar a assistência de saúde de forma eficaz e com qualidade, além da exposição dos dados do paciente, que pode ser dados corretos ou incorretos. Nessa etapa foram consideradas a estação de trabalho, servidores de aplicação/banco de dados, *storage* (armazenamento) e rede de TI médica.

A não conformidade da estação de trabalho compromete o funcionamento da rede ALPHA como um todo. Os processos realizados pelos pacientes e demais profissionais poderão ser prejudicados. O sistema operacional estava não homologado e desatualizado o que ocasionou o funcionamento inadequado da estação de trabalho. O *Patches* do sistema operacional desatualizados nos servidores. Esses fatos podem gerar a possibilidade de falha na segurança do servidor e/ou não correção de *bug* conhecido. O *backup* não estava configurado o que pode não permitir a restauração de

arquivo necessário em caso de "catástrofe" ou corrupção da informação. Havia falha no processo de homologação realizado no servidor de aplicação, isto pode não disponibilizar a aplicação principal no ambiente de produção, também foi identificado a falha *host* que pode não disponibilizar a aplicação principal e todos os seus serviços. Identificou-se falha no disco que pode ocorrer a indisponibilidade da aplicação principal. Também foi identificada falha na conexão SAN que pode ocorrer a indisponibilidade da aplicação principal. Identificou-se falha na replicação dos exames o que pode ocorrer a inconsistência na segurança dos exames e a falha na fonte que pode ocorrer indisponibilidade da aplicação principal.

Na rede de TI médica, a falta de *switch* ocorre a indisponibilidade parcial ou total do sistema e erro de roteamento que pode ocorrer a perda de conectividade, lentidão na rede e retransmissão de pacotes. Identificou-se erro na configuração da rede o que pode ocorrer perda de conectividade, atribuição de endereço IP pertencente a outra rede e baixa performance. Identificou-se também conflito do endereço IP que pode ocasionar a perda de conexão da *workstation* e do outro dispositivo que estiver com o mesmo endereço, falha no envio de exames e causa instabilidade na conexão e intrusão (interna/externa). Esses fatos podem ocasionar o acesso a informações/exames de pacientes sem autorização. O funcionamento com o cabo de rede danificado, que foi identificado, gera uma performance inadequada, instável ou perda de conexão de rede ou ainda rompimento de fibra óptica. Com a redundância (se houver) de fibras ópticas não haverá indisponibilidade da rede, porém pode ocorrer uma breve desconexão pelo tempo de convergência do protocolo RSTP (*Rapid Spanning Tree Protocol*) /MSTP (*Multiple Spanning Tree Protocol*) utilizado para redundância de conexão na rede ALPHA estudada. Esta breve desconexão pode gerar a necessidade de reenvio dos exames para o servidor, queda de energia e falha no *Nobreak*, VPN e restrição para acesso apenas na rede ALPHA. O acesso a sites indevidos pode levar o usuário a realizar *downloads* de arquivos infectados. A consequência dessa ação pode ser a intrusão através de *backdoor* abertas por instalações realizadas involuntariamente.

Etapa 4 - Estimar a probabilidade da consequência indesejada. Foram estimadas as probabilidades em que as consequências indesejadas definidas podem ocorrer. Essa probabilidade pode ser considerada em dois componentes. (i) a probabilidade de que a causa leva a situação de perigo, (ii) e a probabilidade que, que ocorreu a situação de perigo, resultando na severidade definida da consequência indesejada.

Etapa 5 - Avaliação do risco. Nesta etapa foi realizada a verificação de vulnerabilidades de um equipamento de imagem médica utilizando a ferramenta NMAP (*Network Mapper*).

Etapa 6 - Identificar e documentar as medidas de controle de risco proposta e reavaliar o risco. Nesta etapa foi retornado a Etapa 3. Mostrou-se que o risco é

alto e identificou-se as opções de controle de risco. Mostrou-se falhas em nível de protocolos, serviços e desatualização do sistema operacional que proporcionam um alto risco de invasão

Nessa etapa foi realizado com sucesso um teste de intrusão interna utilizando as falhas do protocolo FTP apontadas durante a análise de vulnerabilidades.

Durante os testes de invasão promovidos de maneira voluntária internamente (porém de fora da rede segmentada ALPHA), foi constatado um alto grau de vulnerabilidade na rede ALPHA e nos dispositivos médicos que integram portas de *telnet* abertas e outros. O grau de vulnerabilidade ficou prejudicado no teste de invasão externa por trivial. Difícilmente haveria outro resultado senão a confirmação do mesmo nível de vulnerabilidade já verificado. Ressalva-se os fabricantes envolvidos foram alertados pela equipa do projeto e estes imediatamente autorizaram a fechar as portas abertas, além de terem tomadas outras medidas.

Etapa 7 - Implementação das medidas de controle

Para mitigar as vulnerabilidades encontradas no equipamento médico da rede ALPHA, foram realizadas as seguintes alterações no ativo para de controle de risco: FTP anônimo, SSH (*Secure Shell*), *telnet*, sistema operacional desatualizado, Apache, Falta de antivírus.

Etapa 8 - Verificar as medidas de controle

Foram verificadas as medidas do controle de risco da implementação e eficácia das medidas.

Os fornecedores dos dispositivos médicos que sofreram a invasão interviram no ambiente mitigando as vulnerabilidades existentes.

É importante observar que inicialmente houve muitas dificuldades de retorno do fornecedor as informações sobre o dispositivo médico. Entretanto, no momento que os pesquisadores deste estudo entraram em contato com o fabricante mostrando as vulnerabilidades do dispositivo médico, este agiu de maneira rápida solucionando os problemas e agradecendo aos pesquisadores.

Etapa 9 - Avaliar todos os novos riscos decorrentes do controle de risco. Após nova avaliação conclui-se que: CR01. Senha - a senha de administração dos Equipamentos médicos praticamente de domínio deve ser alterada; CR02. Acesso *telnet* - o protocolo para suporte aos equipamentos médicos é ineficaz e vulnerável

Etapa 10 - Avaliar e relatar o risco residual global. Analisando os riscos das ameaças encontradas ao longo da implementação deste projeto piloto na sub-rede de TI médica denominada no estudo de ALPHA, o Risco Residual Global é considerado aceitável.

Discussão

Para compreender a IEC ISO 80001 – 1: 2010 [1], na Fase 1, foi necessário estudar as Normas Brasileiras ABNT NBR ISO/IEC, 27.001: 2006 [4], 14971:2009 [5] e a Norma ISO IEC 33001:2015 [8]. A equipe que implantou o projeto piloto tinha pouco conhecimento da ABNT NBR ISO/IEC 27001/2006 – Tecnologia da

Informação – Técnicas de segurança – Sistemas de Gestão de segurança da informação [4]. Entendeu-se que essa norma é quase um pré-requisito da norma que foi objeto de estudo. Consequentemente, a equipe sentiu falta de um treinamento sobre essa Norma antes do estudo, o que recomenda-se realizar o treinamento das normas técnicas antes de qualquer projeto da área.

Na Fase II realizou-se uma aplicação prática com etapas abaixo descritas.

As etapas foram realizadas durante o funcionamento da rede TI médica e aplicadas em um segmento da rede, onde estavam conectados dispositivos médicos (equipamentos de imagem médica), os ativos de rede, uma estação de laudos médicos e servidores do sistema de arquivamento de imagens e laudos. Por ser uma grande rede, 2,5G/hora, o projeto piloto foi aplicado com cuidado para não ser mais um ponto de riscos.

Nesse ambiente, os exames dos pacientes são gerenciados pelo sistema de *Picture Archiving and Communication System* – PACS. O acesso ao PACS é feito mediante o uso de senha pessoal, com políticas de acesso diferenciadas por perfil de usuário. Qualquer alteração em dados do paciente, laudos e informações demográficas, ficam registradas em log, indicando quem onde e como foi realizado este acesso. O sistema de PACS e seus servidores utilizam a mesma rede médica utilizada por outros sistemas e equipamentos.

Os setores envolvidos no projeto foram: engenheiros clínicos, físico médico, físico com especialidade em TI e profissionais da tecnologia da informação.

O setor de engenharia clínica foi responsável pela gestão de equipamentos médicos (dispositivos médicos) e o PACS. A TI foi responsável pela infraestrutura de rede como servidores, banco de dados, *data center* e rede de TI

Conclusão

O objetivo do presente estudo foi a realizar uma aplicação prática da Norma Internacional IEC 80001- 1: 2010 [1], um projeto piloto, em uma rede segmentada de TI médica denominada ALPHA.

As maiores dificuldades foram a identificação de operações incorretas e ou ainda desempenho insatisfatório prejudicando o resultado da combinação de dispositivos médicos e outros dispositivos na mesma rede de TI.

A falta de integração entre TI e Engenharia clínica, fator bastante significativo, que ocasionou a falta de controles de segurança sobre vários dispositivos médicos.

A inexistência de políticas, procedimentos padronizados e a informalidade dos processos geraram conflitos entre a necessidade de controle de mudanças rigorosas dos dispositivos médicos e a necessidade de respostas rápidas às ameaças de ataques cibernéticos.

Outras dificuldades encontradas foram a falta de informação e suporte do fabricante de dispositivos médicos para a incorporação de seus produtos nas redes de TI em estabelecimentos de saúde

E por fim, o estudo nos permitiu afirmar que o equipamento médico estudado encontrava-se com as portas de acesso (rede de TI) abertas tornando-o vulnerável a invasões. Os processos da engenharia clínica, gestão de dispositivos médicos, devem ser alinhados com os processos de gestão da TI. Os fabricantes de dispositivos médicos devem tratar da segurança no processo de venda e a proteção dos dados deve ocorrer durante a implantação e uso.

Agradecimentos

Ao Fábio Juliano Correa e Cassiano R. N. Moralles, a Santa Casa de Porto Alegre e FAPEPE/UNIFEI.

Referências

- [1] IEC, IEC 80001-1 - Application of Risk Management for IT-Networks incorporating Medical Devices - Part 1: Roles, responsibilities and activities. Geneva, Switzerland: International Electrotechnical Commission. 2010;
- [2] Sujan, M., Spurgeon, P., Cooke, M., Weale, A., Debenham, P., Cross, S. The development of safety cases for healthcare services: Practical experiences, opportunities and challenges, in Reliability Engineering and System Safety, Available online 8 April 2015 at <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S095183201500099X/pdf?md5=2550ead05afe025e8f583cd3256a7124&pid=1-s2.0-S095183201500099X-main.pdf>;
- [3] Liebowitz, J.; Schaller, R. Biological Warfare - Tampering With Implantable Medical Devices, in Computing Now, IEEE Computer Society, December 2015, available online 16 December 2015 at <http://www.computer.org/cms/Computer.org/ComputingNow/issues/2015/12/mit2015050070.pdf>;
- [4] ABNT NBR ISO/IEC, 27.001:2013 – Tecnologia da Informação – Técnicas de segurança – Sistemas de gestão da segurança da informação – requisitos;
- [5] ABNT. NBR ISO 14971:2009 – Produtos para saúde – aplicação de gerenciamento de risco a produtos para saúde. Rio de Janeiro;
- [6] ABNT NBR ISO 13485:2004 - Produtos para a Saúde – Sistemas de Gestão de Qualidade – Requisitos para fins regulamentares;
- [7] ABNT NBR IEC 60601-1: 2010 – Equipamento Eletromédicos, Parte 1: Requisitos Gerais para a segurança básica e desempenho essencial;
- [8] ISO/IEC, ISO/IEC 33001:2015 Information technology – Process assessment – Concepts and terminology. 2015: Geneva, Switzerland. 2015.

SIGEM – SISTEMA DE INFORMAÇÃO E GERENCIAMENTO EM EQUIPAMENTOS MÉDICOS FINANCIÁVEIS PARA O SUS

M. Contó*

*OPAS/OMS - Organização Pan-Americana de Saúde/ Organização Mundial de Saúde,
Brasília, Brasil
e-mail: contom@paho.org

Resumo: Este trabalho apresenta uma descrição resumida do desenvolvimento do SIGEM – Sistema de Informação e Gerenciamento em Equipamentos e Materiais Permanentes financiáveis para o Sistema Único de Saúde (SUS), a partir da experiência do autor como colaborador da área de investimentos em equipamentos médico-hospitalares do Ministério da Saúde (MS). O MS, por meio de programas de investimentos específicos, financia a aquisição de equipamentos para utilização nos serviços do SUS em todo país. O desenvolvimento do SIGEM teve o propósito de gerenciar a Relação Nacional de Equipamentos e Materiais permanentes financiáveis para o SUS (RENEM), oferecendo às áreas técnicas do MS uma ferramenta de gestão do processo de descentralização de recursos para compra destas tecnologias, além de agilizar o cadastro e a análise de propostas de projetos de investimentos. Uma interface *web* também foi desenvolvida para que os gestores e profissionais de saúde de todo o país tivessem acesso às informações sobre a aplicabilidade, preços estimados e especificações técnicas sugeridas dos equipamentos de acordo com a demanda e com o tipo de estabelecimento assistencial de saúde aplicável. O SIGEM vem colaborando significativamente para aumentar a eficiência do MS no aproveitamento dos repasses financeiros para aquisição de equipamentos para o SUS. Desde sua implantação, um número maior de projetos passou a ser aprovado, com equipamentos mais custo-efetivos, representando uma maior oferta tecnológica à população e um menor custo total de propriedade para os gestores locais.

Palavras-chave: Equipamentos Médicos, SIGEM, RENEM.

Abstract: *This paper presents a narrative description of the development process and management of SIGEM - Management and Information System on Equipment and permanent Materials fundable for the Unified Health System (SUS), from the author's experience as a collaborator of the investment area in medical equipment of Ministry of Health (MoH). The MoH, through specific investment programs, finances the acquisition of several equipment for use in SUS services across the country. SIGEM was developed with the purpose of managing the National List of Equipment and permanent Materials for SUS (RENEM) and offer to the technical areas of MoH a management tool for*

decentralized investment in equipment and streamline the registration and analysis of investment project proposals. A website has also been developed for managers and health professionals to have access to information about the applicability, estimated prices and suggested technical specifications of the equipment according to the demand of SUS and the type of health facility. SIGEM has collaborated significantly to increase the MoH efficiency in the use of financial transfers to purchase equipment for the SUS. Since its deployment, a larger number of projects has been approved with more cost-effective equipment, representing a greater supply of health technology for the population and a smaller total cost of ownership to local managers.

Keywords: *Medical Equipment, SIGEM, RENEM.*

Introdução

Segundo dados da OMS - Organização Mundial de Saúde [1], e da OCDE - Organização para Cooperação e Desenvolvimento Econômico [2], o volume de investimentos per capita em saúde no Brasil, quando comparado ao de outros países do mundo, é subfinanciado e ainda distante daqueles que também adotaram um sistema gratuito e universal como o Sistema Único de Saúde (SUS). Além da notória escassez de recursos financeiros, é inegável que existem inúmeros problemas relacionados à gestão que ocorrem em todos os níveis da administração pública e que dificultam a correta aplicação de recursos financeiros em ações de saúde. Desta forma, toda e qualquer evolução dos processos de gestão, inclusive na área de investimentos em equipamentos médico-hospitalares, é de suma importância para se elevar o grau de eficiência na alocação de recursos públicos em saúde.

O Ministério da Saúde (MS), por meio de transferências de recursos financeiros, auxilia instituições públicas e privadas sem fins lucrativos (vinculadas ao SUS) a melhorarem sua infraestrutura tecnológica de atendimento [3]. Até o ano de 2006, todo o processo para transferência destes recursos ocorria por meio da formulação de projetos apresentados por meio físico, onde as instituições proponentes submetiam um dossiê, contendo um plano de trabalho com justificativas, objetivos e a relação de equipamentos necessários, a serem analisados pelo MS quanto ao mérito, quantidades, especificações e preços. Esse

processo era extremamente moroso e sujeito a inúmeras falhas, pois além de problemas associados à digitação, impressão e envio da documentação física, ainda existia a necessidade constante de ajustes que o MS solicitava junto à instituição por meio de pareceres técnicos conhecidos como diligências. A cada diligência, a instituição proponente deveria enviar a documentação ajustada para nova análise que, por sua vez, poderia gerar outras diligências até a aprovação final do projeto ou o seu arquivamento. Essa rotina trazia como reflexos vários problemas que afetavam a celeridade do processo, pois como não havia uma lista definida de equipamentos passíveis de financiamento, especificações padronizadas, limites de preços ou tampouco a distribuição adequada dos equipamentos conforme o tipo de serviço de saúde, o número de diligências para ajustes no plano de trabalho era muito elevado, retardando a liberação dos recursos.

A partir de 2007 o MS, por meio do Fundo Nacional de Saúde, departamento responsável pela ordenação e execução federal dos recursos financeiros da saúde, iniciou o desenvolvimento de ferramentas digitais para a organização dos processos de investimentos que culminariam no ano de 2013 na consolidação do SIGEM – Sistema de Informação e Gerenciamento em Equipamentos Médicos financiáveis para o SUS.

Materiais e métodos

O SIGEM foi desenvolvido pela necessidade de gerenciar a Relação Nacional de Equipamentos e Materiais permanentes para o SUS (RENEM), instituída pela Portaria MS/GM nº 3134 de 2013 [4]. Sua implantação ocorreu de forma sistemática, integrando novas ferramentas baseadas na tecnologia da informação com outras já existentes para atender os seguintes objetivos:

- 1- Organizar a distribuição dos equipamentos de forma hierarquizada, conforme o nível de complexidade do serviço de saúde;
- 2- Possibilitar a rastreabilidade e o levantamento histórico de investimentos por ano, tipo de equipamento, região, estado, cidade e instituição beneficiada;
- 3- Estabelecer limites de preços mínimo e máximo e especificações técnicas com preços sugeridos em conformidade com a realidade do mercado;
- 4- Criar um banco de dados permanente de cotações com especificações técnicas e preços de mercado; e,
- 5- Criar uma interface *web* de acesso livre para que profissionais e gestores de saúde de todo país tenham acesso às informações do sistema.

Distribuição hierarquizada – Uma ferramenta foi criada para organizar a distribuição hierarquizada dos equipamentos conforme o nível de complexidade de atenção à saúde, tipo de serviço, setores e ambientes. Essa ferramenta estabeleceu um significativo filtro para o cadastro de propostas, disponibilizando para as

instituições proponentes apenas equipamentos que estivessem de acordo com o seu perfil assistencial.

Por meio desta distribuição hierarquizada, foram impedidas solicitações descabidas que aconteciam com frequência, gerando inevitavelmente diligências para ajustes, como por exemplo, unidades básicas de saúde solicitando equipamentos de alta complexidade, como um tomógrafo computadorizado, por exemplo.

A figura 1 ilustra dois exemplos de distribuição hierarquizada dos equipamentos a partir do nível de complexidade da atenção à saúde.



Figura 1: Exemplos de distribuição de equipamentos conforme a estrutura do nível de atenção à saúde.

Na coluna à esquerda, equipamentos como: aparelho de anestesia, arco cirúrgico, bisturi elétrico, foco cirúrgico, mesa cirúrgica e monitor de sinais vitais, foram disponibilizados apenas em ambientes específicos como a Sala de Grande Cirurgia que por sua vez está inserida no setor Centro Cirúrgico do Hospital Geral, que é um serviço de alta complexidade.

À direita, um exemplo de serviço da atenção primária, como uma Unidade Básica de Saúde, onde apenas equipamentos apropriados são disponibilizados em seus ambientes, como por exemplo, o Consultório Médico que possui disponível o esfigmomanômetro, o estetoscópio, a mesa de exames, o otoscópio e o oftalmoscópio.

Essa estruturação, bem como as nomenclaturas dos serviços, setores e ambientes de saúde, seguiu o preconizado pela Resolução de Diretoria Colegiada da ANVISA nº 50 de 2001 [5] e ações programáticas em saúde das áreas técnicas do MS.

Rastreabilidade e levantamento do histórico de investimentos – A partir de um trabalho de padronização das nomenclaturas dos equipamentos, foi possível desenvolver uma ferramenta que permitisse obter levantamentos sobre os projetos de investimentos de anos anteriores, com filtros para o tipo de equipamento, ano do projeto, região, estado, cidade e estabelecimento de saúde contemplado. Com isso, o MS passou a ter uma importante ferramenta para verificação do histórico e da distribuição do investimento tecnológico em saúde pelo país.

A lista de equipamentos financiáveis pelo MS para o SUS passou a ser analisada criticamente quanto aos valores e quantidades demandadas pelas instituições, possibilitando traçar histogramas para verificação de qual faixa de preços era a mais incidente para cada equipamento e a realização de análises de Pareto. De acordo com a análise de Pareto [6], cerca de 20% do total de itens podem ser responsáveis por 80% dos impactos, representando, neste caso, o comprometimento dos recursos financeiros disponíveis. A análise de Pareto foi adotada para priorizar quais itens seriam primeiramente trabalhados no que tange às especificações técnicas e preços. Ao realizar essa análise, verificou-se que do total de 813 equipamentos financiáveis à época, 66 correspondiam a 80% da demanda total dos recursos financeiros.

Após a análise, foram tratados concomitantemente tanto os equipamentos que possuíam maior impacto econômico em relação aos valores, como também os equipamentos que possuíam pouco impacto econômico, mas elevada incidência nas propostas de projeto. Essa estratégia de priorização foi aplicada até que todos os equipamentos estivessem com as especificações e limites de preços disponíveis no sistema.

Especificações Técnicas e Preços - Ao cadastrar uma proposta de projeto de investimento, a instituição proponente deve apresentar especificações técnicas que permitam ao analista do MS, sob o ponto de vista do porte e complexidade, visualizar o equipamento pleiteado com suas principais características técnicas, funções, acessórios, componentes, etc., sem qualquer menção de marca ou modelo. Dependendo do porte e da complexidade tecnológica do equipamento, a especificação técnica pode ser bastante extensa, o que representa um tempo de análise maior por parte dos técnicos do MS. Equipamentos de baixa complexidade podem ter especificações mais simples, no entanto, invariavelmente possuem uma maior incidência nos projetos a serem analisados. Desta forma, tanto os equipamentos complexos com especificações extensas, como também os equipamentos mais simples com alta incidência, representam um gasto de tempo significativo para as análises técnicas.

Para promover celeridade na análise e na aprovação dos projetos, foi estabelecido que os equipamentos de baixa complexidade passassem a ser especificados apenas por meio de uma ferramenta de múltipla escolha e os equipamentos de maior complexidade teriam disponíveis especificações técnicas sugeridas, previamente elaboradas pelo MS, e que não teriam necessidade de análise caso o proponente as adotasse.

A solução de especificações por múltipla escolha foi implantada a partir do desenvolvimento de uma ferramenta que permitiu disponibilizar apenas as características essenciais dos equipamentos com opções a serem escolhidas pela instituição para configuração. Para cada característica técnica, um valor monetário foi associado, ajustando o valor final do equipamento automaticamente, conforme a configuração escolhida. A figura 2 mostra, como exemplo, um eletrocardiógrafo e

a forma como as instituições proponentes visualizam a especificação por múltipla escolha na tela do sistema.

Figura 2: Sistema de especificações de múltipla escolha.

As especificações sugeridas para os equipamentos de maior complexidade foram definidas a partir do histórico de investimentos do MS, identificando por meio de histogramas quais especificações de equipamentos eram as mais solicitadas no Brasil.

Caso a especificação sugerida e/ou o valor sugerido não corresponda à real necessidade da instituição ou à realidade do mercado local, o sistema permite que uma especificação técnica de elaboração própria seja inserida na proposta de projeto, assim como outro valor pleiteado, desde que contemplado nos limites mínimo e máximo estabelecidos pelo MS. Essa possibilidade de apresentar uma especificação própria preservou a autonomia dos gestores locais em pleitearem tecnologias com características que, teoricamente, melhor atenderiam as necessidades de sua população. Neste caso, cabe ao MS realizar a análise pontual das especificações e valores apresentados para a emissão de parecer técnico, favorável ou diligente.

Banco de informações técnicas e econômicas - Foram criados três repositórios de informações, sendo um primeiro para especificações e preços oriundos de empresas fornecedoras de equipamentos, um segundo para informações gerais, como catálogos, estudos científicos, etc., e um terceiro para arquivar cotações e propostas disponibilizadas pelas entidades proponentes a partir de suas pesquisas mercadológicas. No sentido de facilitar o acesso dos analistas do MS aos fornecedores disponíveis no mercado, também foi criado um banco de dados cadastrais de empresas fornecedoras vinculadas aos equipamentos financiáveis. Todas as informações armazenadas nestes repositórios foram organizadas de acordo com os tipos de equipamentos e a data de emissão dos documentos. Esse banco de dados trouxe grande agilidade no acesso às informações técnicas e econômicas, e respaldaram a elaboração de especificações técnicas com a definição dos preços sugeridos e limites para cada equipamento.

Para estimular a participação das empresas em disponibilizarem informações sobre suas linhas de produtos, foi desenvolvido um programa de cooperação técnica chamado PROCOT [7] onde a empresa colaboradora tem a possibilidade de apresentar tecnicamente seus produtos para os analistas do MS e de outros órgãos governamentais em forma de palestras.

Interface Web – Para promover ampla transparência e publicidade nas informações pertinentes aos equipamentos financiáveis para o SUS, uma interface (www.fns.saude.gov.br/sigem) de acesso livre foi desenvolvida para apoiar os profissionais das instituições na elaboração de seus projetos. O sistema disponibiliza informações sobre os equipamentos de acordo com o tipo de serviço de saúde, especificações com valores sugeridos e empresas que participam do programa PROCOT.

Resultados

Com a implantação do SIGEM e suas respectivas ferramentas, a quantidade de problemas detectados nas propostas de projetos, envolvendo equipamentos, foi reduzida drasticamente. Consequentemente, a necessidade de diligências para ajustes também foi reduzida, repercutindo num maior número de projetos aprovados ao ano e num melhor aproveitamento dos recursos financeiros e humanos.

O aumento na eficiência da descentralização de investimentos em equipamentos é verificado quando se observa que a equipe de analistas de projetos do MS, com engenheiros, tecnólogos em saúde, enfermeiras, entre outros, manteve-se praticamente a mesma entre os anos de 2008 e 2014 com 10 integrantes, tendo, contudo, um expressivo aumento no número de projetos aprovados e no volume de recursos financeiros repassados. Em 2008 o número de aprovações foi de aproximadamente 1200 projetos, correspondendo a um volume de investimentos da ordem de R\$ 500 milhões. Já em 2014, foram aprovados cerca de 7500 projetos com um volume de recursos financeiros de aproximadamente R\$ 2 bilhões.

Discussão

Devido à carência de profissionais especializados capazes de dar o devido suporte técnico aos gestores de saúde em todo o país, o MS, por meio de seus especialistas, decidiu implantar ferramentas digitais que norteassem a elaboração de projetos de investimentos, estabelecendo regras e barreiras para que equívocos fossem evitados desde o cadastramento do pleito. Pode-se dizer que, devido a ausência de trabalhos similares na literatura, essa iniciativa é uma estratégia inovadora na gestão de investimentos em equipamentos para sistemas públicos de saúde.

O aumento na capacidade de aprovação de projetos sem a necessidade de aumento no efetivo de analistas ocorreu principalmente pela forte adesão das instituições proponentes às especificações técnicas sugeridas. A dedicação de algumas horas dos analistas para a elaboração de tais especificações se converteu numa significativa economia de horas futuras, pois as propostas de projeto cadastradas com essas especificações passaram a ter aprovação automática enquanto anteriormente havia a necessidade de uma análise crítica e pontual de todas as especificações de

elaboração própria dos proponentes. Em relação ao volume financeiro dos repasses, há que se considerar outras variáveis, como a disponibilidade orçamentária, escopo do projeto, variações de câmbio e inflação, não sendo possível afirmar que a implantação do sistema foi o único fator responsável por sua elevação.

O SIGEM foi desenvolvido integralmente pela própria força de trabalho já existente no MS. As áreas envolvidas conciliaram essa tarefa com as demais atribuições rotineiras dentro do regime normal de trabalho e sem necessidade de serviços externos.

Conclusão

O SIGEM representa a tradução dos conhecimentos técnicos em equipamentos médicos convertidos em ferramentas suportadas pela tecnologia da informação para auxiliar todo o processo de investimentos do MS neste segmento. Sua contínua evolução é de suma importância para que a infraestrutura tecnológica do SUS seja permanentemente fortalecida.

Agradecimentos

Agradecimentos aos colegas da Coordenação de Análise de Investimentos e Infraestrutura e da Coordenação de Sustentação em Tecnologia da Informação do Ministério da Saúde, que colaboraram sobremaneira para o desenvolvimento do SIGEM.

Referências

- [1] World Health Organization – Dates and Statistics. 2012. Disponível em: <http://www.who.int/en/>.
- [2] Organization for Economic Co-operation and Development – Statistics. 2012. Disponível em: <http://www.oecd.org/>.
- [3] BRASIL. Ministério da Saúde – Cartilha para Apresentação de Propostas no Ministério da Saúde. Brasília/DF, 2013.
- [4] BRASIL. Ministério da Saúde - Portaria GM/MS nº 3134 de 17 de dezembro de 2013. Institui a RENEM, o PROCOT e dá outras providências.
- [5] BRASIL. ANVISA. Resolução de Diretoria Colegiada (RDC) nº 50 de 28 de março de 2001.
- [6] Rodrigues, Marcus Vinícius e colaboradores - Qualidade e Acreditação em Saúde. Rio de Janeiro. FGV Editora. 2011.
- [7] BRASIL. Ministério da Saúde – Manual PROCOT – Programa de Cooperação Técnica – Informações Técnicas e Econômicas em Equipamentos Médicos e Materiais Permanentes. Brasília/DF, 2015.

MÉTODOS DE AVALIAÇÃO DE SUBSTITUIÇÃO DE EQUIPAMENTOS BIOMÉDICOS

M. A. Marciano *

*Hospital Moinhos de Vento, Porto Alegre, Brasil
e-mail: marcelo.marciano2000@gmail.com

Resumo: Há necessidade de se conhecer e aplicar opções metodológicas para utilizar no momento de avaliar a substituição da tecnologia médica. Este trabalho tem como objetivo principal enumerar os critérios ou atributos citados nos métodos de avaliação de obsolescência de equipamentos médico-hospitalares para propor aplicações práticas. Como resultados, apresentam-se, dentre outros dados, os critérios citados pelos os autores, os mais incidentes e a proposição dos métodos e critérios que podem ser aplicados para avaliar obsolescência de acordo com a classificação ou grupos de equipamentos.

Palavras-chave: Avaliação de Obsolescência, Priorização de Substituição, Métodos Multiparamétricos, Métodos Econômicos, Equipamentos Médico-Hospitalares.

Abstract: *There is need to know and apply methodological options to use when evaluating the replacement of medical technology. This work aims to list the criteria or attributes cited in obsolescence assessment methods of medical and hospital equipment to propose practical applications. As results are presented, among other data, the criteria cited by the authors, the most incidents and the proposition of the methods and criteria that can be applied to evaluate obsolescence according to classification or equipment groups.*

Keywords: *Evaluation of Obsolescence, Replacement Prioritization, Multiparameter Methods, Economic Methods, Biomedical Equipment.*

Introdução

Os equipamentos médico-hospitalares (EMH) são cada vez mais determinantes e essenciais na medicina moderna e os hospitais tornaram-se tecno-dependentes. Um fator chave para que os EMH atendam as necessidades de apoio ao diagnóstico, monitorização, tratamento, suporte à vida com segurança aos pacientes, médicos e usuários, é mantê-los adequados com funcionamento correto e seguro [1]. Desta forma, é de suma importância os hospitais conhecerem as reais condições dos EMH. Se estão com efetividade clínica e desempenho adequados, como também se são viáveis economicamente quanto ao custo de operação [2]. Os hospitais em muitos casos são influenciados por pressões comerciais ou modismos de procedimentos

médicos, no processo ou momento de avaliação da substituição do EMH [2].

Qual é o melhor método de avaliar o momento e a priorização de substituição de equipamentos? [3]. Poderia ser desenvolvido regras básicas para quantificar fatores críticos para auxílio à tomada de decisões dos gestores de tecnologia médica [3]. Como exemplo, tem-se um sistema com *Score* de substituição de EMH que foi projetado para acessar as informações da maioria dos sistemas informatizados de gestão de manutenção [3].

Algumas organizações tem adotado critérios de priorização (como função do equipamento, riscos físicos, requisitos de manutenção, incidentes, importância do equipamento, taxa de utilização, etc). Quando a taxa de utilização do equipamento for alta, poderá também requerer aumento de frequência de inspeções e estar relacionada com maior incidência de avarias [4].

Considerando que os hospitais estão com restrições econômica-financeiras, há necessidade de se esforçar para criar planos sistemáticos de avaliar obsolescência e priorização de substituição de equipamentos, por meio de técnicas estruturadas. E assim otimizar a relação custo-benefício [1]. Este trabalho tem como objetivo principal enumerar os critérios ou atributos citados nos métodos de avaliação de obsolescência de equipamentos médico-hospitalares. E como objetivos específicos, evidenciar: a) os critérios mais incidentes e b.) propor os métodos ou critérios que podem ser aplicados para avaliar obsolescência de equipamentos de acordo com a classificação: grande porte, médio e pequeno porte. E desta forma contribuir com opções metodológicas para utilizar no momento de avaliar a obsolescência e substituição da tecnologia médica. A necessidade de substituição por obsolescência é uma das causas ou *inputs* de incorporação de equipamentos médico hospitalares numa organização de saúde, como demonstrado na figura 1.

Método

O método utilizado foi de pesquisa bibliográfica. O tema abordado é o referente a metodologias e critérios de avaliação de obsolescência e priorização de substituição de equipamentos médico-hospitalares (EMH). As palavras de busca/chave pesquisadas foram as citadas a seguir. A composição das frases de busca do tema foram compostas pelas palavras citadas em a) + as citadas em b) + as citadas em c), + as citadas em d) + as citadas em e), de forma alternada:

- a) metodologia, critérios, atributos, ferramentas, conceitos, seguidas de:
 b) Avaliação, Análises, priorização, seguidas de:
 c) Obsolescência, ciclo de vida, utilização, substituição, seguidas de:
 d) Equipamentos, tecnologias, máquinas, seguidas de:
 e) médico-hospitalares, biomédicos, hospitalar, saúde.

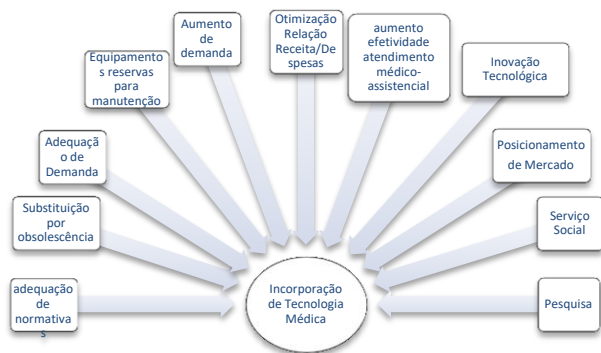


Figura 1: Causas de Incorporação de Equipamentos Biomédicos

Não foi aplicado filtro ou restrição de datas de publicação, para se obter o maior número de publicações possíveis. Tanto de apresentação de metodologias, quanto de demonstração de aplicação prática em hospitais.

Foram pesquisados artigos nacionais e internacionais, publicados em congressos, revistas e publicações no geral, bem como dissertações de mestrado e teses de doutorado. Para que fosse possível conhecer os tipos de conceitos, critérios e métodos utilizados. A pesquisa pela internet foi utilizada como ferramenta de busca. O período de pesquisa foi entre os meses de fevereiro e abril de 2016.

Resultados

Por meio da pesquisa bibliográfica foi possível levantar alguns métodos de avaliação de substituição de EMHs, como os citados a seguir. Os métodos estão apresentados em ordem cronológica de acordo com o ano das publicações pesquisadas.

Em 1992, Fennigkoh desenvolveu e aplicou o método multiparamétrico de avaliação de substituição de equipamentos biomédicos, no *St. Luke Medical Center*. O método é composto por quatro grupos de parâmetros, sendo eles, os técnicos, de criticidade dos equipamentos, os relativos a critérios econômico-financeiros e os parâmetros clínico-segurança. Os parâmetros técnicos são compostos pelos atributos de idade do equipamento, de custo de manutenção, tempo de parada e fim de apoio do fabricante. Quanto a função dos equipamentos, os mesmos devem ser classificados em suporte à vida, terapia, diagnóstico/monitoração e análise/apoio/auxiliar. No grupo de parâmetros econômico-financeiro, os equipamentos são classificados de acordo com o resultado que ocorreria se

o mesmo fosse substituído, em relação ao aumento de faturamento e a redução do custo. No quarto grupo, denominado de Clínicos – Segurança, os equipamentos são classificados de acordo com o resultado (se o mesmo fosse substituído), em relação a melhoria no tratamento, preferência do usuário, aumento padronização. Este método propõe uma pontuação final ou escore, denominado de Valor de Prioridade de Substituição, o qual é depois classificado numa escala de decisões, quanto a priorização de substituição [6].

Em 1994, Christer e Scarf, desenvolveram o método econômico, com intuito de determinar em quanto tempo o equipamento analisado deverá ser substituído e o tempo que seu substituto deverá permanecer em uso, por meio de critérios de custo de manutenção, de operação, de penalidades e ônus de substituição [7].

Em 2002, Cruz sugeriu a utilização da árvore de eventos, desde os eventos principais até os finais. Os critérios utilizados são de segurança, fim da vida útil, custos de manutenção, catástrofes com equipamento, erro usuário e de especialistas. A equação formada por estes critério denomina-se RUSE. O resultado da equação RUSE significa a substituição ou não do equipamento [8].

Em 2002, Pacheco et al propuseram uma metodologia com três campos de avaliação, o técnico, que representa 45% do peso total da avaliação, o econômico, com 30% do peso e o clínico, responsável por 25% na equação de adição. O resultado, reflete o estado e desempenho do equipamento, numa escala de 0 a 100% de desempenho.

No campo da avaliação técnica funcional, utiliza critérios relacionados a obsolescência e padronização/normalização, como idade ponderada pela intensidade de uso, percentual de tempo de indisponibilidade por falha ou mau uso durante um ano, número de anos com suporte de peças de reposição, número de anos com suporte de consumíveis, suporte técnico humano, manual do usuário, manual de serviço, normas de segurança, especificações técnicas do equipamento e homogeneização/padronização.

No campo de avaliação clínica, com aspectos mais subjetivos, é verificada a percepção do usuário quanto a utilidade, contribuição, confiabilidade, periodicidade de uso, facilidade de uso, utilidade do equipamento em relação com a ausência do mesmo.

No campo da avaliação econômica, são considerados os custos relacionados ao uso do equipamento, por meio dos indicadores como análise de substituição, custo de manutenção em relação ao custo de substituição, custo de operação do equipamento avaliado em relação ao custo de operação do equipamento substituto. Calcula-se o CAUE (custo anual total equivalente) do equipamento avaliado e do provável substituto, sendo a melhor opção de substituição, o equipamento com menor CAUE [2].

Em 2003 e 2004, Dondelinger sugeriu utilizar a data prevista de substituição (acrescido do tempo de vida médio deste equipamento) e o custo de substituição para determinar a priorização, como também, como outra

opção, chegar ao número de ordem de mérito, por meio da soma dos critérios de idade, com de custo de reparo, número de reparos, avanço tecnológico e plano para próximos cinco anos multiplicados por um peso [9].

Em 2004, Clark pontuou os critérios de idade, função do equipamento, falha, *down time*, custo de manutenção, problema com usuário, *recalls*, status tecnologia, utilização, padronização, regulamentação e *back up*. Depois de aplicar o cálculo, os equipamentos são classificados e priorizados por categoria de substituição [10].

Em 2005, Rajasekaran propôs o ordenamento da priorização, por meio de um sistema automatizado de um plano de substituição denominado de *ERPS (Equipment Replacement Planning System)*, no qual são considerados os valores normalizados dos fatores (critérios) multiplicados por um peso e dividido pelo e número de regras (critérios) [11].

Em 2005, Taylor e Jackson abordaram aspectos quantitativos e qualitativos relacionados ao componente técnico, missão crítica e segurança, como critérios de avaliação de substituição de equipamentos [3].

Em 2006, Grimes propôs uma metodologia que analisa sete fatores, como tempo de uso e condição, nível de utilização, aceitabilidade clínica, estado da tecnologia, disponibilidade de peças, custo de manutenção anual projetado e confiança projetada. Após pontuar (pontos para substituição) de excelente a muito ruim e obter a soma, classifica-se os equipamentos em ordem de prioridade de substituição [12].

Em 2006, Albornoz propôs analisar os custos máximos permissíveis dos equipamentos biomédicos por meio do cálculo MEL (*Maintenance e Expenditure Limits*), que é o valor futuro de despesa ao longo da vida útil. A equação MEL é composta pelo produto dos fatores: valor de substituição, percentual da vida útil restante e o fator MEL [13].

Em 2008, Dreiss propôs calcular o fator de prioridade de substituição, pelo somatório dos *scores*, considerando os pesos dos critérios factual, segurança, técnica, financeiro e performance [1].

Foram encontrados em torno de 20 trabalhos sobre o tema, de acordo com a forma de pesquisa. Somente foram citados os trabalhos que, de acordo com a análise utilizada, tivessem apontamentos claros de critérios de avaliação de obsolescência (ciclo de vida, utilização, substituição, e demais palavras de busca). Foi tomado cuidado de não citar critérios de priorização de investimentos, de incorporação, bem como de avaliação de seleção e escolha de aquisição. Pois o objetivo é especificamente pesquisar métodos com critérios claros para fase/avaliação de obsolescência.

Dentre os critérios elencados pelos autores, observados nesta pesquisa, estão os relacionados a: segurança, fim vida útil, manutenção, catástrofe envolvendo o EMH, erro usuário, erro especialista, custo manutenção, custo operação, penalidade, ônus substituição, idade, função, apoio fabricante, condição, falha, *down time*, *recalls*, *status* tecnologia, utilização, padronização, regulamentação, *back up*, técnica,

financeiro, performance, receita, custo aquisição, propensão a falhas, número de reparos, missão crítica, disponibilidade, preferência do usuário, etc.

Considerando os trabalhos pesquisados, foram verificados nos métodos propostos, em torno de 45 critérios de avaliação de substituição de EMH, sugeridos por 11 autores. Os critérios mais utilizados pelos autores foram o de custo de manutenção (maior citação dentre os autores pesquisados) e depois os atributos de idade e “técnica” (todos com o número aproximados de citações, mas com a metade das citações em relação ao critério de custo de manutenção), seguidos de segurança, erro usuário, suporte fabricante, indisponibilidade, utilização e padronização (todos com o mesmo número de citações). Os autores que tiveram o maior número de critérios utilizados em seus métodos propostos, foram o Clark e Pacheco et al, seguido de Fennigkoh, com um critério de diferença. Depois, seguidos de Christer e Dondelinger com a metade dos critérios dos dois primeiros.

Pela análise dos métodos faz-se suscitar que para aplicar métodos com tipos de critérios quantitativos, se tenha necessidade de conhecer detalhadamente os dados referentes aos equipamentos. Dados como produtividade, custo de operação, receita gerada, número de uso, número de exames realizados, etc, são mais práticos de aplicar à equipamentos de grande porte (RM, TC, PET CT, Radioterapia, Angiografia, Medicina Nuclear, equipamentos Automatizados de Laboratório, etc), cujos dados enumerados pelos autores, são mais efetivamente controlados nos hospitais e também mais simples de relacionar ao equipamento.

Os métodos multiparamétricos, que associam critérios qualitativos e quantitativos são mais práticos de aplicar à grande gama de equipamentos biomédicos instalados e em uso nos hospitais, como os de monitorização, terapia, suporte a vida e apoio/auxílio. Esta praticidade ao uso do método multiparâmetros, se deve a nem sempre os Hospitais possuem (ou ser simples de relacionar) as receitas e custos de operações dos equipamentos de pequeno porte e portáteis. Até porque em muitos casos, a receita do procedimento é composta pela utilização de vários equipamentos, além de mão de obra, insumos, instalações, etc. Estes também são os pontos que dificultam o uso de critérios puramente quantitativos a toda gama de equipamentos.

A figura 2 a seguir demonstra esta proposição de aplicação.

Discussão

Devido a dificuldade de encontrar trabalhos sobre o tema, principalmente de aplicações práticas em hospitais, não foi aplicado filtro ou restrição de datas de publicação. Com esta medida, acreditava-se obter o maior número de publicações. Uma das restrições de acesso ao maior número de trabalhos publicados, pode ter sido a limitação de bases pesquisadas, por dificuldade de acessos. Esta restrição acaba sendo oportunidade de melhoria para novas pesquisas sobre o tema.

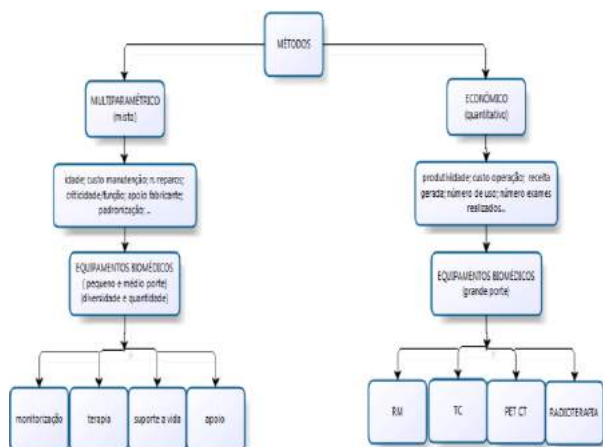


Figura 2: Proposição de Aplicação de Método de Avaliação de Substituição por Gama de Equipamento.

Para facilitar a aplicação prática destes tipos de metodologias há necessidade de automatizar a ferramenta, de forma a produzir em tempo real os resultados de priorização, como sugerido por Taylor e Jackson [3].

Se constatou também a necessidade da análise e avaliação de qual método se aplica melhor à determinada classe, tipo ou gama de equipamentos. Considerando a complexidade inerente ao ambiente e à questão do ciclo de vida dos equipamentos, é discutível quais métodos são mais adequados e assertivos a serem aplicados no auxílio da definição do momento de substituição do EMH, de forma a ter a melhor análise sistêmica possível dos equipamentos. Tornam-se necessárias as análises críticas pré aplicação, testes, comparações, validações, etc. Para assim auxiliar na avaliação da substituição das tecnologias médicas incorporadas e utilizadas em grande escala nas organizações de saúde.

Considerações Finais

A avaliação de substituição é crucial para embasar a direção hospitalar na definição dos investimentos, visto que um dos inputs de incorporação é o da substituição por obsolescência. Há um campo para desenvolvimento de metodologias de avaliação de obsolescência de tecnologias médicas, mostrando as aderências por gama de equipamentos. Bem como, a necessidade de aplicação prática nos hospitais e a divulgação e publicação dos trabalhos.

E como consequência, por meio de aplicação de método adequado, além de manter em uso os equipamentos médico-hospitalares mais seguros e economicamente viáveis, a engenharia clínica também poderá contribuir de forma mais assertiva e efetiva na obtenção dos objetivos estratégicos das organizações de saúde.

Referências

[1] DREISS, A. When does medical equipment need to be replace? *Journal of Clinical Engineering*, 33(2); 78-81, april/june, 2008.

[2] PACHECO, A; PIMENTEL, AB; RODRIGUEZ, R; ORTIZ, M; SALAZAR, R. Metodología para evaluación de Equipo Biomédico. *Bioingeniería y Física Médica Cubana*, 2002.

[3] TAYLOR, Kevin; JACKSON, Stephen. *Journal of Clinical Engineering*, 2005.

[4] BINSENG, WANG; LEVENSON, Alan. Peer Review Paper: Equipment Inclusion Criteria - A New Interpretation of JCAHO's Medical Equipment Management Standard. *Journal of Clinical Engineering*, 2000.

[5] CAMPBELL, C., Hospital Plant and Equipment Replacement Decisions: A survey of Hospital Financial Managers, *Hospital & Health Services Administration*, 39 (4), 538-556, 2004.

[6] FENNIGKOH, L. Medical equipment replacement model. *Journal of Clinical Engineering*, Jan/Feb; 17(1): 43-47, 1992.

[7] CHRISTER, A. H. & SCARF, P. A. A robust replacement model with applications to medical equipment, *Journal of the Operational Research Society*, 45(3); 261-275, Mar, 1994.

[8] CRUZ, M.; RODRÍGUEZ, D.; VILLAR, S.; LIC G. An event-tree-based mathematical formula for the removal of biomedical equipment from a hospital inventory, *Journal of Clinical Engineering*, 27(1); 63-71, winter, 2002.

[9] DONDELINGER, R. A complex method of equipment replacement planning. *Biomedical Instrumentation and Technology*, 38(1); 26-31, Jan/Fev, 2004.

[10] CLARK, T. Health care technology replacement planning. In: *Clinical Engineering Handbook*. Edição 3º, 2004. Cap 42, p. 153-154.

[11] Rajasekaran, D., *Bioengineering Conference, Proceedings of the IEEE 31st Annual Northeast*, 2005.

[12] S. L. Grimes, F. R. Painter. *Equipment Replacement Planning. Gestão de Tecnologias Médico - Hospitalares e Workshop Engenharia Clínica*, Florianópolis, 2006.

[13] L. J. C. Alborno, "Aplicación Del Factor MEL como Metodología para Evaluación Económica durante la Vida Útil de Equipamientos Médico-Hospitalares". *II Congreso Internacional de Investigaciones Biomédicas del Caribe Colombiano*, 2006.

O PERFIL DO USUÁRIO BRASILEIRO DO PROGRAMA FARMÁCIA POPULAR (PFP) COM HIPERTENSÃO ARTERIAL DIAGNOSTICADA

S. B. Franco*, R. G. G. Amorim* e M. M. F. Gomes*

*Universidade de Brasília, Faculdade Gama (UnB/FGA), Programa de Pós-Graduação em Engenharia Biomédica, Brasília, Brasil
e-mail: simone.bezerrafranco@gmail.com

Introdução: A Tecnologia em Saúde (ATS) pode ser classificada como uma atividade que abrange todas as formas de conhecimento que podem ser utilizadas na solução ou redução de problemas de saúde de indivíduos e populações, extrapolando a logística dos medicamentos, equipamentos e procedimentos usados na assistência à saúde [1]. A institucionalização das ações de ATS no Brasil, no âmbito do SUS, teve início em 2005, como estratégia de aprimoramento da capacidade regulatória do Estado e suas ações em Saúde [1]. Na perspectiva de ações pertinentes à ATS, destaca-se o Programa Farmácia Popular do Brasil (PFPB), o qual foi criado pelo Governo Federal, em associação com a Fundação Oswaldo Cruz (Fiocruz), uma instituição que tem a responsabilidade de disponibilizar os medicamentos mediante ressarcimento, assegurando à população o acesso a produtos básicos e essenciais à saúde a um preço reduzido, pela Lei no 10.858, de 13 de abril de 2004, regulamentada pelo Decreto no 5.090, de 20 de maio de 2004 [2]. Dentre os medicamentos subsidiados pelo PFPB estão aqueles destinados a tratar a hipertensão arterial. Nesse bojo, dados de pesquisa organizada pelo Ministério da Saúde evidenciaram que o PFPB tem contribuído para o controle e diminuição das internações dos pacientes diagnosticados com hipertensão arterial no Brasil [2]. Contudo, a meta governamental é mais ambiciosa; almeja-se que o Brasil seja um dos países que alcance a meta estabelecida pelo Plano Global de Enfrentamento das Doenças Crônicas, que é a redução dos casos de hipertensão arterial de 25% entre 2015 e 2025 [3]. Sendo assim, a realização de estudos que verifiquem a logística e a abrangência da distribuição dos medicamentos do PFPB têm apresentado grande relevância. Nesse sentido, este trabalho apresenta uma descrição do perfil dos usuários do PFPB com hipertensão arterial diagnosticada na tentativa de estabelecer uma sinalização, ainda que primária, de possíveis deficiências do programa.

Materiais e Métodos: Foi realizado um levantamento descritivo do perfil do usuário do PFPB com hipertensão arterial diagnosticada mediante a coleta de dados secundários da PNS estão disponíveis em <http://www.pns.icict.fiocruz.br/>. A PNS realizada em 2013 entrevistou efetivamente 64348 domicílios, sendo que 60202 moradores responderam as questões relativas ao seu estilo de vida, estado de saúde e doenças crônicas. Neste trabalho foram utilizadas duas questões pertencentes ao módulo Q do questionário da PNS. Essas questões indagavam ao entrevistado o seguinte: Q002: Algum médico já lhe deu o diagnóstico de hipertensão arterial (pressão alta)? 1.Sim; 2.Apenas durante a gravidez; 3.Não. Q008: Algum dos medicamentos para hipertensão arterial foi obtido no PFPB? 1.Sim, todos; 2.Sim, alguns; 3. Não, nenhum. As variáveis explicativas utilizadas neste trabalho foram: sexo, idade, raça/cor, escolaridade, estado civil e região. A análise dos dados foi realizada com a utilização do *software* estatístico SPSS.

Resultados Na PNS realizada em 2013 foram entrevistados 205546 indivíduos, dos quais 3441 são hipertensos e fazem uso de medicamentos do PFPB. O estudo realizado mostra que esse subgrupo populacional é caracterizado principalmente por indivíduos do sexo feminino (67,4%), com 60 anos ou mais (49,9%), que declararam cor/raça como não branca (54,5%), de baixa escolaridade e casados (46,3%). As regiões Sudeste (31,1%) e Nordeste (24,8%) detêm a maioria desses usuários. 22,89% dos indivíduos entrevistados declararam que já foram diagnosticados com hipertensão arterial. Neste universo, 25,81% dos entrevistados afirma ter obtido pelo menos um dos medicamentos para pressão alta a partir do PFPB. A maior parte deles, 74,19%, nunca obteve nenhum dos medicamentos a partir do programa do governo federal.

Conclusões: A partir dos dados obtidos através da PNS, percebe-se que o percentual de usuários do PFPB encontrado é considerado pequeno, haja vista que esse programa proposto pelo governo federal foi idealizado para ser abrangente. Nota-se então a necessidade de se organizar estudos mais detalhados, cujo objetivo seja verificar se dentro do programa há falhas de alocação e distribuição de tais medicamentos.

Referências: [1] Brasil. M.S./ S.E. Área de economia da saúde e desenvolvimento. Avaliação de tecnologias em saúde: Ferramentas para a gestão do sus. BRASÍLIA: ed. MINISTÉRIO DA SAÚDE, 2009. 110 P.BRASIL. M. S. Avaliação de tecnologias em saúde: ferramentas para a gestão do SUS. Brasília; 2009. 112p. [2] Pereira MA. Programa Farmácia Popular no Brasil: uma análise sobre sua relação com o complexo econômico-industrial da saúde e os programas estratégicos do governo federal [dissertação]. Rio de Janeiro (RJ): Escola Nacional de Saúde Pública, Fundação Oswaldo Cruz; 2013. [3] Ministério da saúde. Disponível em: <http://portalsaude.saude.gov.br/>. Acesso em: dezembro de 2015.

Palavras-chave: Pesquisa Nacional de Saúde, Hipertensão Arterial, Programa Farmácia Popular do Brasil.

OZÔNIO NA DESINFECÇÃO DE CIRCUITOS VENTILATÓRIOS

H. C. Carvalho***, R. B. S. Jacinto*, M. S. Melo**, C. J. Lima**, A. B. Fernandes** e R. A. Zângaro**

* Instituto de Engenharia Biomédica, Universidade Camilo Castelo Branco – UNICASTELO, Parque Tecnológico de São José dos Campos, Estrada Dr. Altino Bondesan, 500, Eugênio de Melo, CEP 12247-016, São José dos Campos, SP, Brasil.

** CITÉ – Associação Cidade da Ciência Tecnologia e Educação, Estrada Dr. Altino Bondesan, 500, Eugênio de Melo, CEP 12247-016, São José dos Campos, SP, Brasil.
email: hccarvalho.engbio@gmail.com

Resumo: O circuito ventilatório é um dos itens semicríticos mais utilizados no suporte médico do trato respiratório, e com alto potencial para causar infecções no paciente. O ozônio vem se destacando neste contexto por sua eficácia na eliminação de diferentes microrganismos em função do seu alto poder oxidativo. Com o protocolo utilizado houve redução média de 70% das UFC's (Unidade Formadora de Colônia) na desinfecção dos circuitos ventilatórios. O resultado mostra o ozônio como uma técnica promissora, devido a redução de microrganismos presentes.

Palavras-chave: ozônio, desinfecção, infecção nosocomial, circuito ventilatório.

Abstract: *The mechanical ventilation circuit is a semi-critical items commonly used in support of the respiratory tract of patients, with high rate of nosocomial infections. In this context, ozone has stood out for its high effectiveness in eliminating different microorganisms due to its high oxidative power. The protocol for ventilation circuits disinfection used in this work has reduced on average 70% of the CFU 's (colony-forming unit) present in the circuit, showing ozone disinfection as a promising technique for this kind of devices.*

Keywords: *ozone, disinfection, nosocomial infection, ventilator circuit.*

Introdução

O número de pacientes que necessitam de suporte ventilatório mecânico, completo ou parcial, vem crescendo em função do aumento do número de cirurgias e internações, da maior taxa de sobrevivência às doenças agudas e pela crescente oferta dos serviços de saúde avançados. Ampliar o número de pacientes com suporte ventilatório exige grande atenção para o risco de infecções nosocomiais, exigindo um eficiente processo de desinfecção dos dispositivos de assistência respiratória.

O circuito ventilatório é um dos itens semicríticos mais utilizados no suporte médico do trato respiratório. Esse circuito apresenta alto potencial para causar infecções no paciente [1, 2], principalmente em função do acúmulo de secreções em seu interior, agravado pelo

condensamento de líquido no percurso e temperatura favorável para proliferação de microrganismos em seu interior. Todos esses fatores exigem, portanto, o emprego de protocolos de desinfecção adequados para a prevenção de infecções no paciente [3].

O ozônio vem se destacando neste contexto por sua eficácia na eliminação de diferentes microrganismos em função do seu alto poder oxidativo. Esta propriedade associada ao baixo custo, rapidez e praticidade de uso da técnica, apresenta importante vantagem quando comparado a outros agentes de desinfecção [4-8].

Assim sendo, este trabalho tem por objetivo avaliar a eficácia do ozônio na desinfecção de circuitos ventilatórios.

Materiais e métodos

Os circuitos ventilatórios usados neste estudo foram utilizados em pacientes adultos, críticos e semicríticos, de uma unidade hospitalar de média e alta complexidade. O protocolo de desinfecção, objeto desta pesquisa, foi avaliado e aprovado pela equipe técnica do hospital.

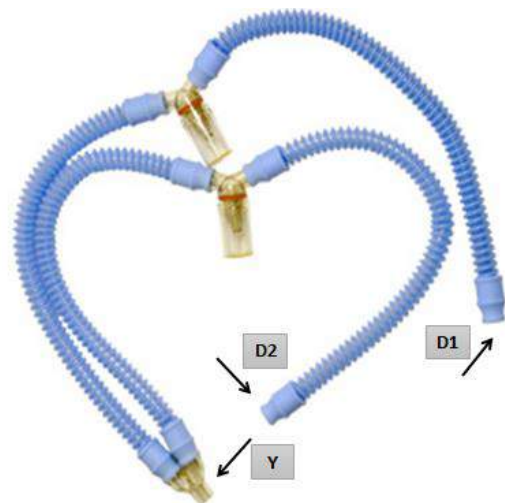


Figura 1: Circuito ventilatório, com as regiões (D1, D2 e Y) interna e externa.

Neste caso foram selecionados três circuitos ventilatórios de uso adulto (Dräger, Brasil). Os circuitos

possuem 1,3 m de comprimento, sendo termorresistentes, flexíveis, transparentes, e confeccionados em PVC atóxico e silicone grau médico. Apresentam em seu exterior uma estrutura corrugada, e, em seu interior uma parede plana. A conexão tipo Y é feita em policarbonato e as conexões distal e proximal produzidas em PVC atóxico, sendo estes materiais, compatíveis com o ozônio. A Figura 1 apresenta o modelo de circuito ventilatório utilizado.

Após a utilização pelo paciente, os circuitos ventilatórios sem higienização prévia foram acondicionados em embalagens plásticas pelo CME (Centro Médico de Esterilização), visando futura desinfecção pela técnica de ozônio.

O protocolo utilizado consistiu na imersão do circuito ventilatório por 15 minutos, em uma cuba plástica, contendo 5 litros de solução aquosa diluída com detergente multienzimático (3M, Brasil), conforme preconizado pelas normas da Vigilância Sanitária Nacional [9]. Em seguida o circuito foi enxaguado com água deionizada/desmineralizada (Serquímica, Brasil) visando remover traços do detergente utilizado. Em seguida o dispositivo foi submetido à secagem com gases estéreis (Descarpak, Brasil).

A coleta microbiológica foi realizada em duplicata, em duas condições pré-determinadas: no recebimento do material, e, após a ozonização, como apresentando na Figura 2. As coletas foram feitas em três regiões do circuito denominadas: D1 (Proximal), D2 (Distal) e Y, conforme a Figura 1. Em cada região foram realizadas duas coletas na superfícies interna, e, duas na superfície externa.

Para a coleta das amostras, foram utilizados *swabs* de haste plástica com ponta de algodão estéril (Absorve, Brasil), umedecido com água destilada estéril, passando-o por toda a região pré-determinada. Em seguida o material foi semeado em placas de cultura com meio Ágar Müeller-Hinton (Biorad, França). As amostras foram transportadas em bolsa térmica com controle de temperatura e posteriormente incubadas em estufa a 37° C, sendo realizadas as leituras quantitativas das UFC's (Unidades Formadoras de Colônias) após 48 horas de incubação.

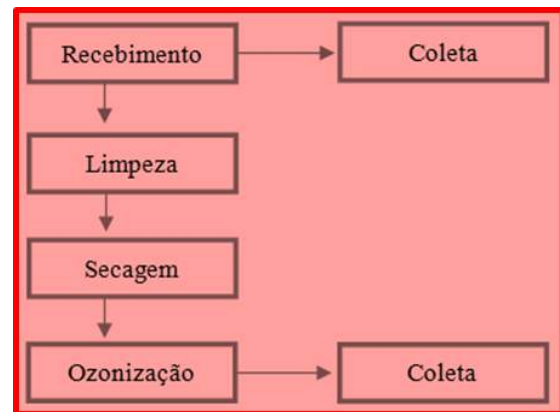


Figura 2: Protocolo utilizado.

Para a desinfecção o dispositivo foi inserido no interior de um envelope de papel grau cirúrgico (Sispack Medical, Brasil) de 60 x 60 cm. O envelope foi lacrado por termo-selagem, evitando-se aberturas, vincos ou dobras que pudessem permitir a saída do gás. O envelope foi adaptado de maneira a ter uma conexão de entrada e outra de saída para o ozônio, cujo fluxo foi viabilizado pelo uso de uma mangueira de silicone com 4,5 mm de diâmetro interno, acoplada ao gerador de ozônio. O fluxo contínuo de ozônio permitiu inflar o envelope contendo o circuito ventilatório a ser desinfetado.

A produção do ozônio foi obtida à partir do efeito corona induzido por um gerador (OzonLife, Medical Systems, Brasil), ajustado para fornecer uma concentração de 66 mg/l de ozônio, mediante fluxo de oxigênio de 1/8 l/min.

Resultados

A Tabela 1 apresenta o resultado (% das UFC's) da ozonização do circuito ventilatório, evidenciando para a concentração de ozônio em questão, uma redução média da ordem de 70% das UFC's, nos três circuitos testados.

Tabela 1 – Concentração de UFC antes e após a ozonização dos circuitos ventilatórios.

Regiões de Coleta	Circuito Ventilatório 1			Circuito Ventilatório 2			Circuito Ventilatório 3		
	Antes (UFC)	Após (UFC)	Redução (%)	Antes (UFC)	Após (UFC)	Redução (%)	Antes (UFC)	Após (UFC)	Redução (%)
Y int	720	650	9,7	302	286	5,3	321	181	43,6
Y ext	266	0	100,0	378	106	72,0	70	4	94,3
D1 int	372	106	71,5	376	88	76,6	654	182	72,2
D1 ext	590	0	100,0	225	21	90,7	836	16	98,1
D2 int	748	408	45,5	414	316	23,7	682	104	84,8
D2 ext	466	76	83,7	266	27	89,8	538	17	96,8
Média	-	-	68,4	-	-	59,7	-	-	81,6

Discussão

Diversos autores [1, 9, 10] relatam que os equipamentos semicríticos reutilizados por pacientes, constituem potenciais fontes de contaminação e um grande risco para as infecções nosocomiais, portanto, torna-se importante o desenvolvimento de técnicas adequadas para desinfecção desses materiais, visando garantir a segurança do paciente e diminuir o risco de infecções [3, 4, 6]. No presente estudo constatou-se redução da população microbiana nos circuitos ventilatórios. Este resultado permite inferir que o processo em questão permitirá reduzir os índices de contaminação com consequente prevenção de infecção em pacientes.

A ANVISA (Agência Nacional de Vigilância Sanitária) estabelece que artigos semicríticos devam ser submetidos ao processo de desinfecção de alto nível após a limpeza ou ao processo físico de termodesinfecção [9]. Historicamente as soluções mais recomendadas para a desinfecção são o glutaraldeído a 2%, o formaldeído a 38%, o ácido peracético entre 0,09-0,15% e o álcool a 75%, sendo que alguns destes foram recentemente suspensos pela ANVISA.

Sui et al. [2], utilizaram álcool a 75% para desinfecção de várias superfícies dos sistemas de ventilação mecânica. Nas regiões do condensador do circuito e na conexão tipo-Y houve redução da ordem de 10% da concentração total de bactérias. Balsamo et al. [11], avaliaram a desinfecção dos canais de endoscópios através da aplicação do ácido peracético e do glutaraldeído, com redução bacteriana de 76,2% e 71,4% respectivamente. No presente estudo, apesar de tratar de outro tipo de dispositivo, as reduções de microorganismos foram similares às obtidas no estudo acima citado.

O presente estudo mostrou que, utilizando a ozonização foi possível realizar a desinfecção em tempo inferior quando comparado aos obtidos com técnicas tradicionais apontados no Manual de processamento de Artigos e Superfícies em Estabelecimentos de Saúde [12]. Utilizando o glutaraldeído ou formaldeído, o tempo de imersão do material deve ser de 30 minutos [9], sendo este o dobro do tempo utilizado no presente estudo, que exigiu 15 minutos. Os fenóis sintéticos por exemplo, apesar de exigirem apenas 10 minutos de imersão, são inativos na presença de água, são altamente carcinogênicos cancerígeno e não são recomendados por determinados órgãos como é o caso do norteamericano *Centers for Disease Control and Prevention* [13].

Doan et al. [5], avaliaram que o ozônio na desinfecção hospitalar atua mais rapidamente quando comparado ao peróxido de hidrogênio. O ozônio se destaca também quando comparado a algumas técnicas de desinfecção tradicionais por não gerar subprodutos infectantes e se decompor em oxigênio [6-8, 14, 15].

A técnica gasosa se mostrou promissora na desinfecção de circuitos ventilatórios, e, técnicas similares, realizando a imersão dos circuitos ventilatórios em água ozonizada pode ser outra alternativa de interesse na área.

Conclusão

A desinfecção de circuitos ventilatórios, utilizando ozônio na forma gasosa, apresentou eficácia na redução de microrganismos presentes neste dispositivo semicrítico.

Agradecimentos

A CAPES (Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior) pelo suporte financeiro a H. C. Carvalho e R. B. S. Jacinto.

Referências

- [1] Teixeira PJZ, Hertz FT, Cruz DB, Caraver F, Hallal RC, Moreira JS. Pneumonia associada a ventilação mecânica: impacto da multirresistência bacteriana na morbidade e mortalidade. *Jornal Brasileiro de Pneumologia*. 2004; 30(6):540-48.
- [2] Sui Y, Wan G, Chen Y, Ku H, Li L, Liu C, Mau H. Effectiveness of bacterial disinfectants on surfaces of mechanical ventilator systems. *Respiratory Care*. 2012; 87(2):250-56.
- [3] BRASIL. Infecções do trato respiratório - Orientações para prevenção de infecções relacionadas à assistência à saúde. Brasília: Ministério da Saúde, 2009.
- [4] Davies A, Pottage T, Bennett A, Walker J. Gaseous and air decontamination technologies for *Clostridium difficile* in the healthcare environment. 2011; 77(3):199-203.
- [5] Doan L, Horrest H, Fakis A, Craig J, Claxton L, Khare M. Clinical and cost effectiveness of eight disinfection methods for terminal disinfection of hospital isolation rooms contaminated with *Clostridium difficile* O27. *Journal of Hospital Infection*. 2012; 82(2):114-21.
- [6] Lopes MS, Ferreira JRF, Silva KB, Simplício IOB, Lima CJ, Fernandes AB. Disinfection of corrugated tubing by ozone and ultrasound in mechanically ventilated trachostomized patients. *Journal of Hospital Infection*. 2015; 90:304-09.
- [7] Moat J, Cargill J, Shone J, Upton M. Application of a novel decontamination process using gaseous ozone. *Canadian Journal of Microbiology*. 2009; 55(8):928-33.
- [8] Zoutman D, Shannon M, Mandel A. Effectiveness of a novel ozone-based system for the rapid high-level disinfection of health care spaces and surfaces. *American Journal of Infection Control*. 2011; 39(10):873-79.
- [9] BRASIL. Orientações gerais para a Central de Esterilização. Brasília: Ministério da Saúde, 2001. p. 56.
- [10] Lima ME, Andrade D, Haas VJ. Avaliação prospectiva da ocorrência de infecção em pacientes críticos de unidade de terapia intensiva. *Revista Brasileira de Terapia Intensiva*. 2007; 19(3):342-47.

- [11] Balsamo AC, Graziano KU, Schneider RP, Antunes Jr. M, Lacerda RA. Remoção de biofilme em canais de endoscópios: avaliação de métodos de desinfecção atualmente utilizados. *Revista da Escola de Enfermagem da USP*. 2012; 46:91-98.
- [12] BRASIL. Manual de Processamento de Artigos e Superfícies em Estabelecimentos de Saúde. Brasília: Ministério da Saúde, 1994, 2ª Edição, p. 50.
- [13] Rutala WA, Webber DJ. Guideline for disinfection and sterilization in healthcare facilities. Centers for Disease Control and Prevention. 2008, p. 158.
- [14] Garcia CA, Stanziola L, Vieira IS, Naves JHFF, Neves SMN. O gás ozônio na descontaminação de ambientes cirúrgicos. *Veterinária Notícias*. 2008; 14(2):37-40.
- [15] Fan L, Song J, Hildebrand PD, Forney CF. Interaction of ozone and negative air ions to control micro-organisms. *Journal of Applied Microbiology*. 2002; 93(1):144-48.

RUÍDO SONORO EM INCUBADORA NEONATAL E SEUS EFEITOS NAS RESPOSTAS FISIOLÓGICAS DO RECÉM-NASCIDO PREMATURO

L. M. Sá*, A. S. Cruz*, R. M. Ichinose³*, M. F. H. Nogueira**, E. G. Ramos*** e M. V. M. Peixoto***

*Programa de Engenharia Biomédica, COPPE/UFRJ, Rio de Janeiro, Brasil

**Faculdade de Enfermagem, DEMI/UERJ, Rio de Janeiro, Brasil

***Instituto Fernandes Figueira, Fundação Oswaldo Cruz, Rio de Janeiro, Brasil

e-mail: leticiams8@peb.ufrj.br

Resumo: O objetivo deste trabalho foi medir o ruído sonoro interno em incubadoras neonatais e avaliar as respostas fisiológicas do recém-nascido prematuro sob este tipo de estímulo. Foi realizado um estudo observacional em uma unidade de tratamento intensivo neonatal de um hospital universitário localizado na cidade do Rio de Janeiro – RJ. O ruído interno de quatro incubadoras foi medido e as respostas fisiológicas dos recém-nascidos e as fontes de ruído foram registradas. O ruído interno nas incubadoras variou de 46,1 a 88,7dB(A), ultrapassando o limite máximo de 60dB(A), recomendado pela Associação Brasileira de Normas Técnicas, e de 58dB(A) recomendado pela Academia Americana de Pediatria. Os eventos mais frequentes em períodos de ruído acima de 60dB(A) foram o manuseio de objetos, a conversação no entorno da incubadora, a manipulação do prematuro e o manuseio da incubadora. O ruído a que os bebês estão expostos constitui-se um fator estressante e parece ter relação com alterações da saturação de oxigênio e frequência cardíaca. Entretanto, para resultados conclusivos será necessário aumentar o tamanho amostral.

Palavras-chave: incubadora neonatal, ruído, prematuro, respostas fisiológicas.

Abstract: The aim of the present study was to measure the internal noise in incubators and evaluate the physiological responses of premature newborns to this type of stimulation. An observational study was performed in a neonatal intensive care unit of a school hospital located in the city of Rio de Janeiro - RJ. The noise levels in four incubators were measured and the newborns' physiological responses and the noise sources were registered. The internal noise ranged from 46,1 to 88,7dB(A), exceeding the maximum limit of 60dB(A), recommended by the Brazilian Association of Technical Standards, and of 58dB(A) recommended by the American Academy of Pediatrics. The main sources in periods of noise above 60dB(A) were handling objects, the conversation surrounding the incubator, the premature's manipulation and handling the incubator. The noise to which babies are exposed in the incubators constitutes a stressing factor and it seems to be related to variations in oxygen saturation and heart rate.

However, it will be necessary to increase the sample size for conclusive results.

Keywords: neonatal incubators, noise, premature, physiological responses.

Introdução

O ruído sonoro pode causar diversos efeitos negativos à saúde de recém-nascidos (RNs) prematuros, como surdez infantil, alterações nas respostas motoras, aumento das frequências cardíaca e respiratória, diminuição da saturação de oxigênio, distúrbio do sono, perda de peso, estresse, danos na cóclea, atraso no crescimento e desenvolvimento, além de dificuldades no processo de aprendizagem [1,2].

A sensação subjetiva da intensidade do ruído é preferencialmente quantificada pelo nível de pressão sonora (NPS), que representa a variação média de pressão ambiente em relação à pressão atmosférica, sendo expresso em decibéis (dB). Os medidores de NPS dispõem de filtros de ponderação de frequência e de ponderação temporal, que são projetados para simularem a diferença de audibilidade das componentes de frequência do som e para minimizarem as flutuações do NPS medido, respectivamente. O método de filtragem que apresenta resposta similar ao ouvido humano é o filtro de ponderação de frequência tipo A e a ponderação temporal tipo lenta. No resultado da medição, é indicado o tipo de filtro de ponderação utilizado entre parênteses, ou seja, quando ponderação o filtro A, o resultado é dado em dB(A) [3].

A incubadora proporciona, em seu interior, temperatura e umidade controladas para as necessidades fisiológicas do neonato, como também ar filtrado visando à proteção contra as infecções. Entretanto, estudos apontam a permanência na incubadora como um dos fatores para o desenvolvimento de surdez em neonatos ou que potencializam os efeitos negativos relacionados ao tratamento [4]. A norma brasileira, NBR IEC 60601-2-19:2014 “Equipamento eletromédico – requisitos particulares para segurança básica e desempenho essencial das incubadoras para recém-nascidos”, estabelece que o nível máximo de ruído sonoro no interior de incubadoras em modo normal de operação deve ser 60dB(A) [5]. A Academia Americana

de Pediatria preconiza valores inferiores a 58dB(A) como o nível máximo permitido no interior desses equipamentos [4].

O presente estudo tem como objetivo medir os níveis de ruído sonoro no interior de incubadoras neonatais, seus efeitos sobre a saturação de oxigênio (SpO₂) e frequência cardíaca (FC) dos RNs prematuros, e relacioná-los às fontes de ruído sonoro presentes no ambiente.

Materiais e métodos

O trabalho foi realizado em uma unidade de tratamento intensivo neonatal (UTIN) de um hospital universitário localizado na cidade do Rio de Janeiro.

Foram elegíveis para o estudo RNs prematuros (idade gestacional ao nascimento menor que 37 semanas) internados na UTIN. Não foram incluídos RNs com distúrbios neurológicos, distúrbios cardíacos, síndromes e más formações congênitas, diagnóstico de hemorragia intracraniana de grau III e que estivessem fazendo uso de medicamentos depressores do sistema nervoso central ou capazes de provocar alterações na FC.

Para as medições do ruído no interior das incubadoras, foi utilizado dosímetro e medidor de nível de pressão sonora modelo *Spark*® 706 com seu respectivo calibrador modelo CAL150, ambos da *Larson Davis (Utah, EUA)*, posicionando seu microfone a uma distância de 20cm da orelha do recém-nascido (RN). O ruído foi medido em intervalos de um segundo, utilizando o filtro A e a ponderação temporal lenta, seguindo a norma regulamentadora NR 15:1978. Para análise, foi utilizado o parâmetro referente ao nível equivalente de pressão sonora (Leq), expresso em dB(A), que representa o NPS médio presente no ambiente referente a todo o período de observação.

Os sinais de FC e SpO₂ foram adquiridos da saída serial de monitores multiparamétricos *Datex-Ohmeda* modelo S/5, utilizados na UTIN. Foram considerados normais valores de FC entre 120 e 170bpm, propostos por Oberlander e Saul (2002), e de SpO₂ entre 92 e 98%, propostos por Sweetwood (1982).

Para o registro dos eventos e fontes de ruído, foi utilizado um instrumento de coleta de dados desenvolvido no *Microsoft Access*® 2010. Esse apresenta 43 possíveis eventos, selecionados por meio de botões que, ao serem acionados, geram o registro automático no banco de dados e o horário de sua ocorrência. Alguns dos eventos registrados foram provenientes de: manipulação do RN (troca de fralda, exame clínico, administração de medicamentos, entre outros), manuseio da incubadora (apoiar e retirar objetos da cúpula, abrir e fechar porta, abrir e fechar portinholas, mover bandeja, mover incubadora e abrir e fechar gaveta), manuseio de objetos (cadeira, lixeira, telefone, pia ou porta); alarmes de equipamentos de monitorização e terapia; conversação e manuseio de materiais utilizados na assistência aos neonatos. A análise dos eventos foi realizada considerando-se o intervalo de 9h30min e 11h30min e, durante este tempo,

o observador se concentrou em perceber os eventos e imediatamente registrá-los.

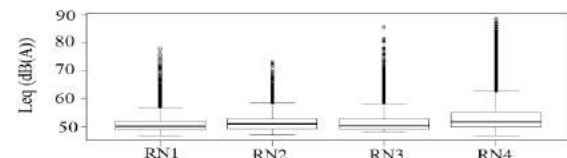
Foi realizada uma análise descritiva dos níveis de ruído e dos parâmetros fisiológicos adquiridos, incluindo uma análise comparativa entre períodos de Leq acima e abaixo de 60dB(A) visando identificar relações entre o ruído sonoro, as variações dos parâmetros fisiológicos e a ocorrência dos eventos. As análises foram realizadas no ambiente R, versão 3.2.2, que é uma plataforma para tratamento de dados com ênfase em análise estatística [9].

O projeto foi aprovado pelo Comitê de Ética, sob o código de identificação CAAE 14400113.2.3001.5259.

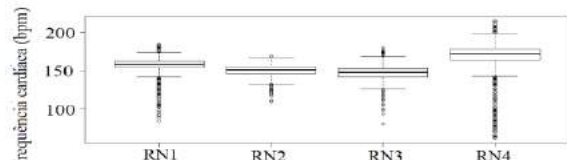
Resultados

Os boxplots dos Leq no interior das incubadoras e os de FC e SpO₂ dos quatro RNs são apresentados na Figura 1. Durante o período de mensuração do ruído interno das incubadoras, os Leq variaram de 46,1 a 88,7dB(A) (Figura 1A). Pode-se observar na Figura 1B que o RN4 apresenta maior variação da FC e na Figura 1C, que o RN3 e o RN4 apresentam maiores variações de SpO₂.

A. Níveis de pressão sonora equivalente no interior das incubadoras



B. Frequência cardíaca dos recém-nascidos



C. Saturação de oxigênio dos recém-nascidos

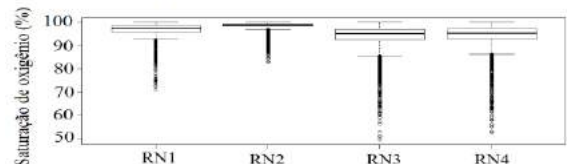


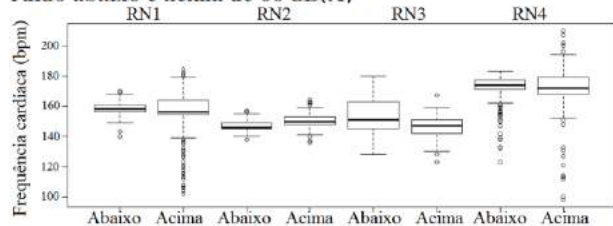
Figura 1: Boxplots dos níveis de pressão sonora equivalente no interior das quatro incubadoras (A), valores de frequência cardíaca (B) e de saturação de oxigênio (C) dos quatro recém-nascidos.

A Tabela 1 apresenta os valores médios e desvios-padrão de FC e SpO₂ relativos aos períodos de ruído acima e abaixo de 60dB(A) e não observa-se diferenças entre as médias nesses períodos. Os boxplots de FC e SpO₂ relativos aos mesmos períodos são apresentados na Figura 2 e constata-se um maior número de *outliers* nos períodos de ruído acima de 60dB(A).

Tabela 1: Médias e desvios-padrão de frequência cardíaca e saturação de oxigênio dos quatro recém-nascidos referentes aos períodos de ruído abaixo e acima de 60dB(A).

Ruído	FC (bpm)		SpO2 (%)	
	<60dB(A)	>60dB(A)	<60dB(A)	>60dB(A)
RN1	158 ± 5	157 ± 14	97,6 ± 1,4	95,6 ± 3,3
RN2	147 ± 3	150 ± 4	98,9 ± 1,1	98,4 ± 1,9
RN3	153 ± 11	146 ± 6	94,6 ± 3,9	92,1 ± 5,3
RN4	169 ± 9	172 ± 14	94,6 ± 2,6	92,8 ± 4,8

A. Frequência cardíaca dos recém-nascidos nos períodos de ruído abaixo e acima de 60 dB(A)



B. Saturação de oxigênio dos recém-nascidos nos períodos de ruído abaixo e acima de 60 dB(A)

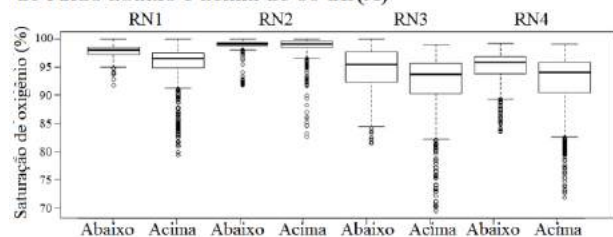


Figura 2: Boxplots dos valores de frequência cardíaca (A) e de saturação de oxigênio (B) dos quatro recém-nascidos nos períodos de ruído abaixo e acima de 60dB(A).

A Tabela 2 apresenta o número total de ocorrências dos eventos nos períodos de ruído acima e abaixo de 60dB(A). Foi observado que eventos relacionados à conversação e à manipulação do RN só foram registrados no período acima de 60dB(A), bem como eventos provenientes do manuseio da incubadora também foram mais frequentes nesse período.

Tabela 2: Número total de ocorrências dos eventos nas incubadoras dos quatro recém-nascidos nos períodos de ruído acima e abaixo de 60dB(A).

Evento	<60dB(A)	>60dB(A)
Manuseio de materiais	428	53
Manuseio de objetos	169	206
Manuseio da incubadora	02	76
Deslocamento de carrinho	10	27
Manipulação do bebê	0	29
Alarme intermitente	17	11
Conversação	0	17
Alarme contínuo	06	03

Ao relacionar ruídos acima de 60dB(A) com os níveis de FC e SpO2 dos quatro RNs analisados e os eventos registrados, constatou-se que eventos

provenientes da manipulação do bebê e do manuseio da própria incubadora geraram aumento da FC e diminuição da SpO2 enquanto a conversação gerou apenas aumento da FC.

Discussão

Em relação ao Leq no interior das incubadoras dos quatro RN, constatou-se que o ruído variou de 51,1 a 88,7dB(A). Parrado e Costa Filho (1992) identificaram NPS entre 59 a 79dB(A) nas incubadoras com RNs em três hospitais públicos localizados na Região Sudeste do Brasil. Rodarte (2007) registrou NPS entre 47,6 a 88,7dB(A) nas incubadoras de um hospital de ensino em Ribeirão Preto-SP. Por outro lado, um estudo nos Estados Unidos, que avaliou a exposição ao ruído de recém-nascidos de alto risco em UTIN, encontrou nas incubadoras NPS que variaram entre 56 a 60dB(A) [12]. Os trabalhos realizados no Brasil encontraram uma maior variação de NPS e uma possível explicação seria que, em países desenvolvidos, existem protocolos para diminuição de ruído em UTIN com maior adesão da equipe.

Outras explicações para essa heterogeneidade de resultados encontrados na literatura seriam as próprias diferenças metodológicas, tal como distâncias diferentes de posicionamento do microfone, que poderiam gerar captação de maiores ou menores NPS. Além disso, a marca e o modelo da incubadora também poderiam contribuir, pois dependendo do seu projeto, sua parede, por exemplo, pode reverberar mais ou menos.

Ao comparar as médias dos parâmetros fisiológicos dos quatro RN no período de ruído acima de 60dB(A) com os de ruído abaixo, não foram observadas diferenças. Fonseca (1989) não encontrou significativa relação entre exposição ao ruído e a média da FC e Rodarte (2007) não encontrou diferença estatisticamente significativa nas médias de FC e SpO2 antes e após um período de ruído intenso. Em contrapartida, o aumento da variabilidade e dos *outliers* de FC e SpO2 nos períodos de ruído acima de 60 dB(A), observado nos quatro RNs, sugere que exista uma relação entre ruído intenso e alteração dos parâmetros fisiológicos.

Constatou-se que eventos provenientes da manipulação do RN, do manuseio da própria incubadora e da conversação geraram alterações nos parâmetros fisiológicos e a literatura relata comportamento semelhante. Um estudo citado por Northern e Downs (2005) verificou que quando um ruído inesperado de 70dB atinge a intensidade máxima em alguns milissegundos, o RN apresenta uma reação defensiva aumentando a FC. Zahr e Balian (1995) observaram redução significativa nos valores da SpO2 e nenhuma mudança significativa na FC perante eventos ruidosos e intervenções, porém, em alguns bebês, o ruído e as intervenções geraram aumentos agudos na FC, sugerindo que estes são suficientes para causar uma resposta.

Observou-se menos manuseio da incubadora, além de ausência de conversação e manipulação do RN no

período de ruído abaixo de 60 dB(A), enquanto que, na presença de ruídos acima, esses eventos eram mais frequentes. Também foi constatada maior frequência de eventos provenientes do manuseio de materiais e objetos no período de ruído abaixo, o que poderia ser explicada, em parte, pelo fato da incubadora neonatal funcionar como barreira à penetração dos sons ambientais, mas não para os sons produzidos pelo seu próprio manuseio e funcionamento.

Estão de acordo com a literatura os resultados de maiores níveis de ruído na presença de conversação e de manuseio da incubadora. Em estudo realizado por Zamberlam *et al.* (2008) foi constatado que a conversa entre os profissionais na passagem de plantão da enfermagem e visita médica constitui fonte de ruído intenso, com valores de Leq de até 63,8dB(A) em ambas situações. Nogueira (2010) e Cruz (2014) também constataram que, quando os ruídos de pico do ambiente da UTIN encontravam-se acima de 90dB, os eventos mais predominantes eram provenientes de conversação. Já em relação ao manuseio da incubadora, Nzama *et al.* (1995) e Gomes e Crivari (1998) verificaram que o ato de apoiar e retirar objetos em cima da cúpula gerou picos de ruído de 69,0 a 95,6dB(A) no interior das incubadoras e Rodarte (2007) relacionou valores de Leq superiores a 65dB(A) com diversos eventos de manuseio da incubadora, como movê-la, abrir e fechar portinholas e apoiar e retirar objetos em cima da cúpula.

Observou-se que o ruído a que os RNs prematuros estão expostos nas incubadoras é um fator estressante e parece ter relação com a alteração dos parâmetros fisiológicos. Portanto, devem-se estabelecer políticas para minimizar os níveis de ruído sonoro nas UTIN, pois qualquer redução será favorável a essa população.

Para resultados conclusivos será necessário aumentar o tamanho amostral que neste trabalho foi bastante limitado.

Agradecimentos

Os autores agradecem à CAPES, ao CNPq, à FAPERJ, ao IFF/FIOCRUZ, à UERJ e à UFRJ, que proporcionaram os recursos necessários para a execução deste trabalho.

Referências

- [1] Zahr LK, Balian S. Responses of premature infants to routine nursing interventions and noise in the NICU. *Nurs Res.* 1995;44:179–85.
- [2] American Academy of Pediatrics. Noise: a hazard for the fetus and newborn. *Pediatrics.* 1997; 100(4):724-7.
- [3] Bistafa SR. Acústica aplicada ao controle do ruído. 2º ed. São Paulo: Blucher. 2011.
- [4] American Academy of Pediatrics. Guidelines for Perinatal Care. 7th ed. Washington, DC; 2012.
- [5] Associação Brasileira de Normas Técnicas. NBR IEC 60601-2-19. Equipamento eletromédico Parte 2-19: Requisitos particulares para segurança básica e desempenho essencial das incubadoras para recém-nascidos. Rio de Janeiro; 2014.
- [6] Ministério do Trabalho e Emprego. NR 15. Atividades e operações insalubres. Portaria nº 3.214, de 8 de junho de 1978. Brasil.
- [7] Oberlander T, Saul JP. Methodological considerations for use of heart rate variability as a measure of pain reactivity in vulnerable infants. *Clinics Perinatology.* 2002, 29:427-43.
- [8] Sweetwood HM. Enfermagem na unidade de tratamento respiratório intensivo. São Paulo: Organização Andrei Editora; 1982. p. 24-59.
- [9] R Development Core Team (2016). R: A Language and Environment for Statistical Computing. Vienna, Austria: the R Foundation for Statistical Computing. ISBN: 3-900051-07-0. Available online at <http://www.R-project.org/>.
- [10] Parrado MES, Costa Filho AO. O berçário de alto risco e o ruído das incubadoras. *Pró-Fono.* 1992, 4(1):31-4.
- [11] Rodarte MDO. Exposição e reatividade do prematuro ao ruído intenso durante o cuidado em incubadora [tese]. Ribeirão Preto: Escola de Enfermagem de Ribeirão Preto; 2007.
- [12] Byers JF, Waugh WR, Lowman LB. Sound level exposure of high-risk infants in different environmental conditions. *Neonatal Netw.* 2006, 25(1):25-3.
- [13] Fonseca MEP. Influencia del ruído em los signos vitals del recién nacido prematuro [tese]. Bogotá: Facultad de Enfermería Pediatr; 1989.
- [14] Northern JL, Downs MP. Aspectos médicos da perda auditiva. 5ª ed, Rio de Janeiro: Guanabara Koogan; 2005.
- [15] Zamberlan NE, Ichisato SMT, Rodarte MDO. Ruído em unidade de cuidado intermediário neonatal. *CiencCuidSaude.* 2008, 7(4):431-8.
- [16] Nogueira MF. Mensuração e identificação de fontes de ruído sonoro em unidade neonatal [tese]. Rio de Janeiro: Fundação Oswaldo Cruz/Instituto Fernandes Figueira; 2010.
- [17] Cruz AS. Impacto de reforma arquitetônica em unidade de tratamento intensivo neonatal no ruído sonoro [dissertação]. Rio de Janeiro: Universidade Federal do Rio de Janeiro/COPPE; 2014.
- [18] Nzama NPB, Nolte AGW, Dörfling CS. Noise in a neonatal unit: guidelines for the reduction or prevention of noise. *Curationis.* 1995, 18(2):16-21.
- [19] Gomes CF, Crivari MMF. Os ruídos hospitalares e a audição do bebê. *Revista Brasileira de Otorrinolaringologia.* 1998, 64(5):453-7.

AVALIAÇÃO ECONÔMICO-FUNCIONAL PARA A ESCOLHA DO TIPO DE EQUIPO NA INFUSOTERAPIA AUTOMATIZADA

Pereira, L. F. *; Oliveira, D. C. R. **; Holsbach, L. R. *

* UFRGS, Porto Alegre, Brasil

** UERGS, Porto Alegre, Brasil

e-mail: lfabricio@gmail.com

Resumo: Equipos para infusão são amplamente utilizados no ambiente médico-hospitalar. Com o advento das bombas de infusão (BI), essa prática cresceu consideravelmente. A BI é utilizada para a administração de líquidos e drogas onde ocorre a uma vazão constante, pré-definida pelo operador. O trabalho aborda a avaliação técnico-comercial de BI, na utilização de equipos universais e específicos. O estudo foi pautado na parte técnica, isto é, como se comportam esses diferentes tipos de BI em termos de desempenho e pela realização de uma análise na área econômica, relativa ao tipo de equipo a ser utilizado. Observou-se ser possível optar pelo equipo universal e também o específico no mesmo estabelecimento assistência de saúde (EAS), dependendo da aplicação requerida.

Palavras-chave: Bombas de infusão, equipo universal, equipo específico.

Abstract: *In the hospitals and other medical environments the tubing set are widely used. With the advent of infusion pumps (IP), this practice has grown considerably. The BI is used the administration of fluids and drugs occurs at a constant rate, predefined by the operator. This paper aimed to evaluate the technical and commercial aspects of infusion pumps, regarding the use of universal and specific tubing set. The study was guided by the technical part, that is, they behave these different types of BI in terms of performance and conduct an analysis in the economic area on the type of tubing set to be used. The results show that was possible to opt for universal and also specific tubing set in the same health care establishment (HCS), depending on the required application.*

Keywords: *Infusion pump, universal tubing set, specific tubing set.*

Introdução

As bombas de infusão (BIs) são aparelhos utilizados para a infusão de líquidos, drogas e nutrientes nas vias venosas, arteriais, nervosas e orais. Utilizam dois tipos de equipos, os específicos e os universais, que são meios que transportam a droga da bolsa até o paciente. A utilização correta do conjunto BI e equipo é fundamental para que sejam evitados problemas decorrentes de eventos adversos gerados da utilização de BI [1]. Os equipos específicos ou especiais são produzidos para um modelo determinado de BI,

garantindo assim uma maior exatidão quanto aos resultados esperados. Já os equipos universais são produzidos de forma genérica para qualquer tipo de BI, o que pode reduzir a exatidão e a precisão da vazão, por não serem específicos para cada bomba. Atualmente, os fabricantes desses modelos de BIs, limitam o uso dos equipos em suas bombas, permitindo somente a utilização de equipos homologados (mínimo três modelos) para a respectiva BI. De acordo com manuais, as BIs de equipo universal apresentam um erro de fluxo de $\pm 10\%$ sendo que os manuais das BIs de equipo específico apresentam melhor resposta, visto que esse erro divulgado é de $\pm 5\%$.

A questão mais importante na utilização de bombas de equipos especiais reside no custo dos próprios equipos [2], significativamente maior que os do tipo universal, que ao final de 12 meses pode equivaler ao preço da própria BI. Por outro lado, os equipos universais são mais baratos que os especiais, mas seu emprego deve considerar dois aspectos importantes: exatidão e precisão das taxas e volumes infundidos, bem como, o valor de aquisição da BI, visto que as bombas de equipos universais não são fornecidas sob regime de comodato.

O objetivo desse trabalho é a avaliação técnica e econômica do uso de dois diferentes tipos de infusão e seus respectivos equipos, como a análise do funcionamento do conjunto equipo + BI de acordo com a normativa vigente e da verificação econômica de quais os melhores conjuntos e respectivos setores a ser indicado o seu uso.

Para efeitos de uma análise de viabilidade técnico-econômica, deve-se verificar, antes de tudo, qual a resposta clínica do conjunto composto pela BI e o equipo universal frente aos requisitos normativos nacionais e internacionais [3,4]. Sem o cumprimento dessa exigência, não se pode avançar no sentido do estabelecimento de uma política de uso de sistemas de infusão.

Materiais e métodos

O presente estudo apresenta os resultados dos testes de infusão, gráficos de vazão (gráfico de partida) e os gráficos de análise de erro, conforme a Norma NBR IEC 60601-2-24 [5,6] para BIs que funcionam com equipos universais e especiais (ou específicos). Além desses testes, foram realizadas avaliações da interface

do equipamento com o usuário [7,8], considerando os aspectos de segurança e facilidade de operação.

Para o desenvolvimento dos primeiros ensaios, foram selecionadas três bombas de equipo universal (bombas “A”, “C” e “E”) e outras três de equipo especial ou específico (bombas “G”, “I” e “K”), para comparação do desempenho na infusão [9].

Em todos os ensaios foram utilizadas bolsas de Solução Fisiológica (SF com 0,9% de concentração – Cloreto de Sódio), com objetivo de simular a situação mais comum da realidade do ambiente hospitalar. Foram utilizados uma balança eletrônica analítica para coleta dos dados, com precisão de quatro casas decimais, e um software específico de aquisição de dados, para a obtenção de gráficos de desempenho prescritos na referenciada norma.

Resultados e Discussão

Para exemplificar os ensaios realizados com as BIs, foram selecionados quatro gráficos, referentes aos ensaios segundo a norma [5] de dois equipamentos escolhidos aleatoriamente dentre os ensaiados. Para conjunto que atua com equipo universal foi escolhida a BI “C”, (Figura 1-A e 1-B):

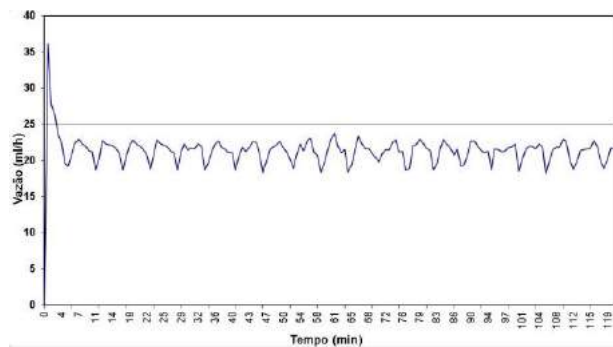


Figura 1-A: Gráfico de vazão com taxa de 25 ml/h da bomba C.

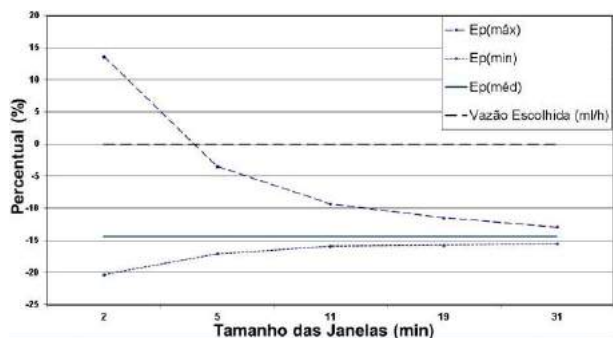


Figura 1-B: Gráfico da curva de trombeta para taxa de vazão de 25 ml/h da bomba C.

Para o conjunto de equipo específico foi escolhida a BI “I”, (Figura 2-A e 2-B).

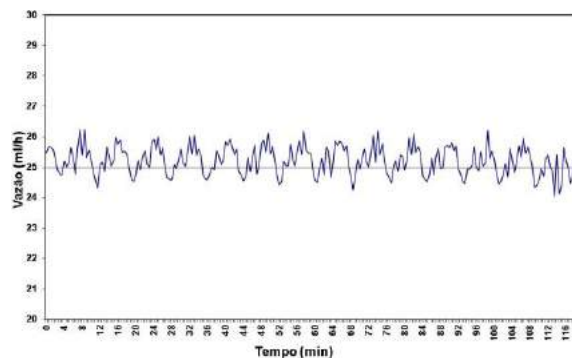


Figura 2-A: Gráfico de vazão com taxa de 25 ml/h da bomba I.

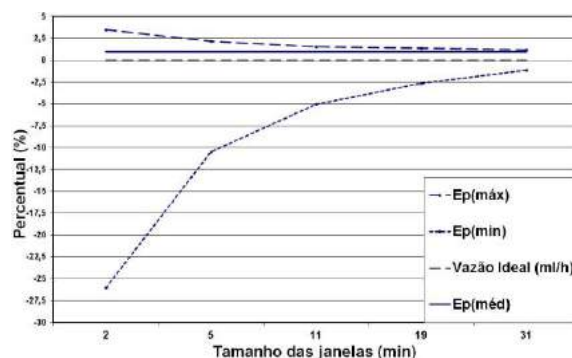


Figura 2-B: Gráfico da curva de trombeta para taxa de vazão de 25 ml/h da bomba I.

Nas Figuras 1-A e 2-A são apresentados os gráficos de partida, que se baseiam nas oscilações e flutuações da vazão real em relação à ajustada, medidas durante os primeiros 120 minutos de infusão. Nas Figuras 1-B e 2-B são apresentadas as curvas de trombeta, onde podem ser observados os erros (máximos e mínimos) e desvios em relação ao valor ajustado inicialmente. A curva de trombeta é um gráfico composto por duas curvas de erros percentuais ($E_{p(máx)}$ e $E_{p(min)}$) que tendem ao melhor desempenho médio que a bomba pode alcançar, visando avaliar se a bomba possui um erro percentual médio global ($E_{p(méd)}$) entre $\pm 5\%$, tolerado pela Norma.

Nos testes de vazão realizados, a Bomba “C” não atendeu aos requisitos da norma para a vazão de 25 ml/h, nas quais o Erro Médio foi maior do que $\pm 5\%$. Mais especificamente, para a taxa de 25 ml/h, o erro médio foi de -14% . Acredita-se que a causa dessas diferenças deve-se a um ajuste não adequado do fator de correção do número de gotas pelo volume infundido. Esse fator não foi alterado devido à falta de informações do fornecedor da bomba. Para identificação do valor do fator de correção nas condições de equipo e solução ensaiados, considerando a inexistência de informações do fabricante, seria necessário realizar uma série de testes, variando-se o fator até que o erro médio da vazão se encontrasse dentro da faixa requerida pela norma [5]. Todavia, deve-se ressaltar que embora no teste de 25 ml/h a bomba tenha apresentado expressivo erro de exatidão, observou-se que a taxa de infusão foi constante ao longo tempo, caracterizando uma boa precisão.

A BI “I” apresentou um desempenho adequado para

a mesma vazão em questão, onde o erro médio foi de 0,97% permanecendo na faixa de $\pm 5\%$, conforme prescrito pela norma [5].

Após a avaliação técnica, foi realizado o estudo econômico dessas duas tecnologias. A Tabela 1 apresenta o resumo dos custos relacionados a três BIs de equipo específico para quantidade no hospital de: G com 250 unidades, I com 40 e K com 105 unidades. A Tabela 2 apresenta os números relacionados a uma BI de equipo universal (E). Os valores assinalados foram obtidos diretamente do sistema de custo do hospital.

Os equipos universais, que possuem um custo menor e se podem se adaptar a diferentes tipos de BIs, podem ser adquiridos pelo EAS, sem vínculo de comodato ou de compromisso de marca. Nesse caso, a BI deve ser adquirida, o que representa um importante investimento inicial, além do custo de manutenção (a cargo do EAS), que somado ao percentual de depreciação do bem ao longo de sua vida útil pode representar um valor expressivo.

Nas BIs especiais (Tabela 1), dependendo do consumo, ao final de 5 anos, o valor despendido na aquisição de equipos pode equivaler ao custo do próprio equipamento. Todavia, o custo de manutenção da BI especial, por força do comodato, fica a cargo do fornecedor, que deve assegurar as perfeitas condições de funcionamento do produto.

Tabela 1: Custo médio de cada BI de equipo especial em comodato no hospital.

Bombas equipos específicos			
	Custo médio mensal de equipo por Bomba	Meses	Total
G	R\$ 202,66	60	R\$ 12.159,36
I	R\$ 416,91	60	R\$ 25.014,60
K	R\$ 316,94	60	R\$ 19.016,46

Conforme análise das tabelas apresentadas, para uma projeção de 5 anos, constata-se que o custo do investimento em BIs de equipos universais (tabela 2) nem sempre é a alternativa de menor custo. Se compararmos o custo das BIs universais com as de equipo específico de tecnologia mais simples, observa-se que estas últimas apresentam um custo menor. Todavia, se a comparação for feita com BIs de equipo especial de tecnologia diferenciada, que reúne maior gama de recursos e de segurança, o uso de BIs universais mostra-se de menor custo, podendo essa diferença chegar a quase 100%.

Tabela 2: Custo total previsto para uma BI de equipo universal ao longo de 5 anos.

Bombas equipos universal				
Ano	Custo Bomba	Nº. médio equipo por bomba	Valor médio equipo	Valor Total
1ª	R\$ 7.500,00	13	R\$ 5,90	R\$ 8.420,40
2ª	R\$ 750,00	13	R\$ 5,90	R\$ 1.670,40
3ª	R\$ 750,00	13	R\$ 5,90	R\$ 1.670,40
4ª	R\$ 750,00	13	R\$ 5,90	R\$ 1.670,40
5ª	R\$ 750,00	13	R\$ 5,90	R\$ 1.670,40
Total				R\$ 15.102,00

Conclusão

Os resultados dos testes de desempenho das BIs de equipos universais, de maneira geral, mostraram-se com menor precisão comparado aos das BIs de equipos específicos, de tal sorte que a precisão das bombas de equipos universais pode comprometer seu uso em algumas aplicações clínicas. De forma geral, ao se tratar de baixas taxas de infusão, uso em anestesia, quimioterapia e infusão de drogas vasoativas, BIs de equipo específico mostraram-se dotadas de maiores recursos de segurança, tais como, alta precisão, alarmes sensíveis, biblioteca de rótulos, memória de eventos, bloqueio de teclado, entre outros.

Paralelo aos ensaios de desempenho foi possível concluir que economicamente as BIs de equipos universais são mais competitivas do que certas marcas/modelos de BI de equipos específicos. Quanto mais tecnologia empregada tanto em BIs quanto equipos específicos, seus custos mensais ficam maiores, nesse nicho é que as BIs de equipo universal podem competir nos EASs. As BIs de equipos universais podem ser inseridas em aplicações que requeiram menos criticidade nos fluxos, constituindo-se na solução menor custo, como no caso da alimentação enteral.

Referências

- [1] HOLSBACH, L.R., KLIEMANN NETO, F.J., HOLSBACH, N. Utilização do instrumento de identificação de conhecimentos para administração segura de medicamentos com o uso de infusão automática. Rev. Bras. Eng. Bioméd.[online]. Vol.29, n.4, pp.353-362, 2013.
- [2] TORELLY, E.M.S. Avaliação de efetividade, custos e eventos adversos de bombas de infusão de medicamentos: um ensaio clínico randomizado [dissertação]. Porto Alegre: Universidade Federal do Rio Grande do Sul; 2009.
- [3] BRASIL. Ministério da Saúde. Secretaria de Ciência, Tecnologia e Insumos Estratégicos. Departamento de Ciência e Tecnologia. Diretrizes Metodológicas: Elaboração de estudos para avaliação de equipamentos médicos assistenciais. Brasília, Ministério da Saúde, 2013.

- [4] CALIL, Saide Jorge; GOMIDE, Eduardo Teixeira. Gerenciamento de Manutenção em Equipamentos Hospitalares – Capacitação a Distância. Ministério da Saúde – Secretaria de Gestão de Investimentos em Saúde – Projeto REFORSUS. Série F. Comunicação e Educação em Saúde. Brasília – DF, 2002.
- [5] ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE NORMAS TÉCNICAS; Dez 1999. Equipamento de Eletromédicos – Parte 1 – Prescrições particulares para segurança de bombas e controladores de infusão. Norma NBR IEC 60601-2-24. Rio Janeiro.
- [6] INTERNATIONAL STANDARD, IEC. First Edition 1998. Medical Electrical Equipment – Part 2 – Particular requirements for the safety of infusion pumps and controllers. IEC 60601-2-24. Geneva.
- [7] CANELAS, Daniela et al. Metodologia para Avaliação de Desempenho Essencial de Bombas de Infusão. In Metrologia 2003 – Metrologia para a Vida. Sociedade Brasileira de Metrologia (SBM). Pernambuco – Recife, 2003.
- [8] JUNIOR, Álvaro Martins da Silva. Sistema para Avaliação da Funcionalidade de Bombas de Infusão. Dissertação de mestrado – Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica, Faculdade de Engenharia Elétrica, Universidade Federal de Santa Catarina, Florianópolis, 2004.
- [9] RAMÍREZ, Ernesto et al. Método para Inspeção de Bombas Infusoras. In: XVIII Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica: Anais de Trabalhos Completos. São José dos Campos: Univap, vol. 2/5, p.35-40, 2002.

ALTERAÇÕES DO SINAL ELETROMIOGRAFICO PRÉ E PÓS JORNADA DE TRABALHO DE POLICIAIS MILITARES DO PARANÁ

M. C. Santos*, E. B. Krueger*** e E. B. Neves****

* Universidade Tecnológica Federal do Paraná, Curitiba, Brasil

** Universidade Estadual de Londrina, Londrina, Brasil

*** Instituto de Pesquisa da Capacitação Física do Exército, Rio de Janeiro, Brasil

e-mail: michelefsioterapia@yahoo.com

Resumo: Devido à característica da atividade policial militar e a constante exposição a confrontos armados os mesmos fazem uso contínuo de equipamentos de proteção individual (EPI) como o colete de proteção balística e o cinto de guarnição em suas escalas de trabalho. Essa especificidade da função aliada a posturas incorretas durante a jornada de trabalho, sobrecarregam as estruturas músculos-esqueléticas levando ao desenvolvimento de doenças. O objetivo do presente estudo foi investigar as alterações do sinal eletromiográfico, pré e pós jornada de trabalho, em policiais militares do Estado do Paraná que utilizam colete balístico. Foram avaliados 44 indivíduos, do sexo masculino, com uma média de idade de $34,59 \pm 8,05$ anos. O protocolo utilizado consistiu na avaliação dos músculos eretores da coluna, durante um teste de contração máxima (CIVM) através da extensão de tronco na posição sentada. Na análise da atividade eletromiográfica dos músculos Eretores da espinha, onde a mediana da energia do lado direito e esquerdo, 1ª e 2ª avaliação apresentaram ($p=0.212$ e 0.315 respectivamente) e Frequência Mediana ($p=0.200$ e 0.346), ou seja, não apresentaram diferença significativa ($p<0,05$). Este estudo mostrou que não houve diferenças significativas na energia ou na frequência mediana do sinal eletromiográfico dos eretores da espinha de policiais militares que utilizaram o colete balístico, entre o momento do início e o final do turno de trabalho.

Palavras-chave: Policiais militares, eletromiografia, eretores da coluna.

Abstract: Due to the characteristic of the military police activity and the constant exposure to armed clashes the same make continued use of personal protective equipment (PPG) as the flak jacket of ballistic protection and the trim belt in their ranges of work. This specificity of the function combined with incorrect postures during the workday, they overload the muscle-skeletal structures leading to the development of diseases. The objective of the present study was to investigate the changes of electromyographic signal, pre and post workday, on military police of Paraná using ballistic vest. 44 individuals were evaluated, male, with an average age of 34.59 ± 8.05 years. The protocol used consisted in the evaluation of the Erector spinae muscles during a maximum contraction test (MVIC) through stem extension in a sitting position. Analysis of

electromyographic activity in spinal Erector muscles, where the median energy of the right and left side, first and second evaluation performed ($p = 0.212$ and 0.315 respectively) and median frequency ($p = 0.200$ and 0.346) showed no significant difference ($p < 0.05$). This study showed that there were no significant differences in energy or on median frequency of the electromyographic signal of spinal erector of military police who used the ballistic vest, between the time of the beginning and the end of the shift of work.

Keywords: military police, electromyography, erector spinae.

Introdução

A Organização Mundial de Saúde e do Trabalho (OMST) reconhece que algumas classes profissionais, apresentam maiores riscos de desenvolverem desordens clínicas e patologias provenientes do trabalho [1]. O risco é maior devido às características peculiares ocupacionais em que alguns trabalhadores estão inseridos [2]. Desta forma, entende-se que os policiais militares (PMs), estão entre os grupos de risco de desenvolver queixas algícas e doenças relacionadas ao trabalho. Isto porque o PM, durante as suas atividades laborais, está exposto a diversas condições de sobrecarga, tais como o uso de equipamentos de proteção individual (EPI), como o colete de proteção balística e o cinto de guarnição, e a adoção de posturas inadequadas durante sua jornada de trabalho[3], permanecendo várias horas em pé ou no interior da viatura [4].

Portanto, as posturas adotadas com sobrecargas, associadas às alterações biomecânicas durante o trabalho do PM, podem ocasionar diminuição no comprimento da fibra muscular, favorecendo redução na amplitude articular, lesões e repercutir em dor e redução da força de contração muscular [2], principalmente em membros inferiores e coluna lombar [5]. Por isso, variáveis da eletromiografia de superfície (EMGs) podem apresentar alterações de valor nos sinais obtidos antes e após a jornada de trabalho.

Diante deste cenário e considerando o papel essencial do PM em nossa sociedade, o objetivo do presente estudo foi investigar as alterações do sinal eletromiográfico, pré e pós de jornada de trabalho, em

policiais militares do Estado do Paraná que utilizam colete balístico.

Materiais e métodos

Esta pesquisa pode ser classificada por sua finalidade como aplicada, pois o conhecimento que será obtido será aplicado em uma situação específica dentro da população estudada.

Amostra – A amostra foi composta por um total de 44 policiais militares selecionados em dois Batalhões de Polícia Militar da Cidade de Curitiba-PR, Brasil. O recrutamento dos voluntários ocorreu de acordo com a disponibilidade dos mesmos, isto é, a pesquisadora comparecia até o batalhão e os policiais que estivessem de serviço no dia eram convidados a participar da pesquisa.

Os critérios de inclusão foram: policiais militares do sexo masculino; e desempenhar o patrulhamento de forma ostensiva, utilizando o colete balístico. Como critérios de exclusão foram estabelecidos: ser portador de patologias crônicas e incapacitantes; obesidade; ter realizado cirurgias recentes (menos de seis meses); e policiais militares do sexo feminino, devido a fatores que podem influenciar na postura e a biomecânica da coluna vertebral como a gestação e questões hormonais[6].

Os policiais eram informados sobre a pesquisa e puderam optar por participar ou não da pesquisa. Caso aceitassem participar, assinavam o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (TCLE). Esta pesquisa foi realizada de acordo com as recomendações éticas da Resolução nº 466/2012 do Conselho Nacional de Ética e Pesquisa da Universidade Tecnológica Federal do Paraná, sob o número 1.017.395 em Abril de 2015.

Procedimentos – Após assinarem o TCLE os seguintes dados foram coletados: Idade, tempo de serviço, lado dominante, índice de massa corporal (IMC) e a prática ou não de atividade física.

Após a avaliação inicial, a avaliadora solicitava que o policial retirasse o colete balístico cujo peso era de 2,2 kg, cinto de guarnição e a camisa da farda, para que pudesse preparar a pele para o posicionamento dos eletrodos na porção torácica dos músculos eretores da espinha bilateralmente, conforme ilustrado na Figura 1.



Figura 1: Posicionamento dos eletrodos

A preparação da pele consistia na tricotomia e assepsia com álcool 70°, após o posicionamento dos eletrodos, o avaliado era fotografado para que possíveis observações e correções no posicionamento dos eletrodos fossem realizadas. Os policiais foram avaliados na seguinte sequência:

1º dia (Escala diurna) - Avaliação pré-turno: Às 7 horas da manhã quando o policial entrava de serviço, era realizada a primeira coleta. O avaliado então cumpria seu turno de 12 h de trabalho até as 19 h. 2º dia (Escala noturna): Os mesmos policiais iniciavam seu turno de trabalho às 19 horas até as 07 h do dia seguinte. 3º dia - Avaliação pós-turno: Quando os policiais retornavam da sua escala noturna de 12 h eram novamente avaliados Para a avaliação foi utilizada uma cadeira de *Quick Massage*, previamente adaptada para a fixação de um colete próprio para a prática de montanhismo e escalada. O voluntário foi posicionado sentado a um ângulo de 45° de flexão da pelve e todo o equipamento era posicionado (Figura 2).



Figura 2: Voluntário posicionado para a avaliação.

Para a obtenção dos valores da contração isométrica voluntária máxima foi solicitado ao participante que executasse a extensão da coluna vertebral e sustentação 5s. O teste foi realizado duas vezes com intervalo de 2 minutos entre contrações. O valor médio das duas avaliações foi utilizado para análise dos resultados. Durante os testes, os voluntários foram orientados e motivados por meio de incentivos verbais.

Equipamentos – Foi utilizado um equipamento da marca EMG System do Brasil® modelo 1600-U12, de 16 canais, e eletrodos de superfície de Ag/AgCl da marca 3M®, em configuração bipolar, posicionados no sentido de orientação das fibras dos músculos analisados. O eletrodo de referência ficou localizado no processo espinhoso de C7. O canal para aquisição do sinal EMG foi configurado para uma frequência de amostragem igual a 1kHz por canal.

A colocação dos pares de eletrodos de superfície foi realizada de acordo com o protocolo SENIAM (Surface Electromyography for The Non-Invasive Assessment of

Muscles). Para a tricotomia da região avaliada foram utilizadas luvas de procedimentos, lâmina de barbear individual e descartável e limpeza de pele com algodão esterilizado e álcool para melhor aderência e fixação dos eletrodos, mantida a distância intereletrodos de 2,5cm.

Processamento dos Sinais – Os sinais foram processados no programa MatLab® R2008a (*MathWorks, Inc*). Realizou-se análise temporal EMG_{Amp} (mediana da energia) e spectral EMG_{Fmed} (mediana da frequência). O sinal foi retificado e analisado após 5 s de gravação do sinal basal.

Estatística – Inicialmente as variáveis apresentaram distribuição não Gaussiana, portanto os sinais foram testados quanto à distribuição da normalidade, utilizando os testes de Kolmogorov-Smirnov e Shapiro-Wilk. Por apresentarem os requisitos necessários, são apresentados em média e desvio padrão. Para verificar diferenças significativas entre os resultados, aplicou-se o teste não paramétrico Wilcoxon Signed Ranks. Para as análises dos dados foi utilizado o programa SPSS (Statistical Package for Social Sciences, versão 21). Em todos os testes estatísticos os resultados foram considerados significantes, com $p \leq 0,05$.

Resultados

Participaram do estudo 44 indivíduos do sexo masculino. A média de IMC encontrado foi de $27,06 \pm 2,74$, sendo que 45,45% relataram não praticar atividade física regularmente. A tabela 1 mostra a caracterização da amostra.

Tabela 1: Caracterização da amostra de 44 Policiais Militares do Estado do Paraná, 2015.

	Mínimo	Máximo	Média \pm Desvio Pa- drão
Idade (anos)	20	51	$34,59 \pm 8,05$
Tempo/serviço (anos)	1	33	$10,77 \pm 9,24$
Massa corporal (Kg)	62	102	$83,00 \pm 11,72$
Estatura (m)	1,68	1,85	$1,77 \pm 0,06$

A Figura 3 apresenta os resultados da análise da atividade EMG nos músculos Eretores da espinha, onde a ME lado direito e esquerdo, 1ª e 2ª avaliação apresentaram ($p=0.212$ e 0.315 respectivamente) e FM ($p=0.200$ e 0.346), ou seja, não apresentaram diferença significativa.

Discussão

No presente estudo, analisando a atividade EMG, observou-se que não houve diferenças significativas entre a 1ª e 2ª avaliação (Figura 3). Uma possível justificativa seria a proporção peso do colete balístico e cinto de guarnição (2,2 kg), versus o peso do policial, observa-se que a média de IMC encontrado foi de 27,06, sugerindo que o peso do armamento não foi suficiente para fadigar os Eretores da espinha.

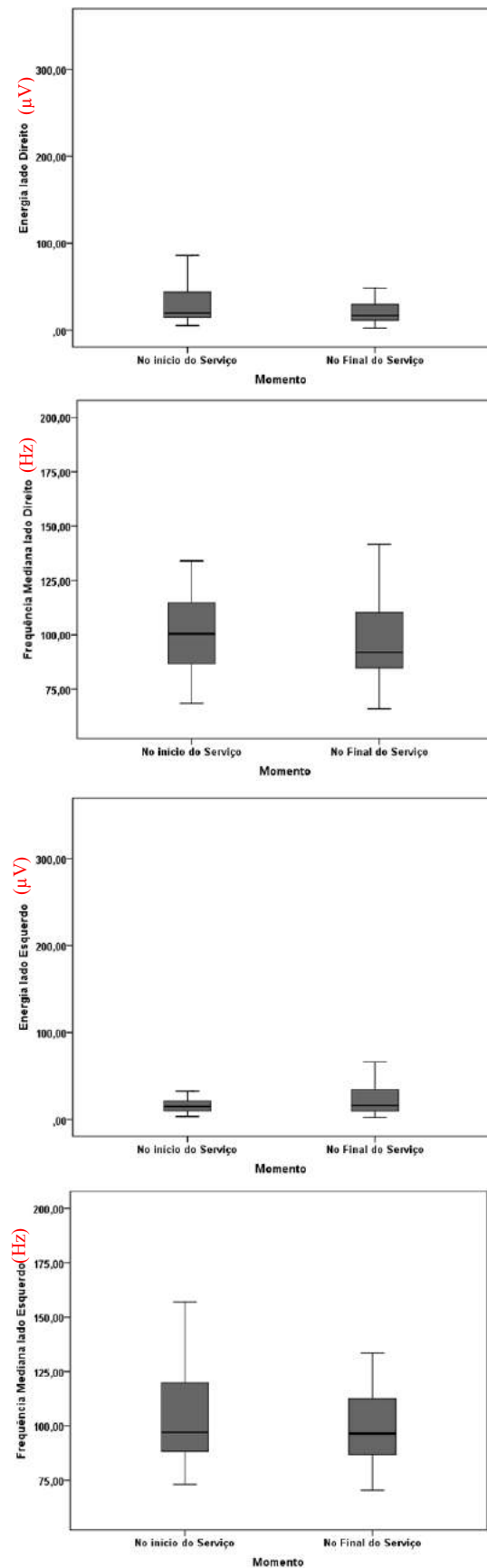


Figura 3: EMG dos músculos Eretores da espinha bilateralmente.

Tal achado corrobora com o estudo de Branson et al. [7], onde foram testados coletes com pesos diferentes (6, 9,18 e 27 kg), concluindo que com o aumento do peso ocorre maior possibilidade de fadiga e dor músculo esquelética. Já em outro estudo realizado por Konitzer et al [4], onde 863 indivíduos que utilizam colete tático com peso de 12,97 kg, com média de idade de 26,57 anos foram avaliados, demonstrando risco aumentado de dor e fadiga em indivíduos que permanecem em ronda á pé mais de 4 hs com o colete.

Verificou-se que o IMC encontrado nesses policiais está acima da média encontrada em outros trabalhos, como o de Santos et al. [8] onde foram avaliados 51 policiais com uma média de idade de 30 anos e IMC de 25,8 e Berria et al. [9] mensuraram o IMC de 43 policiais obtendo uma média de 26,99.

Durante seu turno de trabalho de 12 horas no patrulhamento motorizado, o policial desce da viatura, em situações próprias da atividade, podendo alternar sua postura, essa alternância atuaria como fator protetor da fadiga. Tal comportamento é citado por Barbosa e Gonçalves [10] pelo modo que os músculos Eretores da espinha são recrutados, no início ocorre um acréscimo na atividade eletromiográfica, até que os disparos das unidades motoras sejam sincronizados, após esse período, ocorre à contração de músculos sinergistas, solicitando outros músculos do tronco, com a finalidade de prevenir lesões no músculo esquelético.

Em outro trabalho, Candotti et al. [11] demonstrou que o período de 2 minutos é suficiente para recuperar o músculo da fadiga, restabelecendo a velocidade de condução do potencial de ação ao longo da membrana da fibra muscular. Outra possível justificativa seria o tipo da resistência aplicada durante a avaliação e posição utilizada para o teste. A avaliação na posição sentada pode amenizar a fadiga dos Eretores, pois com o tronco levemente fletido para frente ocorre o aumento do comprimento muscular, elevando a força gerada durante a contração [12].

Conclusão

Este estudo mostrou que não houve diferenças significativas na energia ou na frequência mediana do sinal eletromiográfico da porção torácica dos músculos eretores da espinha de policiais militares que utilizaram o colete balístico, entre o momento do início e o final do turno de trabalho. Sugerem-se estudos em outros grupos musculares e em diferentes regimes (turnos) de trabalho para verificar se os resultados se repetem.

Referências

- [1] M. C. Vanícola, S. T. Massetto, and E. F. Mendes, "Biomecânica ocupacional - Uma revisão de literatura," *Revista Brasileira de Ciências da Saúde-USCS*, vol. 2, 2010.
- [2] A. T. Neto, T. B. Faleiro, F. D. Moreira, J. S. Jambeiro, and R. D. S. Schulz. (2014) Lombalgia na Atividade Policial Militar: Análise da

Prevalência, Repercussões Laborativas e Custo Indireto. *Revista Baiana de Saúde Pública*. 365-374.

- [3] I. C. Vasconcelos, "Estudo ergonômico do colete à prova de balas utilizado na atividade policial," Mestrado, Desenho Industrial, Universidade Estadual Paulista Júlio de Mesquita Filho, Bauru, 2007.
- [4] L. N. Konitzer, M. V. Fargo, T. L. Brininger, and L. R. M., "Association between back, neck, and upper extremity musculoskeletal pain and the individual body armor," *Journal of Hand Therapy*, vol. 21, pp. 143-149, 2008.
- [5] M. C. Santos, E. Krueger, and E. B. Neves, "Distribuição anatômica das queixas álgicas de Policiais Militares do Paraná " *XXIV Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica – CBEB 2014*
- [6] L. N. Persch, C. P. C. Cepeda, C. L. G. Provensi, C. d. L. N. Rodacki, and A. L. F. Rodacki, "Influência do gênero sobre a variação da estatura," *Revista Brasileira de Educação Física e Esporte*, vol. 21, pp. 61-68, 2007.
- [7] H. Park, D. Branson, A. Petrova, S. Peksoz, C. Goad, A. J. Warren, *et al.*, "Effects of body armor and load carriage on lower limb joint movement," *Journal of Human Performance in Extreme Environments*, vol. 10, p. 3, 2014.
- [8] J. A. B. dos Santos, R. G. da Silva, R. A. V. Browne, M. M. Sales, A. F. Russo, and P. R. Segundo, "Nível de adiposidade corporal e de aptidão física de Policiais Militares de Boa Vista-Roraima," *RBPFE-Revista Brasileira de Prescrição e Fisiologia do Exercício*, vol. 7, 2013.
- [9] J. Berria, L. S. E. Daronco, and L. A. Bevilacqua, "Aptidão motora e capacidade para o trabalho de policiais militares do batalhão de operações especiais," *Salusvita*, vol. 31, pp. 89-104, 2011.
- [10] F. Barbosa and M. Gonçalves, "Comparação entre protocolos de exaustão e de 30 segundos utilizados na avaliação da fadiga eletromiográfica dos músculos eretores da espinha," *Rev Bras Fisioter*, vol. 9, pp. 77-83, 2005.
- [11] C. T. Candotti, M. La Torre, D. Carabajal, M. de Oliveira Melo, and M. Noll, "Recuperação durante protocolo de fadiga muscular em sujeitos com e sem dor lombar," *Arquivos de Ciências da Saúde*, vol. 22, pp. 79-83, 2015.
- [12] M. M. Kawano, R. B. d. Souza, B. I. R. d. Oliveira, M. O. Menacho, A. P. R. G. Cardoso, F. Y. Nakamura, *et al.*, "Comparison of electromyographic fatigue of erector spinae muscles and angular kinematic of spine between individuals with and without low back pain," *Revista Brasileira de Medicina do Esporte*, vol. 14, pp. 209-214, 2008.

DESENVOLVIMENTO DE ÍNDICES BAROPODOMÉTRICOS PARA COMPARAÇÃO ENTRE CRIANÇAS PRÉ-TERMO E A TERMO

Cristiane Coldebella*, Lucas Menghin Beraldo* e Leandra Ulbricht*

*Programa de Pós-Graduação em Engenharia Biomédica-Universidade Tecnológica Federal do Paraná, Curitiba, Brasil
e-mail: cris.coldebella@gmail.com

Resumo: Este estudo teve por objetivo comparar os dados estabilométricos e baropodométricos, a partir do desenvolvimento dos índices anteroposterior (IAP) e laterolateral (ILL), entre crianças nascidas pré-termo e a termo. Foram avaliadas 103 crianças de ambos os gêneros, entre 24 e 59 meses, sendo que 63 crianças pertenceram ao grupo de crianças a termo e 40 ao grupo pré-termo. A partir dos dados baropodométricos foram definidos: o índice IAP através da relação das pressões plantares anterior e posterior: $IAP = \frac{1-2}{0,6-P}$; e o índice ILL, por sua vez, definido pelas pressões plantares laterais direita e esquerda: $ILL = \frac{1-}{LD-LE}$. Também foram analisados os dados da área do centro de oscilação de pressão. Foi observada diferença significativa nos valores de ILL ($p=0,000$) entre crianças nascidas a termo com crianças pré-termo, sugerindo desvios laterais em crianças pré-termo, sendo que esta diferença possui correlação moderada com a idade gestacional ($p=0,304$), em relação a área do centro de oscilação de pressão. Crianças a termo apresentaram menor oscilação quando comparadas a idade cronológica ($p=-0,354$), sendo que esta relação foi contrária em crianças nascidas pré-termo ($p=0,336$). Crianças nascidas pré-termo também demonstraram valores significativamente inferiores quanto a distribuição da carga corporal no sentido latero-lateral.

Palavras-chave: índice baropodométrico, crianças nascidas pré-termo, estabilometria.

Abstract: This study aimed to compare stabilometric and baropodometric data, from the development of the antero-posterior index (API) and side side index (SSI), between preterm and term infants. 103 children from 24 to 59 months of both genders were evaluated, of which 63 children belonged to the term group and 40 to the preterm group. From the baropodometric data were established: the IAP index through the relation between the previous and back planter pressure: $IAP = \frac{1-2}{0,6-P}$; and the ILL index, in its turn, defined by the right and left side planter pressure: $ILL = \frac{1-}{LD-LE}$. The pressure swing center area data were also analyzed. Significant differences were observed in the values of ILL ($p=0,000$) between term infants with preterm infants, and this difference has moderate correlation with gestational age ($p=0,304$). Regarding the area of pressure swing center, term infants showed less fluctuation compared to chronological age ($p=-0,354$), and this reaction was contrary to preterm children

($p=0,336$). Preterm infants demonstrated significantly lower values as the distribution of body load on the side latero direction.

Keywords: baropodometric index, preterm infants, stabilometric.

Introdução

A avaliação baropodométrica constitui uma avaliação quantitativa que gera imagens plantares, mapeando a distribuição das forças dos pés direito e esquerdo e ainda os divide em anterior e posterior[1][2]. Os resultados são expressos em percentuais, o que permite determinar quantitativamente o peso do corpo suportado por cada porção dos pés, permitindo a avaliação do controle postural [2].

Esta análise proporciona também a avaliação estabilométrica da área do centro de oscilação de pressão[2], compreendida como o centro de distribuição da força total aplicada na superfície de apoio, que se move continuamente em torno do centro de massa para mantê-lo na base de sustentação [3].

Considera-se que em adultos a distribuição de pressão do corpo é depositada 60% em região posterior do pé e 40% na região anterior[4]. Quanto as pressões laterais direita e esquerda, considera-se uma relação ideal de divisão do peso total do corpo, entre os dois membros inferiores, ou seja 50% para cada membro[5].

Em crianças, a magnitude e a distribuição das pressões plantares durante o desenvolvimento da marcha não constitui um tema conclusivamente descrito, podendo ser influenciada pelo crescimento, controle motor e maturação da marcha[6]. Sendo assim, faz-se necessária a avaliação e o acompanhamento principalmente de crianças que apresentem risco na evolução do desenvolvimento motor, como crianças nascidas prematuras[7], auxiliando na identificação daquelas que apresentarão déficits no controle postural e no movimento a longo prazo[8].

Além disso, os métodos tradicionais de análise, são predominantemente qualitativos e extremamente dependentes da experiência do examinador. Desta forma, a introdução da tecnologia para uma avaliação baropodométrica, parece trazer vantagens para o diagnóstico e acompanhamento do desenvolvimento motor de crianças.

Assim, o objetivo deste estudo é comparar os dados estabilométricos e baropodométricos, a partir do

desenvolvimento dos índices anteroposterior (IAP) e laterolateral (ILL), entre crianças nascidas pré-termo e a termo.

Materiais e métodos

Foi realizada uma pesquisa descritiva com 103 crianças de 24 a 59 meses de Idade Cronológica (IC), entre março e novembro de 2015 em um hospital da região de Curitiba, tendo sido aprovado por Comitê de Ética e Pesquisa (39381014.7.0000.5547).

Foram incluídos no estudo crianças de ambos os gêneros que já adquiriram a marcha sem apoio. Como critério de exclusão adotou-se a presença de síndromes genéticas, o uso de órteses em membros inferiores, fraturas, paralisia cerebral, internamentos frequentes e/ou por longos períodos. Além disso, foram excluídas crianças que apresentaram irritabilidade, estresse ou medo ao realizar os procedimentos.

As crianças foram divididas em 2 grupos de acordo com a Idade Gestacional (IG) ao nascimento. No grupo a termo foram incluídas crianças nascidas com IG igual ou superior a 37 semanas, as demais foram inseridas no grupo pré-termo.

Primeiramente, foi realizada uma avaliação antropométrica com coleta de massa corporal (em kg - balança digital infantil Techline 150kg) e a estatura (em cm - estadiômetro Welmy), seguindo o protocolo do Ministério da Saúde[9].

A estabilometria e a baropodometria foram realizadas com a plataforma *Footwork Pro AM Cube®* (AM³), com uma superfície ativa 400 milímetros x 400 milímetros de dimensões 575x450x25, acoplada ao programa *footwork®* ao notebook Sony Vaio Fit 14 E. A análise foi realizada de forma estática, com a criança permanecendo descalça sobre a plataforma apoiando os dois pés lado a lado, com os braços ao longo do corpo e cabeça no plano de Frankfurt.

O tempo de aquisição de dados foi de 30 segundos, sendo precedidos de 5 segundos para adaptação da criança sobre a placa, conforme as recomendações da Sociedade de Pesquisa da Postura e da Marcha[10]. A medida adotada para a estabilometria foi a Área do Centro de Oscilação de Pressão (ACOP), obtida em cm².

Foram coletados os dados baropodométricos das cargas relativas do pé esquerdo e direito e nas porções anterior e posterior, sendo estes expressos em percentual. Devido ao caráter complementar destas medidas optou-se por apresentar apenas uma medida em cada plano, adotando a carga relativa no pé direito como a Distribuição de Carga no Plano Coronal (DCPC) e a carga relativa na porção posterior como a Distribuição de Carga no Plano Sagital (DCPS).

Para sintetizar, os valores relativos da distribuição de carga em cada plano, foi proposta a construção de um índice único, visando evitar compensação gerada na análise final dos dados verificada em desequilíbrios de um mesmo plano, porém em sentidos opostos. Os índices apontam valores que vão de 0 a 1, sendo 1 a

medida ideal independente do sentido do determinado desequilíbrio.

Para isto adotou-se como referência os valores já descritos na literatura de 60% e 40% para a distribuição nas porções anteriores e posteriores, respectivamente [4], e de 50% para cada membro [5]. Resultando no Índice Anteroposterior (1) e no Índice Latero-Lateral (2), onde P é a carga relativa na porção posterior, LD é a carga relativa no pé direito e LE é a carga relativa no pé esquerdo.

$$IAP = 1 - 2|0,6 - P| \quad (1)$$

$$ILL = 1 - |LD - LE| \quad (2)$$

Todas as análises foram realizadas no SPSS v21.0. A normalidade das distribuições foi verificada pelo teste de Shapiro-Wilk. A descrição dos dados submetidos a testes paramétricos ocorreu na forma de média e \pm desvio padrão, enquanto aos submetidos a testes não-paramétricos ocorreu na forma de mediana e \pm amplitude interquartil. Nos casos em que a distribuição foi normal, foi aplicado o teste T independente, para dados em que a distribuição apresentou-se não-normal, foi aplicado o teste de Mann-Whitney, com o objetivo de analisar diferenças significativas entre os grupos de crianças.

A associação entre os valores obtidos pelo baropodômetro com Idade Cronológica (IC) e Idade Gestacional (IG) foi verificada através da correlação de Spearman (ρ). Nesta análise valores entre de $|\rho|$: <0,299 e -0,299 foram considerados como correlação fraca; entre 0,300 e 0,499 ou ainda entre -0,300 e -0,499 foram considerados como correlação moderada; e >0,499 os demais valores como correlação forte. Em todas as análises foram consideradas como significativos valores de $p < 0,05$ [11].

Resultados

Foram analisadas 103 crianças, sendo que 63 (61,16%) pertenceram ao grupo a termo, sendo 34 meninas (53,97%) e 29 meninos (46,03%). O grupo pré termo totalizou 40 crianças (38,84%), 23 meninos (57,5%) e 17 meninas (42,5%).

A tabela 1 apresenta os dados descritivos e a comparação dos grupos a termo e pré-termo. Conforme esperado, pode-se observar que houve diferença na IG ($p < 0,001$), massa ($p < 0,001$) e estatura ($p = 0,007$), sendo que os valores inferiores pertencem ao grupo pré-termo.

Tabela 1: Distribuição descritiva dos grupos a termo quando comparado ao grupo pré-termo.

	A Termo	Pré- Termo	p
IC(meses) ^a	45 \pm 20	38 \pm 11,5	0,075
IG(sem semanas) ^a	39 \pm 1,5	32 \pm 11,5	<0,001*
Massa(kg) ^a	15,1 \pm 2,9	13,25 \pm 3,0	<0,001*
Estatura(cm) ^a	98 \pm 13	95 \pm 9	0,007
ACOP(cm ²) ^a	11,5 \pm 10,8	12,95 \pm 11,28	0,477
DCPC(%) ^b	51,93 \pm 4,16	50,26 \pm 8,22	0,239
DCPS(%) ^a	54,67 \pm 5,33	53,5 \pm 5,83	0,115
ILL	0,95 \pm 0,08	0,89 \pm 0,10	<0,001*
IAP	0,89 \pm 0,11	0,87 \pm 0,12	0,107

a: Mediana e amplitude interquartil - Teste de Mann-Whitney. b: Média e desvio padrão - Teste T independente.

* $p < 0,05$

Os dados de DCPC e DCPS não apresentaram diferença significativa nos grupos de estudo. Porém, quando verificada a diferença significativa dos índices, foi observado que o IAP ($p=0,107$) não apresentou diferença, ao contrário do ILL ($p<0,001$), o que sugere que crianças nascidas pré-termo apresentam desvios laterais das pressões plantares quando comparadas a crianças a termo (Tabela 1).

Na tabela 2, pode-se observar uma correlação moderada ($\rho=-0,354$) entre IC e o ACOP no grupo a termo, que foi inversa, demonstrando uma menor ACOP neste grupo quanto maior a IC. No grupo pré-termo, essa correlação também foi moderada, porém direta ($\rho=0,336$), indicando maior ACOP quanto maior a IC. Quando verificada a associação da ACOP com IG as correlações demonstraram-se fracas no grupo a termo ($\rho=-0,080$) e pré-termo ($\rho=-0,191$). Os resultados de DCPC e DCPS não apresentaram correlação significativa com a IC e nem com a IG.

Pode-se ainda observar na tabela 2, uma correlação moderada ($\rho=0,304$) entre ILL e IG entre crianças nascidas pré-termo, sendo assim, quanto mais prematura a criança nasceu, maior a assimetria plantar lateral. Esse resultado não foi observado no grupo a termo.

Tabela 2: Correlação IC e IG com dados baropodômicos e estabilométricos.

	A termo		Pré-termo	
	IC	IG	IC	IG
AOCP	-0,354*	-0,080	0,336*	-0,191
DCPC	0,072	0,119	0,066	-0,077
DCPS	-0,014	-0,147	-0,188	0,130
ILL	-0,112	-0,155	0,088	0,304
IAP	-0,014	-0,147	-0,188	0,130

* $p<0,05$

Discussão

Crianças nascidas prematuras que não apresentam sequelas neurológicas possuem maior risco de apresentar transtornos no desenvolvimento, podendo ter repercussão na autonomia pessoal, prática esportiva, socialização e rendimento escolar[12].

Neste estudo, quando comparado os grupos a termo e pré-termo, foi observado que crianças nascidas pré-termo apresentaram massa e estatura significativamente menor. Estes dados já eram esperados e coincidem com a literatura. Para Simplício *et al.*[13], crianças prematuras apresentam maior risco de déficit de crescimento durante a infância quando comparadas àquelas nascidas a termo. Em concordância, Lorefice *et al.*[14], comparou o desenvolvimento de crianças nascidas a termo com crianças nascidas pré-termo aos 4 anos de idade, observando valores inferiores em relação a massa e estatura em prematuros nesta faixa etária.

Também foi observado que crianças nascidas pré-termo apresentaram desvios laterais das pressões plantares quando comparadas a crianças a termo ($p<0,001$), sendo esta correlação positiva e moderada ($\rho=0,304$) entre a IG e o ILL.

Na literatura pesquisada não foram encontrados estudos específicos relacionando a simetria plantar e a

prematividade. Vieira [15] analisou a distribuição das pressões plantares durante a corrida, em crianças entre quatro e seis anos consideradas eutróficas, não observando diferenças estatísticas em relação a simetria plantar.

Bosh e Rosenbaum[16] acompanharam a evolução da simetria plantar durante a marcha de 62 crianças saudáveis, dos 15 aos 63 meses de idade cronológica. Por fim, observou que no início da marcha independente a mesma é assimétrica, porém com a idade torna-se simétrica.

Salienta-se que em recém-nascidos prematuros o desenvolvimento do sistema muscular é incompleto, os tornando vulneráveis à assimetria e a deformidade[17], que associados aos procedimentos durante o internamento, poderiam justificar esta diferença tardia: estimulação excessiva[18], posicionamento inadequado [17] e uso prolongado da ventilação mecânica[19].

No presente estudo não foram observadas assimetrias referente a IC, somente em relação a IG, o que talvez possa indicar uma imaturidade no desenvolvimento ou crescimento quando relacionado à distribuição das pressões plantares, sendo necessário o acompanhamento posterior destas crianças para observar se estas assimetrias desaparecem com o evoluir da idade ou crescimento, ou de ambos, ou se estas são características dependentes da IG.

Quando analisados os dados do ACOP, com IC as crianças a termo apresentaram menor ACOP com o avançar da idade ($p=-0,354$), dados esses que coincidem com a literatura. Moraes *et al.*[20] analisaram o equilíbrio unipodal em indivíduos em três faixas etárias: 8-9 anos, 10-11 anos e 18-25 anos, sendo identificado que os valores médios da estabilometria foram menores para o grupo de adultos, seguido dos grupos de 10-11 anos e 8-9 anos.

Seguindo o mesmo raciocínio Hsu, Kuan e Young [21], avaliaram os dados estabilométricos de 251 crianças saudáveis de 3 a 12 anos e compararam com 23 adultos, concluindo que quanto maiores as médias de estabilometria, maior a imaturidade do sistema vestibular, sugerindo que o fator idade constitui um índice confiável no quesito equilíbrio.

A evolução do ACOP em crianças nascidas pré-termo não seguiu essa premissa ($\rho=0,336$), porém quando comparado a IG a correlação foi negativa ($\rho=-0,191$), indicando que quanto maior idade gestacional o equilíbrio tende a ser melhor. Corroborando este estudo, Lorefice *et al.* [14] compararam o equilíbrio de crianças nascidas a termo e pré-termo com IG abaixo de 30 semanas, aos 4 anos de idade utilizando o *Wii Balance Board* associado a itens do *Pediatric Clinical Test of Sensory Integration of Balance*, verificando pior desempenho em crianças prematuras e concluindo que há a necessidade de acompanhamento destas crianças em idades avançadas para analisar se esta diferença desaparece com a idade.

Considerando crianças com idade superior, Fernandez *et al.*[12] comparou a análise estabilométrica de crianças entre 7 a 10 anos, nascidas prematuras sem

sequelas neurológicas com crianças nascidas a termo, verificando que nesta faixa etária o equilíbrio entre esses grupos pode ser considerado equiparável, mesmo na comparação com crianças com peso ao nascimento $\geq 1.500\text{g}$ e IG média $30,7 \pm 3$ semanas. Por fim, também resalta-se a necessidade do acompanhamento posterior destas crianças, para observar se estas características são dependentes do crescimento ou da IG de nascimento.

Conclusão

Crianças nascidas pré-termo demonstraram valores significativamente inferiores quanto a distribuição da carga corporal no sentido latero-lateral, sendo encontrada uma correlação positiva e moderada entre a IG e o ILL, reforçando a associação entre a prematuridade e valores inferiores de distribuição de carga latero-lateral plantar.

Não foram verificadas diferenças estatisticamente significativas entre os grupos para os valores referentes ao sentido anteroposterior e dados de ACOP quando comparados a IG.

Por fim, a utilização dos índices propostos mostrou-se adequado para identificar desvios no mesmo plano, sendo destacado no ILL, o que não foi possível no método tradicional de análise.

Referências

- [1] JLP Rosário. A review of the utilization of baropodometry in postural assessment. *Journal of Bodywork and Movement Therapies*. 2014; 18(2): 215–19.
- [2] LT Menezes, PHFA Barbosa, ASCosta, AC Mundim, GC Ramos, CCSC Paz, EF Martins. Tecnologia baropodométrica utilizada para analisar tipos de suporte de peso durante postura ortostática hemiparética. *Fisioterapia em Movimento*. 2012; 25(3):583–94.
- [3] A Shumway-Cook, MH Woollacott. *Controle Motor-teoria e aplicações práticas*. 3ª ed. Barueri: Manole, 2010.
- [4] GJ Tortora. *Princípios de Anatomia Humana*. 10ª ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2007.
- [5] PM Gagey, B Weber. *Regulação e distúrbios da posição ortostática*. 2ª ed. São Paulo: Manole, 2000.
- [6] J Phethean, C Nester. The influence of body weight, body mass index and gender on plantar pressures: Results of a cross-sectional study of healthy children's feet. *Gait & Posture*. 2012; 36(2):287–90.
- [7] NDSH Silva, F Lamy Filho, M EA Gama, ZC Lamy, AL Pinheiro, DN Silva. Instrumentos de avaliação do desenvolvimento infantil de recém-nascidos prematuros. *Revista Brasileira de Crescimento e Desenvolvimento Humano*. 2011; 21(1):85–98.
- [8] SC Dusing, RT Harbourne. Variability in postural control during infancy: implications for development, assessment, and intervention. *Journal of The American Physical Therapy Association*. 2010; 90(12):1838–49.
- [9] Brasil. Ministério da Saúde. Secretaria de Atenção à Saúde. Departamento de Atenção Básica. *Orientações para a coleta e análise de dados antropométricos em serviços de saúde: Norma Técnica do Sistema de Vigilância Alimentar e Nutricional*. Brasília: Ministério da Saúde, 2011.
- [10] F Scoppa, R Capra, M Gallamini, R Shiffer. Clinical stabilometry standardization: Basic definitions–Acquisition interval–Sampling frequency. *Gait & Posture*. 2013; 37(2):290–2.
- [11] PA Barbeta. *Estatística Aplicada às Ciências Sociais*, 3ª ed. Florianópolis: UFSC, 1999.
- [12] CR Fernández, DM Zubillaga, LMR Fernández, LR Santos, MMR García, JAP Fernández, S. LL Armentia. Evaluation of coordination and balance in preterm children [internet]. *Anales de Pediatría (Barcelona)*. Nov. 2015. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.anpedi.2015.10.009>
- [13] MPT Simplício, AQ Ribeiro, LFR Sant'Ana, JF Novaes, SE Priore, SCC Franceschini. Curvas de crescimento e perfil dietético de recém-nascidos pré-termo com peso adequado para a idade gestacional durante a hospitalização. *Revista Paulista de Pediatría*. 2012; 30(3):359–68.
- [14] LE Lorefice, MP Galea, RA Clark, LW Doyle, PJ Anderson, e AJ Spittle. Postural control at 4 years in very preterm children compared with term-born peers. *Developmental Medicine & Child Neurology*. 2015; 57(2):175–80.
- [15] TN Vieira. *Distribuição de pressão plantar durante o correr em crianças [dissertação]*. Brasília: Universidade de Brasília, 2014.
- [16] K Bosch, D Rosenbaum. Gait symmetry improves in childhood–A 4-year follow-up of foot loading data. *Gait & Posture*. 2010; 32(4):464–68.
- [17] JK Sweeney, T Gutierrez. Musculoskeletal implications of preterm infant positioning in the NICU. *J. Perinat. Neonatal Nurs.* 2002; 16(1): 58–70.
- [18] KA VandenBerg. Individualized developmental care for high risk newborns in the NICU: A practice guideline. *Early Human Development*. 2007; 83(7):433–42.
- [19] CM Nicolau, APBM Costa, HO Hazime, VLJ Krebs. Desempenho motor em recém-nascidos pré-termo de alto risco. *Revista Brasileira de Crescimento e Desenvolvimento Humano*. 2011; 21(2):327–34.
- [20] AG Moraes, AC David, OG Castro, BL Marques, MS Carolino, EM Maia. Comparação do equilíbrio postural unipodal entre crianças e adultos. *Revista Brasileira de Educação Física e Esporte*. 2014; 28(4): 571–77.
- [21] YS Hsu, CC Kuan, Y H Young. Assessing the development of balance function in children using stabilometry. *International Journal of Pediatric Otorhinolaryngology*. 2009; 73(5):737–40.

PERIGOS ASSOCIADOS AO MANUSEIO DE INCUBADORAS NEONATAIS

D. F. Camillo*, R. D. Souza**, F. S. Barros* e P. Nohama*,***

*PPGEB – UTFPR – Universidade Tecnológica Federal do Paraná, Curitiba, Paraná, Brasil

**SESA – Secretaria de Estado da Saúde, Paraná, Brasil

***PUC – Pontifícia Universidade Católica do Paraná, Curitiba, Paraná, Brasil

e-mail: debora-camillo@hotmail.com

Resumo: Os objetivos deste estudo foi analisar criticamente os perigos associados ao manuseio das incubadoras neonatais, avaliar os níveis de pressão sonora (NPS) em três modelos distintos de incubadoras e apresentar medidas preventivas para minimizar os possíveis danos à saúde dos recém-nascidos (RN). Realizou-se uma análise preliminar de perigo por meio de observações e registros fotográficos dos perigos associados ao manuseio das incubadoras. O nível de ruído foi avaliado com um decibelímetro com *data logger*, posicionado no interior de cada um dos modelos estudados. Os perigos para saúde do RN sob cuidados na incubadora neonatal foram resultantes da ausência ou instalação inadequada da manga íris, sistema de elevação do leito realizado por meio de cueiros e cobertores e não acionamento do sistema de travas. O NPS no interior dos três modelos estudados encontrou-se dentro dos limites recomendados pela norma NBR IEC 601-2-19. A avaliação dos possíveis perigos associados ao manuseio das incubadoras contribuirá para o desenvolvimento de medidas preventivas como treinamentos e atualizações sobre a montagem e o uso correto deste equipamento, assim como medidas que estimulem a notificação de danos nesses materiais visando, desta forma, oferecer melhores condições de segurança ao paciente.

Palavras-chave: incubadora neonatal, recém-nascido, ruído.

Abstract: The goals of this study was to critically analyze hazards associated with handling of neonatal incubators, evaluate sound pressure levels (SPL) of three different models of incubators and show preventive procedures to minimize possible damage to the health of the newborn (NB). It was realized a preliminary analysis of hazards through visual inspection and photographic records of dangers associated with handling of the incubators. Noise level was measured through a sound pressure level meter with data logger, positioned inside each incubator of the models studied. The main hazards for the newborn in his health care in the neonatal incubator are resulted from the absence or improper installation of iris sleeve, bed's lift system carried out by swaddling clothes and blankets and not actuation the locks system. The SPL measured inside the three incubator models assessed were within the recommended limits by NBR IEC 601-2-19 standard. The assessment of the possible dangers

associated with handling of incubators will contribute to the development of preventive procedures as training and updates about mounting and the correct use of this equipment, as well as measures to stimulate the reporting of damage in these materials, in order to offer better safety conditions to the patient.

Keywords: Neonatal Incubator, newborn, noise.

Introdução

Os avanços tecnológicos ocorridos nas Unidades de Terapia Intensiva Neonatais (UTIN), decorrentes do desenvolvimento de equipamentos de suporte à vida cada vez mais sofisticados, vêm possibilitando o aumento da sobrevida dos RN prematuros [1].

As incubadoras são equipamentos largamente utilizados nas unidades de terapia intensiva neonatais e pediátricas [2], cuja função é proporcionar ao RN um ambiente termoneutro por meio do controle da temperatura e da umidade relativa do ar [3].

As incubadoras neonatais, assim como outros equipamentos eletromédicos sofrem deterioração ao longo do tempo que podem comprometer o desempenho de seus sistemas de controle e resultar em graves danos ao RN [4].

Para a segurança dos RN, as incubadoras devem ser desenvolvidas de acordo com a norma NBR IEC 601-2 19 [5] que estabelece os requisitos de controle de temperatura, umidade, velocidade do fluxo de ar e intensidade sonora, minimizando os riscos ao paciente e ao usuário, além de definir os ensaios para verificar a conformidade com estes requisitos. A referida norma estabelece que no interior da incubadora o nível máximo de ruído seja inferior a 60 dB.

O ruído excessivo pode causar alterações fisiológicas e comportamentais nos RN. São observados aumento da pressão sanguínea, aumento da frequência cardíaca, perda auditiva, apneia, bradicardia, hipóxia, alteração do estado de sono e vigília e, conseqüentemente, fadiga, agitação, choro e irritabilidade [6].

Assim, considerando-se o cenário exposto, o objetivo do presente trabalho foi analisar criticamente o NPS e os perigos associados ao manuseio de três diferentes modelos de incubadoras neonatais, bem como apresentar medidas preventivas para minimizar os possíveis danos decorrentes da assistência ao RN em tratamento no interior da incubadora neonatal.

Materiais e métodos

Trata-se de um estudo do tipo descritivo, realizado em incubadoras neonatais de uma UTIN de um hospital público da Região Metropolitana de Curitiba.

Para avaliar os perigos associados ao manuseio das incubadoras neonatais, realizou-se uma análise preliminar de perigo, por meio de observações e registros fotográficos das condições de uso das incubadoras neonatais da UTIN estudada.

Foram avaliadas incubadoras de três modelos distintos: A, B e C, todos da mesma marca.

Para verificar o NPS no interior da incubadora em funcionamento, selecionou-se uma incubadora de cada modelo e utilizou-se um decibelímetro com *data logger* modelo Dec - 490 da marca Instrutherm®. O instrumento foi posicionado no interior da incubadora sobre a plataforma elevatória, a 30 cm da borda proximal e a 20 cm da parede lateral, em posição de proclive acentuado, visando mimetizar a localização da região cefálica do RN quando este é posicionado no interior da incubadora.

O instrumento foi programado com tempo de resposta lenta (slow) e ponderação em frequência - curva A (dB(A)).

A avaliação do NPS foi realizada na sala de higienização das incubadoras da UTIN. Foram registrados e gravados o NPS de segundo a segundo, por um período de 5 min consecutivos. Após a aquisição de dados, efetuou-se a análise com auxílio do software específico do decibelímetro utilizado. Considerou-se a média e os valores mínimo e máximo registrados na medição.

Resultados

Na assistência diária ao RN, a equipe multiprofissional acaba por fazer adaptações nas incubadoras neonatais a fim de facilitar a assistência ou reparar temporariamente danos nos equipamentos.

Durante a realização deste estudo, 19 incubadoras encontravam-se disponíveis no setor, sendo 7 unidades do modelo A, 7 do modelo B e 5 do C.

Foram verificados os seguintes perigos associados ao manuseio das incubadoras: manga íris não montada ou instalada inadequadamente, utilização de cueiros e cobertores sob o sistema de elevação para manter ou aumentar o proclive e o não acionamento do sistema de travas por esquecimento ou por danos.

A Tabela 1 delinea a análise preliminar dos perigos observados durante o manuseio das incubadoras neonatais.

A Figura 1 exibe a manga íris ausente ou colocada inadequadamente nos três modelos de incubadoras.

A Figura 2 mostra o sistema de elevação do leito realizado por meio de cueiros e cobertores em um dos modelos de incubadora a fim de manter o proclive adequado as necessidades do RN.

A Figura 3 indica o sistema de travas danificado ou não acionado em um dos modelos de incubadora.

Tabela 1: Análise preliminar dos perigos associados ao uso da incubadora neonatal

Perigo	Manga íris ausente ou montada de forma inadequada	Sistema de elevação do leito realizado por meio de cueiros e cobertores	Não acionamento ou ausência do sistema de travas
Causa	Falta de treinamento	Falta de treinamento; O modelo da incubadora	Falta de treinamento; Falta de notificação e comunicação com a equipe de manutenção
Efeito	Extubação acidental; Hipotermia; Queda do RN	Hipertermia; Proliferação de agentes infecciosos; Broncoaspiração	Perda de acesso; Extubação acidental
Categoria de Severidade	IV	III	III
Medidas Preventivas ou corretivas	Treinamento sobre a montagem adequada da manga íris; Informar a equipe sobre os efeitos adversos que a ausência ou montagem inadequada pode causar no RN	Informar a equipe sobre os efeitos adversos que o uso de cueiros e cobertores sob a plataforma elevatória pode causar no RN; Incentivar a equipe a notificar e acionar a equipe de manutenção quando o sistema de elevação estiver danificado; Trocar as incubadoras com sistema de elevação por meio de alavancas por incubadoras com sistema manual de inclinação do leito	Informar a equipe sobre os efeitos adversos que podem ocorrer quando o sistema de travas não for acionado Incentivar a equipe de manutenção quando o sistema travas estiver danificado

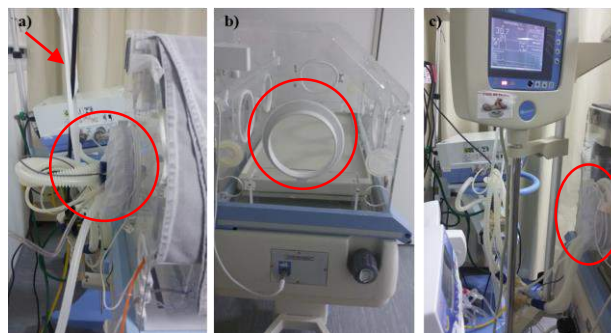


Figura 1: (a) manga íris colocada inadequadamente no modelo A e traqueias do ventilador suspensas por cadaço, (b) manga íris ausente no modelo B, (c) manga íris danificada no modelo C.

O NPS foi outro fator avaliado nas incubadoras neonatais. Os valores médio, mínimo e máximo dos níveis de pressão sonora das três incubadoras avaliadas estão descritos na Tabela 2.



Figura 2: Sistema de elevação do leito realizado por meio de cueiros e cobertores para manter o proclive acentuado



Figura 3: sistema de travas danificados ou não acionados

Tabela 2: NPS dos três modelos de incubadoras analisadas

Incubadora	Média	Valor mínimo	Valor máximo
Modelo A	47,97 dB	46,20 dB	51,70 dB
Modelo B	47,00 dB	41,90 dB	51,80 dB
Modelo C	51,61 dB	49,90 dB	54,20 dB

Discussão

Durante a realização deste estudo verificou-se que em algumas incubadoras a manga íris estava ausente, ou haviam sido montadas inadequadamente.

A falta da manga íris altera a temperatura no interior da incubadora, deixando o RN suscetível à hipotermia e, conseqüentemente, aos efeitos deletérios que a mesma pode ocasionar. Além disso, as traqueias do ventilador passam pela manga íris e são estabilizadas por ela, prevenindo a extubação do RN. Quando a manga íris está ausente ou montada inadequadamente, as traqueias são fixadas com esparadrapo ou suspensas com cadarço, o que dificulta a manipulação das mesmas quando os RN são manuseados, aumentando as chances de extubação acidental em RN entubados ou lesão nasal em RN submetidos à ventilação não invasiva.

Ademais verifica-se que a abertura é um meio pelo qual o RN dependendo da sua idade e peso, pode acidentalmente sofrer queda da incubadora.

Além da manga íris, a UTIN dispõe de punho elástico oval para os três modelos de incubadoras. O punho elástico é um acessório colocado nas portinholas para evitar a perda de calor durante o manuseio. O não uso deste acessório ou a abertura total da portal lateral

da incubadora durante o atendimento prestado ao RN por qualquer um dos membros da equipe multiprofissional acarreta em perda da temperatura interna podendo ocasionar hipotermia principalmente no RN prematuro.

O sistema de elevação do leito feito por meio de cueiros foi outro perigo observado em algumas incubadoras. No modelo A, o sistema de elevação emprega alavancas; já nos modelos B e C, um sistema contínuo de ajuste manual. Devido à deterioração do referido sistema, ou pela necessidade de aumentar o proclive são utilizados cueiros e cobertores, os quais comprometem involuntariamente a circulação de ar no interior da incubadora, podendo acarretar em superaquecimento do RN e na proliferação de agentes infecciosos.

Além disso, o RN não é posicionado em proclive adequado, o qual é necessário para otimizar o processo de digestão, desta forma, tornam-se mais susceptíveis à regurgitações e possíveis bronco-aspirações.

O não acionamento dos sistemas de travas ou a não notificação para a equipe de manutenção quando estes estão comprometidos, também é um perigo para a saúde do RN. A falta de fixação da incubadora pode causar deslocamento da mesma durante o atendimento ao RN, e desconectar os acessos periféricos e centrais, interrompendo a administração de medicações e aumentando com isso as chances de infecções.

Em estudo, Costa *et al.* [7] relataram que a falta de política de treinamento para o uso adequado da incubadora neonatal resulta em danos para o equipamento. Os problemas evidenciados pelo referido autor foram: paredes duplas e portinholas de incubadora quebradas, cúpula da incubadora opaca pela utilização de produto inadequado durante a limpeza e desinfecção; painel da incubadora perfurado pela utilização de objetos pontiagudos e o uso de cobertores de material plástico dentro da cúpula.

Segundo Özdemirci *et al.* [8] defeitos da incubadora, calibração incorreta ou incompleta do equipamento e fatores humanos são razões básicas para a ocorrência de complicações com as incubadoras neonatais.

A conscientização da equipe multiprofissional sobre os perigos a que os RN estão expostos quando são feitas adaptações nas incubadoras é o primeiro passo para reduzir tais ações. Em muitos casos a falta de informação e o não conhecimento dos danos aos quais os RN estão sendo submetidos levam a equipe a realizar tais adaptações e a não notificar possíveis danos nos equipamentos.

Políticas estimulando a importância de notificar um simples dano na incubadora podem evitar grandes eventos adversos nos RN. Além de sinalizar possíveis prejuízos nas incubadoras, se faz necessário informar e acionar a equipe de manutenção do hospital.

Treinamentos e atualizações sobre a montagem e a manuseio correto das incubadoras também seriam relevantes para toda equipe.

O ruído interno foi outro fator avaliado no presente estudo. Nos três modelos de incubadoras, o nível de

ruído interno esteve em conformidade com as recomendações da norma NBR IEC 601-2-19 [5], não atingindo o limiar de 60 dB.

Os achados deste estudo corroboram com os resultados de Plangsangmas *et al.* [9], que avaliaram o ruído interno de 26 incubadoras neonatais utilizadas em três hospitais na Tailândia, e verificaram que nenhuma incubadora excedeu ao limiar de 60 dB.

Costa *et al.* [7] avaliaram as condições de funcionamento de 11 incubadoras de um hospital de Recife – PE. As variáveis avaliadas foram: nível de ruído, temperatura, umidade relativa do ar e velocidade do ar. O nível de ruído foi medido nas incubadoras em funcionamento, porém sem a presença do RN. Os pesquisadores constataram que das 11 incubadoras, 10 operavam com NPS acima do recomendado pela NBR IEC 601-2-19.

Em 2011, Pinheiro *et al.* [10] avaliaram simultaneamente, por um período de sete dias, o NPS na UTIN e no interior de uma incubadora ocupada por RN, e verificaram variações nos valores de NPS entre 52,6 dB a 80,4 dB na UTIN, e de 45,4 dB a 79,1 dB no interior da incubadora. Os referidos autores verificaram que NPS no interior da incubadora caracterizou-se pela associação dos sons ambientais da UTIN, dos sons oriundos do funcionamento do motor da incubadora, das atividades de cuidado e das manifestações do RN.

No presente ensaio, o NPS avaliado corresponde somente aos ruídos advindos do funcionamento da incubadora, pois o nível de ruído foi aferido com o equipamento ligado sem a presença do RN e alocada em uma sala distante do fluxo rotineiro da UTIN.

Uma limitação do estudo foi o pequeno número amostral de incubadoras em que foi avaliado o NPS. Salienta-se que as demais incubadoras da UTIN encontravam-se em uso durante a coleta de dados.

A equipe multiprofissional também deverá estar atenta aos ruídos provenientes da incubadora neonatal. Estes podem ser resultantes até mesmo da própria montagem inadequada das incubadoras. Ao observar a presença de ruídos decorrentes do funcionamento do equipamento, estes deverão ser notificados e a incubadora retirada de uso até que o problema seja resolvido, uma vez que os ruídos causam danos a curto e longo prazo à saúde do RN.

Conclusão

Do presente estudo, conclui-se que simples adaptações nas incubadoras e a não notificação de danos nos equipamentos podem acarretar em prejuízos à saúde do RN. Os principais perigos parecem estar relacionados à ausência ou instalação inadequada da manga íris, sistema de elevação do leito realizado por meio de cueiros e cobertores e sistema de travas não acionados.

O nível de ruído dos três modelos de incubadoras avaliadas revelou-se em conformidade com a norma NBR IEC 601-2-19.

A prevenção dos perigos associados ao manuseio das incubadoras por meio de treinamentos e atualizações sobre a montagem e o uso correto deste equipamento, assim como medidas que estimulem a notificação de danos nesses materiais, são necessários para evitar possíveis danos à saúde do RN e oferecer melhores condições de segurança ao paciente.

Agradecimentos

À empresa Instrutherm, que gentilmente concedeu o decibélmeter para a realização deste estudo.

Referências

- [1] Peixoto PV, Balbino FS, Chimirri V, Pinheiro EM, Kakehashi TY. Ruído no interior das incubadoras em unidade de terapia intensiva neonatal. *Acta Paul Engermagem*. 2011, 24(3): 359-64.
- [2] Fasolo MI, Moreira RN, Abatti PJ. Avaliação de nível de ruído em incubadora. *Jornal de Pediatria*. 1994, 70(3):157-162.
- [3] Iaione F, Moraes R. Equipamento para avaliação de funcionalidade de incubadoras para recém-nascidos. *Revista Brasileira de Engenharia Biomédica*. 2002, 18(3): 151-162.
- [4] Santos NM, Filho FLMC, Neto JOB, Almeida OM, Braga APS. Estratégia para o acompanhamento *on-line* da satisfação dos requisitos da NBR IEC 60601 2-19 para minimização dos riscos em uma incubadora neonatal. XVIII Congresso Brasileiro de Automática; 12 a 16 Setembro de 2010; Bonito-MS.
- [5] Associação Brasileira de Normas Técnicas. NBR IEC 60601-2-19: equipamento eletromédico - parte 2: prescrições particulares para segurança de incubadoras de recém-nascido (RN). Rio de Janeiro: ABNT; 1997.
- [6] Wachman EM, Lahav A. The effects of noise on preterm infants in the NICU. *Arch Dis Child Fetal Neonatal*. 2011, 96:305-309.
- [7] Costa E JL, Freire RCS, Silva JBA, Cursino CMP, Galvão RRA. Uso adequado de incubadora neonatal na assistência em saúde. VIII Semetro. João Pessoa, Brazil, 2009.
- [8] Özdemirci E, Yatak MO, Duran F, Canal MR. Reliability assessments of infant incubator and the analyzer. *Gu J Sci*. 2014, 27(4): 1169-1175.
- [9] Plangsangmas V, Leeudomwong S, Kongthaworn P. Sound pressure level in an infant incubator. *Journal of Metrology Society of India*. 2012; 27(4): 199-203.
- [10] Pinheiro EM, Guinsburg RN, Araujo MA, Kakehashi TY. Ruído na Unidade de Terapia Intensiva Neonatal e no interior da incubadora. *Ver Latino-Am. Enfermagem*. 2011; 19(5): 1214-1221.

ANÁLISE DOS RESULTADOS DE ENSAIOS METROLÓGICOS EM BISTURI ELÉTRICO NO ESTADO DE SANTA CATARINA

J. Nicoladelli*, J. A. Caetano*, R. Zaniboni*, P. Avelar* e R. Garcia*

*Instituto de Engenharia Biomédica (IEB) /Universidade Federal de Santa Catarina (UFSC)

E-mail: joaonicoladelli@gmail.com, jaugustocaetano@gmail.com

Resumo: O estudo apresenta uma análise dos resultados de ensaios quantitativos em bisturis elétricos realizados pelo Laboratório de Avaliação Técnica do IEB/UFSC. A escolha do dispositivo médico decorre da elevada taxa de eventos adversos associados, possibilitando uma visão global sobre a situação tecnológica dos mesmos nos hospitais públicos do estado de Santa Catarina. A metodologia utilizada consiste em justificar a escolha do equipamento médico através de pesquisas em periódicos e bancos de dados, seguidos de coleta e análise de ensaios metrológicos realizados pelo laboratório de acordo com as normas NBR IEC 60601-2-2:2013 e Procedure/checklist 411-0595 – Electrosurgical Units - ECRI. O período da amostra analisada foi de doze anos, totalizando 878 ensaios. O bisturi elétrico obteve um índice de reprovação geral de 72%. Dos quatro modos de operação do bisturi elétrico avaliados separadamente, a função Blend2 obteve a maior taxa de reprovação (44%). As evidências dessa pesquisa demonstram a necessidade da realização periódica de ensaios metrológicos e manutenções preditivas, avaliando e quantificando a funcionalidade e a segurança dos equipamentos médicos, bem como, ações de divulgação visando promover a conscientização metrológica no âmbito da saúde.

Palavras-chave: Engenharia Clínica, Metrologia, Bisturi Elétrico, Ensaios Metrológicos.

Abstract: *The study presents an analysis of quantitative assays on electrosurgical units conducted by the Technical Evaluation Laboratory of IEB/UFSC. The selection of the medical device follows from the high rate of associated adverse events, enabling a global overview about the technological situation of it in the public hospitals from of state of Santa Catarina. The methodology used consists in justify the selection of the medical equipment through research in periodicals and data base, followed by collection and analysis of metrological assays carried out by the laboratory in accordance with the standards NBR IEC 60601-2-2:2013 e Procedure/checklist 411-0595 – Electrosurgical Units - ECRI. The period of the analyzed sample was twelve years, totaling 878 tests. The electric scalpel achieved an overall failure rate of 72%. Of the four operating modes of the electric scalpel evaluated separately, the function Blend2 achieved the highest failure rate (44%). The evidences of this research show the need of performing periodic metrological tests and predictive maintenance,*

evaluating and qualifying the functionality and safety of medical equipment, as well as, dissemination actions to promote the metrological awareness in health.

Keywords: *Clinical Engineering, Metrology, Electrosurgical Units, Metrological Tests.*

Introdução

Em 1983, nos Estados Unidos, ocorreram aproximadamente um milhão de incidentes com prejuízos na área hospitalar, dos quais, duzentos mil envolveram alguma forma de negligência. Em 1989, o uso intensivo dos equipamentos médico-hospitalares (EMH), no mesmo país, resultou em torno de dez mil acidentes (1 a cada 52 minutos), com um saldo de mil mortes. Na Suécia, durante os anos de 1984 a 1985, foram analisados 306 equipamentos que causaram acidentes fatais ou com sérias consequências. Verificou-se que 21% dos acidentes estavam relacionados à manutenção incorreta, 26% com uso indevido e 46% com problemas de desempenho [1].

Os Eventos Adversos (EAs) são ocasionados por complicações indesejadas decorrentes do cuidado prestado aos pacientes, não atribuídos à evolução natural da doença. EAs no âmbito hospitalar estão associados não somente ao paciente, mas ao corpo clínico, e constituem atualmente um dos maiores desafios para o aprimoramento da qualidade na área da saúde [2].

O bisturi elétrico é um equipamento eletro cirúrgico, cuja finalidade é desempenhar, simultaneamente, o trabalho de corte e cauterização do tecido biológico, utilizando-se de altas densidades de correntes elétricas. Podem ocorrer diversos acidentes com este equipamento, tais como: choques elétricos, queimaduras, contusões e ferimentos, tanto nos profissionais como em pacientes. Na seção dos principais equipamentos médicos envolvidos em acidentes, publicado pela ANVISA, o bisturi elétrico é o segundo da lista [1]. Num estudo realizado sobre a avaliação de acidentes com bisturi elétrico no centro cirúrgico de um estabelecimento assistencial de saúde pública, foram entrevistados 40 profissionais da área da saúde, destes 50% já sofreram algum tipo de acidente [3]. Em uma pesquisa com 57 profissionais de enfermagem realizada com a coleta de dados em um Evento Científico promovido pela SOBECC, os pesquisadores concluíram que a maioria dos profissionais teve treinamento admissional sobre o

bisturi elétrico, porém não tem educação continuada e permanente acerca do uso do equipamento; a grande maioria o utiliza em todos os procedimentos cirúrgicos, porém muitos desconhecem o sistema e seu funcionamento [4].

O controle de qualidade da tecnologia na área da saúde depende da realização de medições e ensaios nos Equipamentos Médico-Hospitalares (EMH) em uso nos Estabelecimentos Assistenciais de Saúde (EAS). Com base na análise das avaliações quantitativas dos ensaios de desempenho do bisturi elétrico extraídos do banco de dados do Laboratório de Avaliação Técnica – LAT/IEB – UFSC [12], objetiva-se extrair informações da real situação do parque tecnológico de Santa Catarina. Dado o cenário deste equipamento, se evidencia a importância do desenvolvimento da consciência metrológica no âmbito da saúde. A Engenharia Clínica (EC), por ser uma área que desenvolve conhecimentos de engenharia e práticas gerenciais voltadas às tecnologias em saúde, aporta e fundamenta a pesquisa, possibilitando fornecer subsídios aos gestores em saúde para a incorporação de novos equipamentos, como também, promover ações punitivas e preventivas de forma a reduzir os eventos adversos associados.

Materiais e métodos

A Metodologia da pesquisa constitui-se de etapas de: definição do cenário, critério adotado, fundamentação teórica, seleção do equipamento médico e análise dos ensaios metrológicos realizados pelo laboratório (Figura 1). A definição do cenário e a abrangência da pesquisa foram definidas por uma equipe multidisciplinar composta por pesquisadores da área de EC do Instituto de Engenharia Biomédica – IEB/UFSC. A motivação do estudo é avaliar a real situação de um EMH em hospitais públicos do estado de Santa Catarina, tendo como referência os ensaios metrológicos realizados pelo LAT/IEB-UFSC. Utilizando informações contidas em banco de dados e periódicos [1][2][3][4][5][6], verificou-se que o bisturi elétrico possui elevado número de aplicações no cotidiano hospitalar e é um dos principais equipamentos médicos envolvidos em acidentes, sendo por este motivo, objeto de estudo deste artigo.



Figura 1. Diagrama de fluxo metodológico.

O método consiste na análise de ensaios metrológicos disponibilizados pelo laboratório, que realiza a avaliação técnica a partir de ensaios de desempenho e de segurança elétrica. Para o presente artigo, portanto, o foco são os ensaios de desempenho em bisturi elétrico, cujo período de análise das informações foi de 2001 a 2012. Para justificar o tempo de amostra, foi adotado dois critérios de exclusão, anterior e posterior ao período. Até 2001, os ensaios não eram classificados em qualitativos e quantitativos, tornando a análise superficial e imprecisa. Em 2013, incorporou-se uma nova metodologia de ensaios no laboratório, inviabilizando comparativos de testes de desempenho entre uma metodologia e outra.

Os ensaios de desempenho do LAT-IEB/UFSC buscam avaliar o equipamento de forma qualitativa e quantitativa. Na avaliação qualitativa é realizada uma inspeção visual do equipamento buscando identificar itens que comprometem a funcionalidade e/ou segurança no uso do mesmo. Já na avaliação quantitativa são feitas medidas de acordo com a particularidade de cada equipamento. O trabalho apresenta os resultados quantitativos.

Toda avaliação técnica realizada está baseada em procedimentos padronizados e equipamentos-padrão (analisadores/simuladores), que o habilitam a realizar os ensaios. Os procedimentos são baseados na norma Health Devices Inspection and Preventive Maintenance System publicada pelo Emergency Care Research Institute (ECRI) [7] e na NBR IEC 60601-2-2: 2013. Equipamento eletromédico – Requisitos particulares para a segurança básica e desempenho essencial de equipamentos cirúrgicos de alta frequência e acessórios cirúrgicos de alta frequência [8]. As funções do bisturi elétrico analisadas na avaliação quantitativa são: Corte, Coagulação, Blend2 e Bipolar.

Os testes quantitativos de desempenho de bisturi elétrico consistem na verificação dos seguintes parâmetros: potência de saída, potência de saída de baixa frequência e corrente de fuga de alta frequência em cada uma das funções de operação.

O nível de potência de saída do bisturi elétrico, em qualquer um dos modos de operação, não deve exceder 20% em relação à potência selecionada; o valor máximo admitido para potência de saída de baixa frequência é 10 W e o valor máximo admitido para corrente de fuga de alta frequência é 150 mA.

Quando o equipamento é reprovado em uma função de operação, é considerado reprovado na avaliação global, ou seja, para ser aprovado ele precisa estar dentro do padrão de funcionalidade em todas as funções de operação. Como existem margens de erros associadas aos processos de medição dos ensaios, alguns equipamentos podem não receber uma avaliação definitiva e por isso são considerados inconsistentes. Um modo de operação inconsistente implica inconsistência geral do equipamento.

Resultados

Foram coletados 878 ensaios metrológicos correspondentes ao período da amostra. As análises das avaliações foram quantificadas por equipamento, por marca e referente ao último ano (2012), foram separadas pelos índices obtidos para cada modo de operação do equipamento (funções).

Das 878 avaliações, 632 foram reprovadas (72%) das amostras, 193 aprovadas (22%) e 53 ficaram na faixa de inconsistência (6%). A Figura 2 apresenta essa relação dos ensaios.

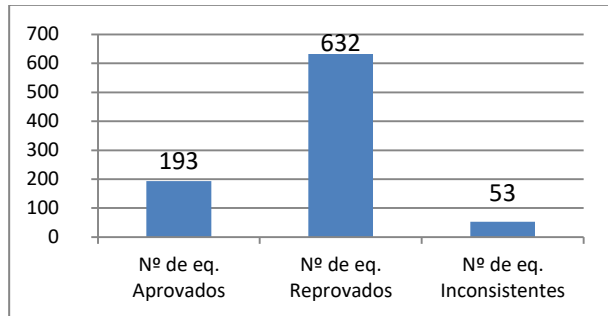


Figura 2: Ensaios dos bisturis elétricos.

As marcas avaliadas nos ensaios de bisturi elétrico correspondem às sete mais difundidas e consolidadas no parque tecnológico da área da saúde. Considerando o índice de aprovação, a Figura 3 demonstra a parcela que cada marca contribuiu para o índice de aprovação de 22%.

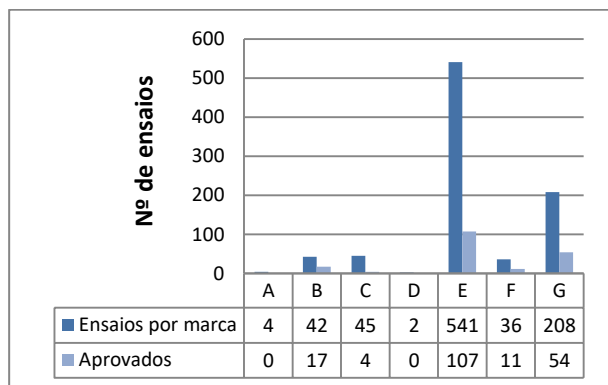


Figura 3: Contribuição das marcas no índice de aprovação para bisturis elétricos.

Na Figura 3 observa-se que a marca B tem 42 ensaios, sendo 17 aprovações - 40,48% das amostras, F com 36 avaliações tem 11 aprovações (30,56%) e G com 208 ensaios tem 54 deles (25,56%) aprovados. As três marcas citadas foram as que apresentaram os maiores índices percentuais de aprovação.

Considerando os índices de reprovação dos ensaios dos equipamentos, a Figura 4 apresenta a relação das marcas que contribuíram para o índice de reprovação (72%).

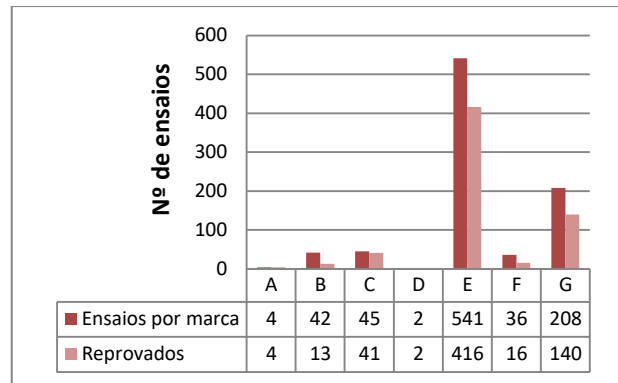


Figura 4: Contribuição das marcas no índice de reprovação dos bisturis elétricos.

As marcas predominantes nos índices de reprovação são as marcas C, E e G. As marcas A e D, apesar de reprovarem 100%, contém baixo número de amostras, não sendo relevantes na contribuição para o índice global (72%). A marca C possui 45 avaliações e 41 (95,11%) delas reprovadas. Mais significativamente, em E foram feitas 541 avaliações e 416 (76,89%) foram reprovadas. A marca G teve 208 avaliações e 140 (67,31%) dos ensaios reprovados.

Paralelamente, foram analisadas às contribuições individuais dos modos de operação durante um ano. Para isso, utilizaram-se os ensaios mais recentes da amostra, correspondente ao ano de 2012. A Figura 5 apresenta os índices de aprovação para Corte e Coagulação, função Blend2 e Bipolar. Com 11 (20%) e 12 (22%) dos ensaios aprovados, respectivamente, a função bipolar e blend2 são as que menos contribuíram na aprovação. Corte e Coagulação tem 16 ensaios aprovados e possuem a mesma parcela neste índice (29%).

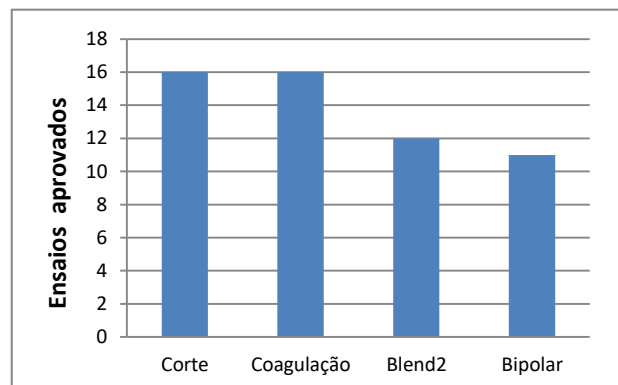


Figura 5: Contribuição das funções no índice de aprovação dos bisturis elétricos.

Em relação à reprovação por funções, a Figura 6 apresenta os resultados. Blend2 tem 7 ensaios reprovados, 44% das avaliações, seguido da Coagulação com 4 (25%), função Bipolar teve 3 (19%) e Corte com 2 (12%) ensaios reprovados.

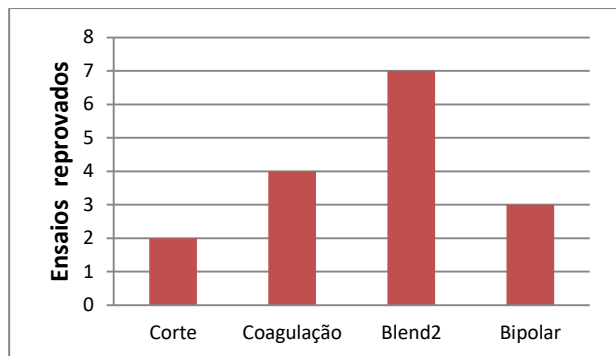


Figura 6: Contribuição das funções no índice de reprovação dos bisturis elétricos.

Discussão

As causas de problemas de funcionamento de equipamentos podem estar associadas a diversos fatores e merecem atenção especial por parte da EC. Os índices de reprovação apresentados demonstram a necessidade e corroboram com a importância de ensaios metrológicos na área da saúde. Equipamentos médicos são fundamentais no diagnóstico e tratamento dos pacientes, seja durante uma cirurgia com o uso do bisturi elétrico, durante um radiodiagnóstico, monitorização e/ou nas ocasiões de suporte à vida. A EC aliada ao corpo clínico tem a missão e o dever de contribuir para a qualidade dos serviços em saúde e a metrologia pós-mercado deve ser mais difundida na gestão hospitalar.

Os índices de reprovação do equipamento médico em análise são um fator preocupante para a EC e população em geral. O planejamento, execução e verificação da periodicidade das manutenções preditivas, treinamentos, e dos ensaios metrológicos deve ser constante para garantir a qualidade do processo tecnológico em saúde. A contribuição das funções na aprovação manteve um padrão, valores relativamente próximos (fig. 6). No índice de reprovação (fig. 7), o modo Blend2 apresenta quase metade das reprovações totais. A elevada porcentagem de reprovação na função Blend2 (que permite unir as funções de corte e coagulação do bisturi) pode representar maiores riscos e comprometimento de processos cirúrgicos. Por exemplo, frequentemente os procedimentos cirúrgicos odontológicos necessitam de corte juntamente com coagulação [9].

Conclusão

A pesquisa demonstra a importância dos ensaios metrológicos em fornecer subsídios para que ações de gerenciamento da tecnologia médico-hospitalar resultem em segurança e confiabilidade ao paciente e ao corpo clínico. Eventos adversos são constantes no ambiente hospitalar, portanto a EC como facilitadora deve periodicamente treinar e capacitar à equipe e os profissionais de saúde, atuando também na prevenção de falhas e gerenciamento de riscos. A consciência metrológica é imprescindível na qualidade dos serviços prestados pelo engenheiro clínico, que é responsável por

gerenciar as tecnologias de saúde durante todo seu ciclo de vida.

Referências

- [1] Agência Nacional de Vigilância Sanitária, 2014. BIT – Boletim Informativo de Tecnovigilância, Segurança de Equipamentos Médico-Hospitalares.
- [2] Costa, L. E. Panorama mundial dos eventos adversos no setor de saúde. [Internet]. Disponível em: http://www.anvisa.gov.br/tecnovigilancia/material_PANORAMA_MUNDIAL_EVENTOSAD_VERSOS.ppt. Acesso em: 18 de Outubro de 2015
- [3] Cabral, L.A.L. Avaliação de acidentes com bisturi elétrico no centro cirúrgico de um estabelecimento assistencial de saúde pública no município de Fortaleza, Ceará. 2008.
- [4] Parra, R. L. C.; Gianastasio M. B.; Diniz, T. R. Z. O conhecimento dos circulantes de sala sobre a utilização do bisturi elétrico. Revista SOBECC. São Paulo, v. 4, p. 24, 2012.
- [5] Banco de dados de relatórios de dispositivos médicos do FDA. [Internet]. Disponível em: <http://www.accessdata.fda.gov/scripts/cdrh/cfdocs/cfMAUDE/search.CFM>. Acesso em: 15/10/2015.
- [6] Portal de consulta a banco de dados da ANVISA. [Internet] Disponível em: http://www.anvisa.gov.br/scriptsweb/correlato/correlato_rotulagem.htm. Acesso em: 15/10/2015.
- [7] Emergency Care Research Institute - ECRI, Health Devices Inspection and Preventive Maintenance System, Third Edition. Plymouth Meeting, PA, USA, 1995, 215 p.
- [8] Associação Brasileira de Normas Técnicas. NBR IEC 60601-2-2:2013. Equipamento eletromédico – Parte 2 - Requisitos particulares para a segurança básica e desempenho essencial de equipamentos cirúrgicos de alta frequência e acessórios cirúrgicos de alta frequência. Janeiro de 2013.
- [9] Vasconcelos, B.C.E.; Frota, R.; Pereira, J.R.D.; Freitas, L.H.M.; Santos, L.K.M. O uso da eletrocirurgia em procedimentos bucais. v.3, n.3, jul/set - 2003 , p38.
- [10] Lucatelli, M.V; Batista, M.M.B; Silva, H.P; Garcia, R. Engenharia Clínica e a Metrologia em Equipamentos Eletromédicos. SBM-Recife, 2003.
- [11] Queiroz, C.E; Spall, D; Tollotii, A; Jasper, C; Zaniboni, R; Avelar, P; Garcia, R. Avaliação de Equipamentos Eletromédicos em Ambiente Hospitalar de Santa Catarina. CBEB, 2010.
- [12] Endereço eletrônico do LAT. [Internet] Disponível em: http://www.ieb.ufsc.br/?page_id=268. Acesso em: 03 de Maio de 2016.

SUSTENTABILIDADE NO HOSPITAL REGIONAL “DR. LEOPOLDO BEVILACQUA” – CONSAÚDE: ESTUDO DE CASO

Carlos A. da Silva*, Gilson Yukio Sato e Saicla Frieda Barros

Programa de Pós-Graduação em Engenharia Biomédica/Universidade Tecnológica Federal do Paraná, Curitiba, Brasil.

e-mail: energiaemanutencao@bol.com.br

Resumo: O Hospital Regional “Dr. Leopoldo Bevilacqua” (São Paulo) iniciou as atividades de sustentabilidade em 2008 pela implantação de uma série de rotinas que contribuíssem para a diminuição do desperdício de recursos e para o reaproveitamento de resíduos. Esse estudo de caso envolve mudanças em processos administrativos e técnicos e avalia os resultados das estratégias implantadas. Na implantação, foi levado em consideração que todas as ações seguissem os trâmites legais e em conformidade com normas e legislações vigentes. O resultado obtido na economia de água foi de 46,23% a menos no consumo em 2015, em relação à meta do Programa de Uso Racional da Água (PURA).

Palavras-chave: Sustentabilidade, Resíduos, Reciclável, Hospital público.

Abstract: *The Hospital Regional "Dr. Leopoldo Bevilacqua" (São Paulo) started sustainability activities in 2008 for the implementation of a series of routines that contributed to reducing the waste of resources and waste recycling. This case study involves changes in administrative and technical processes and evaluates the results of implemented strategies. In the implementation, it was taken into consideration that all actions follow the legal procedures and in accordance with current rules and laws. The result in water savings was 46.23% less consumption in 2015, compared to the goal of the Rational Use Program of Water (PURA).*

Key Words: *Sustainability, Waste, Recyclable, Public Hospital.*

Introdução

Atualmente, a sustentabilidade tem sido tema de discussão nas instituições públicas, instituições privadas, de serviços, de ensino e na sociedade. As mudanças no meio ambiente pela ação do ser humano têm causado efeitos, cujas consequências são avaliadas e reavaliadas constantemente. Tais efeitos já causaram desequilíbrios e mudanças significativas no planeta.

Dentro deste contexto, em 2008, a administração do Hospital Regional “Dr. Leopoldo Bevilacqua” (HRLB) iniciou as atividades e rotinas, no que tange, ao uso consciente da energia elétrica, ao uso adequado da água, na coleta, transporte, tratamento e destinação correta dos resíduos de serviços de saúde, na coleta, separação e destinação dos resíduos recicláveis e do controle de pragas.

O Hospital Regional “Dr. Leopoldo Bevilacqua” (HRLB), fundado em 1950, em Pariqueira-Açu, SP, desde 2001 é administrado pelo Consórcio Intermunicipal de Saúde do Vale do Ribeira e Litoral Sul (CONSAÚDE). Trata-se de um Consórcio Público entre 24 Prefeituras Municipais localizadas no Vale do Ribeira e no Litoral Sul, SP. O CONSAÚDE ampliou a capacidade de atendimento no HRLB passando de 100 leitos para 159 leitos e aumentou a gama de serviços especializados, além de ter equilibrado as receitas em relação às despesas financeiras [1].

Todo o atendimento hospitalar é realizado pelo Sistema Único de Saúde (SUS). O faturamento provém do SUS, do convênio de gestão, assinado com a Secretaria de Estado da Saúde do Estado de São Paulo (SES) e da mensalidade dos entes consorciados.

O objetivo desse estudo de caso foi avaliar a implantação e os resultados dessas ações em sustentabilidade. Os projetos desenvolvidos consideram de maneira mais responsável a influência de seus resultados sobre as consequências ao meio ambiente, às pessoas e à economia da região afetada, trazendo soluções que causem um menor impacto a seus usuários e melhor abrangência e adequação às normas e legislações vigentes [2].

Materiais e Métodos

A análise da gestão hospitalar do HRLB iniciou-se com os conceitos descritos na literatura, envolvendo a identificação do perfil, vantagens comparativas, pontos fortes e limitações [3]. Em seguida, foram identificadas mudanças no ambiente externo, nas dimensões política, econômica e tecnológica.

Em 2008, no contexto do Programa de Combate ao Desperdício de Energia Elétrica a concessionária de energia elétrica local, Elektro Eletricidade e Serviços S.A. (ELEKTRO) elaborou um estudo luminotécnico, o qual culminou na substituição de todas as luminárias, lâmpadas e reatores das instalações do HRLB. Com a substituição destas, proporcionou-se a luminosidade correta aos diversos ambientes hospitalares e uma redução direta no consumo.

O HRLB estabeleceu o “Controle Integrado de Pragas”, que teve como finalidade o mapeamento dos pontos críticos com maior incidência de pragas (acessos, abrigos e alimentos), monitorando as ocorrências e aplicando produtos químicos específicos para cada

situação encontrada. A aplicação foi dirigida, dentro de procedimentos técnicos e não impôs riscos nem ao meio ambiente e nem às pessoas e dentro do possível, não provocou a descontinuidade das atividades do local

Em 2009, foi elaborado e implantado no HRLB o Programa de Gerenciamento de Resíduos de Serviços de Saúde (PGRSS), no qual foi previsto como todos os tipos de resíduos de serviços de saúde gerados no HRLB seriam coletados, transportados, tratados e destinados de acordo com as normas e legislações vigentes. [4].

Também foi instituída em 2009, a comissão de resíduos recicláveis do HRLB, que estabeleceu rotinas de forma que todos os resíduos recicláveis após coletados e separados, fossem vendidos a empresa especializada em reciclagem, por leilão público. Os recursos advindos da venda dos recicláveis foram revertidos em ações do próprio PGRSS.

Em 2011, o HRLB aderiu ao Programa de Uso Racional da Água (PURA) junto à Companhia de Saneamento Básico do Estado de São Paulo (SABESP), o que lhe proporcionou um desconto de 25% na tarifa de água e esgoto. Além disso, foram fornecidos pela SABESP aparelhos hidráulicos de baixo consumo para que os antigos fossem substituídos e instalados. Em contrapartida, o HRLB teve de reduzir em 10% o seu consumo de água.

Resultados

Com a substituição de todo o sistema de iluminação em 2008, constatou-se uma diminuição no consumo de energia elétrica, em kWh, até 2014 (Figura 1). Houve porém, o aumento do contrato de demanda do HRLB com a Elektro S.A. que era até 2012 de 300 kVA\mês e que passou a ser até 2015 de 370 kVA\mês (Figura 2). A equipe de manutenção manteve as especificações de lâmpadas nas manutenções preventivas e corretivas, assim como, aumentou o número de circuitos de distribuição de energia elétrica de iluminação, permitindo acionar um número maior de luminárias alternadamente nos ambientes. Em 2015, devido a ampliação da construção e ao aumento do número de equipamentos da hemodiálise, o que dobrou a capacidade de atendimento de pacientes, foi necessário disponibilizar 80 kVA\mês a mais de energia elétrica na cabine primária e devido a isto, houve um aumento no consumo anual em kWh (Figura 1).

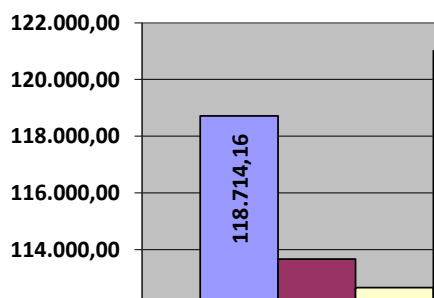


Figura 1: Média mensal de consumo de energia elétrica em kWh do ano de 2012 até 2015. Fonte: Elektro Eletricidade e Serviços S.A.



Figura 2: Demanda contratada mensal em kVA do ano de 2012 até 2015. Fonte: Elektro Eletricidade e Serviços S.A.

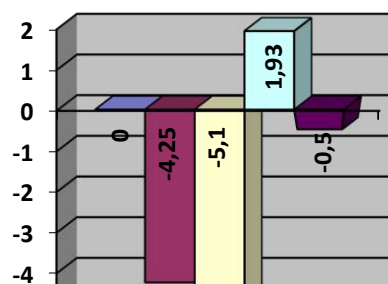


Figura 3: Percentual de redução de consumo de energia elétrica em relação ao consumo de 2012, e em relação a meta global de economia de energia elétrica com o horário de verão de 2015 no Brasil. Fonte: Agência Brasil.

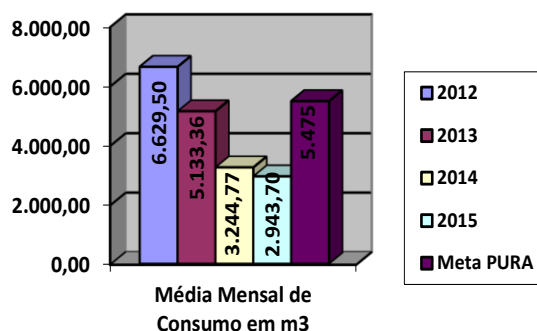


Figura 4: Comparativo de consumo de água de 2012 até 2015, em relação a meta do PURA. Fonte: CONSAÚDE.

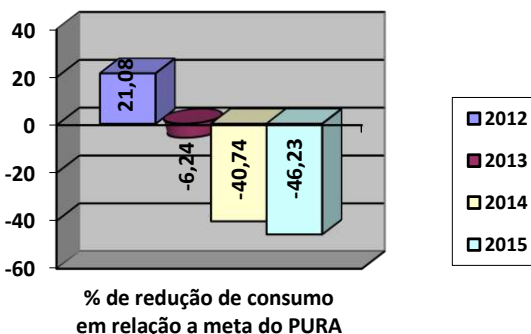


Figura 5: Percentual (%) de redução de consumo de água de 2012 até 2015, em relação a meta do PURA. Fonte: CONSAÚDE.

Com a substituição de 100% dos equipamentos hidráulicos pelos doados pela SABESP em 2012, assim como, a substituição dos equipamentos da nova lavanderia, obteve-se redução no consumo de água (Figura 4).

Com a implantação do PGRSS, foram identificados os tipos de resíduos, suas fontes geradoras, o tratamento ao qual eles seriam submetido e sua destinação final, em conformidade com a legislação [4].

Tabela 1 - Tipos de Resíduos e Fontes Geradoras

TIPO DE RESÍDUO	FONTE GERADORA	FORMA DE TRATAMENTO
Resíduo Infectante	Complexo Hospitalar	Autoclavação
Perfuro Cortante		
Quimioterápicos	Procedimentos da Oncologia	Incineração
Peças da Anatomia Patológica	Setor de Anatomia Patológica	Autoclavação
Resíduo Comum	Complexo Hospitalar	Aterro Licenciado
Resíduo Orgânico		
Óleo de Cozinha	Cozinha	Reciclagem
Pilhas e Baterias	Enfermarias	
Lâmpadas	Complexo Hospitalar	Incineração
Frascos de Medicamentos	Postos de Enfermagem, Farmácias e Oncologia	Incineração
Frascos de Saneantes	Setor de Limpeza	Reciclagem
Frascos Químicos	Anatomia Patológica	Incineração
Medicamentos vencidos/impróprios para consumo	Farmácia de Alto Custo	Incineração
	Farmácia Geral	Incineração
Fixador das Reveladoras de Raio X	Raio X	Tratamento através de reação química e decantação. Após extraído a prata o fixador é submetido ao tratamento na ETE.
Efluente Reveladoras de Raio X	Raio X	Filtro de tratamento de efluente químico.
Filmes de Raio X Convencional descartados	Filmes inutilizados	Descontaminação em solução de produtos químicos.
Esgoto Sanitário	Complexo Hospitalar	Sistema de Tratamento de Esgoto – Tratamento Anaeróbico
Poda de árvore e grama	Poda de árvore e corte de grama	-
Pneu	Frota de carros do hospital	Reaproveitamento (reutilização ou reciclagem).
Óleo de Motor	Frota de carros do hospital	Reciclagem.

A figura 6 apresenta a quantidade dos resíduos de serviços de saúde infectantes classe AE e químico classe B de gestão clássica gerados desde 2012 até 2015 no HRLB por ano.

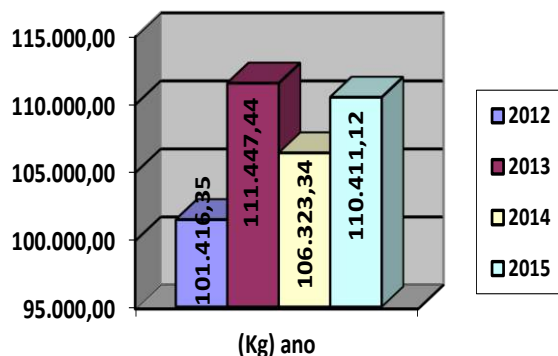


Figura 6: RSS gerados no HRLB entre 2012 e 2015. Fonte: CONSAÚDE.

Considerando estudos comparativos na qual a taxa média brasileira varia de 1,2 até 3,8 kg\leito\dia de geração de resíduos infectantes classe AE e químico classe B de gestão clássica gerados em hospitais (Joffre et al 1993) [5], conclui-se que com 159 leitos o HRLB está gerando a quantidade de resíduos condizente com a taxa brasileira, conforme demonstrado na figura 7.

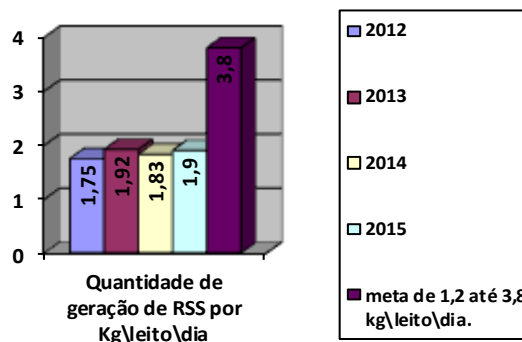


Figura 7: Quantidade de RSS Dia/Leito no HRLB. Fonte: CONSAÚDE.

A quantidade de resíduos recicláveis gerados de 2013 até 2015 é mostrada na figura 8. Tais resíduos foram vendidos e os recursos foram aplicados no próprio PGRSS.

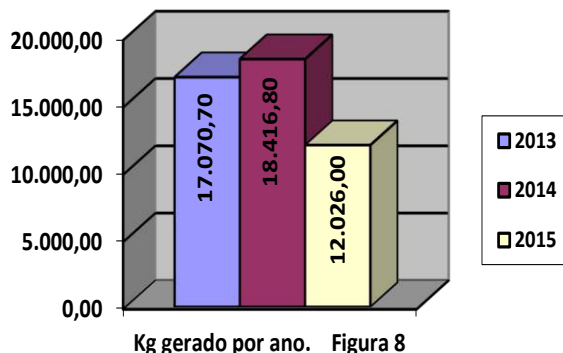


Figura 8: Resíduos Recicláveis gerados entre 2013 e 2015. Fonte: CONSAÚDE.

Discussão

Os resultados na economia de energia elétrica no HRLB em termos percentuais, demonstram que se obteve uma redução gradativa no consumo até 2014 em relação à 2012, mesmo com a necessidade de aumento da demanda contratada durante este período.

Os esforços nas ações de economia de água e por consequência a diminuição de esgoto, devido a adesão do HRLB ao PURA, demonstram uma diminuição gradativa de consumo de 2012 até 2015, com resultados bem inferiores a meta estabelecida.

A quantidade gerada, pelo HRLB, de resíduos de serviços de saúde de 2012 até 2015 tem estado dentro taxa média brasileira.

Conclusão

No período de 2012 até 2015 o HRLB manteve praticamente o mesmo número de atendimentos de urgência/emergência e de internação, conforme demonstram as figuras 9 e 10.

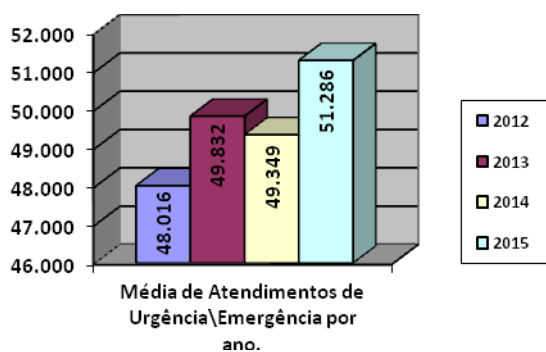


Figura 9: Quantidade de Atendimentos de Urgência/Emergência de 2012 a 2015. Fonte: CONSAÚDE.

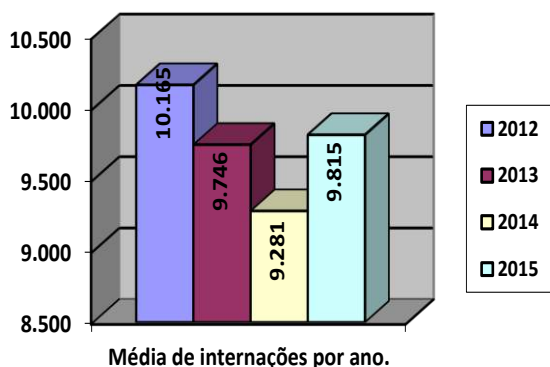


Figura 10: Internações no HRLB de 2012 a 2015. Fonte: CONSAÚDE.

Como no período analisado neste estudo de caso, o número de atendimentos, de funcionários, de equipamentos instalados, de especialidades médicas pouco se alteraram, foi possível analisar os resultados obtidos e já discutidos.

O HRLB, de forma expressiva, continuará aplicando essas ações com vistas a sustentabilidade, aliando sua solidez administrativa em conformidade com os interesses da população e o respeito ao meio ambiente.

Agradecimentos

Agradecemos aos gestores do HRLB por possibilitarem a realização dessa pesquisa.

Referências

- [1] Consórcio Intermunicipal de Saúde do Vale do Ribeira e Litoral Sul. Edital de Licitação (2009). Pregão presencial 29/09, processo 40/09, p. 12 do Memorial Descritivo. Disponível em <http://www.consaude.org.br> Acesso em 10 mai. 2013.
- [2] Dinsmore, P. C. (2006), Gerenciamento de Projetos, livro base de preparação para certificação Project Management Professional, Rio de Janeiro: Qualitymark.
- [3] Vasconcellos, E. (1992), Gerenciamento da Tecnologia: um instrumento para a competitividade empresarial, São Paulo: Edgard Blücher Ltda.
- [4] Programa de Gerenciamento de Resíduos de Serviços de Saúde do Hospital Regional “Dr. Leopoldo Bevilacqua” (2011), p. 59-60 Disponível em <http://www.consaude.org.br> Acesso em 10 mai. 2013.
- [5] Revista Espaço para a Saúde, Lodrina, v5,n 2, p.17-27, jun. 2004. Artigo Uma Abordagem sobre a Gestão de Resíduos de Serviços de Saúde.

DISTRIBUIÇÃO E ANÁLISE DE EQUIPAMENTOS DE DIAGNÓSTICO POR IMAGEM FORA DE USO NO SISTEMA PÚBLICO DE SAÚDE

F. S. Leal*, T. X. S. Zarza* e M. C. Moraes*

*Instituto de Ciência e Tecnologia/UNIFESP – São José dos Campos, SP, Brasil.
e-mail: fseixasleal@hotmail.com

Resumo: Procedimentos de manutenção incorreta são responsáveis por 21% dos defeitos em equipamentos médicos-hospitalares. A diferença de poder de investimento entre os estados brasileiros agrava a diferença entre a distribuição nacional dos equipamentos de diagnóstico por imagem disponíveis ao SUS. O presente trabalho consiste em um levantamento da localização de tomógrafos computadorizados, ressonâncias magnéticas e PET/CT existentes e fora de uso, no Brasil. Além disso, é analisada a viabilidade financeira de realizar a manutenção de equipamentos com defeito e estudado a perda de faturamento ocorrente pela inatividade dos mesmos.

Palavras-chave: Engenharia Clínica, Lucro Cessante, Ressonância Magnética, Tomografia Computadorizada, PET/CT.

Abstract: *Incorrect maintenance proceedings are responsible for 21% of medical equipment failures. The disparity of investment rate between brazilian states is the major cause of contrast in distribution of imaging diagnostic equipment public hospitals in Brazil. The present work consists of a survey of the location of computed tomography, magnetic resonance and PET/CT in Brazil. Moreover, the financial viability of maintenance programs in damaged equipments is analyzed and the revenue loss from the inactivity of these medical devices is calculated.*

Keywords: *Clinical Engineering, Loss of Profit, MRI, CT, PET/CT.*

Introdução

Estudos apresentam que 21% dos defeitos ocorrentes em equipamentos médico-hospitalares são provenientes de procedimentos de manutenção incorreta [1]. Em 1989, nos Estados Unidos, por volta de 10 mil acidentes ocorreram a partir do uso intensivo e desregulado de equipamentos médicos, sendo registradas cerca de mil mortes [1]. A par dos acidentes provenientes dessa situação, a disponibilidade segura e confiável de equipamentos pode salvar vidas.

Os equipamentos de diagnóstico por imagem constituem papel fundamental no processo de diagnóstico e tratamento de doenças agressivas, como o câncer, além de auxiliar em casos de traumas graves e lesões diversas. Equipamentos de raio X e ultrassom são exemplos de equipamentos de diagnóstico por imagem comumente encontrados em estabelecimentos

assistenciais de saúde (EAS) e utilizados por grande parte da população. No entanto, a análise de algumas situações médicas requer tecnologias mais complexas, que envolvem equipamentos mais modernos e, portanto, de custo mais elevado, o que as tornam nem sempre disponíveis a todas as EAS. A utilização de tomógrafos computadorizados (CT), ressonâncias magnéticas (MRI) e PET/CT é, por muitas vezes, o procedimento final de diagnóstico indicado em estabelecimentos parceiros do sistema único de saúde (SUS). Isto se dá pelo elevado custo, direto e indireto, que esse processo envolve. Além do alto valor de aquisição destes equipamentos e da necessidade de equipe altamente capacitada para operação dos mesmos, o valor repassado pelos SUS nestes procedimentos não é tão elevado: em torno de R\$270,00 por exame de ressonância magnética e R\$110,00 em tomografias, embora o montante anual seja expressivo, totalizando, aproximadamente R\$307 milhões, no Brasil, em 2009 [2].

A importância dos equipamentos de diagnóstico por imagem, na análise médica, além de seu cunho financeiro, revelam a necessidade de zelar pelo investimento nesses equipamentos, de forma a minimizar eventuais prejuízos estabelecidos por períodos de inutilização dos mesmos, evitando longos períodos de espera por exames e proporcionando rapidez em diagnósticos. Com este intuito, deve-se incentivar a existência de equipes especializadas, com objetivo de realizar programas de manutenção preventiva e corretiva dos equipamentos, além de definir o melhor momento para aquisição ou troca de equipamentos existentes.

Portanto, o presente trabalho visa analisar a distribuição de equipamentos de diagnóstico por imagem do Sistema Único de Saúde (SUS), no Brasil, e avaliar possíveis causas da inutilização dos mesmos, realizando um importante levantamento que possa auxiliar equipes de investimento em saúde, profissionais de engenharia clínica e soluções de necessidades clínicas.

Materiais e métodos

Os dados utilizados neste trabalho são provenientes de bases de dados dos sistemas de saúde do governo brasileiro, com destaque ao TABNET e o CNES.

DATASUS – Com o intuito de descentralizar as atividades de saúde e democratizar seu acesso, além de permitir maior transparência no controle sob a utilização

de recursos públicos, o Departamento de Informática do SUS (DATASUS) foi implementado, a partir de 2011 [3]. Este departamento é responsável pela manutenção de diversos sistemas, como o TABNET.

TABNET – O sistema TABNET reúne informações do serviço público de saúde e as relaciona com fatores demográficos e socioeconômicos, além de apresentar dados sobre distribuição de recursos financeiros, o que o torna ferramenta interessante no que tange a avaliação econômica da demanda em saúde no Brasil.

CNES – O Cadastro Nacional de Estabelecimentos de Saúde (CNES) foi estabelecido pela Portaria MS/SAS 376, de 03 de outubro de 2000 e implementado, efetivamente, em agosto de 2003. Com objetivo de cadastrar, em um único sistema, todas as EAS em território nacional, o CNES representa importante fonte de informação para gerenciamento e operações em âmbito de planejamento, controle e avaliação de serviços de saúde públicos e privados no Brasil [4].

A seleção dos equipamentos de diagnósticos por imagem estudados neste trabalho leva em consideração os aparelhos pertencentes ao grupo 1, na divisão por grupos de equipamentos médicos realizada pelo CNES. Neste grupo estão classificados dezoito diferentes equipamentos médicos. Destes, foram selecionados os de código 11, 12 e 18, representados por tomógrafo computadorizado, ressonância magnética e PET/CT, respectivamente. A escolha destes aparelhos se deu pela complexidade, além do alto valor agregado, comparado aos outros. Ademais, embora exista a fabricação de alguns destes em território nacional, empresas brasileiras ainda não possuem tecnologia para suas fabricações, o que eleva seus custos, dificultando uma melhor distribuição destes em território nacional.

A análise dos motivos da possível falta de uso dos equipamentos se deu através do estudo de parâmetros contidos no trabalho de Calil [5] em parceria com o Ministério da Saúde. O retorno financeiro agregado ao equipamento foi dado a partir do valor repassado pelo SUS para cada exame realizado, a duração de cada procedimento e seu uso ininterrupto durante 24 horas por dia. O percentual de equipamentos fora de uso e o valor referente a perda de faturamento (PF) são dadas a partir das seguintes equações.

$$\%Fora\ de\ uso = \frac{Equipamentos\ fora\ de\ uso}{Quantidade\ total\ de\ equipamentos} \quad (1)$$

$$PF = \frac{60 \times Preço\ exame}{Texame} \quad (2)$$

onde, T_{exame} corresponde a duração do exame, em minutos, e a constante 1440 se refere a quantidade de minutos em um dia completo. A análise do custo de manutenção dos equipamentos foi realizada seguindo critérios estabelecidos também no trabalho de Calil[5]. É importante notar que, dada a complexidade dos equipamentos abordados, foi definido que todo o serviço de manutenção seja contratado de terceiros,

provavelmente a própria fabricante dos aparelhos. Este tipo de serviço é estabelecido a partir de contratos firmados com as empresas, sendo praticado pelo mercado cifras da ordem de 4,5% a 9% ao ano do custo integral de um equipamento novo [5].

Resultados

A distribuição bruta dos equipamentos de diagnóstico por imagem selecionados por este trabalho segue Tabela 1. Adicionalmente, a Tabela 2 apresenta a quantidade desses equipamentos que estão fora de uso, referente a consulta no CNES em Março/2016.

Tabela 1: Distribuição, por unidade federativa, dos equipamentos de diagnóstico por imagem registrados no CNES, consultado em Março/2016.

Estado	CT	MRI	PET/CT	Total
AC	4	2	0	6
AL	27	12	0	39
AP	7	3	0	10
AM	22	17	0	39
BA	101	53	2	156
CE	63	17	0	80
DF	28	16	1	45
ES	41	18	0	59
GO	73	19	0	92
MA	46	11	0	57
MT	44	14	0	58
MS	18	8	0	26
MG	197	82	3	282
PA	51	18	0	69
PB	41	16	1	58
PR	142	66	4	212
PE	66	34	2	102
PI	40	9	0	49
RJ	173	77	0	250
RN	27	14	2	43
RS	171	80	4	255
RO	15	9	0	24
RR	27	14	2	43
SC	96	59	1	156
SP	410	180	8	598
SE	15	9	0	24
TO	18	10	0	28
Total	1963	867	30	2860

O mapeamento da quantidade de equipamentos médicos de diagnóstico por imagem foi dado a partir da concentração dos mesmos a cada 100 mil habitantes e está representada pela Figura 1, que também apresenta o percentual de equipamentos fora de uso foi calculado a partir da Equação 1.

Tabela 2: Distribuição, por unidade federativa, dos equipamentos de diagnóstico por imagem, fora de uso, registrados no CNES, consultado em Março/2016.

Estado	CT	MRI	PET/CT	Total
AC	0	0	0	0
AL	0	2	0	2
AP	0	0	0	0
AM	1	1	0	2
BA	4	2	1	7
CE	3	1	0	4
DF	2	2	1	5
ES	0	0	0	0
GO	3	0	0	3
MA	2	0	0	2
MT	1	0	0	1
MS	0	0	0	0
MG	6	3	0	9
PA	2	1	0	3
PB	7	3	0	10
PR	8	1	0	9
PE	1	0	0	1
PI	0	0	0	0
RJ	10	2	0	12
RN	1	1	0	2
RS	8	6	0	14
RO	1	1	0	2
RR	1	1	0	2
SC	1	1	0	2
SP	8	3	0	11
SE	3	0	0	3
TO	0	1	0	1
Total	73	32	2	107

A Tabela 3 apresenta informações referentes ao uso dos equipamentos abordados neste trabalho. Os índices descritos foram tempo de duração [6, 7, 8], tempo de utilização diária e o preço dos exames [2]. O valor do procedimento do PET/CT, no SUS, foi estimado a partir do percentual calculado entre os valores repassados pelo SUS e os valores cobrados em rede privada nos exames de CT e MRI [9, 10].

Tabela 3: Perda de faturamento diário devido a inatividade do equipamento.

Equipamento	Preço do exame	Duração do exame	Perda de faturamento (por hora)
CT	R\$110,00	35 min.	R\$188,57
MRI	R\$270,00	23 min.	R\$704,35
PET/CT	R\$285,00	45 min.	R\$380,00

A Tabela 4 apresenta o valor estimado da manutenção anual dos equipamentos abordados neste trabalho. Foi considerado que o custo representa 9% do valor de um equipamento novo. O preço de aquisição de um equipamento foi encontrado em domínios de secretarias públicas de saúde [10, 11, 12].

Tabela 4: Estimativa de custo anual de manutenção por equipamento.

Equipamento	Custo do equipamento novo	Custo da manutenção
CT	R\$1.3mi	117 mil
MRI	R\$3.1mi	279 mil.
PET/CT	R\$4.2mi	378 mil.

Discussão

A distribuição dos equipamentos abordados neste trabalho, no Brasil, se mostra irregular. Tal fator tende a ser associado a diferença de investimento entre os estados. Nota-se que todas as unidades federativas do país possuem tomógrafos computadorizados e ressonâncias magnéticas disponíveis. Quanto ao PET/CT, percebe-se a ausência do equipamento em diversos estados, inclusive alguns com boa estrutura de saúde, comparada ao nível nacional, como o Rio de Janeiro. Esta situação pode decorrer do custo elevado do aparelho, além do curto tempo desde que esta tecnologia chegou ao país, e difícil acesso aos radiofármacos.

A inatividade de um equipamento médico geralmente é proveniente da falta de manutenção ou de sua obsolescência. Dadas as características da tecnologia dos equipamentos abordados neste trabalho, excluímos o segundo fator e definimos que a inatividade seria decorrente da ausência de programas de manutenção. Outro aspecto pertinente à inatividade é a aquisição de equipamentos sem a existência da infraestrutura necessária para seu funcionamento. Este fator pode ser relevante quando estudado em equipamentos de alta complexidade, como os aqui abordados, e será analisado em trabalhos futuros.

Frente ao custo estabelecido aos contratos de manutenção, pode-se avaliar a vantagem econômica de se realizar estes procedimentos. O retorno do investimento em manutenção desses equipamentos ocorre em aproximadamente 396 horas de uso, para a ressonância magnética, 620 horas para o tomógrafo computadorizado e 994 horas para o PET/CT. Observada em preâmbulo de EAS públicas, o equipamento fora de uso representa o encaminhamento de seus pacientes para estabelecimentos de saúde privados, requisitando repasse de verba do SUS para os mesmos. Para as EAS privadas, o prazo em que o equipamento se encontra indisponível para uso, representa um período de perda de possível faturamento.

Além das avaliações anteriormente descritas, a existência de maior concentração de equipamentos disponíveis para uso se faz interessante no auxílio da

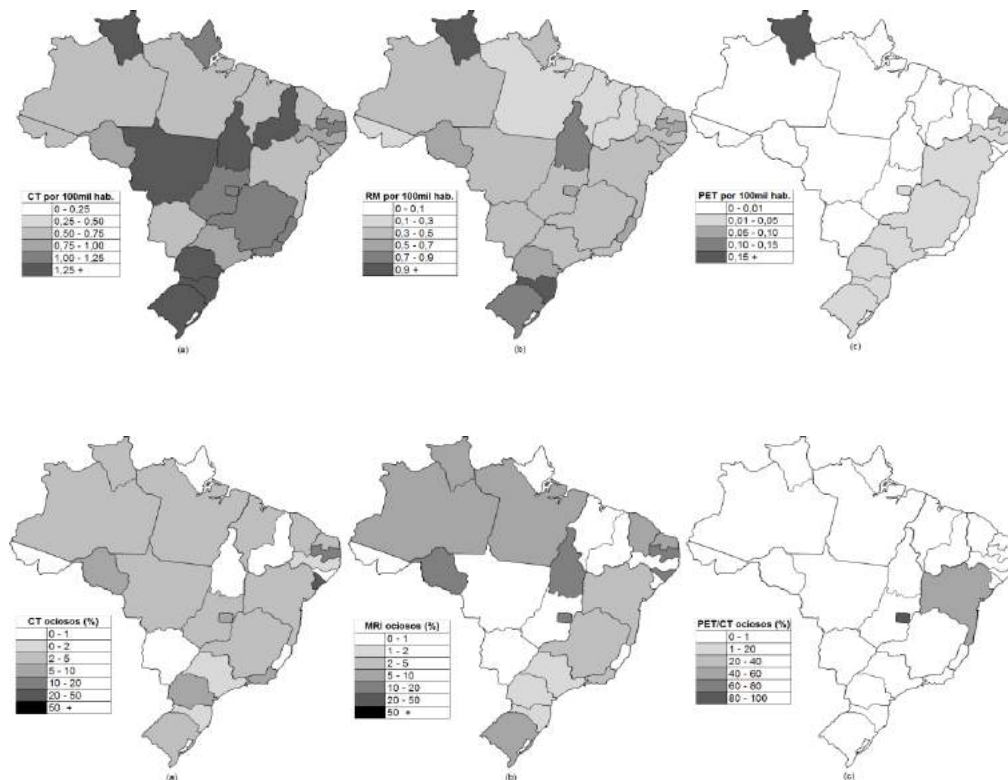


Figura 1: Representação da distribuição de equipamentos de diagnóstico por imagem no Brasil. (a) CT por 100 mil habitantes; (b) RM por 100 mil habitantes; (c) PET por 100mil habitantes; (d) CT fora de uso; (e) MR fora de uso; (f) PET fora de uso.

obtenção de um melhor atendimento clínico e, conseqüentemente, possível aumento da qualidade de vida à população.

Conclusão

Este trabalho levanta fundamentais questões e dados relacionados ao atendimento público em estabelecimentos de saúde. O mesmo representa uma ferramenta útil a tomada de decisões na implementação de novas tecnologias médico-hospitalares, além de servir de apoio a EAS que pretendem investir em equipes de engenharia clínica.

Agradecimentos

Ao Instituto de Ciência e Tecnologia da UNIFESP, por ceder infraestrutura para a discussão e realização deste estudo.

Referências

- [1] Boletim Informativo de Tecnovigilância nº 4, ANVISA, Setembro/2004. Disponível em <http://goo.gl/pf8IKu>.
- [2] Caderno de Informações de Saúde, DATASUS/TABNET, 2010. Disponível em <http://goo.gl/qxv2By>.
- [3] Sítio do DATASUS, Ministério da Saúde. Disponível em <http://goo.gl/X0IIX3>.
- [4] Orientações Gerais, Cadastro Nacional de Estabelecimentos de Saúde – CNES. Portal da Agência Nacional de Saúde. Disponível em <http://goo.gl/84YH1B>.
- [5] Calil, S. J. Equipamentos médicos hospitalares e o gerenciamento da manutenção. Ministério da Saúde, Brasília – DF, 2002.
- [6] Computed tomography measurement of energy consumption. European Coordination Committee of Radiological, Electromedical and Healthcare IT Industry – COCIR, Bruxelas, Março/2013.
- [7] Magnetic resonance equipment measurement of energy consumption 2011. European Coordination Committee of Radiological, Electromedical and Healthcare IT Industry – COCIR, Bruxelas, Junho/2012.
- [8] About PET Scans. American College of Radiology Imaging Network – ACRIN. Disponível em <https://goo.gl/pLZGAF>.
- [9] Tabela de preços de exames. Hospital Santa Catarina, São Paulo – SP. Disponível em <http://goo.gl/M2P5y5>.
- [10] Sítio do Hospital das Clínicas da Universidade Estadual de Campinas – UNICAMP. Disponível em <http://goo.gl/yDNGQ8>.
- [11] Assessoria de Imprensa do Hospital de Messejana, sítio do Governo do Estado do Ceará. Disponível em <http://goo.gl/HV5uWa>.
- [12] Secretaria da Saúde, sítio do Governo do Estado do Paraná. Disponível em <http://goo.gl/f4WM5B>.

INDICADORES DE DISPONIBILIDADE E CUSTO DE EMH PARADO NA ATENÇÃO BÁSICA DE SAÚDE

F. S. Rosa*, R. O. Garcia*

*Instituto de Engenharia Biomédica (IEB-UFSC), Departamento de Engenharia Elétrica (DEEL),
Universidade Federal de Santa Catarina (UFSC), Florianópolis, Brasil
e-mail: felipe.srosa@ieb.ufsc.br

Resumo: Este trabalho apresenta um estudo realizado sobre custos de equipamentos inoperantes em estabelecimentos de assistência a saúde. A deficiente utilização de indicadores para avaliação destes custos dificulta a liberação de recursos financeiros em sistemas de saúde pública, limitando ações de gestão de tecnologia médico-hospitalar. A metodologia utiliza cálculos de disponibilidade dos equipamentos e cálculos dos custos diretos devido a esta tecnologia estar fora de operação. Este processamento de dados foi aplicado numa amostra de Ordens de Serviço de Cadeiras Odontológicas de uma rede de Atenção Básica de Saúde. Dos resultados obtidos, pôde ser observado que os custos em algumas situações extrapolavam o custo de aquisição de um equipamento novo. Isto evidencia o impacto do tempo que o equipamento permanece parado e a necessidade de justificar a redução dos tempos de reparos. Este indicador pode ser um importante apoio à tomada da decisão dos gestores, permitindo uma melhor eficiência das atividades de gerenciamento de tecnologia em saúde, com resultados significativos nas atividades da engenharia clínica.

Palavras-chave: Custo de Equipamento Inoperante, Gestão de Tecnologia Médico-Hospitalar, Atenção Básica, Engenharia Clínica.

Abstract *This paper presents a study on the costs of downtime equipment in healthcare facilities. The deficiency in the utilization of indicators for assessment these costs difficult the release of resources to public health systems, limiting actions on health technology management. The methodology uses calculations of medical equipment availability and the calculations on direct cost due to this technology being out of operation. The data processing was applied a case of dental chairs in a network of primary health care. From the obtained results it can be observed that costs in some cases went beyond the cost of purchasing new equipment. This highlights the impact of the time that the equipment remains stopped and the need to justify the reduction of repair times. This indicator can be an important support to the decision making of managers, allowing a better effectiveness of health technology management activities, with significant results in clinical engineering activities.*

Keywords: *Downtime Medical Equipment Cust, Health Technology Management, Primary Health Care, Clinical Engineering.*

Introdução

O modelo de Gestão de Tecnologia Médico Hospitalar (GTMH) utilizado [1][2] é focado em três pilares do processo tecnológico: Tecnologia, Recursos Humanos e Infraestrutura. O equilíbrio dos esforços nos três pilares do processo tecnológico proporciona maior confiabilidade, segurança e efetividade na GTMH.

Indicadores e ferramentas de tratamento de dados são importantes para avaliar os diversos aspectos em torno destes três pilares, sendo necessários estudos e métodos para gerar novos indicadores.

Uma ferramenta com indicadores de tempo de disponibilidade e custo de equipamento médico hospitalar parado foi desenvolvida para aplicação na estrutura de EC em hospitais [3].

O objetivo deste estudo foi avaliar estes indicadores no escopo da Atenção Básica de Saúde (AB), em uma amostragem focada em Cadeiras Odontológicas (CDO), equipamento comum aos diversos tipos e níveis de atuação da EC.

Materiais e métodos

A aplicação da ferramenta [3] no escopo da Atenção Básica de Saúde utilizando o modelo de GTMH aplicado neste tipo de serviço, necessitou de adaptações no método de coleta de dados para cálculo de disponibilidade, sem que ocorresse prejuízos ou alterações nos resultados do Custo de EMH Parado (CEMP), por se tratarem de atividades que coincidiam com a nomenclatura da ferramenta.

Na aplicação em ambientes hospitalares, os cálculos de disponibilidade consideram atendimentos ininterruptos 24 horas por dia, 7 dias por semana (24/7), uma realidade diferente da Atenção Básica que no modelo [1][2] possui três tipos de estruturas básicas: Unidades Básicas de Saúde (UBS), Policlínicas (Poli) e Unidades de Pronto Atendimento (UPA). Podem existir outras estruturas específicas como: Laboratório de Análises Clínicas, Centros de Especialidades diversas, Centro de Controle de Zoonoses, entre outros.

No escopo deste estudo, as UBS, Poli e estruturas de especialidades específicas atendem ao público em regime de 40 horas semanais em horário comercial (segunda à sexta). As Unidades de Pronto Atendimento (UPA) são as exceções, com atendimentos ininterruptos 24/7. Desta forma foi necessário alterar algumas

fórmulas de cálculo do período de disponibilidade para a realidade da AB.

Nas tabelas 1 e 2 é apresentado um exemplo de aplicação da ferramenta utilizando os dados coletados durante o estudo: quantidade de falhas (Número de Falhas), Tempo em Operação, Tempo de Falhas por hora (TF), e Tempo Médio Entre Falhas (TMEF) [3].

Tabela 1: Exemplo de Disponibilidade do EMH [3].

Variável	Valor	Unidade
Número de Falhas =	1	Falhas
Tempo de Operação =	140	horas
TF=	0,0071	Falhas/hora
TMEF =	140	horas

Tabela 2: Exemplo de Cálculo da Disponibilidade do EMH [3].

	Valor	Unidade
T médio para reparar	7,026	horas
Time Oftravel (Tt)	6,53	horas
Time for Diagnostic Td	0,083	horas
Time for Delivery Ta	0	horas
Gainaccess Time (Tg)	0,33	horas
Remove Andreplace Time (Tr)	0	horas
System Restore Time (Ts)	0	horas
Check-out (Tc)	0,083	horas
Close Up (Tu)	0	horas
Disponibilidade =	95,22	%
	<i>Excelente</i> (E)	(> 95%)
	Ótima (O)	(90 à 95%)
A disponibilidade está	Razoável (R)	(80 à 90%)
	Abaixo do esperado (AE)	(< 80%)

Onde Tt é o tempo de chegada do técnico ao local para iniciar a manutenção; Td é tempo de diagnóstico da falha; Ta é o tempo de chegada de peça, caso seja necessária troca de alguma peça; Tg é o tempo de acesso (necessário para abrir o equipamento e chegar até o item defeituoso); Tr é o tempo necessário para remover e trocar uma peça defeituosa; Ts é o tempo para restaurar o sistema (equipamento em sua configuração operacional); Tc é o tempo para verificação funcional do equipamento; Tu é o tempo necessário para limpeza, organização do local, etc.

A disponibilidade é calculada através da média ponderada entre "TMEF" e "T médio para reparar", sendo definida qualitativamente conforme padrão da ferramenta.

O modelo de GTMH na Atenção Básica necessita de algumas alterações em relação ao modelo de GTMH

Hospitalar. As equipes se deslocam até as unidades de saúde ao invés de possuir uma estrutura de EC interna no EAS. Assim, alguns dos indicadores de tempo da ferramenta acabam ocorrendo simultaneamente na ação de Manutenção Corretiva sem uma diferenciação de tempos, por este motivo foram transformadas em um só indicador de tempo, que foi redefinido como Tagrsu. Interessante observar que nesta aplicação o Check-out ocorre após o Close Up.

Os dados coletados para o tempo médio de disponibilidade são então aplicados em outro cálculo, o qual apresenta o Custo de EMH Parado, o qual originalmente ponderava a média de exames com o valor pago pelo SUS para o exame para determinada tecnologia em análise. Na AB não existe uma tabela SUS adequada para atendimentos em Odontologia, sendo necessário estimar os custos por outros métodos.

Não havia disponível uma tabela de custeio por procedimentos aplicados na Odontologia na AB. Foi realizada uma busca no Conselho Regional de Odontologia (CRO-SC), Sindicato dos Dentistas SC e outras entidades do gênero por custo estimado ou tabela de preços por procedimentos odontológicos aplicável no estado, porém não foi encontrado este tipo de dado.

Foram levantados os valores de referência da CBHPO (Classificação Brasileira Hierárquica de Procedimentos Odontológicos) disponibilizada pelo CRO-RS [4] e VRPO (Valores de Referência de Procedimentos Odontológicos no ano de 2012) disponibilizada pelo CRO-PR [5], os quais foram considerados como estimativas aceitáveis por serem os dois estados mais próximos da realidade econômica e social de Santa Catarina.

Foi feita a classificação dos custos de procedimentos em três níveis de especialidades: UBS, Poli e UPA, sendo levantados os quatro principais procedimentos e custos estimados. Foi realizada uma ponderação com pesos que consideram o quantitativo e custo dos procedimentos odontológicos para refinar o CEMP. Desta forma, UBS possuía custo médio de R\$ 328,12 por procedimento, Poli/CEO (Centros de Especialidades Odontológicas) custo médio de R\$ 680,40 por procedimento e UPA custo médio de 418,50 por procedimento. A tabela 3 apresenta um exemplo das ponderações por tipo de exames, levantadas para estimativa do CEMP e na Tabela 4 é apresentado um exemplo de aplicação do CEMP em UBS.

Tabela 3: Ex. custo de EMH parado para UBS.

Procedimento	Peso (0 a 10)	Qtde Exames (Exemplo)
Média Ponderada de exames por dia		7,48
Restauração	5	220
Profilaxia	2	88
Raspagem	2	88
Exodontia	1	44

Tabela 4: Ex. custo de EMH parado em UBS (3,4 horas).

Variável	Valor	Unidade
Valor estimado pago por procedimentos	328,12	R\$
Custo equipamento parado	1.115,61	R\$

As tabelas 5 e 6 mostram os quatro procedimentos mais realizados nas Poli e UPA e suas devidas ponderações. A quantidade de exames depende dos dados levantados em cada caso.

Tabela 5 Ex. Custo de EMH Parado para Poli (Centro de Especialidades Odontológicas).

Procedimento	Peso (0 a 10)	Qtde Exames (Exemplo)
Média Ponderada de exames por dia		7,48
Periodontia	5	220
Endodontia	2	88
Bucomaxilofacial	2	88
Odontopediatria	1	44

Tabela 6: Ex. Custo de EMH Parado para UPA.

Procedimento	Peso (0 a 10)	Qtde Exames (Exemplo)
Média Ponderada de exames por dia		8,56
Restauração	1	76
Trauma-ferimento cortante	1	76
Troca de curativo	4	302
Abertura de canal	4	302

Inicialmente uma amostragem aleatória de Ordens de Serviço (OS) do banco de dados foi utilizada, porém identificou-se que devido ao formato de inserção dos dados nas OS, os dados de tempos não estavam adequados ou o registro apresentava falhas dos tempos reais.

Foi feita uma nova amostragem durante um período de 30 dias com todas as novas OS para este tipo de equipamento e os dados coletados já adequados ao estudo, sendo as demais OS (outros equipamentos) foram modificadas para este novo método de inserção de dados, com a reciclagem dos auxiliares administrativos e equipe técnica.

Não foram contabilizados ao estudo os casos de acessórios de cadeiras odontológicas, peças de mão, como Canetas de Alta Rotação, Contra Ângulos, Micromotores, entre outros, pois tais acessórios se apresentavam em quantidade razoável para cada Cadeira Odontológica (CDO) devido à necessidade de esterilização a cada uso, e, portanto não causando indisponibilidade dos equipamentos.

Os equipamentos avaliados durante este estudo possuíam marcas/modelos diferentes, instalados em

períodos distintos e com período de vida útil diferente, não sendo considerados tais aspectos neste estudo, ficando a cargo da estrutura de EC a sua aplicação cotidiana posteriormente, possivelmente através de ferramentas de software.

Resultados

Neste estudo um total de 21 OS de CDO, das quais 16 em UBS, 3 em Policlínicas e 2 em UPA foram avaliadas. Os resumos dos resultados obtidos são os apresentados nas tabelas 7, 8 e 9:

Tabela 7: Resumo Disponibilidade e CEMP em UBS.

Local	Atend. Diários	Disponibilidade (Status)	CEMP (R\$)
CBJ	14	95,22% (E)	2.239,69
Ab	11	100% (E)	-----
VA	12	95,08% (E)	1.975,96
C	14	93,97% (O)	2.825,38
Ig	10	97,73% (E)	759,72
Ig	10	84,02% (R)	5.348,22
Ab	11	97,54% (E)	905,65
Rv	15	80,42% (AE)	9.829,62
It	11	99,12% (E)	323,97
It	11	82,14 % (R)	6.575,16
Co	09	99,5% (E)	150,60
Co	09	96,28% (E)	1.120,51
VP	08	99,82% (E)	48,19
MC	14	75,99% (AE)	11.250,01
MC	14	89,29% (AE)	5.018,22
Ig	10	87,62% (R)	4.143,36

Tabela 8: Resumo Disponibilidade e CEMP em Poli.

Local	Atend. Diários	Disponibilidade (Status)	CEMP (R\$)
Es	11	98,46% (E)	1.091,01
Ce	23	96,83% (E)	4.558,60
Es	11	96,91% (E)	2.189,10

Tabela 9: Resumo Disponibilidade e CEMP em UPA.

Local	Atend. Diários	Disp. (Status)	CEMP (R\$)
S	20	99,84% (E)	127,49
N	27	99,81% (E)	204,19

Discussão

Nas Poli/CEO e nas UPA os equipamentos apresentaram disponibilidade excelente, com índices acima de 95%. O CEMP foi considerado elevado em apenas um caso, ultrapassando 30% do custo de um equipamento novo.

Nas UBS a disponibilidade foi excelente em 56% dos casos, ótima em 6% dos casos, razoável em 19% dos casos e abaixo do esperado em 19% dos casos.

O quantitativo de atendimentos diários dependia de

unidade para unidade, conforme o levantamento realizado juntamente aos setores, variando entre 10 à 15 em UBS, 11 à 23 em Polí, e 20 à 27 em UPA.

Conclusão

A estimativa dos custos através de tabelas de procedimentos da região sul foi uma estratégia para definição do custo de equipamentos parados deste estudo. Outra alternativa seria o custeio dos serviços e os materiais, a qual foi descartada devido aos custos dos serviços não serem exatos na iniciativa pública. Pelos cálculos realizados no mercado local, os custos estimados foram próximos ao levantado [4] [5].

A disponibilidade em geral demonstrou que a estrutura de EC foi efetiva nos atendimentos e minimizou a indisponibilidade dos equipamentos, aumentando o tempo disponível para atendimentos.

Os Custos de EMH Parado demonstram que em um processo tecnológico a indisponibilidade pode causar prejuízos significativos as entidades de saúde. Mesmo em casos de disponibilidade excelente, podem ser alcançados prejuízos em torno de 30% do custo do equipamento novo.

O novo método de inserção de dados nas OS e o preenchimento criterioso das informações utilizadas durante o estudo, demonstraram a necessidade de avaliar a metodologia empregada pelos técnicos em campo, pois se os dados produzidos não fossem fidedignos, os resultados são comprometidos.

Programas de Manutenção Preventiva e Preditiva podem implicar numa melhoria na Disponibilidade e em redução de Custo de EMH Parado, proporcionando assim aumento na qualidade da GTMH e uso adequado dos recursos.

Referências

- [1] Garcia SJA, Santos RAL, Avelar PS, Zaniboni R, Garcia RO, Health care technology management applied to public primary health care. PAHCE 2011; 2011 Mar 28-Apr 1; Rio de Janeiro, Brasil.
- [2] Santos RAL, Junior CDMSM, Garcia RO. Health technology management model applied in primary healthcare in Brazil. 2º Who global forum on medical devices; 2013 Nov 22-24; Genebra, Suíça.
- [3] Leite JAN, Avelar PS, Zaniboni R, Garcia RO. Indicadores econômicos para gestão de tecnologia médico hospitalar. In: Proceedings of the V Latin American Congress on Biomedical Engineering Claib; 2011 May 16-21; Habana, Cuba. 2011 Volume 33,1. p. 571-574.
- [4] CRO-RS. CBHPO, Comissão Brasileira Hierárquica de Procedimentos Odontológicos, 2012. Acesso em 2014 Nov 02. Disponível em: http://www.crors.org.br/main_cro.php?t=anuidade/dados_vrpo.php&link=CBHPO
- [5] CRO-PR. VRPO, Valores de Referência de Procedimentos Odontológicos 2012. 2014 Nov 02. Disponível em: http://ns.abopr.org.br/imagens/vrpo_estadopr.pdf

TESTE DA EFETIVIDADE DA LIMPEZA DE PRODUTOS PARA A SAÚDE

L.R. Holsbach*, C.E. Pozzer**, N. Holsbach* e C. Schwengber ten Catten*

*Engenharia de Produção, Escola de Engenharia, UFRGS, Porto Alegre, Brasil

**Irmandade Santa Casa de Misericórdia de Porto Alegre, Porto Alegre, Brasil

e-mail: leria@santacasa.tche.br

Resumo: A efetividade da limpeza dos produtos para a saúde é um fator determinante para o processo de esterilização e segurança do paciente. O Centro de Material Esterilizado (CME) tem a responsabilidade de garantir que todos os requisitos estabelecidos nos procedimentos de limpeza, desinfecção e esterilização atendam os requisitos essenciais de segurança do paciente. Neste estudo, para o procedimento de limpeza de produtos para a saúde, foram utilizadas lavadoras ultrassônicas (LUs), um equipamento automatizado de limpeza que removem as sujidades pelo processo de cavitação (ondas de energia acústica propagadas em solução aquosa rompem os elos que fixam a partícula de sujidade à superfície do produto). O objetivo do estudo foi estabelecer os tempos em minutos (min) dos ciclos de limpeza e enxague para garantir a efetividade da limpeza realizada por LUs utilizando Detergente Enzimático (DE). Foi utilizado Projeto de Experimentos (PDE) para a identificação, através da experimentação, de fatores que são significativos para a resposta. O método de análise utilizado na execução do experimento foi uma Regressão Múltipla (RM) utilizando o *Minitab*. Os resultados mostraram que o ciclo de limpeza e enxague foram considerados fatores significativos (efeito positivo) para a efetividade da limpeza em LUs. Os resultados mostraram um ajuste ótimo de 9 min para o ciclo de limpeza ($Ciclo_{limp}$) e 4 min para o ciclo de enxague ($Ciclo_{enx}$), tempos diferentes do recomendado pelo fabricante do equipamento. Ou seja, os tempos mínimos de limpeza e enxague recomendados pelo fabricante não se mostraram eficazes.

Palavras-chave: segurança do paciente projeto de experimentos, lavadoras ultrassônicas, ciclo de limpeza e enxague.

Abstract: *the cleaning efficacy of medical device is a key factor in the sterilization process and patient safety. The Center for Materials Sterilization has a responsibility to ensure and certify that all stages of processing medical device meet safety requirements. The aim of the study was to test the most efficient cycle time length to ensure the cleaning effectiveness of medical device through ultrasonic cleaner (UC) using enzymatic detergent. The Design of Experiments (DOE) was used to identify, through experiment, which factors were significant UC cleaning effectiveness determinants. Data resulting from the experiment execution was analyzed by multiple regression using Minitab. The results show that the washing cycle, and*

rinsing cycle were considered significant factors (positive effect) for effective cleaning in ultrasonic cleaners. The results show an optimum condition of 9 minutes for washing cycle and 4 minutes for rinsing cycle, different times than the recommended times by the equipment manufacturer. Indeed, manufacturer recommendations for cleaning and rinse minimum time intervals were not effective.

Keywords: *patient safety, design of experiments, ultrasonic cleaners, washing and rinsing cycle.*

Introdução

O objetivo principal do tratamento de saúde consiste em não causar dano ao paciente, o que depende, em parte, dos processos de limpeza [1][2]. Um dos processos desenvolvidos no CME de um Estabelecimento Assistencial de Saúde (EAS) é a limpeza de produtos para a saúde. A limpeza consiste na remoção da sujidade visível ou não, utilizando água, sabão e detergente (neutro ou enzimático) e é fundamental nos processos de desinfecção (controle voltado para a destruição de microorganismos nocivos) e esterilização porque reduz a carga microbiana, favorecendo a efetividade do processo. Os processos de limpeza podem ser automatizados. Uma das opções de lavadoras automáticas são as LUs que removem as sujidades pelo processo de cavitação. Este processo consiste na formação de bolhas gasosas na superfície de sólidos submersos, devido à ação do sólido sobre o líquido. As LUs são utilizadas para complementar a limpeza de artigos com lúmens (cavidades centrais de materiais que possuem ducto) [3][4]. A finalidade da limpeza é fornecer produtos para a saúde adequadamente processados para a segurança do paciente, sendo de extrema importância a limpeza eficiente desses produtos [5]. Os pontos críticos para efetividade no uso das LUs são a correta montagem da carga, escolha do ciclo, realização periódica de testes de sonificação e a prática de manutenção preventiva [6][7]. As lavadoras realizam a limpeza dos materiais no CME, uma unidade de apoio que proporciona condições à assistência à saúde, desempenhando um papel essencial na prevenção e controle da infecção hospitalar [3][8][9]. O presente estudo descreve um processo de otimização experimental da qualidade do ciclo de limpeza e enxague dos instrumentais cirúrgicos. Para conduzi-lo foram utilizados PDE na etapa de coleta de dados e RM na análise dos dados coletados. Os produtos para a

saúde utilizados no experimento foram os instrumentais cirúrgicos. O objetivo do estudo foi estabelecer os tempos em min dos $Ciclo_{limp}$ e $Ciclo_{enx}$ para comprovar a efetividade da limpeza ($Efic_{limp}$). Para otimizar a $Efic_{limp}$, foram analisados os $Ciclo_{limp}$ e $Ciclo_{enx}$. Inicialmente foi quantificado o efeito dos fatores controláveis (temperatura (Temp), $Ciclo_{limp}$ e $Ciclo_{enx}$). Posteriormente, identificou-se o ajuste ótimo para os fatores controláveis que resultou em uma melhor $Efic_{limp}$.

A limpeza de instrumentais cirúrgicos em LUs utiliza energia mecânica (vibrações sonoras- cavitação), química (detergentes) e térmica (temperatura) associados aos ciclos (tempos) de exposição [10]. A limpeza realizada pelas LUs removem as sujidades (remoção de matéria orgânica e inorgânica) pelo processo de cavitação [3][4]. O ultrassom causa uma vibração microscópica, que atua como milhões de explosões, gerando minúsculas áreas de vácuo que deslocam a sujidade dos artigos. Esta ação de vibração, criando as microbolhas, é conhecida como cavitação. Esta fornece uma intensa ação de esfregação que resulta em velocidades de limpeza e consistência quando comparada com simples molho ou imersão com agitação. As bolhas são pequenas o suficiente para penetrar, inclusive, em frestas microscópicas, limpando-as a fundo e consistentemente [11].

A metodologia PDE foi aplicada pela primeira vez na agricultura, difundindo-se na agronomia, biologia, engenharia química, industrial e de produção [12]. Trata-se de uma metodologia apoiada em conceitos estatísticos, destinada a otimizar o planejamento, execução e análise de um experimento. O uso de PDE permite que se estruture a sequência de ensaios de forma a traduzir os objetivos preestabelecidos pelo pesquisador [14][15]. PDE é uma atividade que envolve o estudo sistêmico de diversos fatores que podem afetar uma ou mais características de qualidade [13]. O desempenho de um processo deve ser medido através das características de qualidade do produto resultante, as quais são representadas por variáveis de resposta. PDE objetivam planejar e conduzir experimentos de maneira a extrair o máximo de informações a partir de dados coletados em um número reduzido de rodadas experimentais. Assim é possível mudar simultaneamente todos os fatores relevantes, conectando e interpretando os resultados, usando modelos matemáticos [14]. Neste trabalho foram estabelecidos os $Ciclo_{limp}$ e $Ciclo_{enx}$ para comprovar a efetividade da limpeza dos produtos para a saúde em LUs, utilizando DE.

Materiais e Métodos: Execução do Experimento

A fase operacional foi realizada utilizando três LUs instaladas no CME de um grupo hospitalar, na cidade de Porto Alegre. O experimento foi realizado pela equipe da engenharia biomédica/clínica e do CME. No Brasil, não existe norma técnica específica referente à limpeza ou testes para monitorar o processo das LUs. A

Resolução da Diretoria Colegiada da Agência Nacional de Vigilância Sanitária (ANVISA) - RDC 15 de 15/03/2012 que dispõe sobre requisitos de boas práticas para o processamento de produtos para saúde torna obrigatório (i) o monitoramento (...) dos equipamentos automatizados de limpeza dos produtos para saúde e (ii) para produtos para saúde (...) é obrigatório que a fase automatizada da limpeza seja feita em lavadora ultrassônica (...) [15]. A ANVISA preconiza que o maior conhecedor do produto é o próprio fabricante, e na falta de legislação e regulamentação técnica no Brasil, o fabricante é o responsável pela descrição (...); indicação, finalidade ou uso a que se destina o produto médico; (...) descrição da efetividade e segurança, em conformidade com a regulamentação da ANVISA que dispõe sobre os Requisitos Essenciais de Eficácia e Segurança de Produtos Médicos [16]. A matriz experimental não pode ser definida, pois o experimento não foi planejado, ou seja, a sequência de ensaios do experimento não foi definida buscando um ajuste ótimo (sequência de ensaios econômica e eficiente) que é o objetivo central do PDE. Essa sequência de ensaios foi pré-estabelecida pelos pesquisadores. Os fatores controláveis desse experimento foram codificados em um intervalo de -1 até 1 para a determinação dos fatores significativos. Nas equações de RM, para comparar os efeitos dos diferentes fatores controláveis (termos) do modelo é necessário padronizar o intervalo de variação dos diferentes termos do modelo, para que os coeficientes sejam diretamente comparáveis entre si. Convertem-se os níveis reais do intervalo de investigação em níveis codificados do intervalo. A análise foi feita por RM, e os fatores foram codificados entre -1 e 1. Para identificar os fatores significativos faz-se um teste individual sobre a significância de cada parâmetro. A RM também quantifica a correlação, R^2 , que reflete a variabilidade total entre os dados amostrais e o modelo estimado. O valor de R^2 mais elevado, 100%, denota o ajuste perfeito do modelo.

Para a realização do experimento foi utilizado três LUs (Fabricante A-4 (11 repetições), Fabricante A-5(15 repetições) e Fabricante A-6(16 repetições)). Foram realizados testes de sujidade, de monitoramento de sujidade e uso do DE para realização dos ciclos de limpeza e enxague. O teste de sonificação (TS) foi utilizado para a comprovação do desempenho das LUs. O TS avalia o desempenho dos transdutores de frequência durante o teste funcional, assegurando que a lavadora esteja atendendo às exigências de segurança. Para esta verificação é introduzido um frasco de cor verde na lavadora. A energia gerada durante o ciclo, combinada com um ciclo mínimo, desencadeia a reação química que causa a mudança do reagente de verde para amarelo. Essa mudança de cor significa que em um determinado ciclo, a frequência empregada atingiu níveis capazes de realizar a limpeza eficaz. No Teste de Sujidade um indicador químico deve ser usado no meio da carga (em uma bandeja) para verificar a efetividade da limpeza do instrumental cirúrgico nas lavadoras. É uma tira de papel/plástico fabricado de uma substância

de substrato de plástico impressa, nos dois lados, com uma sujidade de cor vermelha. O Teste de Monitoramento de Sujidade realiza a avaliação do nível de contaminação nos ambientes do CME (superfícies de bancadas e equipamentos), mãos e instrumentais cirúrgicos após passar pelo teste de sujidade. Trata-se de uma cápsula com os reagentes necessários para comparar a efetividade da limpeza. O teste tem como base a medição de adenosina trifosfato (ATP), fonte de energia presente em células vivas. O Detergente Enzimático (DE) é um produto de enzimas ativas, utilizadas para remoção de matéria orgânica. Mantém uma estabilidade comprovada durante todo o período de validade do produto para garantir a efetividade e segurança da limpeza e é utilizado para limpeza de instrumental médico cirúrgico.

A efetividade da limpeza foi identificada como a variável de resposta envolvida nesse experimento. Atribuiu-se um peso para a variável de resposta, ponderando a importância relativa daquela variável sobre a efetividade da limpeza. Após definida a variável de resposta, foram identificados os parâmetros que influenciam na variável de resposta em estudo e, a partir deles, os fatores controláveis, ou seja, o subconjunto dos parâmetros a serem ensaiados no experimento. A escolha foi feita priorizando-se parâmetros com maior efeito potencial sobre a variável de resposta. Os parâmetros definidos como fatores controláveis foram: $Ciclo_{limp}$ (min), $Ciclo_{enx}$ (min) e Temp ($^{\circ}$ Celsius). Os fatores mantidos constantes foram a diluição do DE mantido constante em 2 ml/l, ciclo de secagem em 7 min e a carga cheia (capacidade máxima de instrumentais cirúrgicos), pois trata-se de uma recomendação do fabricante da LU.

Execução dos Experimentos - A coleta de dados foi realizada no setor do CME. Para comprovar o desempenho das LUs foram realizados testes em três etapas. Na Etapa 1 foi realizada a qualificação da energia ultrassônica (comprovação do desempenho da cavitação, chamado teste de sonificação), na Etapa 2 foram realizados três ciclos de carga vazia (sem instrumentais), para comprovar os parâmetros de desempenho das lavadoras no teste de sujidade e na Etapa 3 foram realizados três ciclos com cargas de instrumentais para comprovar a estabilidade dos parâmetros do teste de sujidade e de monitoramento de sujidade, utilizado para verificar possíveis resíduos de sujidade. Com as três etapas realizadas pode-se afirmar que a lavadora atende os quesitos de desempenho, de modo que o experimento pode ser realizado com segurança [17]. Após a comprovação do desempenho das lavadoras iniciou-se o experimento com a utilização do DE para comprovação de sua efetividade. A recomendação do fabricante do DE é a utilização de um ciclo de 5 min para a limpeza, com uma diluição de 2 ml por litro de água de DE para se obter uma limpeza eficaz (remoção total da matéria orgânica e inorgânica). O fabricante das LUs recomenda o uso de um ciclo de no mínimo 5 min para a limpeza e 2 min para enxague. Ele também determina o uso de um ciclo de 7 min de

secagem para qualquer produto para a saúde. A temperatura da lavadora não deve ultrapassar os limites de 45 a 55 graus centígrados para não alterar as características de desempenho da lavadora.

Como o experimento contemplava repetições, a regressão foi realizada utilizando todas as medidas obtidas no experimento. O modelo de regressão selecionou os fatores considerados significativos a um nível de significância de 5% (valor- $p < 0,05$). Os efeitos considerados significativos foram $Ciclo_{limp}$, $Ciclo_{enx}$, a interação entre Temp e $Ciclo_{limp}$ e a interação $Ciclo_{limp}$ e $Ciclo_{enx}$. A Equação de Regressão Linear Múltipla expressa uma relação entre uma variável dependente (de resposta) e duas ou mais variáveis independentes (de entrada). A equação (1) é a equação da regressão e apresenta o modelo obtido para a variável $Efic_{limp}$, onde o $Ciclo_{limp}$, a interação do $Ciclo_{limp}$ e $Ciclo_{enx}$, e a interação da Temp e do $Ciclo_{limp}$ foram significativos.

$$Efic_{limp} = 0,451774Ciclo_{limp} + 0,457851Ciclo_{limp} * Ciclo_{enx} + 0,182296Temp * Ciclo_{limp} \quad (1)$$

O R^2 é a medida de quão bem a equação de RM se ajusta aos dados amostrais e indica a percentagem da variabilidade total que é explicada pelo modelo de regressão. O valor de R^2 encontrado foi de 91,28% (91,28% da variabilidade do fenômeno pode ser explicado pelo modelo de regressão). O $R^2_{ajustado}$ é um ajuste do coeficiente de determinação R^2 modificado para levar em consideração o número de variáveis e o tamanho amostral. O valor de $R^2_{ajustado}$ encontrado foi de 90,59%. O $Ciclo_{limp}$ e o $Ciclo_{enx}$ apresentaram um efeito positivo sobre a $Efic_{limp}$. O ajuste ótimo encontrado para a variável de resposta $Efic_{limp}$ foi $Ciclo_{limp}$ de 9 min e $Ciclo_{enx}$ ciclo de enxague de 4 min.

Resultados

Para a execução do experimento, foram seguidas as orientações do fabricante do equipamento, quanto ao ciclo (tempos mínimos) de enxague e limpeza, para avaliar a efetividade da limpeza, porém os resultados não foram os esperados pois os produtos para a saúde não ficaram completamente limpos após todo o processo de limpeza.

Discussão

O maior desafio desde trabalho foi elaborar um protocolo para um equipamento em que não há norma específica. Este trabalho descreveu um estudo de otimização experimental para verificar os ciclos (tempo) recomendados pelo fabricante para comprovar a efetividade da limpeza dos produtos para a saúde em LUs, utilizando DE. Foram contemplados dois fatores controláveis ($Ciclo_{limp}$ e $Ciclo_{enx}$) e uma variável de resposta ($Efic_{limp}$). Inicialmente identificou-se o valor de especificação dos fatores controláveis, sobre todas as

variáveis de resposta separadamente. Dessa forma, foi possível conhecer qual o efeito de cada fator controlável sobre a variável de resposta, ou seja, caso seja necessário atingir um determinado resultado para uma variável de resposta, sabe-se sobre quais fatores deve-se atuar. A partir das medidas obtidas para cada tratamento, realizou-se a RM para a variável de resposta, sendo possível identificar quais fatores e interações foram significativos. Conhecendo-se esse efeito, modelou-se a variável de resposta em função dos fatores controláveis e, a partir desses modelos, realizou-se a otimização considerando os valores alvos para a variável de resposta. Foi encontrado assim o ajuste ótimo dos fatores controláveis. Os ciclos (tempo) mínimos de limpeza e enxague recomendados pelo fabricante não se mostraram efetivos. O ajuste que garante a efetividade da limpeza é um ciclo de limpeza de 9 min e um ciclo de enxague de 4 min., ciclos de tempo diferentes das recomendações dos fabricantes. A temperatura é indiferente desde que mantida no intervalo de 45°C e 55°C, conforme a orientação do fabricante. Então a partir deste estudo sugere-se um protocolo de controle de qualidade das LUs onde deve-se partir dos ciclos recomendados pelo fabricante e testá-los para comprovação da efetividade.

Conclusão

Este estudo sugere um protocolo de controle de qualidade das LUs visando garantir o processo de esterilização e segurança do paciente, pois não há norma técnica específica para LUs. O processo de verificação, validação e otimização descrito demonstrou que o ajuste que garante a efetividade da limpeza consiste em: tempo do ciclo de limpeza de 9 min e o tempo do ciclo de enxague de 4 min., ciclos de tempo diferentes das recomendações do fabricante.

Referências

- [1] Sociedade Brasileira de Enfermeiros de Centro Cirúrgico, Recuperação Anestésica e Centro de Material e Esterilização–SOBECC. Práticas recomendadas pela SOBECC. 6ª edição. São Paulo: SOBECC, 2011.
- [2] BRASIL.MS.ANVISA.RDC Nº 15, de 15/03/2012. Dispõe sobre requisitos de boas práticas para o processamento de produtos para saúde e dá outras providências. 2012.
- [3] Carvalho KCS. Estudo comparativo da relação custo-benefício do serviço de esterilização: serviço hospitalar versus empresa terceirizada. Curso de Especialização em Hotelaria Hospitalar. Centro de Excelência em Turismo–Universidade de Brasília. Brasília, 2009.
- [4] Souza R, Schmitt C, Torres LM, Graziano K, Lacerda RA, Turrini RNT. Complexidade da Elaboração de um Protocolo para Reutilização de Materiais de Uso Único. Ciência, Cuidado e Saúde. 2010 Out/Dez; 9(4): 828-834.
- [5] Seavey R. High-level disinfection, sterilization, and antiseptics: Current issues in reprocessing medical and surgical instruments. American Journal of Infection Control 41 (2013) S111-S117S114.
- [6] Psaltikidis EM, Ribeiro MPC. Recepção e Limpeza os Materiais. In: Graziano KU, Silva A, Psaltikidis EM (org). Enfermagem em Centro de Materiais e Esterilização. Barueri, SP: Manole, 2011–Série Enfermagem.
- [7] Holsbach LR, Varani ML, Calil SJ. Manutenção Preventiva em Equipamentos Médico-Hospitalares. Editora ANVISA, v.1, p.11-25, 2005.
- [8] BRASIL.MS. Secretaria de Gestão de Investimentos em Saúde. Projeto REFORSUS. Equipamentos Médico-Hospitalares e o Gerenciamento da Manutenção: capacitação à distância/M S, Secretaria de Gestão de Investimentos em Saúde, Projeto REFORSUS. Brasília, DF: MS, 2002. 720 p.
- [9] BRASIL.MS.ANVISA. Manutenção Preventiva em Equipamentos Médico-Hospitalares/MS.ANVISA. Brasília: MS, 2005. 220p.
- [10] Albrechet L. Máquinas Lavadoras Ultrassônicas de Instrumentos Odontológicos, Médicos e Cirúrgicos: Avaliação do Desempenho do Processo de Limpeza. Dissertação de Mestrado. Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica e Informática Industrial. Universidade Federal do Paraná. Curitiba, 2013.
- [11] Bronzino JD. The Biomedical Engineering Handbook. 4. ed. Boca Raton, Florida: CRC Press LLC, 2013.
- [12] Nanni LF, Ribeiro JL. Planejamento e avaliação de experimentos. Porto Alegre: CPGE/UFGRS, 1987. 193p. (Caderno Técnico, 17).
- [13] Ribeiro JLD, CATEN C Ten. Série Monográfica Qualidade. Projeto de Experimentos. UFRGS/EE/PPGEP. Porto Alegre, RS, 2010.
- [14] Montgomery DC. Design and Analysis of experiments. 1th edition. Arizona State University. John Wiley & Sons, Inc. 2007. New York. 680p.
- [15] BRASIL.MS.ANVISA.RDC Nº 55 de 14/11/2012. Dispõe sobre os detergentes enzimáticos de uso restrito em estabelecimentos de assistência à saúde com indicação para limpeza de dispositivos médicos e dá outras providências. 2012.
- [16] BRASIL.MS.ANVISA.RDC Nº 185 de 22/10/2001. Trata do registro, alteração, revalidação e cancelamento do registro de produtos médicos na ANVISA. 2001.
- [17] Associação Brasileira de Normas Técnicas-ABNT NBR IEC60601-1:2016: Equipamento eletromédico Parte 1: Requisitos gerais para segurança básica e desempenho essencial. RJ, Brasil, 2016.

ANÁLISE DA TECNOLOGIA CORRENTE MICROGALVÂNICA NO TRATAMENTO DE ESTRIAS EM ABDOME APÓS ABDOMINOPLASTIA

C. F. C. Silveira* e A. M. W. Stadnik*

* Programa Pós Graduação em Engenharia Biomédica - PPGEB/UTFPR, Curitiba, Brasil
e-mail: cris.cjalus@hotmail.com

Resumo: Durante a gestação o desenvolvimento de estrias fica facilitado. A abdominoplastia é um recurso cirúrgico utilizado na tentativa de eliminar as estrias. Este estudo objetiva verificar a eficiência da corrente microgalvânica no tratamento das estrias remanescentes da abdominoplastia. Duas voluntárias foram incluídas neste estudo. O tratamento foi realizado em todas as estrias encontradas e foram acompanhadas, para fins de avaliação, três delas. Foram realizadas cinco sessões de tratamento com corrente microgalvânica. A avaliação do tratamento ocorreu por meio do software imageJ e da paquimetria. As três estrias de cada voluntária, acompanhadas durante o tratamento, apresentaram redução em sua área em mm² na análise por imageJ. Apenas a voluntária B manteve a medida inalterada e em apenas uma das estrias. Na análise por paquimetria, somente uma estria da voluntária A apresentou aumento em mm² enquanto as outras estrias obtiveram redução no comprimento e na largura. A voluntária A declarou pouca satisfação com o tratamento, enquanto a voluntária B declarou satisfação com o tratamento. Conclui-se que o tratamento realizado apresentou redução do tamanho das estrias, porém pouco satisfatório em relação ao aspecto visual das estrias.

Palavras-chave: Estrias de Gestação, Tratamento, Corrente Microgalvânica, Abdominoplastia.

Abstract: During pregnancy the development of stretch marks is facilitated. Abdominoplasty is a surgical resource used in an attempt to eliminate stretch marks. This study aims to verify the efficiency of microgalvanic current in the treatment of the remaining stretch marks of abdominoplasty. Two volunteers were included in this study. The treatment was performed in all stretch marks found and were accompanied, for evaluation purposes, three of them. Five sessions of treatment with microgalvanic current were performed. The evaluation of treatment occurred through the ImageJ software and pachymetry. The three stretch marks of each volunteer, accompanied during treatment, showed a reduction in your area in mm² in the analysis by ImageJ. Only the voluntary B remained as unchanged and only one of the stretch marks. In the analysis by pachymetry, only one stretch marks of one volunteer showed an increase in mm² while the other stretch marks get reduction in length and width. Voluntary A said little satisfaction with treatment, while voluntary B declared satisfaction with treatment. We conclude that the treatment carried out showed reduction the size of stretch marks, however

unsatisfactory in relation to the visual appearance of the striae.

Keywords: *sStriae Gravidarum, Therapy, Microgalvanic Current, Abdominoplasty.*

Introdução

Durante a gestação o desenvolvimento de *striae gravidarum* (SG) fica facilitado devido às alterações que ocorrem nas estruturas responsáveis por proporcionar elasticidade, força e tensão à pele [1,2]. O abdome é a região mais acometida [3], podendo ter um ou até todos os quadrantes envolvidos pelas SG [4].

Diferentes recursos eletrotermofototerapêuticos tem sido utilizados na tentativa de amenizar a aparência das SG [5]. No entanto, nenhum deles tem sido referenciado como terapia definitiva na eliminação das estrias [6,7].

A abdominoplastia tem sido um recurso cirúrgico buscado por mulheres que desejam eliminar as SG juntamente com excesso de pele [8]. Porém, não tem sido resolutivo em mulheres que possuem grande quantidade de estrias em todos os quadrantes do abdome. Sabe-se que este procedimento cirúrgico envolve vários riscos a saúde da paciente [9].

Uma das tecnologias utilizadas no tratamento das estrias é a corrente microgalvânica [10]. Este recurso tem sido utilizado com o objetivo de melhorar a regeneração da pele, promovendo migração de queratinócitos, macrófagos e favorecendo a angiogênese, estimulando a realização das funções dos fibroblastos aumentando a síntese de proteínas [11]. Objetivou-se com este estudo, verificar a efetividade do tratamento com a corrente microgalvânica para redução no tamanho das estrias albas gestacionais presentes no abdome de mulheres submetidas à cirurgia de abdominoplastia

Materiais e Métodos

Trata-se de um estudo exploratório qualitativo realizado com duas voluntárias que se submeteram a cirurgia de abdominoplastia. As voluntárias possuíam pele cor branca, idade entre 29 e 35 anos, portadoras de *striae gravidarum*, desenvolvidas durante a primeira gestação, tendo ainda, assinado o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido.

Não participaram deste estudo mulheres que: relataram alta sensibilidade dolorosa a estímulos eletroterapêuticos; em tratamento com medicamentos à

base de corticóides, esteróides ou anti-inflamatórios; diagnosticadas com diabetes mellitus ou com dificuldade de cicatrização; hemofilia; distúrbios emocionais; mulheres que relataram qualquer doença ou que a sintomatologia acometeu a integridade da pele.

Esta pesquisa foi aprovada pelo Comitê de Ética em Pesquisa Envolvendo Seres Humanos da Universidade Tecnológica Federal do Paraná (UTFPR), conforme Resolução nº 466/12, sob o número de CAAE: 42528315.1.0000.5547.

O equipamento utilizado no tratamento das estrias possui nome comercial de STRIAT[®], da marca IBRAMED (ANVISA Nº 10360310005).

A técnica utilizada foi a de punção, com introdução da agulha nas estrias com movimentos precisos em toda sua extensão, iniciando da extremidade superior em sentido à extremidade inferior. Após sua introdução na derme, no centro da estria, a agulha era levantada e abaixada em movimento transversal, para a direita e para a esquerda, do local da perfuração sendo removida em seguida. Este procedimento teve duração média de três segundos e foram repetidos, em média, a cada três milímetros até que fosse finalizada toda a extensão de cada estria tratada.

Foram realizadas cinco sessões com intervalos de 12 dias, com a corrente microgalvânica modulada em 100 μ A (microampères). Em todas as sessões de tratamento foram utilizados materiais descartáveis (luvas, touca, máscara facial, agulhas, algodão, lençol de papel), a maca e a bancada eram higienizadas com álcool 70% para limpeza de superfície e o abdome das voluntárias eram higienizados com álcool 70% próprio para higienização da pele.

Para avaliar os resultados obtidos com o tratamento, foram capturados imagens fotográficas do abdome, no início e após cinco sessões de tratamento afim de verificar possível redução na área das estrias com a utilização do software imageJ. O comprimento e a maior largura das estrias foram mensurados com a utilização de um paquímetro digital para posterior avaliação da redução ou não destas medidas. A captura das imagens fotográficas foi realizada com uma câmera fotográfica da marca Canon modelo T3i, configurada para o modo manual, posicionada a uma altura de 1,20 metros, em relação ao solo, sobre um tripé posicionado a uma distância de 70 centímetros das voluntárias. A luminosidade próxima ao abdome das voluntárias esteve controlada em 150 lux.

Três estrias foram escolhidas para serem acompanhadas durante todo o estudo, sendo denominadas como estrias controle, estando estas contornadas com caneta atóxica azul, pois todo o abdome foi tratado durante a pesquisa.

A sensibilidade algica foi avaliada durante as sessões de tratamento devendo as voluntárias relatarem a intensidade utilizando neste caso a Escala Visual Analógica (EVA) e o tipo de dor experimentada utilizando as opções de dor presentes na versão brasileira do questionário de dor MCGILL.

O peso corporal e a perimetria abdominal foram acompanhados com medidas obtidas no início e no final do estudo para que possíveis alterações não influenciasse nas análises das medidas das estrias.

A satisfação ou não com o tratamento foi relatada pelas voluntárias após o término do mesmo. Podendo estar: insatisfeita, pouco satisfeita, satisfeita ou muito satisfeita com justificativa descrita pelas voluntárias.

Após a captura das imagens fotográficas, utilizou-se o software imageJ[®] versão 1.48v com o objetivo de calcular a área ocupada por cada estria controle. Para analisar as imagens todas as fotos possuíam uma escala métrica de 2cm² necessária para calibração da imagem.

Resultados

Voluntária A, 35 anos, pele seca, sobrepeso (IMC = 29,3kg/m²). As SG ocupavam os quatro quadrantes do abdome (Figura 1).



Figura 1 – Abdome da voluntária A apresentando estrias em todos os quadrantes após a abdominoplastia.

Voluntária B, 29 anos, pele normal, sobrepeso (IMC = 26,5kg/m²). As estrias ocupavam os dois quadrantes do baixo abdome (Figura 2).



Figura 2 – Abdome da voluntária B apresentando estrias nos dois quadrantes do baixo abdome e flancos após a abdominoplastia.

As figuras 3, 4 e 5 apresentam as medidas obtidas no início do tratamento e ao final do tratamento para as análises pelo software imageJ (figura 3) e pela paquímetria (figuras 4 e 5). A medida final sucede o símbolo seta (→) para todas as figuras.

Na figura 3 observa-se redução na área das três estrias controle em mm² para ambas as voluntárias quando avaliadas pelo software imageJ. Os valores são referentes às estrias 1, 2 e 3 respectivamente. Voluntária A: 1,53→1,20; 1,65→1,23 e 4,91→2,85. Voluntária B: 0,52→0,44; 0,76→0,76 e 0,93→0,68.

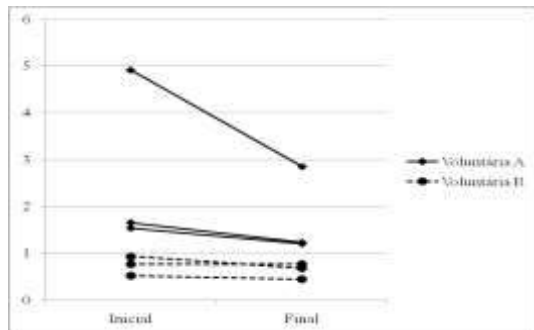


Figura 3 - Análise da área das estrias por meio do imageJ no início e ao final do tratamento.

Na figura 4 observa-se que as estrias da voluntária B apresentaram redução no comprimento enquanto uma estria da voluntária A apresentou aumento no comprimento em mm. Voluntária A: 26,3→28,2; 33,7→31,9 e 59,5→58,9. Voluntária B: 20,8→19,6; 28,5→25,8 e 33,3→29,0.

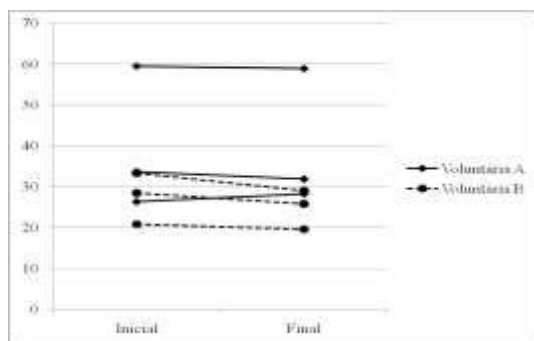


Figura 4 – Comprimento das estrias no início e ao final do tratamento.

A figura 5 permite observar redução na largura de todas as estrias controle das voluntárias A e B. Voluntária A: 5,9→4,5; 6,5→4,8 e 8,2→6,0. Voluntária B: 5,7→4,7; 4,0→3,3 e 4,2→3,9.

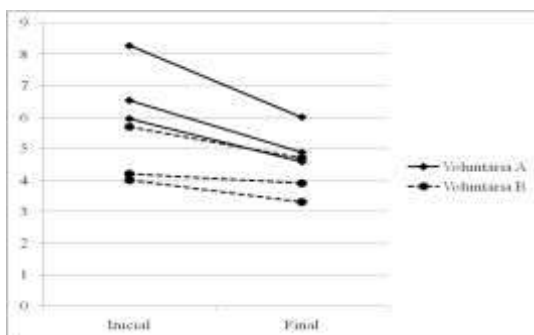


Figura 5 – Largura das estrias no início e ao final do tratamento.

As voluntárias mantiveram o peso corporal igual entre o início e ao final do tratamento. Na perímetria abdominal houve redução de 1cm na circunferência da voluntária A passando de 87 cm para 86 cm e aumento de 2cm na circunferência da voluntária B passando de 81cm para 83 cm.

Quanto à satisfação com o tratamento a voluntária A relatou pouca satisfação. A voluntária B relatou satisfação.

Durante a avaliação da sensibilidade algica a voluntária A foi mais sensível ao tratamento relatando dor quatro durante as primeiras quatro sessões e sete na quinta sessão. O tipo de dor foi sensação de beliscão nas primeiras três sessões passando para dor tipo agulhada nas duas últimas sessões.

A voluntária B apresentou menor sensibilidade algica em relação à voluntária A. A intensidade da dor variou entre um e dois na EVA. A dor relatada foi dor fraca, mas contínua.

Em ambas as voluntárias a dor não esteve presente durante todas as punções, raramente ocorria.

Discussão

A presença de SG pode acarretar impacto psicologicamente negativo às mulheres, resultando em diminuição da autoconfiança e da percepção pessoal de sexualidade [12].

Os benefícios conquistados para a pele com estrias utilizando a corrente microgalvânica têm sido descritos na literatura [1,11,13]. No entanto, nenhum dos estudos consultados aplicou esta corrente em estrias remanescentes de abdominoplastia.

Durante a análise dos resultados do presente estudo verificou-se diminuição na área das estrias em milímetros quadrados (mm²) de ambas voluntárias tanto pela análise com o software imageJ quanto pela análise macroscópica por paquimetria. Estes resultados são confiáveis em razão ao controle do peso corporal e da perímetria abdominal não terem apresentados alterações significantes que pudessem influenciar nas análises das medidas das estrias.

Quanto à satisfação com o tratamento realizado, a voluntária A relatou pouca satisfação por não ter observado melhora na aparência das mesmas. Embora a corrente microgalvânica não cause efeito sistêmico [14], a pele da voluntária A apresentou maior resistência à penetração da agulha após a quarta sessão e ainda, após a 5ª sessão as estrias tratadas apresentaram-se hiperpigmentadas e com aspecto de secura, demonstrando que se o tratamento fosse composto por maior número de sessões esta voluntária seria excluída do estudo.

A voluntária B relatou estar satisfeita devido à diminuição no tamanho e coloração das estrias próxima à pele sem estrias, fato que corrobora com achado de Wathier et al. que por meio da análise por paquimetria

observou redução no tamanho das estrias em 1cm² com a realização de quatro sessões de tratamento [15].

A melhora na coloração das estrias após tratamento com a corrente microgalvânica tem sido sustentada por diversos autores. [13-15].

O tratamento com a corrente microgalvânica causa desconforto [1], sendo a intensidade da dor distinta entre os pacientes. A textura da pele interfere na sensibilidade álgica [16].

A voluntária A, pele seca, apresentou maior queixa álgica com intensidade máxima sete na EVA acompanhada da sensação de beliscão e agulhada. Enquanto a voluntária B, pele normal, apresentou queixa álgica máxima de quatro na EVA com sensação de dor fraca, mas contínua.

A abdominoplastia tornou-se um método cirúrgico com grande demanda na busca por um corpo mais contornado. Ainda que possa proporcionar benefício psicossocial para as mulheres [17], este procedimento não oferece total segurança, tampouco assegura que os resultados serão satisfatórios podendo acarretar complicações cirúrgicas e insatisfação com o procedimento devido a cicatrizes resultantes, orelha de cão, saliência residual, dormência e problema umbilical [9].

Conclusão

As cinco sessões de tratamento não foram suficientes para promover melhora no aspecto visual das estrias que poderiam ser: diminuição da rugosidade, coloração igual à pele sem estrias e pele mais hidratada.

Os achados envolvendo o tamanho das estrias não permitem concluir a eficácia do tratamento com a corrente microgalvânica devido a pequena amostra do estudo. No entanto, permitiu apresentar algum grau de evidência a respeito da aplicação da corrente microgalvânica no tratamento das estrias após a abdominoplastia, por meio da observação na redução do tamanho em mm², tanto na largura quanto no comprimento das estrias.

Referências

- [1] Meyer PF, Moraes FWC, Lima DAF, Ronzio O, Carvalho MGF. Aplicação de galvanoterapia em uma máquina de tatuar para tratamento de estrias. *Revista Fisioterapia Brasil*. 2009; 10.
- [2] Aust M, Walezko N. Aknenarben und striae. *Der Hautarzt*. 2015; 66(10): 748-752.
- [3] Osman H, Rubeiz N, Tamin H, Nassar AH. Risk factors for the development of striae gravidarum. *American Journal of Obstetrics & Gynecology*. 2007; 196(1):62.
- [4] Buchanan K, Fletcher HM, Reid M. Prevention of striae gravidarum with cocoa butter cream. *International Journal of Gynecology and Obstetrics*. 2010; 108(1): 65-8.
- [5] Dong_Hyr S, Sang-Jun L, Hyun-Ju K, Jong-Ho L, Min-Kyung S, Kie-Young S, Treatment os striae distensae combined enhanced penetration platelet-rich plasma and radiofrequency. *Journal,of Cosmetic and Laser Therapy*. 2012; 14(5): 272-276.
- [6] Sato MS, Fukuda A, Silva LLG, Brenner FM, Tung R. Avaliação histológica comparativa da eficacia de ácido tricloroacético e subcisão, isolados e combinados no tratamento de estrias abdominais. *Surg Cosmetic Dermatology*. 2012; 4(1): 31-37.
- [7] Yamaguchi K, Suganuma N, Ohashi K. Quality of life evaluation in japanese pregnant women with striae gravidarum: A cross-sectional study. *BMC Research Notes*. 2015; 5.
- [8] Orfheu SC, Coltro PS, Scopel GP, Gomez DS, Rodrigues CJ, Modolin MLA, Faintuch J, Gemperli R, ferreira MC. Collagen and elastic content of abdominal skin after surgical weight loss. *Obesity Surgery*. 2010; 20(4): 480-486.
- [9] Coelho FO, Carvalho PHB, Fortes LS, Paes ST, ferreira MEC. insatisfação corporal e influência da mídia em mulheres submetidas à cirurgia plástica. *Revista Brasileira de Cirurgia Plástica*. 2015; 30(4): 567-573.
- [10] Moreira JAR, Giusti HHKD. A fisioterapia dermato-funcional no tratamento de estrias: revisão da literatura. *Revista Científica da Uniararas*. 2013; 1(2): 22-32
- [11] Oliveira EL. Efeito da corrente microgalvânica em estrias albas: estudo histopatológico [dissertação]. Piracicaba: Universidade Metodista de Piracicaba. 2013.
- [12] Wang F, Calderone K, Smith NR, Do TT, Helfrich YR, Johnson TRB, kang S, Voorhess JJ, Fisher GJ. Marked disruption and aberrant regulation of elastic fibres in early striae gravidarum. *British Journal of Dermatology*. 2015: 1-11.
- [13] Rebonato TA, Deon KC, Fornazari LP, Barp S. Aplicação de microgalvanopuntura em estrias cutâneas albas. *Revista Movimento e Saúde*. 2012; 4(6): 1-6.
- [14] Bittencour S. Tratamento de estrias albas com galvanopuntura: benefícios para a estética, estresse oxidativo e perfil lipídico [dissertação]. Porto Alegre: PUC do Rio Grande do Sul. 2007.
- [15] Wathier A, Ariza D. Estudo comparativo do uso da microgalvanopuntura com a punção no tratamento de estrias-um estudo de caso. trabalho de Conclusão de Curso de Pós –graduação Lato Sensu. Faculdade de Tecnologia IBRATE. 2013., 2013
- [16] Agne JE. *Eu sei eletroterapia*. 2. ed. Santa Maria: Pallotti. 2011.
- [17] Aherrera AS, Pincus DJ, Vernadakis AJ, Pandya SN. Evaluation of abdominal cutaneous sensibility following abdominoplasty. *Plastic and Reconstructive Surgery*. 2015; 135(3): 526-532.

ATUAÇÃO DO SETOR DE ENGENHARIA CLÍNICA: UM ESTUDO DE CASO NO HOSPITAL UNIVERSITÁRIO ONOFRE LOPES

C. B. S. Medeiros*, T. S. Nóbrega*, R. C. Contreras**, B. Stransky**

*Inovabio – Soluções em Saúde, Natal, Brasil

** Universidade Federal do Rio Grande do Norte, Natal, Brasil

e-mail: beatriz.stransky@ct.ufrn.br

Resumo: Em um setor de engenharia clínica, os indicativos de desempenho e qualidade dos processos envolvidos são ferramentas essenciais no gerenciamento da tecnologia médica. Desta forma, realizou-se um estudo de caso no Hospital Universitário Onofre Lopes (HUOL) referente às manutenções realizadas nos equipamentos de diagnóstico de imagem, a fim de avaliar os procedimentos no setor de Engenharia Clínica, no período entre outubro de 2014 à setembro de 2015. Os indicadores avaliaram a quantidade de ordens de serviços solicitadas e finalizadas, o tempo médio de atendimento das empresas que prestam serviços para o hospital, a quantidade de chamados abertos por equipamentos e o tempo médio que o equipamento ficou parado neste período. Os resultados mostram que estes indicadores servem para avaliar de forma coerente os serviços prestados e se correlacionam adequadamente com o status de funcionamento dos equipamentos, melhorando o controle de qualidade e a eficiência dos processos que envolvem o setor de Engenharia Clínica.

Palavras-chave: Engenharia clínica, Gestão hospitalar, Indicadores, Diagnóstico por imagem, Hospital Universitário Onofre Lopes.

Abstract: *In a clinical engineering sector, performance and quality indicative of the processes involved are essential tools in the management of medical technology. In this study we conducted a case analysis to evaluate the procedures of the Clinical Engineering sector related to the diagnostic imaging equipments at the Onofre Lopes University Hospital (OLUH), between October 2014 and September 2015. The indicators assessed the amount of service's orders requested and completed in this period, the average time that the service providers companies require to perform service, the amount of orders requested by equipment and the amount of days that the machine had been stopped at that period. The results showed that these indicators are able to evaluate consistently the services provided by companies in the hospital and properly correlate these results with the operating status of the equipment.*

Keywords: *Clinical Engineering, Hospital management, Indicators, Image diagnostics, Onofre Lopes University Hospital.*

Introdução

O engenheiro clínico é o responsável pela gestão da tecnologia biomédica dentro de um estabelecimento de saúde [1-2]. No Hospital Universitário Onofre Lopes (HUOL) localizado em Natal (RN), o setor de engenharia clínica é subdividido em três subsectores: Chefia da Engenharia Clínica, Oficina de Engenharia Clínica, Central de Equipamentos. No subsector da Chefia são intermediados os processos burocráticos, tais como solicitação de compra de equipamentos e acessórios, abertura de chamados de ordens de serviços, saída de equipamentos, entre outros. Na Oficina são realizadas manutenções, calibrações e aferições dos equipamentos médicos, e a Central de Equipamentos é responsável pela acomodação e transporte de equipamentos entre os setores do hospital [3-4].

Dentre as diversas seções de um hospital, o departamento de diagnóstico por imagens reúne todos os serviços de imagem e de métodos gráficos. No HUOL, o Centro de Diagnóstico por Imagem possui equipamentos de ressonância magnética, tomógrafo computadorizado helicoidal, hemodinâmica digital, ultrassonografia color e doppler, ecocardiógrafos color e doppler, videocolonoscópios digestivos e broncoscópios [4]. Devido à importância desta divisão, é necessário um acompanhamento minucioso, para prevenir eventuais interrupções e garantir um funcionamento contínuo e eficiente de todo o conjunto. Estes equipamentos possuem contratos de manutenção com as empresas autorizadas ou com o fabricante do aparelho. Estas manutenções são realizadas dentro do hospital e são acompanhadas pela equipe de engenharia clínica a fim de fiscalizar e avaliar estes procedimentos [3].

A diversidade de processos envolvidos no gerenciamento do parque tecnológico de um estabelecimento de saúde representa um desafio e um ponto crucial para a manutenção da qualidade dos serviços prestados [5-6]. A utilização de softwares de gestão de equipamentos são uma eficiente ferramenta para auxiliar o gerenciamento de custos e monitoramento dos processos envolvidos com a tecnologia biomédica [7]. Estes podem ser adquiridos como aplicativos comerciais ou desenvolvidos pela própria equipe de engenharia clínica, com parâmetros e ferramentas dimensionados para atender necessidades específicas. Esta solução foi implementada pela equipe de engenharia clínica do HUOL, com o

desenvolvimento de uma ferramenta computacional baseada em banco de dados, a partir do inventário sobre os equipamentos, setores e processos atendidos pela setor [8-9]. Este sistema tem por função informatizar e integrar as divisões da chefia de engenharia clínica e oficina no hospital. Em relação à manutenção dos equipamentos, o aplicativo permite armazenar dados relativos à ordens de serviços solucionados pela própria equipe, ordens de serviços realizadas por empresas externas e envio de equipamentos para empresas autorizadas. Além de um controle maior dos procedimentos realizados, avaliação destes dados gerou indicadores importantes para o controle de qualidade do setor de engenharia clínica [4].

Desta forma, este trabalho teve por objetivo verificar o desempenho do setor de engenharia clínica e das empresas prestadoras de serviços, relativos aos processos envolvendo os equipamentos de diagnóstico por imagens do HUOL, através da aplicação de ferramentas de gerenciamento e análise dos indicadores.

Materiais e métodos

Coleta de dados – Os dados referentes aos equipamentos médicos do hospital foram dispostos em um sistema de gerenciamento de equipamentos hospitalares, utilizando a linguagem Visual Basic através do *software* Access. A partir deste sistema foram avaliados o histórico de procedimentos e chamados referentes a cada aparelho, obtendo informações sobre as ordens de serviços internas e externas e dados como datas de abertura do chamado, de atendimento e encerramento, serviço realizado, fornecedores, orçamentos, troca de peças, entre outras informações.

Indicadores de Desempenho – Os indicadores de desempenho são utilizados como uma forma de inferir a a qualidade dos processos de acordo através dos seguintes critérios: (i) número de ordens de serviços abertas a cada mês; (ii) número de ordens de serviço finalizadas a cada mês; (iii) tempo decorrente entre a abertura do chamado junto à empresa responsável pela manutenção e a realização o procedimento; (iv) quantidade de chamados realizados no decorrer do período, por tipo de equipamento; (v) tempo médio de dias parados durante um ano, por tipo de equipamento.

Resultados

Os indicadores de desempenho dos equipamentos de diagnóstico por imagens, analisados no período de outubro de 2014 a setembro de 2015, são apresentados a seguir. O primeiro indicador, referente ao número de ordens de serviços abertas durante cada mês (Figura 1). No período avaliado foram realizados oitenta e três chamados compreendidos entre manutenções corretivas e manutenção preventiva - no mês de junho houve o maior número de chamados abertos, enquanto que em novembro houve o menor.

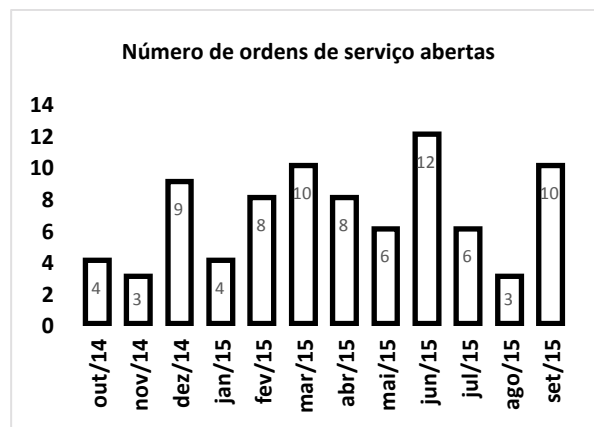


Figura 1: Número de ordens de serviço abertas por mês.

O segundo indicador relacionou a quantidade de ordens de serviço finalizadas durante cada mês (Figura 2). Nota-se que, de forma geral, a finalização dos serviços se seguem a mesma dinâmica longo do ano, quando comparado às aberturas de serviços mostrada na figura anterior.

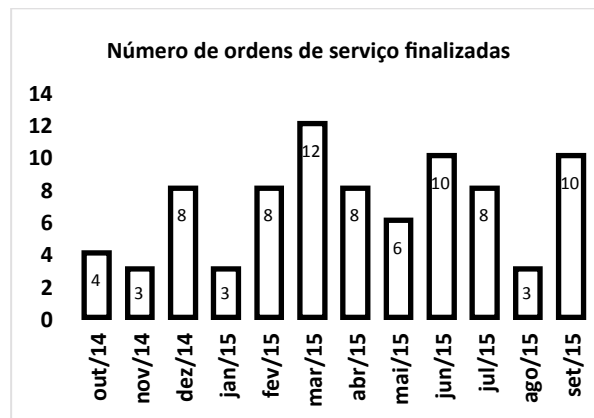


Figura 2: Número de ordens de serviço finalizadas por mês.

O terceiro indicador é também chamado de “Tempo Médio de Reparo” (MTTR - Mean Time To Repair), ou seja, a média de tempo que se leva para reparar depois de uma falha e avaliou a qualidade de serviço prestado em termos de tempo percorrido entre a data da abertura do chamado junto à empresa responsável e a data da realização do procedimento de manutenção (Figura 3). As empresas que forneceram serviços de manutenção dos equipamentos de imagem no HUOL foram: GE, Philips, AGFA, Siemens e Toshiba. Os resultados mostram que a empresa que possui o melhor desempenho em termos de celeridade em atendimento foi a Siemens, atendendo em média no mesmo dia da realização do chamado, e em seguida a empresa AGFA. Observamos também que a Philips e a GE oscilaram durante alguns meses, mas demonstraram serem as empresas que necessitam de um tempo maior para a realização de atendimento dos chamados. Como podemos observar, a GE levou uma média de 8 dias para o atendimento do chamado realizado e a Philips uma média de quase 10 dias para a realização de atendimento no mês de fevereiro.

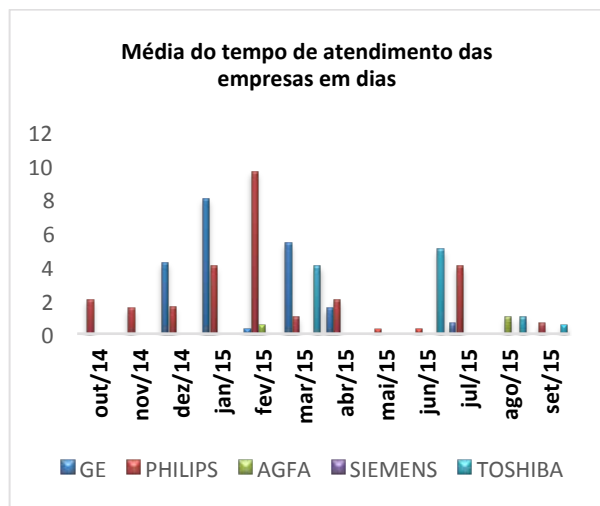


Figura 3: Tempo médio de atendimento das empresas por mês.

Após o levantamento inicial da demanda e processos de manutenção no Centro de Diagnóstico por imagem, foram avaliadas as demandas de cada tipo de equipamento. O quarto indicador, “Tempo Médio Entre Falhas” (MTBF - Mean Time Between Failures), é literalmente a média de tempo decorrida entre uma falha e a próxima vez em que ela irá ocorrer e varia em função da depreciação do equipamento, manutenção ineficiente e erros recorrentes. Este indicador apresentou o número de chamados solicitados por equipamento (manutenções preventivas, preditivas e/ou corretivas), dentre os quais possuíram um número maior que três chamados realizados no período (Figura 4). Os equipamentos que apresentaram o maior número de chamados foram a angiografia digital I, o aparelho de Raio-X e o Tomógrafo Computadorizado.

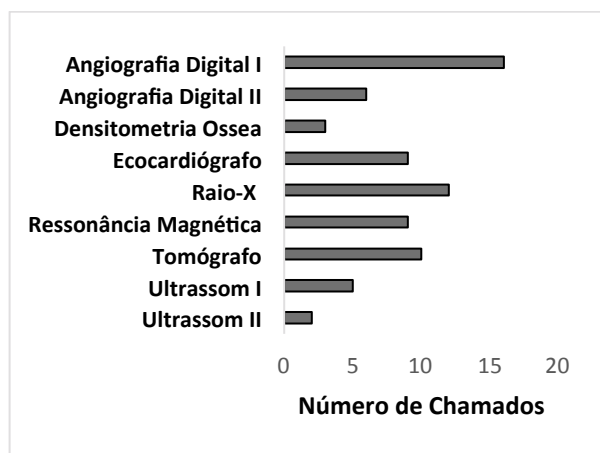


Figura 4: Número de chamados entre Outubro/2014 e Setembro/2015

Finalmente, o quinto indicador analisou tempo médio entre a data em que foi realizado o chamado da ordem de serviço até o momento em que o serviço foi concluído e a partir disto, realizou o somatório dos dias parados durante o período de um ano (Figura 5). Foram incluídos os equipamentos em que o tempo de paralisação foi maior ou igual a 3 dias. Podemos

observar que os equipamentos que apresentaram maior tempo de paralisação foram os aparelhos de Raio-X da marca GE, logo em seguida o Tomógrafo Computadorizado da marca Philips, a Ressonância Magnética da marca GE e a Angiografia Digital I da marca Philips.

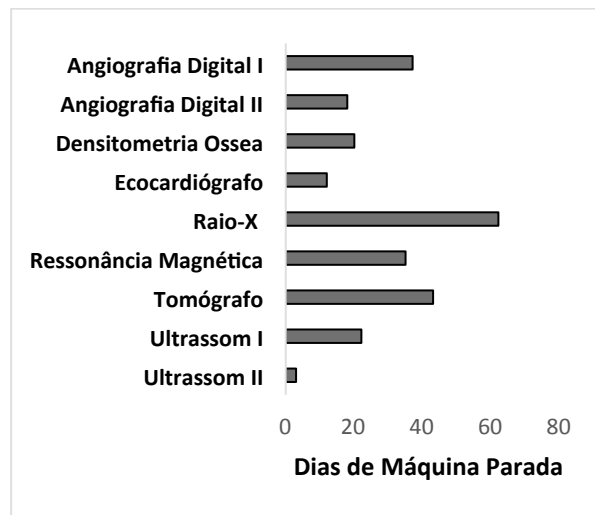


Figura 5: Tempo de máquina parada entre Outubro/2014 e Setembro/2015

Discussão

Indicadores de desempenho são ferramentas de controle importantes, e foram utilizados neste trabalho para avaliar a gestão e desempenho do setor de engenharia clínica do HUOL.

O primeiro indicador informa o número de vezes que houve a necessidade da abertura de chamado para a realização de ordem de serviço pelas empresas externas no hospital (Figura 1). As falhas mais relatadas foram: não liga, não inicia, não gera imagem. É importante observar que estes dados apenas envolvem os chamados realizados para os técnicos externos, portanto podemos supor que existiram um número maior de chamados internos para problemas que não necessitaram a presença de um técnico externo para realizar a manutenção e inferir que os equipamentos de diagnóstico por imagens necessitam de um nível médio a extensivo de manutenção de acordo com ranking da Organização Mundial de Saúde [4].

O segundo indicador calcula o número de ordens de serviços finalizadas em cada mês (Figura 2), como uma medida indireta da eficiência das empresas prestadoras de serviços. A comparação entre as Figuras 1 e 2 mostra uma semelhança em termos quantitativos de ordens de serviços abertas e finalizadas no mesmo mês. Nos meses de dezembro e junho os números de chamados abertos foram maiores dos que finalizados. A análise dos resultados mostra que os chamados são atendidos e concluídos de forma resolutive em um prazo menor que um mês, o que demonstra uma boa eficiência em atendimento, tendo em vista que os números de chamados que ficaram pendentes são pequenos e não se estendem por mais de um mês.

A fim de avaliar as empresas que fornecem serviços de manutenção aos equipamentos de diagnóstico por imagens - GE, Philips, AGFA, Siemens e Toshiba, o terceiro indicador mostra o tempo médio que as empresas demoram para realizar o atendimento. As empresas GE, Philips, AGFA e Toshiba possuem contratos de manutenção preventiva e corretiva com o hospital enquanto que a Siemens só realiza atendimentos de demanda. De forma geral, todas as empresas prestaram o serviço de forma satisfatória, porém a demora para o atendimento do chamado pela GE e a demora para a realização do serviço pela Philips, ambas em fevereiro de 2015, resultaram em uma imagem negativa das empresas diante a realização de atendimentos junto ao hospital. Entretanto, devido à falta de acesso aos contratos entre o hospital e empresas externas, não conseguimos saber se as mesmas respeitaram integralmente o que foi acordado, apesar da demora na prestação do serviço.

Devido às diferentes características e finalidades dos equipamentos de imagem, utilizamos um quarto indicador para avaliar a demanda de manutenção por tipo de equipamento específico, em termos de número de chamados abertos (Figura 4). Os equipamentos com maior número de chamados - angiografia digital, Raio-X e Tomógrafo Computadorizado, utilizam radiação ionizante para a realização de seus procedimentos, sendo necessário bombas de contraste para o tomógrafo e angiografia, seguidos de aparelhos de Raio-X, que apresentam alta demanda. Através deste indicador, observamos que os equipamentos que possuem radiação para a realização do exame e os de maior rotatividade de atendimentos possuem maior número de chamados de manutenção.

O quinto e último indicador avaliou o tempo em que os equipamentos de diagnóstico por imagem ficaram parados sem utilização. Correlacionando a figura 5 com a figura 3 em tempo de atendimento, podemos inferir que o tempo de atendimento influencia diretamente na paralisação das máquinas, pois as duas empresas apresentaram a necessidade de um maior tempo de atendimento. Além disso, a análise dos indicadores MTTR e MTBF (figuras 3 e 4) mostram que os equipamentos que tiveram maior tempo de máquina parada são os mesmos que receberam maior número de chamados durante o período. O resultado da quantidade de tempo de máquina parada do equipamento de Raio-X, por exemplo, engloba um tempo maior que dois meses, compreendendo mais que 16% do período total analisado. Estes dados mostram a necessidade da realização de inspeções periódicas de manutenções preventivas.

Conclusão

Este trabalho apresentou um estudo sobre as manutenções realizadas nos equipamentos de diagnóstico de imagem, a fim de avaliar a eficiência e qualidade destes procedimentos no setor de Engenharia Clínica.

Os resultados obtidos mostraram que os indicadores de engenharia clínica são uma ferramenta extremamente importante, pois permitem avaliar os processos que envolvem o setor gerando informações importantes para a gestão da tecnologia médica. Em relação à manutenção dos equipamentos de diagnóstico por imagens, observou-se que o bom funcionamento e desempenho está diretamente relacionado aos serviços prestados pelas empresas junto ao hospital. Devido à complexidade operacional, a maior parte dos equipamentos de diagnóstico por imagem necessitam de uma demanda extensiva de manutenções preventivas e/ou corretivas realizadas no próprio hospital, o que nos permitiu adequar melhor o organograma de manutenções e contratos para estes equipamentos para garantir um funcionamento contínuo do mesmo.

Desta forma os resultados demonstraram que a utilização de uma plataforma de gerenciamento e a análise de seus indicadores são essenciais para se obter um melhor controle de qualidade e eficiência dos processos que envolvem o setor de Engenharia Clínica, como atestado pelos próprios profissionais que dependem diretamente do bom funcionamento destes equipamentos para executarem suas funções. Apesar desta percepção/avaliação positiva, estes resultados ainda devem ser comparados com indicadores de outros hospitais da município, em análise que se encontra atualmente em andamento, para que se possa ter uma real dimensão da eficiência do setor de Engenharia Clínica do HUOL.

Referências

- [1] Antunes E, Vale M, Mordelet P, Grabois V. A engenharia clínica como estratégia na gestão hospitalar. In: Gestão da tecnologia biomédica: tecnovigilância e engenharia clínica. Paris: ACODESS, 2002. Cap. 4.
- [2] Hegarty FJ, et al. The Role of Clinical Engineers in Hospitals. In: A. Taktak, editor. Clinical Engineering: A handbook for Clinical and Biomedical Engineers. London: Elsevier, 2014. cap. 7.
- [3] Contreras RC. Manual de gestão e procedimentos operacionais. Setor de Engenharia Clínica HUOL/EBSERH. Natal; 2015.
- [4] Souza de Medeiros CB. A engenharia clínica e seus indicadores no Hospital Universitário Onofre Lopes [Monografia]. Natal: Universidade Federal do Rio Grande do Norte; 2015.
- [5] Ministério da Saúde. Equipamentos médico-hospitalares e o gerenciamento da manutenção. Capacitação a distância. Brasília: Editora MS; 2002.
- [6] WHO – World Health Organization. Medical equipment maintenance programme overview. WHO Medical Device Technical Series; 2011.
- [7] WHO – World Health Organization. Computerized maintenance management system. WHO Medical Device Technical Series; 2011.
- [8] EBSEH. Manual de Boas Práticas para Inventário de Engenharia Clínica. EBSEH, 1ª edição, 2015.
- [9] WHO – World Health Organization. Introduction to medical equipment inventory system. WHO Medical Device Technical Series; 2011.

AVALIAÇÃO DA INSTALAÇÃO DE AUTOCLAVES POR VAPOR DE FORMALDEÍDO EM HOSPITAIS, CONFORME NORMAS TÉCNICAS

J. C. Borini^{1*} e V. Machado^{2**}

* Universidade Tecnológica Federal do Paraná - Programa de Pós-graduação em Engenharia Biomédica, Curitiba, Brasil

** Universidade Tecnológica Federal do Paraná - Programa de Pós-graduação em Engenharia Biomédica, Curitiba, Brasil
e-mail: julio@borini.com.br

Resumo: Os hospitais atualmente apresentam-se como grandes estruturas, com equipamentos de alta tecnologia para atender as diversas demandas de cirurgias. A Central de Materiais e Esterilização (CME) é um dos setores mais importantes dos hospitais. É responsável por toda a demanda de material cirúrgico que necessita ser feito o processamento de limpeza, desinfecção e esterilização. Com o avanço tecnológico dos procedimentos cirúrgicos e dos materiais utilizados em cirurgia, acompanha também uma evolução nos equipamentos para agilizar os processos. O objetivo desse artigo foi avaliar a instalação em quatro Hospitais que utilizam esterilizadores a vapor de formaldeído e com três marcas de fabricantes, porém que usam o mesmo agente químico esterilizante. Esta tecnologia de esterilização é usada para materiais termo sensíveis, ou seja, requerem ser esterilizados a temperaturas menores que 80°C [1]. Por se tratar de um equipamento que utiliza como agente químico o formaldeído, e que em concentrações altas agride o meio ambiente e o operador, a correta instalação é primordial. O estudo foi avaliar, se as instalações estão de acordo com os Manuais dos fabricantes dos equipamentos, para a garantia e segurança do processo. Foram usados ferramentas e equipamentos que possibilitaram avaliar o posicionamento entre equipamentos, análise de água, medição de tubulações hidráulicas de entrada e exaustão, energia elétrica, pressão do ar comprimido e todos os aspectos que são exigidos pelos fabricantes. Concluiu-se que todos os hospitais avaliados, atenderam todos os requisitos exigidos pelos os fabricantes. E com isso não apresentaram problemas com as questões de segurança e de operação.

Palavras-chave: Tecnologia, Esterilização por Vapor de Formaldeído, Instalação, Segurança do Processo.

Abstract: *The Hospitals currently present as large structures, with high-tech equipment to meet the various demands of surgery. The Center of Materials and Sterilization (CME) is one of the most important sectors of the hospitals. It is responsible for all the demand for surgical material that needs to be done the cleaning processing, disinfection and sterilization. With technological advances in surgical procedures and materials used in surgery also comes with an evolution in equipment to streamline processes. The objective of this*

study was to evaluate the installation of four hospitals that use formaldehyde steam sterilizers and three brands of manufacturers, but using the same sterilizing chemical agent. This sterilization technology is used for heat sensitive materials, or require to be sterilized at temperatures lower than 80 ° C. Because it is a device that uses as a chemical agent formaldehyde, and in high concentrations harm the environment and the operator, proper installation is paramount. The study was to evaluate if the facilities are in accordance with the manuals of equipment manufacturers for warranty and safety of the process. They used tools and equipment that made it possible to assess the positioning of equipment, water analysis, measuring hydraulic lines intake and exhaust, electric power, compressed air pressure and all aspects that are required by manufacturers. It is concluded that all hospitals evaluated, met all the requirements demanded by manufacturers. And they had no problems with the safety and operation.

Keywords: *Technology, Sterilization Steam Formaldehyde, Installation, Process Safety.*

Introdução

A esterilização por autoclave é um processo que tem como objetivo destruir todas as formas de vida microbiana existentes nos artigos a serem processados. A esterilização a baixa temperatura por vapor de formaldeído é um dos processos químico que tem esse objetivo de destruir todas as formas de vida presentes, especialmente microrganismos, bactérias, fungos em forma vegetativa ou esporulada e a diversidade de vírus hoje existentes [1].

Para avaliação dos equipamentos instalados, nos hospitais, especificamente as autoclaves para esterilização a vapor a baixa temperatura, foi usado como base de estudo e comparação, os Manuais dos Fabricantes [8, 9 e 10], referências nas literaturas científicas [1, 2] e nas normas técnicas [3, 4, 5, 7].

A atenção aos cuidados da instalação desses equipamentos que usam essa tecnologia para esterilização dos materiais hospitalares é fundamental, para garantia do processo e segurança do operador. A Norma ABNT 15659 e os Manuais dos fabricantes dos equipamentos, deixam bem claros a importância da

qualificação da instalação. Pois a instalação não abrange somente, colocar o equipamento no setor desejado, e sim verificar fatores fundamentais para um desempenho seguro, como: medidas entre equipamentos, ar comprimido, água, eletricidade, sistema de drenagem e exaustão e avaliação de liberação de gases no ambiente.

Levando em conta todos os aspectos e metodologias para instalação desses equipamentos, o objetivo desse trabalho é avaliar a instalação desses equipamentos em 4 hospitais e com três marcas diferentes de fabricantes dessa tecnologia.

Materiais e métodos

A pesquisa enquadra-se na avaliação das instalações de esterilizadores a vapor de formaldeído, mediante pesquisa em três modelos de esterilizadores que usam a mesma tecnologia, instalados em hospitais situado no Paraná e Santa Catarina. Os hospitais que possuem este equipamento estão instalados em: 1) Campo Largo-PR, 2) Maringá-PR, 3) Foz do Iguaçu-PR e o 4) Xanxerê-SC.

Todas as avaliações determinantes para o estudo proposto, foram utilizados os mesmos equipamentos para obtenção dos resultados em todos os hospitais. Foram avaliados todos os parâmetros exigidos em Norma e com os Manuais dos Fabricantes, sempre se atentando aos limites dos suprimentos exigidos para o funcionamento, bem como os quesitos de segurança.

Para observância da qualificação da instalação do equipamento, foi conduzido através de testes de verificação, utilizando os seguintes equipamentos (Figuras 1, 2, 3, 5 e 6) com padrões rastreados pelo INMETRO e com sua validade até o final de 2016. Os equipamentos usados para a pesquisa exploratória:

1. Para verificação do posicionamento do equipamento, conforme instruções dos fabricantes, que solicitam uma distância de ≥ 60 cm nas laterais para procedimentos de manutenção. Para isso foi usado uma trena a laser (Figura 1) para verificação das medidas solicitadas.



Figura 2: Trena Laser, Marca Bosch.

2. Para verificação da instalação elétrica afim de garantir o bom funcionamento do equipamento, as três marcas avaliadas usavam a alimentação de 220 VCA com variação permitida em torno de 5%, e potência solicitada sempre trifásica, com o equipamento 1 (≥ 56 KW), Equipamento 2 (≥ 50 KW) e o Equipamento 3 (≥ 44 KW). Para avaliação foi usado um Medidor de Energia Elétrica Digital Trifásico (Figura 2).



Figura 2: Analisador de Energia Elétrica Digital Trifásico, Marca Homis.

3. Para verificação da qualidade da água que alimenta o gerador de vapor, as exigências limite dos contaminantes, deve seguir a NBR ISO 17665-1/EN 285:2006 (Tabela 1). Foram colhidas amostras da água na entrada do sistema de geração de vapor e enviada para um Laboratório Credenciado em Curitiba, a TECPAR.

Tabela 1: NBR ISSO 17665-1/ EN 285: 2006

Contaminante	Valor Limite	Contaminante	Valor Limite
Sedimentos	≤ 10 mg/l	Cloretos	≤ 2 mg/l
SiO ₂	≤ 1 mg/l	Fosfatos	$\leq 0,5$ mg/l
Ferro	$\leq 0,2$ mg/l	Condutividade	≤ 5 μ S/cm
Cadmio	$\leq 0,005$ mg/l	pH	5 a 7,5
Metais Pesados	$\leq 0,1$ mg/l	Dureza	$\leq 0,02$ mmol

4. Para verificação da pressão do ar comprimido, que alimenta todos os sistemas pneumáticos dos equipamentos, com variações permitidas de pressão de ar de 5,5 a 6,0 (bar). Foi utilizado o medidor de ar comprimido digital (Figura 3).



Figura 3: Analisador Digital de consumo de Ar Comprimido, Marca Texto.

5. Para verificação da tubulação de exaustão (dreno) do equipamento, ambas as marcas dos equipamentos, solicitam um dreno de ≥ 2 " e ter uma vedação segura, conforme (Figura 4). E foi usado um medidor digital de distância em centímetros (Figura 5).

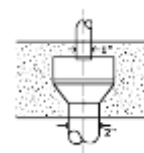


Figura 6: Detalhes de um dreno de exaustão, Conforme Manual da Baumer pg. 7 [7].



Figura 5: Medidor digital de distância em centímetros, Marca Starret.

6. Para avaliação do ar ambiente, quando o equipamento está em funcionamento, foi usado um medidor de gases digital (Figura 6). Conforme a Norma ABNT 15659 [3], menciona que uma concentração satisfatória no ar, seja de ≤ 1 ppm.



Figura 6: Analisador de gases formaldeído, Marca HalTech

Resultados

Todos os resultados das avaliações nos Hospital 1 (Tabela 2), Hospital 2 (Tabela 3), Hospital 3 (Tabela 4) e Hospital 4 (Tabela 5) estão descritas abaixo. E com a discriminação dos resultados, conforme as exigências constantes nos manuais dos fabricantes e na Norma técnica.

Tabela 2: Resultados Hospital 1 (Campo Largo – PR)

Item Verificado	Resultado Esperado	Resultado Real	Aprovação (SIM/NÃO)
Manuais, Esquema Elétricos e Hidropneumáticos	Todos os Manuais e diagramas	OK	OK
Posicionamento do Equipamento	≥ 60 cm	80 cm	OK
Instalação Elétrica	220 VCA, trifásico, ≥ 56 KW	56 KW	OK
Qualidade da Água	Parâmetros descritos na Tabela 1	Todos os níveis abaixo do teor máximo	OK
Ar Comprimido	5,5 a 6,0 (bar)	5,6 bar	OK
Medida do Dreno	$\geq 2''$	2''	OK
Medição do nível de Formaldeído	≤ 1 ppm	0,5 ppm	OK

Tabela 3: Resultados Hospital 2 (Maringá – PR)

Item Verificado	Resultado Esperado	Resultado Real	Aprovação (SIM/NÃO)
Manuais, Esquema Elétricos e Hidropneumáticos	Todos os Manuais e diagramas	OK	OK
Posicionamento do Equipamento	≥ 60 cm	60 cm	OK

Instalação Elétrica	220 VCA, trifásico, ≥ 56 KW	56 KW	OK
Qualidade da Água	Parâmetros descritos na Tabela 1	Todos os níveis abaixo do teor máximo	OK
Ar Comprimido	5,5 a 6,0 (bar)	5,7 bar	OK
Medida do Dreno	$\geq 2''$	2''	OK
Medição do nível de Formaldeído	≤ 1 ppm	0,6 ppm	OK

Tabela 4: Resultados Hospital 2 (Foz do Iguaçu – PR)

Item Verificado	Resultado Esperado	Resultado Real	Aprovação (SIM/NÃO)
Manuais, e Esquema Elétricos e Hidropneumáticos	Todos os Manuais e diagramas	OK	OK
Posicionamento do Equipamento	≥ 60 cm	70 cm	OK
Instalação Elétrica	220 VCA, trifásico, ≥ 56 KW	56 KW	OK
Qualidade da Água	Parâmetros descritos na Tabela 1	Todos os níveis abaixo do teor máximo	OK
Ar Comprimido	5,5 a 6,0 (bar)	5,9 bar	OK
Medida do Dreno	$\geq 2''$	2''	OK
Medição do nível de Formaldeído	≤ 1 ppm	0,4 ppm	OK

Tabela 5: Resultados Hospital (Xanxerê - SC)

Item Verificado	Resultado Esperado	Resultado Real	Aprovação (SIM/NÃO)
Manuais, e Esquema Elétricos e Hidropneumáticos	Todos os Manuais e diagramas	OK	OK
Posicionamento do Equipamento	≥ 60 cm	60 cm	OK
Instalação Elétrica	220 VCA, trifásico, ≥ 44 KW	44 KW	OK
Qualidade da Água	Parâmetros descritos na Tabela 1	Todos os níveis abaixo do teor máximo	OK
Ar Comprimido	5,5 a 6,0 (bar)	5,6 bar	OK
Medida do Dreno	$\geq 2''$	2''	OK
Medição do nível de Formaldeído	≤ 1 ppm	0,9 ppm	OK

Conclusão

Conclui-se que ambos os hospitais atendem as normas estabelecidas nos manuais para a instalação das autoclaves de vapor de formaldeído. Isso reforça mais que o descumprimento de atender na integra os requisitos de instalação, conforme as literaturas técnicas e normas, podem prejudicar a qualidade do processamento de

artigos hospitalares e constituir fator de risco para a saúde dos trabalhadores.

Ficando factível, que atendendo todos os requisitos necessários para a instalação, essa tecnologia pode ser mais aproveitada por outras instituições hospitalares. Assim garantindo uma modernização no setor da CME, e a segurança da esterilização dos materiais cirúrgicos que necessitam serem processados a temperaturas menores que 80°C.

Referências

- [1] Graziano KU, Silva A, Psaltikidis EM. Enfermagem em Centro de Material e Esterilização. São Paulo: Editora Manole; 2011. p. 248-261.
- [2] Possari JF. Esterilização por Vapor de Baixa Temperatura e Formaldeído. São Paulo: Editora Iátria, 2003.
- [3] ABNT NBR 15659, Esterilização de produtos para saúde – Esterilizadores de vapor a baixa temperatura e formaldeído – Requisitos e métodos de ensaio. Rio de Janeiro. 2009
- [4] ABNT NBR ISO 13485 – Produtos para a saúde – Sistemas de gestão de qualidade – Requisitos para fins regulamentares. Rio de Janeiro, 2004.
- [5] ABNT NBR ISO 14937 – esterilização de produtos de atenção à saúde – Requisitos gerais para caracterização de um agente esterilizante e desenvolvimento, validação e controle de rotina de um processo de esterilização de produtos para saúde. Rio de Janeiro. 2014.
- [6] Práticas Recomendadas SOBECC – Central de Material e Esterilização, Centro Cirurgico e Recuperação Pós-Anestésica. 6 edição. São Paulo: SOBECC. 2013.
- [7] RDC ANVISA nº15. Diretoria Colegiada da Agência Nacional de Vigilância Sanitária. Brasília. 2012.
- [8] Manual de Instalação Esterilizador HI VAC MX II BAUMER [internet]. Acesso em 10 de abril de 2016. Avaliado em: www.baumer.com.br.
- [9] Manual de Instalação Esterilizador 6412HF CISA [internet] Acesso em 10 de abril de 2016. Avaliado em: www.cisabrasile.com.br.
- [10] Manual de Instalação Esterilizador HS66 GETINGE [internet]. Acesso em 15 de abril de 2016. Avaliado em: www.getinge.com.

ANÁLISE DO PROCESSO TECNOLÓGICO EM SAÚDE DO SERVIÇO DE OXIGENOTERAPIA DOMICILIAR

B.Pires*,R.Garcia*

*Instituto de Engenharia Biomédica - UFSC, Florianópolis, Brasil
bpiresbastos@gmail.com

Resumo: As doenças crônicas não transmissíveis (DCNT) estão entre as principais causas de internações hospitalares. O Estado de Santa Catarina oferece o serviço de oxigenoterapia domiciliar (SOD), voltado à pacientes com doenças pulmonares obstrutivas crônicas (DPOC). A abordagem deste estudo é compreender como é realizada a gestão da tecnologia em saúde na oxigenoterapia domiciliar e recomendar melhorias na gestão dos equipamentos médico-domiciliares utilizadas nesta modalidade de assistência a saúde. Analisando os domínios de infraestrutura, recursos humanos e tecnologia. Do ponto de vista da engenharia clínica, recomendam-se melhorias na gestão da tecnologia médica. Por meio de um modelo de gestão de tecnologia que possibilite acompanhar a empresa, utilizando indicadores de desempenho, avaliar a confiabilidade dos equipamentos, o ciclo de vida útil da tecnologia, e assim determinar o custo benefício. Sendo assim, a engenharia clínica pode ser um agente de transformação na oxigenoterapia domiciliar. Realizando ações que promovam a qualidade, segurança e confiabilidade no processo tecnológico em saúde.

Palavras-chave: Processo tecnológico em saúde, engenharia clínica, oxigenoterapia domiciliar.

Abstract: *Noncommunicable chronic diseases (NCDs) are among the leading causes of hospital admissions. The State of Santa Catarina offers home oxygen therapy service, aimed at patients with chronic obstructive pulmonary disease (COPD). The approach of this study is to understand how it is done the health technology management in home oxygen therapy as well as recommend improvements in the management of medical-home equipment used in this health care modality. Analyzing the domains of infrastructure, human resources and technology. From the point of view of clinical engineering, it is recommended improvements in the management of medical technology. Through a model of health technology management that enables the monitoring of the company by using performance indicators, evaluating the reliability of the equipment, the life cycle of the technology, and thus determine the cost benefit. Hence, the clinical engineering can be a processing agent for the home oxygen therapy, performing actions that promote quality, safety and reliability in the technological process in health.*

Keywords: *Technological Process in Health, Clinical Engineering, Home Oxygen Therapy.*

Introdução

A mudança do perfil epidemiológico e o envelhecimento da população são fatores que impactam nos modelos de gestão dentro do sistema público de saúde. Segundo um relatório da Organização Mundial da Saúde (OMS), as doenças crônicas não transmissíveis (DCNT) foram responsáveis por 38 milhões de mortes no ano de 2012 onde 16 milhões (42%) eram prematuras e evitáveis[1]. As doenças crônicas não transmissíveis (DCNT) estão entre as principais causas de internações hospitalares. O grupo de DCNT é formado por doenças cardiovasculares, doenças respiratórias crônicas, câncer, diabetes entre outras[2]. O grupo de DCNT está substituindo as doenças infecciosas e a desnutrição como uma das principais causas de morte prematura[3]. Ciente das necessidades de promover e ampliar o acesso da população aos serviços de saúde, o Ministério da Saúde brasileiro instituiu a atenção domiciliar no ano de 2011. O atendimento domiciliar pode ser compreendido como uma modalidade de atenção à saúde que complementa a internação hospitalar. A inserção de tecnologia médica em domicílio entra como uma forma de auxílio no tratamento do paciente[4].

O Estado de Santa Catarina oferece o serviço de oxigenoterapia domiciliar (SOD), desde o ano de 2004, como modalidade do atendimento domiciliar por meio da atenção básica. Este serviço é voltado à pacientes com doenças pulmonares obstrutivas crônicas (DPOC)[5]. O SOD disponibiliza aos pacientes, fontes de oxigênio como forma de auxílio ao tratamento. O uso de tecnologias médicas pode ser considerado uma estratégia para aumentar a eficiência dos cuidados em saúde[6]. Para evitar riscos associados à oxigenoterapia domiciliar prolongada (ODP), tais como: riscos físicos (incêndios e explosões), efeitos funcionais e efeitos tóxicos; a equipe de atenção domiciliar deve realizar treinamento e orientar os pacientes, familiares e/ou cuidadores quanto ao manuseio do equipamento médico no domicílio[4].

Diante dos expostos, a atenção domiciliar é considerada um desafio para Engenharia Clínica por tratar-se de uma nova modalidade de assistência a saúde. Deste modo, há uma necessidade de implementar processos de gestão de tecnologia capazes de contribuir

com a qualidade, confiabilidade e segurança dentro do Processo Tecnológico em Saúde (PTS). Com isso, no modelo de gestão de tecnologia médico hospitalar (GTMH), utilizado pela engenharia clínica, o processo tecnológico em saúde (PTS), é definido como a interação entre a infraestrutura, recursos humanos e a tecnologia-médico hospitalar (TMH). Esta interação é necessária para a transformação da saúde do paciente dentro de um ambiente de assistência. Deste modo, os recursos-humanos devem estar aptos a utilizar os equipamentos médico-hospitalares/domiciliares de modo seguro, a infraestrutura precisa estar adequada para receber os equipamentos e comportar os recursos humanos[7].

Esta análise visa identificar como é realizado o gerenciamento da tecnologia no serviço de oxigenoterapia (SOD), do Estado de Santa Catarina e quais são as possibilidades de atuação da engenharia clínica para melhorar o PTS desta modalidade de assistência à saúde.

Materiais e métodos

O desenvolvimento desta análise foi realizado em 4 etapas conforme a ferramenta de gestão ciclo *Plan-Do-Check-Action (PDCA)* ou em português: planejar,fazer, verificar, agir (PDCA) [8]Conforme figura 1.

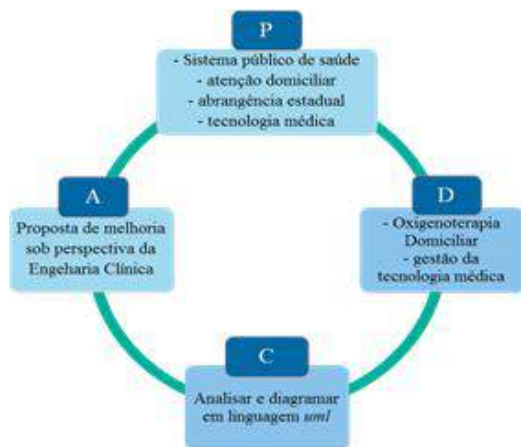


Figura 1 Ciclo PDCA para análise do processo tecnológico na oxigenoterapia domiciliar

Na etapa de planejamento (P), os seguintes pré-requisitos são definidos. A análise deve ser do sistema público de saúde, ser da modalidade de atenção domiciliar, ter abrangência no Estado de Santa Catarina, utilizar tecnologia médica como forma de auxílio no tratamento dos pacientes. Segunda etapa (D): Respeitando os critérios, a ODP atende aos pré-requisitos. Assim a busca por evidências de como é realizado a gestão de tecnologia médica nesta modalidade de assistência é iniciada. Utiliza-se da ferramenta *UML (Unified Modeling Language)* ou linguagem de modelagem unificada[9],para diagramar

os atores dentro do PTS e suas atividades dentro de cada nível de gestão. Terceira etapa (C), como forma de contribuir com a qualidade do processo tecnológico em saúde, a análise é embasada em materiais bibliográficos de domínio público. A quarta etapa (A): Consiste em uma proposta de ações que possam ser incorporadas para melhorar a qualidade e segurança do PTS da oxigenoterapia domiciliar prolongada por meio de um modelo de gestão de tecnologia médica. Abordando os domínios de Infraestrutura, Recursos Humanos e Tecnologia.

Resultados

A análise do processo tecnológico do serviço de oxigenoterapia domiciliar, foi baseada na diretriz do SOD[5] buscou-se identificar gargalos em que a Engenharia Clínica possa auxiliar. Com isso, foi possível conhecer os principais atores envolvidos na gestão da tecnologia médica. A gestão do SOD está dividida em três níveis conforme descrito em seguida:

Gestão Municipal Oxigenoterapia Domiciliar (SOD)–Dentro do nível municipal acontece o início do processo, com o pedido do paciente para ser incluído no serviço de oxigenoterapia domiciliar prolongada (ODP). Conforme diagrama *UML*, figura 2.

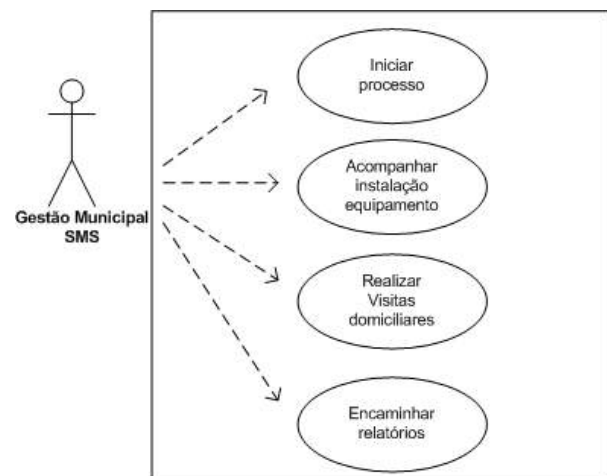


Figura 2 Atividades Gestão Municipal SOD

O início do processo no SOD pode ser oriundo do hospital ou unidade básica de saúde. Após parecer positivo do médico, o pedido segue para a Secretaria de Desenvolvimento Regional (SDR). Em seguida, o pedido é encaminhado para a Secretaria Estadual de Saúde (SES). O processo é avaliado e pode ser autorizado ou negado. As atribuições da gestão municipal por meio da Secretaria Municipal de Saúde (SMS), referem-se ao acompanhamento da instalação do equipamento em domicílio, realização de visitas domiciliares e geração de relatórios mensais para SDR.

Gestão Regional Oxigenoterapia Domiciliar (SOD)–No nível de gestão Regional, a SDR recebe todos os processos/(pedidos) de ODP, oriundos das Secretarias

Municipais de Saúde. Realiza análise dos processos para encaminhar até a Gerência do Serviço de Oxigenoterapia domiciliar prolongada da Secretaria Estadual de Saúde (SES). Conforme diagrama UML, figura 2.

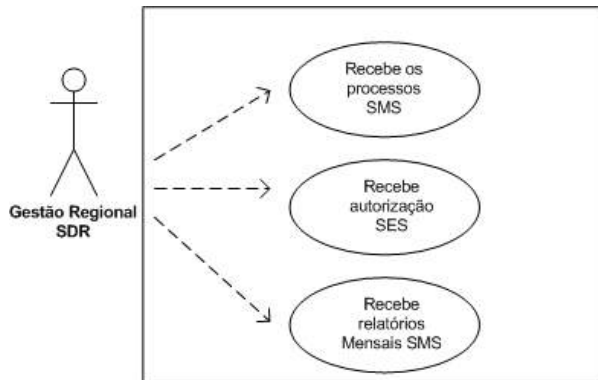


Figura 3: Atividade Gestão Regional SOD

Gestão Estadual Oxigenoterapia Domiciliar (SOD)—Gestão Estadual: A Secretaria Estadual de Saúde (SES), é responsável por receber os pedidos de oxigenoterapia domiciliar prolongada, oriundos da Secretaria Municipal de Saúde e Secretaria de Desenvolvimento Regional. Conforme diagrama UML, figura 4.

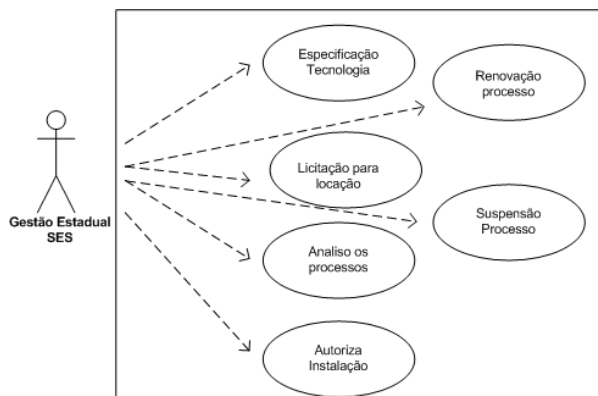


Figura 4 Atividade de Gestão Estadual SOD

Suas atribuições consistem em: analisar os processos/pedidos para concessão da oxigenoterapia domiciliar prolongada; emitir guia de autorização para empresa fornecedora de tecnologia médica domiciliar; avaliar a renovação do processo/(pedido) do usuário (para mantê-lo ou não no serviço) e suspender o paciente da oxigenoterapia quando receber alta, ou vier a óbito. Em casos de desistência do tratamento, ou quando o paciente não fizer uso do equipamento conforme prescrição médica. As fontes de oxigênio são disponibilizadas aos pacientes por meio de contrato por comodato com empresa terceirizada. Diante do contexto modelado e analisado, percebe-se a dinamicidade dos processos. Com isso, considerando a definição do PTS no âmbito do modelo de gestão de

GTMH aplicado pela Engenharia Clínica, observa-se que a infraestrutura domiciliar quanto as instalações elétricas precisam estar conforme a norma NBR5410 – instalações elétricas residenciais. A tecnologia, neste estudo caso, fonte de oxigênio/concentrador de oxigênio deve estar funcionando conforme os critérios e parâmetros da IEC 60601-1 Parte 1 requisitos para segurança; IEC 60602-2 Parte 1-2 requisitos gerais para segurança- padrão colateral e compatibilidade eletromagnética e Norma ISO 8359/2009 concentrações de oxigênio para uso médico[10]. Para uso adequado dos equipamentos e eficácia do tratamento em domicílio, é de fundamental importância que os profissionais de saúde, cuidadores e pacientes sejam treinados e capacitados a fim de proporcionar a segurança de todos os envolvidos no PTS.

A qualidade do processo tecnológico em saúde deve-se ao equilíbrio entre os três domínios. Assim, a infraestrutura tem que estar adequada e proporcionar o funcionamento seguro dos equipamentos médicos, os recursos humanos aptos à utilizar a tecnologia. A tecnologia precisa atender as necessidades dos pacientes e seu desempenho estar dentro das especificações supracitadas. Deste modo é possível planejar e avaliar o custo-benefício do processo tecnológico em saúde da oxigenoterapia domiciliar e promover a qualidade e confiabilidade neste processo.

Discussão

Sob a perspectiva da engenharia clínica, o processo tecnológico em saúde da oxigenoterapia domiciliar oferece oportunidades de melhoria no âmbito da gestão da tecnologia médico domiciliar.

Analisando cada nível de gestão do SOD: Gestão Municipal, Gestão Regional e Gestão Estadual, foram possíveis classificar as melhorias dentro de cada domínio do PTS. No domínio da infraestrutura, a gestão da oxigenoterapia poderia ser verticalizada, propiciando maior agilidade no processo de inclusão e exclusão dos pacientes. Do modo como o processo é conduzido, nos níveis de gestão do SOD, a tomada de decisão está centralizada em um único nível o que pode acarretar em um elevado tempo de espera para o paciente. Como exemplo, um pedido de adesão ao SOD, no qual envolve à autorização da instalação do equipamento em domicílio, é analisado no mínimo duas vezes antes de chegar ao nível de gestão estadual.

As visitas domiciliares para acompanhar o estado clínico do paciente precisam acontecer com regularidade. Além de acompanhar o quadro clínico do paciente, as visitas podem ser uma forma de certificar se empresa está atuando de forma adequada e se o paciente faz uso do equipamento. Nos achados da literatura científica a Organização Mundial da Saúde (OMS), faz um alerta para o uso de concentradores de oxigênio. A taxa de fluxo necessária e a concentração do oxigênio fornecido podem variar dependendo da idade e do quadro clínico do paciente [11]. Os principais efeitos adversos são derivados de uso inadequado dos

equipamentos. O oxigênio pode causar lesão pulmonar, em alguns casos a lesão pode ser irreversível. Também existe o risco de explosão e incêndio do equipamento, principalmente quando o paciente fuma, enquanto faz uso do oxigênio[12].

No que concerne aos Recursos Humanos, os pacientes, cuidadores e profissionais da saúde, precisam ser treinados e capacitados para utilizar o equipamento de modo adequado e seguro. O paciente/ cuidador deve saber higienizar o equipamento, reconhecer os sinais visuais e/ou sonoros que o equipamento venha a emitir em caso de alguma falha. O desafio dos profissionais de saúde na oxigenoterapia domiciliar está no desenvolvimento da educação permanente e do autocuidado dos pacientes [13].

No âmbito da tecnologia, a inexistência de programas de gestão de tecnologia médico-domiciliar dificulta o processo de tomada de decisão por parte dos gestores. No que concerne a incorporação e substituição de equipamentos e acompanhamento da empresa. Indicadores de desempenho podem ser incorporados, de modo a facilitar o registro e mapeando das falhas nos equipamentos. Para determinar a confiabilidade dos equipamentos médicos utilizados em domicílio, é necessário haver o registro e histórico de manutenção realizada nos mesmos. Com a falta destes registros, o desenvolvimento de análises e estudos, que permitam avaliar a qualidade e segurança dos equipamentos, fica comprometido. A diretriz do SOD menciona a geração de relatórios mensais dentro de cada nível de gestão. Estes relatórios têm por objetivo avaliar o estado clínico do paciente, identificar a periodicidade das visitas domiciliares realizadas por profissionais da saúde. Com isso, existe a necessidade de identificar o número de pacientes, perfil epidemiológico, faixa etária, para identificar as reais necessidades dos pacientes[13].

Diante de todos os expostos, para a engenharia clínica faz-se necessário identificar quais são as dificuldades dos pacientes e/ou cuidadores, quanto ao uso das tecnologias médicas associadas ao tratamento. Assim é possível elaborar ações que promovam a segurança de todos os envolvidos no PTS.

Conclusão

A Engenharia Clínica na sua qualidade de apoio à tomada de decisão pode atuar como um órgão fiscalizador e orientador quanto ao uso adequado dos equipamentos médicos em saúde. Tanto para os profissionais da saúde quanto para os pacientes/cuidadores. Visando minimizar os riscos inerentes ao uso inadequado dos equipamentos, programas de controle de qualidade podem ser estabelecidos a fim de identificar o estado de funcionamento dos equipamentos médicos. Avaliar se estão em conformidades com as normas técnicas vigentes. Esta análise possibilitou identificar a necessidade de atualizar a diretriz do SOD com as normas e portarias que regem a modalidade de atenção domiciliar e doenças crônicas. Abordar aspectos sobre o

gerenciamento dos equipamentos médico-domiciliares, acompanhamento da empresa por meio de indicadores de qualidade. Desenvolver novos estudos com o objetivo de identificar as possíveis dificuldades que os pacientes enfrentam quanto ao uso da tecnologia médico domiciliar. A engenharia clínica pode ser um agente de transformação na oxigenoterapia domiciliar realizando ações que promovam a qualidade, segurança e confiabilidade no processo tecnológico em saúde.

Agradecimentos

À Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior (CAPES) pelo suporte financeiro.

Referências

- [1] World Health Organization (WHO), Global status report on noncommunicable diseases 2014. 2014.
- [2] M. D. S. Brasil, Cadernos de Atenção Básica: doenças crônicas respiratórias. 2010.
- [3] World Health Organization (WHO), “Global Alliance Against Chronic Respiratory Diseases (GARD),” 2014, vol. 76, no. 3, p. 127.
- [4] M. D. S. Brasil, Caderno de Atenção Domiciliar, MS., vol. 1. 2012.
- [5] Secretaria de Estado da Saúde de Santa Catarina, Diretrizes para oxigenoterapia domiciliar. Florianópolis, 2004, p. 52.
- [6] C. L. Su, C. N. Lee, H. C. Chen, L. P. Feng, H. W. Lin, and L. L. Chiang, “Comparison of domiciliary oxygen using liquid oxygen and concentrator in northern Taiwan,” *J. Formos. Med. Assoc.*, vol. 113, no. 1, pp. 23–32, 2014.
- [7] L. Moraes and R. Garcia, “Proposta de um modelo de Gestão da Tecnologia Médico-Hospitalar,” in III CONGRESSO LATINO-AMERICANO DE ENGENHARIA BIOMÉDICA, 2004, pp. 309–312.
- [8] C. Werkema, Métodos PDCA e DMAIC e suas ferramentas analíticas. 2013.
- [9] B. Roussev and R. Akella, Management of the Object-Oriented Development Process. 2006.
- [10] BRITISH STANDARD, Oxygen concentrators for medical use — Safety requirements (ISO 8359:1996). 2009.
- [11] World Health Organization (WHO), TECHNICAL SPECIFICATIONS FOR OXYGEN CONCENTRATORS. WHO Medical Device Technical Series, 2015.
- [12] F. Ortega Ruiz, S. Díaz Lobato, J. B. Galdiz Iturri, F. García Rio, R. Güell Rous, F. Morante Velez, L. Puente Maestu, and J. Tàrrega Camarasa, “Continuous Home Oxygen Therapy,” *Arch. Bronconeumol. (English Ed.)*, vol. 50, no. 5, pp. 185–200, 2014.
- [13] S. Díaz Lobato, J. L. García González, and S. Mayoralas Alises, “Controversias en oxigenoterapia continua domiciliar,” *Arch. Bronconeumol.*, vol. 51, no. 1, pp. 31–37, 2015.

ESTUDO DO TEMPO DE REDUÇÃO DE IRRADIÂNCIA DAS LÂMPADAS UVB PARA FOTOTERAPIA - DERMATOLOGIA

Holsbach LR*, Holsbach N*, Varani LM* e Baptista P**

*Engenharia de Produção, UFRGS, Porto Alegre, Brasil

**Irmandade Santa Casa de Misericórdia de Porto Alegre, Porto Alegre, Brasil

Resumo: A fototerapia é uma modalidade terapêutica empregada para tratamento de várias dermatoses. São utilizados equipamentos com lâmpadas de radiação ultravioleta (UVA ou UVB) para a aplicação de seções de exposições repetidas e controladas para alterar a fisiologia cutânea de modo a reduzir a dermatose. As lâmpadas ultravioletas apresentam uma redução de irradiância com o uso, mas não há informações sobre a dinâmica desta redução, nem sobre os seus impactos no tratamento. Este estudo se propôs a verificar o padrão de redução da irradiância (Mw/cm^2) das lâmpadas UVB estudadas em um banco de dados de um serviço de fototerapia e em um experimento. No experimento, nas lâmpadas estudadas, as reduções das irradiâncias aconteciam de modo ocasional permitindo-se afirmar que a redução é aleatória e que todo equipamento de fototerapia deve ter um radiômetro acoplado mostrando a irradiância (Mw/cm^2) para se obter resultados eficazes nos tratamentos de fototerapia em dermatologia. O estudo teve o intuito de contribuir com os resultados para a eficácia do tratamento e a segurança do paciente.

Palavras-chave: segurança do paciente, lâmpadas UVA-UVB, irradiância, fototerapia.

Abstract: *Phototherapy is a therapy used for treating various dermatoses. Devices are used with ultraviolet radiation lamps (UVB or UVA) for applying controlled and repeated exposure sections to alter the physiology of skin so as to reduce dermatoses. The UV lamps present reduced irradiance with use, but there is no information on the dynamics of the reduction nor on its impact of treatment. The study aimed to verify the pattern of reduced irradiance (Mw/cm^2) of UVB lamps studied in a database of a phototherapy service and an experiment. Starting from a hypothesis where if the irradiance is reduced with time can impact the treatment period phototherapy. In the experiment, the studied lamps, reductions in irradiance happened occasionally mode so allowing state that the reduction is random and that all phototherapy equipment must have coupled radiometer showing the irradiance (mW/cm^2) to obtain effective results for the treatments phototherapy in dermatology.*

The study aimed to contribute to the results for the efficacy of treatment and patient safety.

Keywords: *patient safety, UVA-UVB lamps, irradiance, phototherapy.*

Introdução

A fototerapia é uma modalidade terapêutica empregada para tratamento de várias dermatoses [1]. Atualmente as fontes de radiação mais usadas são as lâmpadas fluorescentes, em cabines ou equipamentos portáteis. São utilizados equipamentos com lâmpadas de radiação ultravioleta (UVA ou UVB) para a aplicação de seções de exposições repetidas e controladas para alterar a fisiologia cutânea de modo a reduzir a dermatose. Estas lâmpadas possuem a vantagem de aquecer rápido e liberar menos calor para o ambiente [2]. A fototerapia utiliza a radiação ultravioleta que é absorvida por cromóforos endógenos. As reações fotoquímicas resultantes alteram a biologia cutânea, levando ao efeito terapêutico desejado. São utilizadas para dermatoses como psoríase, vitiligos, linfomas cutâneos de células T e outras dermatoses [3].

O uso da fototerapia como modalidade terapêutica na dermatologia é amplamente difundida com protocolos estabelecidos e resultados positivos confirmados. Assim como qualquer terapia que dependa de equipamentos médicos sabe-se que para se obter resultados eficazes é necessário acompanhar a eficácia dos equipamentos [4][5]. As lâmpadas ultravioletas apresentam uma redução da irradiância com o uso, mas não há informações sobre a dinâmica desta redução, nem os seus impactos no tratamento. No tratamento de fototerapia o risco de efeitos adversos deve ser mínimo, aumentando a eficácia da fototerapia [6].

Os raios ultravioletas são divididos em: UVA que emitem ondas de 320-400nm de comprimento (é subdividido em UVA1-340-400nm e UVA2-320-340nm), UVB-290-320nm e UVB de banda estreita (*Narrow Band* – NB) denominada UVB-NB-311-312nm. A radiação UVA atinge a epiderme, derme superficial e média e a UVB, principalmente a epiderme [1]. UVB-NB geralmente é a primeira opção antes do PUVA (Psoraleno+UVA), pelo menor risco, pela não utilização de psoralênicos

tópicos ou via oral e pode ser mais efetivo nos fototipos I e II e menos em melanodérmicos. É chamado de PUVA o tratamento realizado pela associação de um psoralênico e radiação UVA. Psoralênico é o termo genericamente usado para descrever compostos chamados furocumarínicos, encontrados em plantas. São substâncias que, quando estimuladas pelo UV, se ligam às bases pirimidínicas do DNA celular, iniciando as reações fotoquímicas na pele [1]. Essas substâncias aumentam a sensibilidade da pele ao UV. O tratamento com UVB-NB produz menos queimaduras, apresenta melhor resposta com menor número de sessões e as remissões são mais prolongadas o que com UVB tradicional [7]. Os regimes recomendados nos protocolos de fototerapia dependem da doença (e seu estágio) e do paciente, devendo ser feitos de forma regular e ser bem tolerados [8][9].

O estudo se propôs a verificar o padrão de redução da irradiância (Mw/cm^2) das lâmpadas UVB.

Materiais e métodos

O projeto foi desenvolvido em duas (2) fases, conforme a Tabela 1, onde são apresentadas as fases, as etapas e os passos da metodologia para a execução deste projeto.

Tabela 1 – Desenvolvimento realizado nas duas fases do estudo.

Fase	Etapas	Passos
FI	E1 – Análise do banco de dados de 2008 a 2013	P1 – Especificar o modelo de análise; P2 - Análise e Discussão dos resultados.
FII	E1 – Realização do experimento	P1 – Organizar a equipe; P2 – Elaborar a sistemática de gestão operacional e estabelecer o propósito avaliação; P3 – Realizar as medidas; P4 – Análise e discussão dos dados obtidos.

Na Fase I (FI) utilizou-se o banco de dados de um serviço de dermatologia. O estudo utilizou dois equipamentos de irradiação, um para mãos e pés e o outro para ser utilizado em corpo inteiro para terapia combinada, com lâmpadas ultravioletas UVA e UVB. Nessa fase foram utilizados dados do período de 2008 a 2013. A Fase II (FII) teve como objetivo um experimento no laboratório. Foram realizadas medições de um protótipo do equipamento de mão e pés com duas lâmpadas UVB.

Dados obtidos do serviço de fototerapia e dermatologia - FI: Os dados utilizados foram no período de 2008 a 2013. Utilizou-se o equipamento de corpo inteiro, conhecido por cabine, composto de 42 lâmpadas UVA e UVB, marca X,

denominado na pesquisa, de Equipamento (EQ). Os equipamentos padrão para testes, com rastreabilidade, foram denominados (EQPT), e foram utilizados foto radiômetros: EQPT1 - LMV-UV Meter – n° série: A202, EQPT2 - Icel UV-400 – n° série Q289317, EQPT3 - Delta Ohm, HD 2302 – n° série 11035815, sendo a unidade de medida mW/cm^2 . As medidas utilizadas foram de 2008 a 2013.

Fase II (FII): Descrição das lâmpadas e do equipamento de teste utilizado no experimento. Foi realizado um experimento com duas lâmpadas ultravioletas do tipo UVB, sendo realizadas medidas em cada lâmpada de forma separada. Construiu-se na engenharia biomédica/clínica da Irmandade Santa Casa de Porto Alegre um protótipo do equipamento, denominado na pesquisa de EQPr, de mãos com uma lâmpada UVB (mesma lâmpada utilizada em equipamentos de fototerapia pé/mãos). O equipamento protótipo permaneceu ligado durante todo o tempo do experimento. As lâmpadas utilizadas são do mesmo modelo utilizado em equipamento de fototerapia para o uso em dermatologia. As medidas foram realizadas diariamente com o controle do tempo durante 30 dias no mesmo horário, no laboratório do Centro de Referências em Avaliações de Tecnologias e Insumos Estratégicos para a Saúde da Universidade Federal do Rio Grande do Sul. O pesquisador que realizou as medidas foi submetido a um treinamento com o equipamento teste para a sistemática das ações. Para o experimento foi utilizado o radiômetro EQPT3 - Delta Ohm, HD 2302 – n° série 11035815, Lâmpadas ultravioletas Equipamento teste – Radiometro.

Resultados

Partiu-se da hipótese de que se a irradiância reduz com o tempo pode haver consequências no período do tratamento de fototerapia.

Resultados dos dados da Fase I - Os dados da Tabela 2 são do equipamento tipo cabine, corpo inteiro, UVB NB, com lâmpadas TL100W/10R da marca X, foi adquirido pelo serviço de fototerapia em julho de 2008, onde foi realizada a primeira medida.

Tabela 2 - Equipamento – EQ – tipo cabine (corpo inteiro) - UVB NB.

Nº Leituras	Leitura-UVB(mW/cm ²)EQ	Ano
1	3,80	07/2008
2	3,80	08/2008
3	3,78	10/2008
4	3,27	01/2009
5	3,17	06/2009
6	3,15	08/2009
7	2,55	10/2009
8	1,90	12/2009
EQPT1: LMV-UV Meter-nº série: A202		
Troca de lâmpadas – TL 100W/09R		
9	3,07	02/2010
10	2,55	04/2010
11	2,30	06/2010
12	2,15	07/2010
13	2,10	08/2010
14	1,86	09/2010
15	1,85	10/2010
16	1,85	12/2010
Troca de lâmpadas – TL 100W/09R		
17	2,45	12/2010
18	2,16	02/2011
19	2,15	03/2011
20	2,08	04/2011
21	2,00	05/2011
22	1,97	06/2011
23	1,95	07/2011
24	1,78	08/2011
25	1,67	09/2011
26	1,69	10/2011
27	1,59	10/2011
28	1,38	11/2011
29	1,23	12/2011
Troca de lâmpadas – TL 100W/09R		
30	2,86	01/2012
31	1,87	05/2012
32	0,87	08/2012
33	0,93	12/2012
EQPT2: Icel UV-400 – nº série Q289317		
Troca de lâmpadas – TL 100W/09R		
34	2,73	04/2013
35	1,85	05/2013
36	1,83	06/2013
Troca de lâmpadas (duas lâmpadas de UVB queimadas)		
37	2,12*	08/2013
38	2,35	10/2013
39	2,35	12/2013
EQPT3: Delta Ohm, HD 2302 – nº série 11035815		

O equipamento utilizado dos dados da Tabela 3, Double UVB NB, tipo de lâmpada TL20W/01 da marca X, foi adquirido pelo serviço de fototerapia em maio de 2013, onde foi realizada a primeira medida.

Tabela 3 - Equipamento de fototerapia UVB - NB.

Nº Leituras	Leitura – UVB (mW/cm ²) – EQP1	Datas que foram realizadas as medições
1	1,38	05/2013
2	1,32	06/2013
3	1,30	07/2013
4	1,27	10/2013
5	1,24	12/2013
6	1,23	03/2014
7	1,22	08/2014
Equipamento utilizado: Delta Ohm, HD 2302 – nº série 11035815		

Tabela 4 - medidas das lâmpadas UVB em experimento.

Nº Leituras	Leitura – UVB (mW/cm ²) –	
	Lâmpada 1 – LUVB1	Lâmpada 2 – LUVB2
Dia 1 =	1,36	1,40
D1		
D2	1,34	1,40
D3	1,33	1,38
D4	1,29	1,38
D5	1,29	1,37
D6	1,30	1,35
D7	1,27	1,35
D8	1,28	1,34
D9	1,24	1,34
D10	1,24	1,33
D11	1,24	1,33
D12	1,22	1,32
D13	1,22	1,31
D14	1,22	1,30
D15	1,22	1,29
D16	1,22	1,28
D17	1,21	1,26
D18	1,20	1,25
D19	1,20	1,25
D20	1,18	1,26
D21	1,17	1,24
D22	1,17	1,22
D23	1,16	1,20
D24	1,16	1,23
D25	1,16	1,21
D26	1,16	1,21
D27	1,16	1,20
D28	1,16	1,19
D29	1,14	1,19
D30	1,13	1,08
D31	1,13	1,08
D32	1,13	1,08
D33	1,13	00
D151	00	
Equipamento utilizado: Delta Ohm, HD 2302 – nº série 11035815		

Discussão – A Tabela 2 mostra que nas oito (8) primeiras medidas em 18 meses (ano 2008 e 2009) a irradiância reduziu 50%. No ano de 2010 foi realizado dez (10) medidas e houve redução de 40%. Na medida 26 desse ano provavelmente houve falhas na leitura devido a medida encontrada. Em 2011 realizaram-se doze (12) medidas e houve redução de 50%. No ano de 2012 realizaram-se quatro medidas (4) e houve redução de 76,5%. No ano de 2013 foi necessário trocar duas lâmpadas queimadas e houve interferência nas medidas, desse modo, entende-se não utilizar os dados do ano de 2013 no presente estudo.

Na Tabela 3 não houve realização de medidas regulares, mas pode-se afirmar que em 1 (um) ano e 3 (três) meses a irradiância de 1,38 mW/cm² diminuiu para 1,22mW/cm², ou seja reduziu 11,6%. A análise dos dados não nos permitiu outras informações porque além das medidas irregulares da irradiância do equipamento, não foi possível obter o número de horas utilizadas do equipamento.

Desse modo, buscou-se a análise dos dados no experimento da segunda fase.

Na Tabela 4 o experimento foi realizado no laboratório do Centro de Referência em Avaliação de Tecnologias e Insumos Estratégicos para a Saúde da Engenharia de Produção da Universidade Federal do Rio Grande do Sul. Foram utilizadas duas lâmpadas UVB. Na Tabela 4 verificou-se que a LUVB 1 nas medidas de irradiância em 33 dias reduziu 17%, na LUVB2 em 32 dias reduziu 33%. Em 33 dias a lâmpada LUBV2 queimou e LUBV1 queimou em 151 dias, ambas do mesmo fabricante e mesmo modelo. As lâmpadas ficaram acesas em tempo integral. As medidas foram realizadas diariamente, no mesmo horário, com o radiômetro EQP1 calibrado e com rastreabilidade e sempre com o mesmo pesquisador que foi treinado para manter a sistemática de medição.

Conclusão

O presente estudo teve como objetivo verificar o padrão de redução da irradiância (Mw/cm^2) das lâmpadas UVB estudadas em um banco de dados de um serviço de fototerapia e em um experimento.

No estudo do banco de dados do ano de 2008 aos 2013 não foi possível analisar a redução porque o tempo de uso (lâmpadas UVB) dos tratamentos não foi registrado, porém mostrou que a redução não mostrou-se uniforme, não há padrão.

No experimento, as lâmpadas estudadas, estas ficaram acesas em tempo integral e as medições ocorreram diariamente no mesmo horário, pode-se identificar que as reduções das irradiâncias aconteciam de modo ocasional. Com esse fato permitiu-se afirmar que a redução não é uniforme, é aleatória e que todo equipamento de fototerapia deve ter um radiômetro acoplado mostrando a irradiância (Mw/cm^2) para se obter resultados eficazes nos tratamentos de fototerapia em dermatologia. No estudo não se conseguiu um padrão de redução, mesmo com a medição de tempo, para poder ajustar as doses de irradiação no tratamento dermatológico. O intuito foi de contribuir com os resultados para a eficácia do tratamento e a segurança do paciente.

Referências

- [1] Duarte I, Buense R, Kobata C. Fototerapia. *An Bras Dermatol* 2006; 81 (1): 74-82.
- [2] Cestari TF, Pessato S, Correa CP. Fototerapia-aplicações clínicas. *Na Bras Dermatol*. 2007; 82 (1) 7-21.
- [3] Zanolli, MD, Feldman SR, Clark AR, Fleischer AB Jr – Phototherapy – Treatment and protocols for psoriasis and other phototherapy Responsive Dermatoses. 2000. Parthenon Publishing Group, UK.
- [4] Holsbach, Varani, Calil, - Manutenção Preventiva de Equipamentos Médico Hospitalares – Ministério da Saúde – Anvisa, 2005.
- [5] Associação Brasileira de Normas Técnicas-ABNT. ABNT NBR IEC60601-1: 2016: Equipamento eletromédico Parte 1:Requisitos gerais para segurança básica e desempenho essencial. Rio de Janeiro, Brasil, 2016.
- [6] Walker D, Jacobe H. Phototherapy in the age of biologics, *J Dermatolog Treat*. 2013 Aug; 24(4):292-6. doi: 10.3109/09546634.2011.643220. Epub 2011 Dec 27.
- [7] Associação Brasileira de Normas Técnicas - ABNT, NBR 5410 - Instalações Elétricas de Baixa Tensão, Rio de Janeiro: ABNT, 2008.
- [8] Coimbra S, Oliveira H, Belo L, Figueiredo A, Rocha-Pereira P, Santos-Silva A. - Principal determinants of the length of remission of psoriasis vulgaris after topical, NB-UVB, and PUVA therapy: a follow-up study - *Am J Clin Dermatol*. 2013 Feb; 14(1):49-53. doi: 10.1007/s40257-012-0002-8;
- [9] Otman SG , El-Dars LD, Edwards C, Ansari E, Taylor D, Gambles B, Chalmers I, Anstey AV - *Photodermatol Photoimmunol Photomed*. 2010 Jun;26(3):143-50. doi: 10.1111/j.1600-0781.2010.00511.x. - Eye protection for ultraviolet B phototherapy and psoralen ultraviolet A patients.

INTEROPERABILIDADE DE EQUIPAMENTO MÉDICO-ASSISTENCIAL NA GESTÃO DA TECNOLOGIA MÉDICO-HOSPITALAR

J. Loureiro* e R. Garcia*

*Instituto de Engenharia Biomédica, Universidade Federal de Santa Catarina, Florianópolis, Brasil
e-mail: jorge.loureiro@ieb.ufsc.br

Resumo: O artigo apresenta proposta de um modelo estrutural para a integração de equipamentos médico-assistenciais de fabricantes distintos, permitindo a criação de um ambiente clínico integrado em estabelecimentos assistenciais de saúde. O modelo consiste na incorporação do conceito de interoperabilidade de equipamentos médico-assistenciais na gestão da tecnologia médico-hospitalar, contribuindo para a segurança, confiabilidade e efetividade do processo tecnológico em saúde. O método identifica atributos em cada nível da interoperabilidade e os relaciona aos domínios que suportam o processo tecnológico em saúde, reforçando a ação de cada domínio pela melhoria da interoperabilidade. O modelo foi validado em estudo de caso e constatou-se que a interoperabilidade é um processo abrangente que ultrapassa a fronteira de conectividade, dependendo da infraestrutura de suporte à tecnologia, de processos bem definidos e de recursos humanos capacitados.

Palavras-chave: interoperabilidade de equipamentos médico-assistenciais, engenharia clínica, gestão da tecnologia médico-hospitalar, segurança do paciente.

Abstract: *The paper presents proposal of a structural model for the integration of medical device from different manufacturers, allowing the creation of an integrated clinical environment in health delivery organization. The model consists in the incorporation of the concept of medical device interoperability in the hospital medical technology management, contributing to safety, reliability and effectiveness of the technological process in health. The method identifies attributes at each level of interoperability and relates them to the pillars that support the technological process in health, reinforcing the action of each pillar by improving interoperability. The model was validated in a case study and it was verified that interoperability is a comprehensive process that goes beyond the connectivity border and depends on the infrastructure to support the technology, well defined processes and trained human resources.*

Keywords: *Medical device interoperability, clinical engineering, hospital medical technology management, patient safety.*

Introdução

O uso simultâneo de equipamentos de diversos fabricantes implica a necessidade de introduzir o conceito de interoperabilidade de Equipamento Médico-Assistencial (EMA), para que essa diversidade de tecnologias atue de forma integrada na melhoria da prestação de cuidados médicos pelo corpo clínico. A segurança do paciente é um importante aspecto relacionado com a interoperabilidade, pois falhas nesse sentido podem levar a eventos adversos [1].

Uma adequada Gestão da Tecnologia Médico-Hospitalar (GTMH) pode tornar o ambiente clínico mais seguro, por meio do uso de ferramentas de avaliação. A Engenharia Clínica (EC) tem seus esforços baseados na GTMH e faz uso dessas ferramentas para o perfeito planejamento e funcionamento de suas atividades, que estão baseadas nos domínios do Processo Tecnológico em Saúde (PTS): infraestrutura, recursos humanos e tecnologia [2].

A interoperabilidade na tecnologia da saúde pode assumir distintos conceitos dependendo do seu nível de atuação no contexto clínico. Cada organização que estuda a aplicação da interoperabilidade propõe sua divisão em níveis distintos.

A Beth Israel Deaconess Medical Center da Harvard Medical School oferece uma solução em quatro níveis para divisão da interoperabilidade: Dados, Comunicação, Semântica e Organizacional [3]. O nível dados de interoperabilidade refere-se à infraestrutura de suporte para armazenamento, consulta e sincronização de dados; o nível comunicação é definido como a consistência na transmissão e recepção de mensagens entre os agentes de origem e destino; o nível semântica consiste na terminologia médica utilizada para definir termos clínicos amplamente aceitos; o nível organizacional é tido como a definição precisa dos processos de trabalho e as responsabilidades dos agentes envolvidos no processo.

A situação de interoperabilidade de EMA é bastante incipiente quando comparada com a interoperabilidade entre sistemas de informação na saúde. Apesar de haver incentivo de órgãos regulamentadores, como o FDA (*Food and Drug Administration*) para a consolidação de interoperabilidade de EMA, a maior contribuição vem sendo dada por organizações profissionais, tais como *Association for the Advancement of Medical Instrumentation* (AAMI) e *Integrating the Healthcare Enterprise* (IHE).

A AAMI reconhece que a interoperabilidade não pode ser atingida em abstrato, ela deve ser aplicada para problemas clínicos específicos [3]. O IHE vem suprir essa lacuna, pois tem por objetivo testar padrões de interoperabilidade sob determinada condição clínica e criar uma declaração afirmando que sob aquela condição há a interoperabilidade pretendida [1].

Diante dessa realidade, o trabalho sugere uma metodologia para incorporar o conceito de interoperabilidade de EMA na GTMH, como uma ferramenta de avaliação a ser utilizada pela EC na incorporação e utilização de EMA em Estabelecimento Assistencial de Saúde (EAS), buscando a melhoria da segurança, confiabilidade e efetividade do PTS.

Materiais e métodos

A estrutura da metodologia foi sistematizada em quatro etapas – Definição do modelo estrutural, Procedimentos de aquisição de dados, Análise dos dados obtidos e Recomendação de ações – cuja configuração caracteriza um processo sistemático e correlacionado.

O modelo estrutural se divide em uma primeira camada suportando as demais e relacionada aos aspectos da infraestrutura; uma camada a seguir preocupada com os aspectos relacionados a estabelecer a comunicação e torná-la segura; uma próxima camada abordando os aspectos relacionados à nomenclatura dos termos clínicos trocados e por fim uma camada suportada pelas demais mencionadas e organizando os dados trocados em processos e atores bem definidos.

Essa estratificação em níveis facilita a solução dos problemas enfrentados pela interoperabilidade de EMA, em relação aos aspectos infraestrutura, comunicação, semântico e organizacional, dividindo-os em camadas. O uso de padrões abertos amplamente aceitos, adotados em cada camada de acordo com o problema em análise, pode permitir uma interoperabilidade de EMA bem sucedida na área da saúde [4].

Etapa 1 – Definição do Modelo Estrutural – A etapa 1 está fundamentada em um modelo estrutural, baseado no conceito de interoperabilidade e em seus diferentes níveis. Portanto, o contexto das diferentes visões para as divisões da interoperabilidade leva a adoção de um modelo estrutural de interoperabilidade de EMA estratificado em camadas.

A metodologia nesta etapa 1 consiste em pesquisar a relação entre cada nível do modelo proposto de interoperabilidade de EMA com cada domínio do PTS, identificando atributos que sejam comuns tanto aos domínios do PTS como aos níveis de interoperabilidade adotados no modelo estrutural.

Uma vez obtidos esses atributos, deve-se monitorá-los e avaliá-los se estão em níveis adequados dependendo do objetivo de interoperabilidade de EMA. Essa ação de gestão pela EC permitirá melhorar a qualidade, simultaneamente, da interoperabilidade de EMA e dos domínios do PTS, reforçando a GTMH.

Os níveis comunicação e semântica do modelo estrutural estão relacionados ao domínio tecnologia do

PTS, o nível de dados está relacionado ao domínio infraestrutura do PTS e o nível organizacional está relacionado ao domínio recursos humanos do PTS, conforme Figura 1. Assim, a relação entre os níveis de interoperabilidade do modelo e os domínios do PTS permite o entendimento que uma interoperabilidade bem sucedida pode trazer benefícios para a qualidade do processo tecnológico.

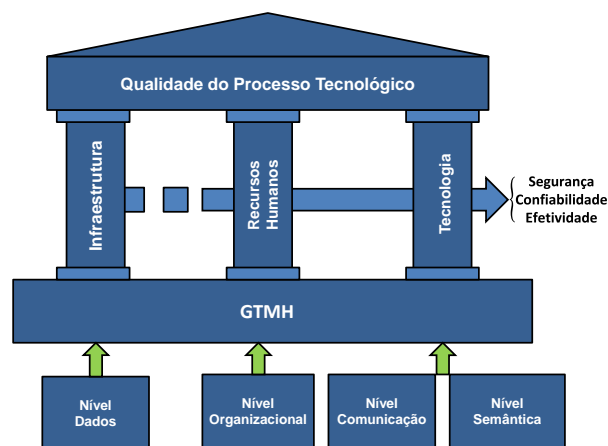


Figura 1: Modelo Estrutural de Interoperabilidade de EMA.

A aplicação do modelo estrutural requer atributos específicos para cada nível de interoperabilidade, como definido a seguir.

O nível dados do modelo estrutural de interoperabilidade de EMA é atendido com a escolha da infraestrutura do ambiente de saúde do EAS que melhor se adequa aos requisitos da aplicação clínica suportada. Os atributos recomendáveis para esse nível de interoperabilidade são a norma NBR-14565 [5], que estabelece procedimento para elaboração de projetos de cabeamento de telecomunicações para rede interna e a norma ISO 8802 / IEEE série 802 [6], que se refere a uma família de padrões que lidam com redes locais e metropolitanas.

Esses atributos da interoperabilidade de dados estando corretamente especificados, segundo as normas adotadas, permite uma infraestrutura adequada de TIC e aporta qualidade no domínio infraestrutura do PTS.

Em relação ao critério da AAMI, que a interoperabilidade seja avaliada em relação a uma condição clínica específica, adotou-se como atributo o *Patient Care Device* (IHE PCD), dentre outras áreas temáticas do IHE, pois ele é aquele que trata de interoperabilidade de EMA [1], [7].

A escolha do atributo IHE PCD permite atender tanto ao nível comunicação como ao nível da semântica da interoperabilidade do modelo. O nível comunicação tem como atributo o padrão HL7 - *Health Level 7 Version 2.6* [8]. O nível semântica tem como atributo o padrão ISO/IEEE11073-10101, que é obtido por um mapeamento de nomenclaturas proprietárias em termos comuns, denominado *Rosetta Terminology Mapping* (RTM) [7].

A escolha do padrão HL7 atendeu também a portaria 2.073 de 31/08/11 do Ministério da Saúde (MS), que regulamenta o uso de padrões de saúde no Brasil [9].

Portanto, a definição dos atributos, para atendimento ao nível comunicação e semântica do modelo estrutural de interoperabilidade de EMA, permite a comunicação de dados satisfatória entre EMAs de fabricantes distintos. Esses níveis de interoperabilidade atendidos permitem reforçar a ação do domínio tecnologia no PTS.

O nível organizacional do modelo estrutural está preocupado com a definição das responsabilidades de cada agente no processo clínico, bem como identificar pontos de melhoria neste processo a fim de propor mudanças na execução dele.

Dessa forma, adota-se as técnicas de Engenharia de Fator Humano (EFH), em especial a técnica *shadowing*, durante a fase de uso de EMAs, procurando melhorar o desempenho do corpo clínico quanto ao uso da TMH e reduzir a probabilidade de erros e acidentes [10]. Na fase de incorporação de EMAs, a EC poderia estabelecer no processo de compra que o edital contenha os atributos sugeridos neste modelo para a melhor incorporação da nova tecnologia.

Etapa 2 – Aquisição de Dados – Uma vez determinada a estrutura do modelo estrutural, ele foi validado em estudo de caso no laboratório de Processo Tecnológico em Saúde do IEB-UFSC sob o enfoque de gestão de alarmes, visto o aumento do número de eventos adversos relacionados a alarmes com pacientes, segundo o ECRI, organização especializada em segurança no uso de EMA [11].

Etapa 3 – Análise dos Dados – Nesta etapa definiu-se um critério para classificação do estágio de interoperabilidade de EMA de EAS, a partir da aplicação futura do modelo proposto em EAS. O critério adotado neste trabalho fez uma adaptação dos métodos utilizados pelos modelos *Levels of Information Systems Interoperability* (LISI) e o *Enterprise Interoperability Maturity Model* (EIMM) do projeto ATHENA [4].

A classificação do estágio de interoperabilidade de EMA será obtida de acordo com o atendimento dos atributos de cada nível do modelo, conforme Figura 2.

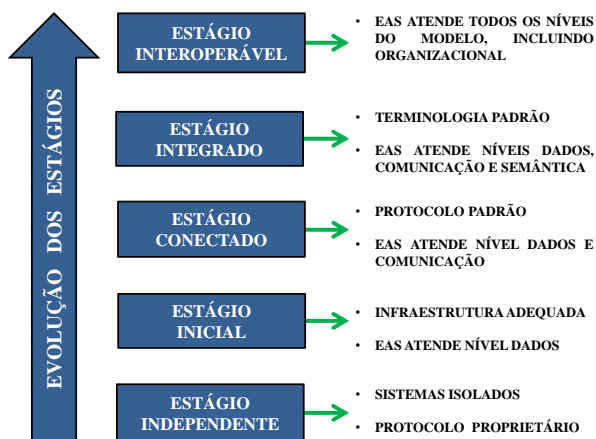


Figura 2: Classificação do estágio de interoperabilidade de EMA.

Etapa 4 – Recomendações de Ações – Tendo em vista o resultado da avaliação do estágio de interoperabilidade de EMA do EAS, passa-se à etapa 4 da metodologia em que são feitas recomendações de melhoria na interoperabilidade e no PTS, tomando-se como parâmetro os atributos estabelecidos no modelo estrutural de interoperabilidade de EMA.

Resultados

O modelo estrutural foi validado em estudo de caso realizado no laboratório de PTS do IEB-UFSC, a fim de testar algumas soluções de integração de EMA disponíveis no Brasil, sob o enfoque da gestão de alarmes.

As soluções de integração de EMA foram avaliadas por meio de simulações de alarmes clínicos e técnicos em monitores multiparamétricos, ventiladores pulmonares e bombas de infusão, verificando o registro desses alarmes em uma central de monitoração e em um Sistema de Informação Hospitalar (HIS). Os resultados encontrados no estudo de caso foram comparados com os atributos previstos no modelo estrutural.

A escolha dos fabricantes de EMAs para o teste baseou-se na importância da participação de mercado da marca em escala global e também em sua presença em território nacional. Dessa forma, conseguiu-se testar até o momento duas das quatro soluções que dominam o mercado brasileiro de integração de EMA.

Esse teste buscou validar os níveis comunicação e semântica do modelo estrutural. O nível comunicação foi validado através da análise do padrão aberto utilizado, dos parâmetros fisiológicos monitorados e do registro de alarmes. O nível semântica foi validado através da análise da nomenclatura adotada. Os atributos dos níveis dados e organizacional do modelo, que se relacionam com os domínios infraestrutura e recursos humanos do PTS, serão objeto de validação futura nas UTIs de EAS.

Padrão – As soluções testadas utilizam o padrão HL7 para as mensagens trocadas entre central de monitoração e o HIS. A comunicação entre o ventilador e o monitor e entre o monitor e a central se dá por meio de protocolo proprietário do fabricante do monitor e da central de monitoração.

Verificou-se ainda que a versão do padrão HL7 utilizada pelos fornecedores das soluções limita-se a 2.3 e 2.4, enquanto o modelo estrutural prevê a adoção da versão 2.6, devido ser essa a versão sugerida pelo domínio IHE PCD.

Parâmetros Fisiológicos – A solução de integração de cada fabricante consegue monitorar uma relação distinta de parâmetros fisiológicos de ventilação. Por exemplo, uma solução conseguiu monitorar parâmetros das vias aéreas expiratória e inspiratória, enquanto a outra solução monitorou somente a via aérea expiratória.

As soluções de integração de EMA testadas não conseguiram monitorar parâmetros fisiológicos das bombas de infusão.

Registro de Alarmes – Uma das soluções não conseguiu apresentar alarmes técnicos na central de monitoração. O HIS conseguiu armazenar alarmes clínicos e não tem ainda a possibilidade de registro de alarmes técnicos, mesmo que esses estejam sendo capturados na central de monitoração.

Nomenclatura – O teste verificou que o HIS é implantado de acordo com a necessidade do EAS. A base de dados do HIS fica disponível para que o EAS a preencha com os seus próprios dados no formato que melhor lhe convier (IEEE 11073-10101, SNOMED-CT, LOINC etc).

Observou-se ainda que cada solução utiliza um conjunto de siglas particulares para representar os parâmetros fisiológicos de ventilação e mensagens de alarmes no monitor e central de monitoração.

Discussão

As soluções de interoperabilidade envolvendo comunicação entre EMAs, utilizando padrão aberto, não vêm sendo amplamente adotadas nos EAS no cenário mundial. As soluções já desenvolvidas envolvem comunicação entre EMAs e HIS e são testadas para casos clínicos específicos por organizações de acreditação. Porém, muitos cenários clínicos envolvem interações entre EMAs no próprio ponto de cuidado médico e não precisaria envolver uma comunicação com HIS [1].

O enfoque das soluções de interoperabilidade de EMA existentes está no monitoramento de alarmes e gestão de parâmetros fisiológicos do paciente [3]. O enfoque nos dados técnicos de EMA, importante para uma gestão adequada do parque tecnológico nos EAS pela EC, poderia ser atendida pelo desenvolvimento de novos perfis de integração do IHE PCD.

A realidade brasileira é dominada pelas soluções de integração dos próprios fabricantes de EMAs. Este controle permite que os fabricantes de EMA usem o mesmo protocolo proprietário em todos os seus equipamentos e ofereçam soluções completas de integração. O padrão aberto HL7 é utilizado somente nas mensagens entre a central de monitoração e o HIS.

Esse fato levou à adaptação do modelo estrutural anteriormente proposto, desenvolvido sob uma realidade praticada em países desenvolvidos, para a realidade brasileira. O modelo foi adaptado de forma que pudesse atingir o objetivo futuro de classificar o estágio de interoperabilidade de EMA de EAS no Brasil e sugerir melhorias para tornar o ambiente integrado e seguro.

O atributo do nível de interoperabilidade semântica do modelo estrutural passa a adotar a nomenclatura SNOMED-CT, para que os documentos eletrônicos possam ser trocados com sucesso entre EAS e laboratórios que tenham implementado as orientações contidas na portaria 2.073 do MS. O atributo do nível comunicação passa a aceitar a versão 2.3 e 2.4 do padrão HL7.

Alguns padrões do IHE PCD estão sendo adaptados para uso no Brasil, em conformidade com o volume 4 do documento *Technical Framework* (TF 4) do IHE, que prevê o uso de extensões nacionais [7].

Conclusão

Os dados obtidos pela pesquisa realizada no laboratório de PTS do IEB-UFSC indicam que as soluções de integração de EMA são soluções proprietárias do fabricante de EMA. Esse fato torna a solução pouco flexível na incorporação de novas tecnologias e o EAS fica dependente tecnologicamente da solução.

A adoção de uma política de gerenciamento de alarmes a partir do modelo estrutural proposto, introduzida na GTMH como ferramenta de gestão de risco, pode contribuir na adequada incorporação de novas tecnologias, aumentando a segurança do paciente com a melhoria da qualidade do PTS.

Agradecimentos

À Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior (CAPES) pelo suporte financeiro.

Referências

- [1] Rhoads J et al. Medical Device Interoperability and Integrating the Healthcare Enterprise (IHE) Initiative. *Biomedical Instrumentation & Technology Journal*; 2010. p. 21-27.
- [2] Moraes L, Garcia R. Proposta de um Modelo de Gestão da Tecnologia Médico-Hospitalar. In: *Anais do III Congresso Latino-Americano de Engenharia Biomédica CLAEB'2004*; 2004, v.4, p.309-312.
- [3] Association for the Advancement of Medical Instrumentation; U.S. Food and Drug Administration. *Medical Device Interoperability: a Safer Path Forward - Priority Issues from the 2012. AAMI-FDA Interoperability Summit*; 2012.
- [4] Rezaei R et al. Interoperability evaluation models: A systematic review. *Computers in Industry*; 2014, v.65, n.1, p. 1-23.
- [5] ABNT/NBR 14565. *Procedimento Básico para Elaboração de Projetos de Cabeamento de Telecomunicações para Rede Interna Estruturada*. ABNT; 2002.
- [6] Amaral A. F. F. *Redes de Computadores*. 1 ed. Colatina: Instituto Federal de Educação, Ciência e Tecnologia do Espírito Santo; 2011.
- [7] IHE PCD TF-1. *IHE Patient Care Device (PCD) Technical Framework*; 2015, v.1. Available from: http://www.ihe.net/uploadedFiles/Documents/PCD/IHE_PCD_TF_Vol1.pdf.
- [8] HL7. *Health Level Seven International*. Available from: www.hl7.org/about/index.cfm.
- [9] SUS. *Sistema Único de Saúde*. Available from: <http://portalsaude.saude.gov.br/index.php/cidadao/entenda-o-sus>.
- [10] Carayon P. *Handbook of Human Factors and Ergonomics in Health Care and Patient Safety*. [S.l.]: CRC Press; 2011.
- [11] ECRI. *Top 10 Health Technology Hazards for 2015*. Health Dev; 2014.

AVALIAÇÃO DE CONFORMIDADE E SUA CORRELAÇÃO COM O SISTEMA REGULATÓRIO DE DISPOSITIVOS MÉDICOS

V. C.M. Oliveira*, T. S. Bonfim* e S. S. Muhlen**

*Agência Nacional de Vigilância Sanitária - Anvisa, Brasília-DF, Brasil

**Departamento de Engenharia Biomédica - DEB/FEEC/UNICAMP, Campinas-SP, Brasil

e-mail: moraiscvivian@gmail.com

Resumo: A avaliação de conformidade por terceira parte pode se inserir no contexto regulatório dos dispositivos médicos como uma ferramenta para avaliação da segurança e desempenho destes produtos no momento da sua aprovação pré-mercado. Como órgão regulamentador destes produtos, a Agência Nacional de Vigilância Sanitária (Anvisa) utiliza-se deste recurso para avaliação de parte dos produtos por ela aprovados. O presente estudo visa discutir os possíveis limitantes deste processo ao identificar o conjunto de produtos certificados no universo de produtos aprovados pela agência nos últimos cinco anos (2010-2015).

Palavras-chave: Avaliação de conformidade, Controle de risco, Segurança, Dispositivos médicos.

Abstract: *Conformity Assessment (CA) by third party may be incorporated in a regulatory context for medical devices (MD) as a tool to evaluate safety and performance in a premarket review process. As a Regulatory Agency (RA), Anvisa/Brazil, uses this tool as part of its MD pre-market review process, but not for all categories of devices. This article intends to identify the limits of the process considering the amount of MD included in a CA process within the universe of approved MD by Anvisa in the past five years (2010-2015).*

Keywords: *Conformity assessment, Safety, Risk control, Medical device.*

Introdução

O consumo de bens e serviços, independentemente de sua natureza, pressupõe que o que se adquire sirva e atenda ao que se propõe. Ao considerar esse pressuposto no consumo de dispositivos médicos, os verbos “servir” e “atender” vão além das necessidades conscientes de seus consumidores, incluindo principalmente características de desempenho e segurança, que precisam ser asseguradas para o uso adequado e seguro da tecnologia. Os dispositivos médicos possuem uma definição bastante abrangente [1], englobando uma grande diversidade de tecnologias médicas, com diferentes potenciais de periculosidade ao serem projetados, produzidos ou utilizados de modo indevido.

A regulação destas tecnologias possui papel importante no atendimento aos critérios de segurança e desempenho, considerando que um dispositivo defeituoso pode resultar em tratamento inadequado,

falhas na realização de diagnósticos, atraso no tratamento, eventos adversos, aumento dos custos, danos ou até mesmo morte [2]. O modo como essa regulação se dá depende do país [3], ainda que todas as alternativas mantenham foco central na segurança e desempenho dos dispositivos médicos.

De acordo com a Organização Mundial de Saúde (OMS), a estrutura básica de um modelo regulatório para dispositivos médicos compreende três macro etapas: pré-mercado, colocação no mercado e vigilância pós-mercado [4], conforme apresentado na Figura 1.

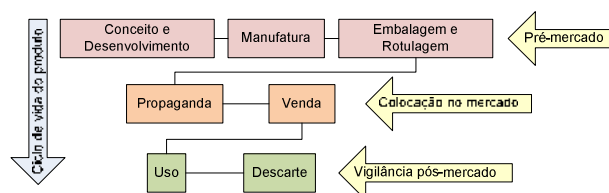


Figura 1: Etapas básicas de um modelo regulatório [5].

Estas macro etapas englobam um conjunto de atividades específicas para a execução das ações regulatórias. Consideram-se atividades básicas de pré-mercado [4]:

- Verificação de atributos do dispositivo, com foco central na sua segurança e desempenho;
- Avaliação dos processos de manufatura e projeto, por meio da comprovação da implantação de um Sistema de Gestão da Qualidade pelo fabricante do dispositivo;
- Definição de requisitos para materiais acompanhantes (rótulo, manuais/instruções de uso, *folders*, etc.), com foco na descrição precisa do dispositivo e fornecimento de instruções de uso adequadas.

A atividade de verificação dos atributos do dispositivo concentra-se na avaliação da segurança e eficácia do produto. No contexto de um dispositivo médico, não é possível dissociar a sua segurança do seu desempenho, estando estes fortemente correlacionados.

É premissa essencial que não se alcança segurança absoluta nas tecnologias médicas, sendo necessário um gerenciamento de risco que considere todo ciclo de vida do produto, com uma cadeia de responsabilidades que vai além do fabricante, e inclui também os outros atores participantes do ciclo de vida do equipamento (usuários, vendedor/distribuidor, governo, hospitais, etc.) [4, 5].

O desempenho, por sua vez, está intimamente relacionado com a eficácia clínica do produto, o que

remete indiretamente à sua segurança, uma vez que um produto que não atinge a eficácia clínica esperada pode representar riscos potenciais ao paciente, seja por um diagnóstico incorreto, uma terapia inadequada ou um monitoramento não realizado, sem se limitar a isso, incluindo ainda a incapacidade de atendimento de funções pré-estabelecidas de acordo com a tecnologia do dispositivo [4].

A Legislação Brasileira, por meio da Anvisa, estabelece os Requisitos Essenciais de Segurança e Eficácia para dispositivos médicos na RDC (Resolução da Diretoria Colegiada) Anvisa nº 56/2001 [6], que define critérios mínimos que devem ser considerados no projeto e fabricação destes produtos. Considerando a grande diversidade tecnológica destes dispositivos, o regulamento apresenta critérios gerais de segurança, sem definir parâmetros específicos a serem seguidos. No entanto, verificar atendimento a estes critérios de segurança requer a utilização de parâmetros específicos de acordo com a tecnologia do dispositivo, o que é obtido, em parte, por meio do uso de Normas Técnicas reconhecidas.

Uma das formas para comprovação de atendimento às Normas Técnicas é a Avaliação de Conformidade, um processo sistematizado, que demonstra que os requisitos especificados relativos a um produto, processo, sistema, pessoa ou organismo são atendidos [7], estando esse processo intimamente relacionado com fatores de normalização, metrologia e qualidade.

No processo de aprovação pré-mercado de produtos médicos, a Anvisa utiliza o recurso de Avaliação da Conformidade através de uma certificação por organismo de terceira parte (OCP – Organismos de Certificação de Produto), sob a coordenação do Inmetro (Instituto Nacional de Metrologia e Qualidade Industrial) [8], para verificação do cumprimento de parte dos requisitos essenciais de segurança estabelecidos. Esta avaliação ocorre no âmbito do SBAC (Sistema Brasileiro de Avaliação da Conformidade). Os requisitos restantes são avaliados por meio de evidências clínicas e outros estudos apresentados [6].

Apesar da Avaliação de Conformidade ser uma ferramenta bastante útil para avaliação da segurança e desempenho dos produtos, atualmente ela não é utilizada no processo pré-mercado de todos os produtos aprovados pela Anvisa. Este estudo visa então traçar um panorama dos dispositivos médicos submetidos ao processo de Avaliação da Conformidade para fins de aprovação pré-mercado na Anvisa, por meio da avaliação dos tipos de dispositivos médicos que são submetidos a este processo, bem como do quantitativo dos produtos aprovados pela Anvisa inseridos neste contexto e dos limitantes do processo com um todo.

Materiais e métodos

A estruturação do desenvolvimento deste trabalho será dividida nas seguintes etapas:

- 1) Identificação dos dispositivos médicos de avaliação de conformidade compulsória e as normativas regulatórias pertinentes;
- 2) Identificação na base de dados dos Termos Técnicos dos dispositivos médicos da Anvisa dos produtos que se enquadram nas normativas identificadas no item 1;
- 3) Busca na base de dados da Anvisa, disponibilizada pelo sistema DATAVISA, dos registros/cadastros concedidos que correspondam aos Termos Técnicos identificados no item 2;
- 4) Comparativo dos resultados obtidos no item 3 com a base de dados total do sistema DATAVISA para dispositivos médicos;
- 5) Discussão dos potenciais limitantes para expansão imediata do processo de Avaliação da Conformidade.

A base de dados utilizada foi extraída do banco ORACLE™ da Anvisa (Sistema DATAVISA), exportada para plataforma Microsoft Access® para tratamento, e seus gráficos plotados no Matlab®. Ao avaliar a base de dados de produtos aprovados, realizou-se o ponto de corte em 2010, apresentado os resultados tomando um intervalo de cinco anos (de abril de 2010 a abril de 2015), por corresponder à validade do registro/cadastro concedido pela Anvisa, de modo que os dados apresentados correspondem a produtos aprovados com registro/cadastro válidos em todo intervalo analisado.

Este trabalho aborda apenas os produtos para os quais exista a compulsoriedade da Avaliação de Conformidade, estabelecida pela Anvisa. Produtos que se enquadrem na definição de dispositivos médicos [1], sendo, portanto, regulamentados pela Anvisa, mas para os quais a avaliação de terceira parte não seja determinada pela Anvisa não foram considerados neste estudo (por exemplo, termômetros clínicos, que também passam por uma avaliação no Inmetro, porém dentro do Programa de Aprovação de Modelo, que possui seu foco apenas em questões metrológicas). Também foram excluídos os dispositivos médicos sujeitos à Análise Prévia pelo INCQS (Instituto Nacional de Controle de Qualidade em Saúde), tais como as bolsas de sangue, os dispositivos intrauterinos e produtos para diagnóstico *in vitro* (IVD) que requeiram análise por laboratório oficial, pois, embora estes sejam avaliados quanto a critérios de segurança e desempenho por uma terceira parte; estes produtos não se encontram cobertos por um programa formal de Avaliação de Conformidade no âmbito do SBAC.

Resultados

Os dispositivos médicos de avaliação de conformidade compulsória foram identificados, bem como suas normativas regulatórias pertinentes, estes são apresentados na Tabela 1.

A base de dados de Termos Técnicos da Anvisa conta atualmente com 1.892 termos para equipamentos médicos e materiais de uso em saúde; estão excluídos deste levantamento os Termos Técnicos dos IVD. Destes termos, 462 são referentes a produtos com certificação compulsória, estando formalmente inseridos

num programa de Avaliação da Conformidade no âmbito do SBAC.

Tabela 1: Dispositivos médicos e suas normativas regulatórias para Avaliação de Conformidade.

Dispositivo Médico	RDC ¹ n°	RAC ² – Portaria n°
Equipamentos Médicos sob regime de Vigilância Sanitária.	27/08	54/16
Equipos de uso único de transfusão, de infusão gravitacional e de infusão para uso com bomba de infusão.	04/11 e 29/14	502/11 e 493/15
Implantes Mamários de Silicone.	16/12	162/12 e 323/12
Preservativos masculinos de látex de borracha natural.	62/08	50/02 e 193/10
Luvas cirúrgicas e luvas para procedimentos não cirúrgicos de borracha natural, de borracha sintética, de mistura de borrachas natural e sintética e de policloreto de vinila, sob regime de Vigilância Sanitária.	55/11	332/12 e 451/12
Agulhas hipodérmicas e agulhas gengivais.	05/11 e 14/14	501/11
Seringas hipodérmicas estéreis de uso único.	03/11 e 27/14	503/11

¹ Resolução de Diretoria Colegiada da Anvisa.

² Regulamento de Avaliação da Conformidade do Inmetro.

A partir da base de dados citada acima, obtiveram-se os resultados apresentados na Figura 2.

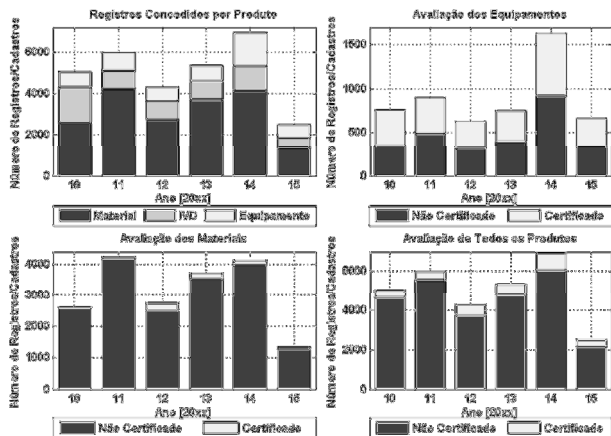


Figura 2: Dispositivos médicos aprovados (2010-2015), destacando-se os Certificados × Não certificados.

Considerando-se a totalidade dos produtos aprovados nos últimos cinco anos, temos uma média de 11% de produtos certificados, conforme distribuição por ano apresentada na Tabela 2.

Tabela 2: Percentagem de produtos certificados no total de produtos aprovados no intervalo de 2010-2015.

Ano	2010	2011	2012	2013	2014	2015
Produtos Certificados (%)	8,32	7,40	12,56	10,15	12,72	14,82

Discussão

Apesar da Avaliação da Conformidade demonstrar ser uma boa ferramenta da avaliação de segurança e eficácia para dispositivos médicos [9], contribuindo para o controle do risco, ainda se observa um baixo quantitativo de produtos certificados dentro do universo de produtos aprovados pela Anvisa, uma vez que, apenas 11% correspondem a produtos certificados.

Observa-se ainda que, embora os equipamentos médicos possuam um percentual significativo dos produtos aprovados com certificação de conformidade compulsória, atingindo quase 50%, ao considerá-los no universo total dos produtos aprovados, este valor se dilui pelo quantitativo superior dos materiais aprovados, que possuem percentual de certificação bem mais modesto. Para os produtos IVD, destaca-se que, atualmente, não há produtos certificados no âmbito do SBAC, motivo pelo qual não foi avaliada a proporcionalidade entre elementos Certificados e Não certificados nesta categoria de produtos.

Esta baixa proporcionalidade se deve a certos limitantes inerentes ao processo de certificação, dos quais podem-se destacar:

- 1) Infraestrutura laboratorial: a Avaliação de Conformidade requer a existência de laboratórios no país aptos a realizarem os ensaios necessários à certificação. Não apenas aptos, mas acreditados no âmbito do SBAC ou minimamente considerados capacitados [10]. Todavia, estruturar um laboratório e mantê-lo acreditado/capacitado implica em custos, portanto, produtos de baixa demanda de certificação dificilmente despertam interesse do setor laboratorial;
- 2) Normas Técnicas: o processo de avaliação requer a existência de normas técnicas reconhecidas. Considerando a grande diversidade tecnológica do setor, não existem normas técnicas disponíveis para todas as tecnologias existentes. Outra questão que impacta neste ponto é a referência destas normas, que necessita ser de reconhecimento internacional (e.g. ISO ou IEC) e apenas quando estas não existirem, aceitam-se normas regionais (AAMI, ANSI, ABNT, etc.) [8]. O não atendimento a este critério pode ser compreendido como uma barreira técnica ao comércio, sujeitando o Brasil a Notificações pela OMC – Organização Mundial do Comércio [8]; e
- 3) Programa de Avaliação da Conformidade: embora a compulsoriedade da Avaliação da Conformidade dos dispositivos médicos seja estabelecida pela Anvisa, a definição do processo desta avaliação ocorre por meio do Inmetro. Portanto, é necessária a existência de um RAC (Regulamento de Avaliação da Conformidade) específico, onde o processo de certificação irá ser estabelecido de acordo com a natureza do produto e seu processo produtivo. Como órgão regulador, a Anvisa participa da construção do RAC, porém trata-se de uma portaria exclusiva do Inmetro.

Embora este último não seja necessariamente um limitante, haja vista que a articulação entre o Inmetro e Anvisa pode ocorrer e o RAC ser definido, ainda assim este é um processo complexo, não pelas questões burocráticas em si, mas principalmente pela dificuldade na definição de como se dará o processo, considerando todas as variáveis inerentes, tais como: infraestrutura laboratorial, requisitos técnicos a serem exigidos (normas técnicas), modelo de certificação a ser adotado, perfil mercadológico do produto, características do seu processo produtivo, perfil do setor produtivo, demandas de mercado, etc.

Observando-se o modelo atual de certificação de conformidade, verificam-se ainda fatores limitantes a aplicação do mesmo aos equipamentos médicos de grande porte, tais como: ressonância eletromagnética, tomógrafo computadorizados, PETScan, acelerador linear, etc. Atualmente estes equipamentos não se encontram no escopo dos produtos de certificação compulsória, isto se deve em parte, à inviabilidade de realização dos ensaios de tipo necessários ao processo de certificação. Os ensaios são conduzidos em amostras ou protótipos finais do equipamento, caracterizando-se por serem na sua maioria ensaios destrutivos, e considerando o alto custo dos equipamentos de grande porte é pouco viável se considerar a situação de se “coletar” uma amostra para ser destruída em um ensaio final, com o objetivo de buscar evidências de conformidade que podem ser geradas durante ensaios de desenvolvimento do equipamento com controles adequados de desenvolvimento de projeto.

Além disso, a amostra ensaiada deve ser levada e instalada, em condições de operação, em um laboratório independente do fabricante. Os equipamentos de grande porte requerem procedimentos de instalação e local da instalação especializado, dificultando este processo. Manter laboratórios com tamanha especialização possui um alto custo financeiro, sendo praticamente subutilizado considerando o volume de equipamentos a serem ensaiados.

No entanto, reconhece-se que a Avaliação de Conformidade se apresenta como uma ferramenta eficaz para compor o processo de avaliação pré-mercado de um dispositivo médico, com finalidade de comprovação de sua segurança [9] e desempenho. Deve-se incentivar e buscar, na medida do possível, ampliar o escopo de produtos certificados, uma vez que, o processo confere uma característica mais perene na avaliação destes produtos, considerando ser um processo que se inicia na etapa pré-mercado e se mantém ao longo do ciclo de vida do produto, nas etapas de manutenção da certificação. Além disso, confere maior confiança na aprovação de um produto por ter tido seus atributos de segurança verificados na prática por um organismo de terceira parte e não apenas por seu fabricante.

Sua adoção torna-se, portanto, mais eficiente para o controle do risco, do que a avaliação pontual dos critérios de segurança e desempenho apenas no momento da aprovação do produto, resultando assim, em produtos mais seguros e eficazes à sociedade

brasileira.

Referências

- [1] GHTF - GLOBAL HARMONIZATION TASK FORCE. Definition of the terms medical device and in vitro diagnostic (IVD) medical device: GHTF/SG1/N071:2012. 2012. 6 p. Disponível em: <<http://www.imdrf.org/docs/ghtf/final/sg1/technical-docs/ghtf-sg1-n071-2012-definition-of-terms-120516.pdf>>. Acesso em: 10 mar. 2016.
- [2] BAUTISTA, Josephine M.. A systems comparative analysis of medical device regulations in the United States, Canada, Australia, the European Union and Japan: is harmonization possible?. 2012. 106 p. Tese (Doutorado em School of Health Sciences) - Central Michigan University. Mount Pleasant.
- [3] LAMPH, Susan. Regulation of medical devices outside the European Union. Journal of the Royal Society of Medicine. Reino Unido, 04/2012. p. 12-21. Disponível em: <http://jrs.sagepub.com/content/105/suppl_1/S12>. Acesso em: 15 mar. 2016.
- [4] WHO - WORLD HEALTH ORGANIZATION. Medical device regulation : Global overview and guiding principles. Genebra, 2003. 44 p.
- [5] ABNT - ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE NORMAS TÉCNICAS. ABNT NBR ISO 14971: Produtos para a saúde — Aplicação de gerenciamento de risco a produtos para a saúde. Rio de Janeiro: ABNT, 2009.
- [6] ANVISA. RDC nº 56, de 06 de abril de 2011. Aprova o Regulamento Técnico do Requisitos Essenciais de Segurança e Eficácia de Produto para Saúde. Brasília, DF: Diário Oficial da União - Dou, 06 abr. 2011.
- [7] ABNT – Associação Brasileira de Normas Técnicas. ABNT NBR ISO/IEC 17000: Avaliação de conformidade – Vocabulário e princípios gerais. Rio de Janeiro: ABNT, 2005.
- [8] WTO - WORLD TRADE ORGANIZATION (Suíça) (Org.). The Uruguay Round Agreements: Agreement on Technical Barriers to Trade. Genebra: WTO, 1994. 550 p. Disponível em: <http://www.wto.org/english/docs_e/legal_e/legal_e.htm#tbt>. Acesso em: 03 out. 2014.
- [9] NAIR, Sunil et al. An extended systematic literature review on provision of evidence for safety certification. Information and Software Technology, v. 56, n. 7, p. 689-717, 2014.
- [10] INMETRO. Portaria nº 118, de 06 de março de 2015. Aprovar o aperfeiçoamento dos Requisitos Gerais de Certificação de Produtos (RGCP). DOU, RJ, 09 mar. 2015. Disponível em: <http://www.inmetro.gov.br/legislacao/rtac/pdf/RTA_C002226.pdf>. Acesso em: 21 mar. 2016.

PROPOSTA DE METODOLOGIA PARA IMPLANTAÇÃO DA TECNOLOGIA DE RFID-CHIP NO CONTROLE DA EVASÃO DE ENXOVAL HOSPITALAR

ANDRADE FILHO, Manoel Pereira*, OLIVEIRA, Eduardo Jorge Valadares**.

*UEPB/NUTES, Campina Grande-PB, Brasil

** UEPB/NUTES, Campina Grande-PB, Brasil

E-mail: manoandrade2005@hotmail.com

Resumo: As elevações dos custos com a prestação de serviços de saúde impõem aos gestores hospitalares a busca de melhores práticas para a administração e o gerenciamento de insumos e tecnologias hospitalares. Um caso concreto onde se pode obter uma importante redução dos custos operacionais é o adequado manejo do enxoval hospitalar. No Brasil, para monitorar os enxovais hospitalares, as técnicas mais utilizadas são o uso do Barcode (código de barras) e o RFID (*Radio Frequency Identification*). O Barcode é considerado o mais barato por unidade, porém, tem como restrição o manuseio das peças sujas. A utilização do RFID permite um bom monitoramento do enxoval hospitalar por introduzir mecanismos que permitem, com confiabilidade e velocidade na coleta de dados, um adequado monitoramento e controle das peças. O sistema via RFID vem se apresentando como um recurso mais adequado que a técnica do Barcode, contudo, ainda é considerado de “alto custo”. E esse custo ainda não é bem determinado porque que sua avaliação depende do foco e a abrangência dada à gestão do enxoval hospitalar. Com isso, o objetivo principal deste trabalho é desenvolver uma metodologia para a implantação da tecnologia RFID no controle de enxovais hospitalares, identificando requisitos e condições técnicas-gerenciais para que a tecnologia de RFID possa ser bem empregada na promoção das boas práticas de gestão hospitalar.

Palavras-chave: Enxoval Hospitalar, RFID, Engenharia Clínica.

Abstract: *Increases in the cost of providing health services impose on hospital managers to look for best practices for the administration and management of supplies and hospital technology. A case in which one can obtain a significant reduction in operating costs is the proper management of the trossseau hospital. In Brazil, to monitor hospital trossseau, the most commonly used techniques are the use of bar code (bar code) and RFID (Radio Frequency Identification). Barcode is considered the cheapest per unit, however, is restricted to handle dirty trossseau. The use of RFID allows good monitoring of the hospital linen to introduce mechanisms that allow, with reliability and speed of data collection, adequate monitoring and control parts. The system using RFID has been presented as a more suitable feature that the technique*

of the barcode, however, is still considered "high cost". And this cost is yet to be determined because the evaluation depends on the focus and scope provided for the trossseau hospital management. Thus, the main objective of this work is to develop a methodology for the implementation of RFID technology in the control of hospital trossseau, identify requirements and technical and management conditions for the RFID technology can be well used in the promotion of good hospital management practices

Keywords: *Lien hospital, RFID, Clinical Engineering.*

Introdução

Nas unidades hospitalares, tudo que entra e sai do seu interior deve possuir condições de higiene. Diante disso, um item importante que precisa ser manuseado com cuidado para evitar contaminações e infecções é o enxoval hospitalar. Os clientes de saúde que anseiam por atendimento estão suscetíveis à constante falta de enxoval hospitalar, a depender do tipo de enxoval desejado para uso, a saber: toalha de banho, de rosto, de piso, cobertores, lençóis, entre outros. Na prática, observa-se que essa falta se dá por diversos aspectos, dentre eles, destaca-se a evasão do enxoval nas unidades de saúde. Na escolha do enxoval hospitalar, devem-se considerar os fatores como: conforto, adequação técnica da fibra têxtil, vida útil contábil e segurança sanitária. A aquisição pelo menor preço pode implicar na ampliação da frequência da aquisição de novos enxovais hospitalares o que demanda continuamente novos recursos financeiros. A compra deve ser realizada considerando o custo pelo retorno do investimento (médio e longo prazo) e não apenas os menores gastos em curto prazo [1].

Em hospitais e lavanderias hospitalares, a evasão de enxovais é preocupante e, até o momento, de difícil controle, com a introdução de tecnologias e de mecanismos de monitoramento o controle dos enxovais hospitalares pode ser feito de forma simples por todos que fazem parte desta atividade. No Brasil, para o monitoramento de enxoval hospitalar, duas tecnologias são mais comuns: o Barcode (código de barras) e o RFID (*Radio Frequency Identification*). Em que pese à aparente vantagem da tecnologia do Barcode, a tecnologia de monitoramento de enxoval hospitalar via sistema RFID ainda não é uma unanimidade devido à

sua complexidade e à falta de históricos confiáveis de aplicação no ambiente hospitalar. [2]. Uma solução de RFID (ex. *Transponder*, Antena, *Reader*, *Host*) capaz de monitorar mensalmente em média de 20 toneladas/mês de roupas, custa em média US\$ 27 mil [2]. O tempo necessário para implantação levará em consideração a implantação e forma que a gestão hospitalar adotará, entretanto consideramos vinte e quatro meses para implantação total do sistema.

A tecnologia RFID diminui a interferência humana, o contato visual e possíveis erros no manejo do enxoval hospitalar. A identificação por Radiofrequência é uma técnica aparentemente simples. Dados armazenados em uma etiqueta fixada a um objeto são transmitidos via onda de rádio para um leitor, o qual os envia para um banco de dados com a finalidade de um futuro processamento. Embora seja fácil de descrever, o sistema RFID tem muitos desafios a ser enfrentados em sua implantação, tanto na sua operacionalização, quanto na integração do sistema de gestão operacional da organização [3]. Dos 6.837 hospitais brasileiros, pouquíssimos utilizam uma solução tecnológica como o RFID ou o código de barras para o controle de equipamentos, material permanente ou outros insumos, como o enxoval hospitalar [4]. Para o presente estudo o enxoval escolhido a princípio foi à considerada linha branca (toalha de banho, toalha de rosto e piso) e vem como forma em substituição o chamado Barcode-código de barras-, muito usado para o monitoramento deste tipo de segmento. Importante salientar que o tempo necessário entre uma peça limpa e suja não é objeto deste estudo, sendo considerado processo proveniente da lavanderia hospitalar.

A Figura 1 mostra o esquema operacional de uma solução de RFID, utilizada para rastrear e monitorar enxoval hospitalar dentro da unidade de saúde. Consolidar as informações e evidências sobre o uso desta tecnologia pode contribuir para desmistificar seus problemas e validá-la como instrumento de gestão hospitalar. Uma forma de proporcionar um controle sobre o enxoval é utilizar ferramentas que permitam o seu monitoramento a partir da contagem das suas peças, que pode ser convencional, mecânica ou com o auxílio da informática. No futuro muito próximo, o RFID será completo e marcado pela adoção disseminada da tecnologia, não apenas para grandes sistemas como também para pequenas aplicações, inclusive caseiras [5]. Portanto, o objetivo principal deste projeto é propor uma metodologia para a implantação e viabilidade de uso da tecnologia de RFID-chip no controle de ativos móveis em ambientes hospitalares para reduzir a evasão de enxoval hospitalar.

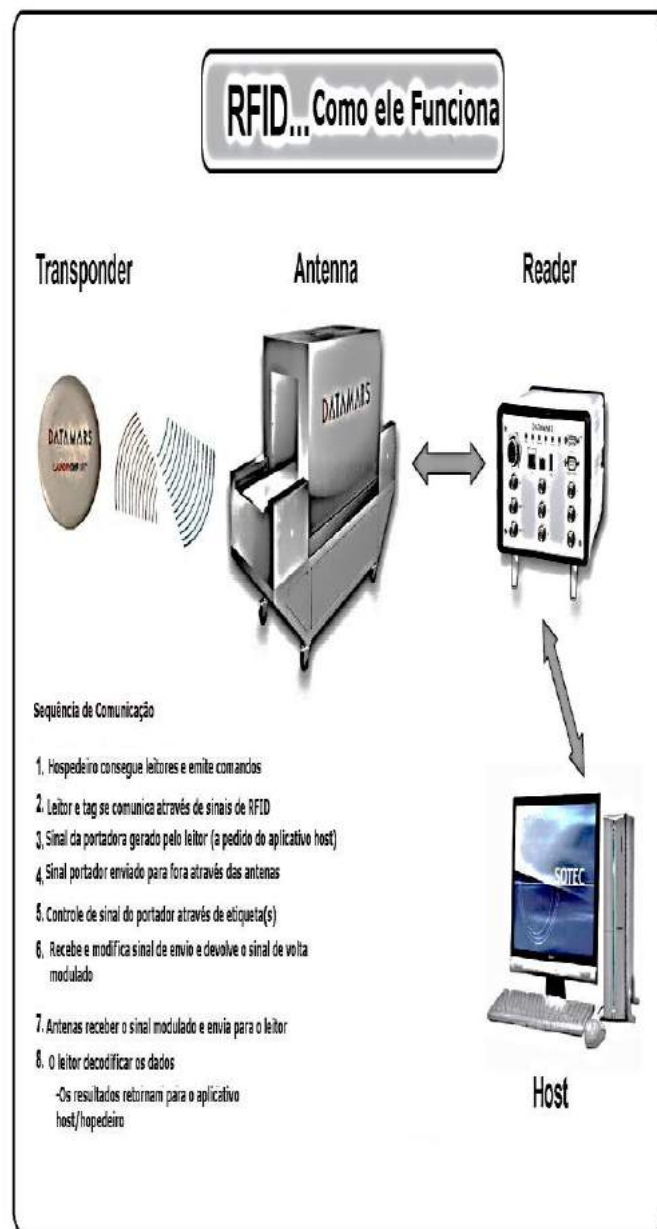


Figura 1 - Funcionamento RFID

Fonte: Adaptado de Martucci, CFA. [2]

Materiais e métodos

Para a execução do presente estudo, foram definidas duas etapas de trabalho. Na primeira, foi realizada uma revisão da literatura sobre o tema que, apesar de importante, é pouco explorado no âmbito do monitoramento e rastreabilidade de enxoval hospitalar. Em seguida, foi identificado um hospital, através de reuniões com o grupo gestor que tivesse interesse em estudar a implantação de uma solução de RFID, como mostra a Figura 2. Em um trabalho conjunto com o hospital, identificou-se os conceitos e a base técnicas de funcionamento da tecnologia sistema RFID, desde a definição de seus requisitos até o detalhamento da infraestrutura necessária ao funcionamento dos protocolos de comunicação via rádio frequência. Além disso, em conjunto

com o hospital, foram estabelecidos 10 indicadores a pedido da gestão da unidade para comparar a tecnologia de RFID com a tecnologia de Código de Barras (Tabela 1).

Tabela 1 – Comparativo entre RFID e Código de Barras.

Indicadores	RFID	Código de Barras
1-Permite a alteração de dados	Sim	Não
2-Identificações simultâneas	Várias de uma vez	Apenas uma só vez
3*-Exatidão	Sem intervenção do profissional	Dependente do profissional
4-Distância para leitura	Sem necessidade de contato	Linha de visão
5-Seguranças dos dados	Dados Fidedignos	Dados Não confiáveis
6**Possibilidades de erros	1%	99%
7-Custos de implantação	Alto	Considerado Baixo
8-Tipos frequência mais utilizada HF x UHF	Sim	Não
9-Fixação da Etiqueta no tecido	Segura	Após 72h solta do tecido
10-Vida útil	Durável no processo de lavagem – 2 a 3 anos	Com o desgaste da etiqueta não acontece mais a leitura menos de 6 meses.

*Para leitura do código de barras é necessário o fator humano para levar o leitor até a peças/enxoval. No RFID não.

** Após processamento do enxoval (lavagem, secagem, passadoria).

Fonte: própria (2014).

A figura 2 apresenta a metodologia utilizada em consonância a tabela 1 para implantação deste projeto.



Figura 2: metodologia utilizada.

Fonte: própria (2015)

Para os resultados dos processos da sistematização foram definidas três etapas conforme a figura 3.

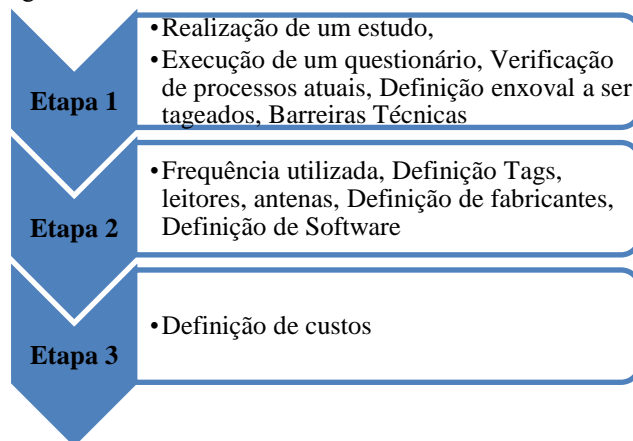


Figura 3: processos da sistematização.

Fonte: própria (2015)

A execução deste projeto em uma unidade hospitalar pode permitir a definição de critérios objetivos para a tomada de decisão e a criação de uma metodologia para a implantação de uma solução de RFID para controlar o uso do enxoval hospitalar

minimizando, por exemplo, a evasão do enxoval hospitalar, perdas e ainda a sistematização e otimização dos procedimentos de controle deste insumo hospitalar.

Discussão

A tecnologia de RFID já é uma realidade em diversos estabelecimentos de saúde no exterior. No Brasil, o uso desta tecnologia no âmbito hospitalar ainda é tímido e ela, quando utilizada, é usualmente utilizada com a finalidade de rastreamento e localização de equipamentos médicos (bombas de infusão, ventiladores mecânicos, macas e cadeiras de roda), monitoramento de temperatura nas geladeiras e câmaras de bancos de sangue e laboratórios [6].

Com essa tecnologia, é possível monitorar toda a logística de distribuição, recolhimento, envio para a lavanderia e entrega do material limpo novamente ao hospital. Além disso, pode-se monitorar a vida útil de cada peça, podendo dessa forma estimar qualidade do tecido e prevê a necessidade de trocas. Com o uso do chip, o hospital poderá ainda ser capaz de controlar furtos e extravios do enxoval, dependendo de onde se queira instalar as antenas de identificação.

Apesar de todo esforço, existe pouca informação na literatura sobre os reais ganhos que este tipo de solução pode trazer para as atividades de gestão e governança dos serviços hospitalares. Informações sobre o funcionamento da tecnologia, seus componentes e as comparações com outros tipos de soluções tecnológicas, nem sempre a teoria consegue prever todos os detalhes que ocorrem na prática. Isto faz com que se extrapolem informações da aplicação desta tecnologia em outros segmentos industriais para o setor hospitalar. Os problemas encontrados no uso da tecnologia RFID tornam a sua inserção no ambiente hospitalar um desafio ainda maior quando se considera questões relacionadas à compatibilidade eletromagnética e a sua interação com equipamentos eletro médicos.

Conclusão

O presente estudo, através da proposta da sistematização, buscou ampliar e embasar meios acerca da tecnologia RFID buscando a melhoria nos processos de gestão hospitalar.

Identificaram-se informações sobre esses recursos, em especial a análise de custo realizado que poderão ser utilizado como base na melhoria do processo, em especial na gestão, controle e monitoramento de enxoval hospitalar. Espera-se que, com isso, se tenha uma diminuição de erros, redução de tempos em atividades realizadas e uma baixa evasão de enxoval hospitalar. O levantamento de custos realizado mostra a viabilidade do investimento, bem como o tempo que é necessário para obter o investimento inicial da tecnologia RFID, como também mostra a sua importância para a alta gestão hospitalar.

Uma solução tecnológica de RFID para

controle do enxoval hospitalar é mais do que um indicador de localização e concentrador de informações. É uma tecnologia que permite registrar e coletar dados técnicos gerenciais que permitem ao gestor hospitalar definir plano de troca de material, controlar a distribuição e uso das peças (enxoval), planejarem sua substituição e reposição e ainda, minimizar a evasão desse insumo.

O presente estudo também serviu como base para o alavanque do interesse pela introdução da tecnologia RFID em outras áreas da unidade de saúde, a citar no serviço de manutenção, NTI e em especial no serviço de Engenharia Clínica, visando também, o monitoramento e o controle dos equipamentos considerados de alto custo. Mostrou também que a tecnologia pode ser uma excelente opção para aqueles que querem controlar e automatizar seus processos. Espera-se que a sistematização, agregue valores aos processos de gestão dos enxovais hospitalares, que vão muito além dos ganhos financeiros, diminuindo, por exemplo, erros humanos, resultando em ganhos e em especial trazendo mais satisfação para o cliente em saúde.

Agradecimentos

Ao professor e orientador Dr. Eduardo Jorge Valadares Oliveira, primeiramente pela oportunidade, posteriormente pela atenção ao logo deste projeto. Ao Núcleo de Tecnologia Estratégica da Saúde – NUTES. Às unidades de saúde parceiras. E a todos que direta e indiretamente contribuíram para o desenvolvimento deste trabalho.

Referências

- [1] MAIA CBC. Introdução a Hotelaria Hospitalar. São Paulo, v 01. P 102-104, 2013.
- [2] MARTUCCI CFA. **A rastreabilidade como ferramenta para dimensionamento e controle de evasão de enxoval.** Congresso Latino Americano de Hotelaria Hospitalar, 2012, Salvador, comunicação oral.
- [3] ENCAT. Brasil id. www.brasil-id.org.br. Acesso em: 02 de Julho de 2015.
- [4] OLIVEIRA, Eduardo Jorge Valadares. Engenharia clínica aplicada à definição e implementação de uma proposta desenvolvimentista para o sistema nacional de inovação de produtos médicos. Acesso em 10 de abril de 2015. Disponível em: <http://www.bibliotecadigital.unicamp.br/document/?code=000778265&fd=y>
- [5] Glover B, Bhatt H. Fundamentos de RFID. Alta Books: Rio de Janeiro; 2007.
- [6] Hitomi ES. Manual de Engenharia clínica do Hospital Israelita Albert Einstein. Vol. 1, 2012.

HOMEOPATIA: UMA TECNOLOGIA EM SAÚDE

R. L. Ludmila, R. F. S. M. Vera, M. F. G. Marília e A. A. Elisângela

Universidade Federal de Brasília (Unb), Brasília, Brasil
e-mail: ludmilarocha@hotmail.com

Resumo: Toda medicação homeopática é uma apresentação farmacêutica obtida pelo método de diluições seguidas de agitação. Pouco se sabe sobre o processo de dinamização e a dinâmica da água, o que dificulta a consolidação da homeopatia como ciência nos parâmetros tradicionais. Vários estudos publicados analisaram a água homeopática utilizando técnicas sensíveis como a termoluminescência, a espectroscopia de Raman, a calorimetria de fluxo, a condutividade elétrica, e a impedância elétrica. Esse estudo tem um caráter interdisciplinar, em busca de evidências científicas e informações relevantes acerca do estudo da homeopatia dentro do campo da engenharia biomédica.

Palavras-chave: Engenharia Biomédica, Homeopatia, Tecnologia em saúde.

Abstract: *Every homeopathic medication is a pharmaceutical presentation obtained by the methods of dilutions followed by agitation. Little is known about the process of dynamization and water dynamics, which makes it difficult for homeopathy to consolidate as a science in the traditional parameters. Many published studies have analysed homeopathic water using the sensitive techniques, such as thermoluminescence, Raman spectroscopy, heat flow calorimetry, electrical conductivity and electrical impedance. This study has interdisciplinary nature seeking scientific evidence and relevant information about the homeopathy study within the field of Biomedical Engineering.*

Keywords: *Biomedical Engineering, Health technology, Homeopathy.*

Introdução

Em todas as civilizações a doença esteve presente, e cada uma delas compreendia e as tratavam de formas diversas. Por exemplo, a medicina da época pré-histórica atribuía o adoecimento a uma fraqueza frente a uma força mais forte, feitiçaria ou possessão por um espírito do mal. Hipócrates (cerca de 460-377 a.C.) se opôs a esse antigo foco no misticismo e na superstição. Foi o primeiro a afirmar que a doença era um fenômeno natural e que suas causas poderiam ser conhecidas e mereciam estudos sérios. Assim, constituiu as primeiras bases para uma abordagem científica da cura [1]. Escreveu vários tratados sistematizando e dando um caráter mais científico, tornando-se dessa forma, figura principal nos primeiros estágios da medicina e da ciência [2].

A homeopatia surge no século XVIII, onde o capitalismo valorizava o trabalho no sentido de fornecer

produtos, causando mudanças nas relações entre a filosofia e a ciência, o trabalho manual e o intelectual, a teoria e a técnica, resultando no abandono da concepção de ciência como verdade desinteressada em benefício das coisas necessárias à vida [3]. A homeopatia vai de encontro a Hipócrates ao considerar não somente as alterações fisiológicas, mas, sobretudo as emoções e os pensamentos das pessoas e a escolha da medicação segue o princípio da lei dos semelhantes.

A homeopatia foi desenvolvida pelo médico alemão Christian Frederick Samuel Hahnemann. Ela é uma terapia que se baseia no princípio *similia similibus curantur* (semelhante cura-se pelo semelhante), ao contrário da alopatia, segundo a qual os contrários são curados pelos contrários. Então, os pacientes tratados com homeopatia receberam remédios que, num indivíduo sadio, produzem os mesmos sintomas que se pretende curar no doente [4].

Toda medicação homeopática é uma apresentação farmacêutica obtida pelo método de diluições seguidas de agitação [5]. Esse processo de dinamização tem sido sugerido por alguns autores como sendo capaz de alterar as propriedades físicas e químicas da água. Pouco se sabe sobre o processo de dinamização e a dinâmica da água, o que dificulta a consolidação da homeopatia como ciência nos parâmetros tradicionais [6].

Na comunidade científica muitos consideram a homeopatia como uma pseudociência, pois alegam não haver princípio ativo na água devido às diluições. Além disso, argumentam não haver estudo estatístico publicado que mostre os efeitos da medicação homeopática. Chegam até a chamar as terapias alternativas de “medicina dos ignorantes do método científico” [7].

A engenharia biomédica tem uma natureza multidisciplinar [8] o que possibilita enormes oportunidades para inovações no campo de estudos na homeopatia, na área de tecnologia em saúde.

Tecnologia em saúde não se refere somente a medicamentos, a equipamentos e a procedimentos utilizados na assistência à saúde, refere-se também a todas as formas de conhecimento que podem ser aplicadas para a solução ou a redução dos problemas de saúde de indivíduos ou populações [9]. De acordo com a hierarquia de tecnologia proposto por Liropoulos, citado na avaliação de tecnologias em saúde do Ministério da Saúde, as tecnologias biomédicas incluem as medicações e os equipamentos, o que é considerado pela maioria das pessoas tecnologia na área da saúde [9].

A homeopatia enquadra-se na tecnologia biomédica e, segundo a Política Nacional de Práticas Integrativas e Complementares (PNPIC) no Sistema Único de Saúde - SUS – é considerada um sistema médico complexo que aborda o paciente de forma integral e dinâmica no processo saúde-doença. Além disso, atua no campo da prevenção de agravos, promoção e recuperação da saúde [10].

Com isso, fortalece um modelo centrado na saúde, observando a pessoa como um todo, em dimensões físicas, psicológicas, sociais e culturais. Também corrobora na redução do uso de medicamentos alopáticos. Esse recurso permite ao terapeuta trabalhar em vários níveis de atenção à pessoa, por meio de ações de prevenção de doenças, promoção e recuperação da saúde. Assim, a homeopatia é incorporada em vários setores como emergências, unidades de terapia intensiva, centros de cuidados paliativos e em enfermarias hospitalares. Portanto, complementa e contribui para a maior resolubilidade da atenção [10].

O sistema de saúde aponta para uma grande diversidade no que se refere à incorporação de tecnologia, dificultando a escolha da melhor intervenção ao usuário. Tendo ainda que considerar os custos, a capacidade de recursos humanos, as necessidades de atualização dos instrumentos de regulação e certificação, e aos investimentos na infraestrutura física. Em decorrência dessa dificuldade surge a Avaliação em Tecnologia em Saúde (ATS) para auxiliar as decisões políticas quanto ao impacto da tecnologia em saúde. É um processo interdisciplinar sistemático baseado em evidência científica e outros tipos de informação [9].

Apesar do SUS oferecer a homeopatia aos usuários, muitos gestores apresentam resistência à sua utilização devido a não compreensão da ação das ultradiluições, pois não apresenta a mesma explicação farmacológica para a ação das substâncias que utiliza. Ainda há muitas dificuldades na comprovação científica de sua ação. Como não compreendem a ação da homeopatia, atribuem sua ação como geral e inespecífica, não direcionada a um determinado distúrbio, sendo então uma medicina incapaz de dar respostas imediatas às doenças agudas e graves, ao contrário da biomedicina, que atende a exigência, resolvendo o problema rapidamente. Assim, alguns gestores afirmam que as dificuldades e as resistências são em decorrências da falta de esclarecimento sobre os procedimentos homeopáticos, o que gera insegurança [11].

Nessa perspectiva, e em consonância com a ATS, que afirma a necessidade da avaliação tecnológica pelo estudo sistematizado, este trabalho tem como objetivo identificar estudos que constatarem alteração na água homeopática e que contribuíssem para o conhecimento da homeopatia como uma tecnologia em saúde.

Materiais e métodos

A pesquisa bibliográfica considerou estudos que analisaram a água homeopática utilizando aparelhos com o objetivo de identificar alterações na estrutura

molecular da água, ou seja, da mediação homeopática. O banco de dados utilizado foi o *National Center for Biotechnology Information* (NCBI) e publicações dos últimos 8 anos.

O NCBI é um banco de dados que fornece informações de novas tecnologias de informação para ajudar na compreensão dos processos moleculares e genéticas fundamentais que controlam a saúde e a doença. A pesquisa realizada resultou em trabalhos no *PubMed* e na *Pub Med Central* (PMC). As palavras chaves e a quantidade de artigos encontrados estão na Tabela 1.

Tabela 1: Resultado da quantidade de artigos encontrados na pesquisa bibliográfica.

NCBI	Palavra chave	Total	Seletos	Relevantes
PubMed	<i>Homeopathy evidence</i>	712	34	0
	<i>Homeopathy technology,</i>	140	12	7
	<i>Homeopathy spectrometry</i>	39	16	5
PMC	<i>Homeopathy ultraviolet</i>	41	3	3

O critério de inclusão foi selecionar artigos que realizaram experimentos com a água homeopática. Como critério de exclusão optou-se por não utilizar trabalhos que descreviam estudos clínicos e homeopatia glóbulos.

Resultados

Vários estudos publicados analisaram a água homeopática utilizando técnicas sensíveis como a termoluminescência, a espectroscopia de Raman, a calorimetria de fluxo, a condutividade elétrica, e a impedância elétrica [6].

Estudos analisaram a água homeopática após a exposição a fatores físicos (luz ultravioleta, incubadora e aquecimento a 90°C). O espectrômetro de infravermelho detectou que as águas homeopáticas tiveram suas propriedades alteradas em comparação ao controle [12]. Em outro trabalho investigou as propriedades físicas das medicações homeopáticas do sulfato de cobre, enxofre e quartzo. Também houve diferenças significativas nas medicações após análise no espectrômetro de infravermelho [13]. As homeopatia pesquisadas após a exposição a fatores externos, como altas temperaturas, não são inertes, apresentando diferenças significativas em comparação ao controle [14].

Análise de dispersão dielétrica apresenta informações relevantes para se estabelecer o valor medicinal da homeopatia. O autor perscrutou a hipótese de que o efeito da medicação homeopática se deve a codificação estrutural dos átomos e moléculas do veículo que criam um tipo de macromoléculas peculiares. Análise da água homeopática utilizando um

instrumento desenvolvido pelo autor, anômala detector de dispersão dielétrica, mostrou que a frequência de ressonância da água sem a mediação homeopática é sempre maior do que a água com a homeopatia. Isso sugere que a molécula de água contendo homeopatia é mais organizada [15].

A microscopia eletrônica de transmissão de alta resolução também foi utilizada para analisar os medicamentos homeopáticos derivados de sais inorgânicos e metais. Identificou-se partículas à escala nanométrica nos medicamentos, mesmo em potência mais altas, ou seja, ultra diluídas [16]. Outra pesquisa constatou a presença de estruturas supramoleculares na água homeopática, além disso, as diluições homeopáticas foram fisicamente distinguíveis dos seus solventes [17].

Discussão

Apesar das tentativas para explicar os mecanismos de ação das medições homeopáticas, ainda a natureza de um princípio ativo na homeopatia esta longe de ser esclarecido. Mas há evidências que apoiam fortemente que a estruturação da água e seus solutos desempenham um papel fundamental [18].

O espectrômetro analisa a estrutura das moléculas, geralmente com base nas diferenças de absorção de radiação eletromagnética. Há vários tipos de espectroscopia, entre elas a espectroscopia de ultravioleta, a espectroscopia de ressonância magnética nuclear, a espectroscopia de infravermelho e a espectrometria de massas [19]. A espectroscopia parece demonstrar alterações nas propriedades físicas nas homeopatias [12, 13, 14, 15, 18], independente do tipo de medicação, sendo uma simples ferramenta útil para tal identificação.

As preparações homeopáticas quando foram expostas a fatores externos apresentaram valores de transmissão no espectrômetro de infravermelho inferior em comparação aos controles. Isso significa que uma quantidade maior de luz foi absorvida pelas preparações homeopáticas. Esse resultado pode ser em decorrência de um estado molecular menos estruturado ou mais dinâmico da amostra [12,13,14]

A técnica experimental baseada na dispersão dielétrica sugere que nas medicações homeopáticas ocorrem alterações nas dimensões das estruturas de água. A explicação da ação da medicação altamente diluída pode estar na codificação estrutural dos átomos e das moléculas do veículo e do tipo específico de macromoléculas peculiares na substância original, bem como o grau de diluição da medicação. Esses achados fortalecem a hipótese proposta pelo autor de que a ação da homeopatia se deve a essas alterações estruturais [15].

Provavelmente essas moléculas agem como centros de nucleação, ampliando a formação de estruturas supramoleculares e transmitindo ao solvente. Busca-se explicar esse acontecimento pelo *clusters* da água, pela eletrodinâmica quântica ou pela formação de

nanopartículas de soluto original adicionados ao componentes dos solventes. Apesar da dificuldade para o esclarecimento da natureza físico-química das medicações homeopáticas, estudos atuais apoiam-se fortemente na alteração estrutural da água e seus solutos em nanoescalas, assim, desempenhando um papel fundamental nas investigações [18].

Conclusão

Uma recente avaliação de tecnologia em saúde relata que a eficácia clínica da homeopatia é apoiada por evidência [13], mas é necessário que haja mais estudos no campo da homeopatia para o entendimento de suas propriedades físico-químico.

Estudos nesse sentido encontram-se atualmente em desenvolvimento na Universidade de Brasília (Unb) no Mestrado de Engenharia Biomédica. A pesquisa visa analisar as propriedades físicas da medicação homeopática no espectrofotômetro de infravermelho e no equipamento de espalhamento dinâmico de luz Nano-Zetasizer da Malvern Instruments.

Agradecimentos

Agradecemos a Dra. Claire Nain Lunardi Gomes, graduada em química e professora da Unb, pelo auxílio aos estudos em andamento no laboratório de fotoquímica e nanobiotecnologia da Faculdade de Ceilândia, Distrito Federal.

Referências

- [1] Straub RO. Psicologia da Saúde: uma abordagem biopsicossocial. 3a ed. Porto Alegre: Artmed; 2014. p. 02-11.
- [2] Santos R, SÁ FMP. Homeopatia: histórico e fundamentos. Revista Científica da Faculdade de Educação e Meio Ambiente [internet]. 2014 Jan-Jun [acesso 26 Jul 15]; 5(1):60-78. Disponível em: <http://www.faema.edu.br/revistas/index.php/Revista-FAEMA/article/view/206/166>.
- [3] Mota A, Noveas HMM, Scharaiber LB. In: Escola Politécnica de Saúde Joaquim Venâncio – EPSJV. (Org.). Dicionário da educação profissional em saúde. 1a ed. Rio de Janeiro – RJ: Fiocruz/EPSJV, [internet]. 2006 [acesso 01 Nov 15]: 248-257. Disponível em: <http://www.sites.epsjv.fiocruz.br/dicionario/verbetes/tecsau.html#topo>.
- [4] Gonsalves PE. Medicinas Alternativas: Os tratamentos não-convencionais. 3a ed. São Paulo: Ed. IBRASA, 1999. p.194-204.
- [5] Fontes OL, et al. Farmácia homeopática: teoria e prática. 4a ed. Rev. e atual. Barueri, SP: Manole, 2014. p. 389.
- [6] Holandino C. A Homeopatia e os Modelos Experimentais para a Compreensão das Propriedades Físico-Químicas e Biológicas dos Sistemas Dinamizados. Revista de Homeopatia. 2009 Jan [acesso 16 Ago 15]; 72(3/4):15-17. Disponível em: <https://www.researchgate.net/publication/228498270>

- _A_Homeopatia_e_os_Modelos_Experimentais_para_a_Compreensao_das_Propriedades_Fisico-Quimicas_e_Biologicas_dos_Sistemas_Dinamizados.
- [7] Young P. La farsa de la homeopatía. Rev. méd. Chile, Santiago [internet]. 2014 Feb [Acesso 24 Set 15]; 142(2):272-3. Disponível em: http://www.scielo.cl/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S0034-98872014000200021&lng=es&nrm=iso.
- [8] Possa PRC, Andrighetto E, Santos FC, Rathke JE, Adur R, Argoud FIM, Ojeda R, Azevedo FM, Marino-Neto J. A inserção da Engenharia Biomédica nos cursos de graduação em Engenharia Elétrica no Brasil. Revista Brasileira de Engenharia Biomédica. 2008 Ago [acesso 18 Set 15]; 24(2):123-130. Disponível em: <http://www.rbejournal.org/files/v24n2/v24n2a3.pdf>
- [9] Brasil. Ministério da Saúde. Secretaria-Executiva. Área de Economia da Saúde e Desenvolvimento. Avaliação de tecnologias em saúde: ferramentas para a gestão do SUS / Ministério da Saúde, Secretaria-Executiva, Área de Economia da Saúde e Desenvolvimento. – Brasília: Editora do Ministério da Saúde, [internet] 2009. 110 p. : il. – (Série A. Normas e Manuais Técnicos). [acesso 22 Abr 16]. Disponível em: http://bvsms.saude.gov.br/bvs/publicacoes/avaliacao_tecnologias_saude_ferramentas_gestao.pdf.
- [10] Brasil. Ministério da Saúde. Portaria do Gabinete do Ministro n.971, de 03 de maio de 2006. Aprova a Política Nacional de Práticas Integrativas e Complementares (PNPIC) no Sistema Único de Saúde. [acesso 14 Out 14]. Disponível em: http://bvsms.saude.gov.br/bvs/saudelegis/gm/2012/pr0971_15_05_2012.html.
- [11] Salles SAC, Schraiber LB. Gestores do SUS: apoio e resistências à Homeopatia. Cadernos de Saúde Pública (FIOCRUZ) [internet]. 2009 Jan [acesso 30 Abr 16]; 25 (1):195-202. Disponível em: http://www.scielo.br/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S0102-311X2009000100021.
- [12] Marscholke B, Nelle M, Wolf M, Baumgartner S, Heusser P, Wolf U. Effects of exposure to physical factors on homeopathic preparations as determined by ultraviolet light spectroscopy. TheScientificWorldJournal. [internet]. 2010 Jan [acesso 30 Abr 16]; 10: 49–61. doi: 10.1100/tsw.2010.15. Disponível em: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/2006295>.
- [13] Wolf U, Wolf M, Heusser P, Thurneysen A, Baumgartner S. Homeopathic preparations of quartz, sulfur, and copper sulfate assessed by UV-spectroscopy. Evid. Based Complement. Alternat. Med., in press [internet]. 2009 Jun [acesso 27 Abr 16]. Disponível em: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/19474239>.
- [14] Klein SD, Sandig A, Baumgartner S, Wolf U. Differences in Median Ultraviolet Light Transmissions of Serial Homeopathic Dilutions of Copper Sulfate, Hypericum perforatum, and Sulfur, Evidence-Based Complementary and Alternative Medicine [internet]. 2013 Nov [acesso 27 Abr 16]. Disponível em: <http://www.hindawi.com/journals/ecam/2013/370609/citations/>.
- [15] Mahata CR. Dielectric dispersion studies of some potentised homeopathic medicines reveal structured vehicle - Homeopathy [internet]. 2013 Oct [acesso 29 Abr 16]; 102(4):262-7. Disponível em: [http://www.homeopathyjournal.net/article/S1475-4916\(13\)00063-5/abstract](http://www.homeopathyjournal.net/article/S1475-4916(13)00063-5/abstract).
- [16] Temgire, MK, et al. Establishing the interfacial nano-structure and elemental composition of homeopathic medicines based on inorganic salts: a scientific approach. Homeopathy , Volume 105, Issue 2 , 160 – 172. [acesso 29 Abr 16]. Disponível em : [http://www.homeopathyjournal.net/article/S1475-4916\(15\)00074-0/abstract](http://www.homeopathyjournal.net/article/S1475-4916(15)00074-0/abstract).
- [17] Demangeat JL. Gas nanobubbles and aqueous nanostructures: the crucial role of dynamization. Homeopathy, Volume 104 , Issue 2 , 101 – 115. [acesso 29 Abr 16]. Disponível em: [http://www.homeopathyjournal.net/article/S1475-4916\(15\)00004-1/fulltext](http://www.homeopathyjournal.net/article/S1475-4916(15)00004-1/fulltext).
- [18] Bellavite P, Marzotto M, Oliosio D, Moratti E, Conforti A. High-dilution effects revisited. 1. Physicochemical aspects. Homeopathy [internet]. 2014 Jan [acesso 7 Jan 16]; 103(1):4-21. Disponível em: [http://www.homeopathyjournal.net/article/S1475-4916\(13\)00063-5/abstract](http://www.homeopathyjournal.net/article/S1475-4916(13)00063-5/abstract).
- [19] Vollhardt KPC, Shore NE. Química Orgânica – Estrutura e Função. 6a ed. Porto Alegre: Bookman; 2013. p 388-390.

GESTÃO DO CONTROLE DE QUALIDADE DOS EQUIPAMENTOS DE PROTEÇÃO INDIVIDUAL NA ÁREA DE RADIODIAGNÓSTICO

A.L.O.M da Silva*, F.M. Cardoso*

Grupo Fleury, São Paulo, Brasil
e-mail: ana.lmarques@grupofleury.com.br

Resumo: Este artigo refere-se a Gestão dos Equipamentos de Proteção Individual desenvolvido pela Engenharia Clínica do Grupo Fleury. Visando garantir a segurança dos colaboradores e clientes que realizam exames diagnósticos em equipamentos emissores de radiação, foi implantado o controle de qualidade nos equipamentos de proteção individual (EPIs) utilizados nesses exames. A ação visa garantir a integridade e confiabilidade das vestimentas protetoras utilizadas durante os procedimentos radiológicos. A rastreabilidade e gestão do mesmo tem suma importância para a área radiodiagnóstica.

Palavras-chave: equipamentos de proteção individual, radiodiagnóstico, controle de qualidade

Abstract: *This article refers on Management of quality control of personal protective equipment developed by Clinical Engineering of Fleury Group. To ensure the safety of employees and customers, who perform diagnostic tests in transmitting equipment of ionizing radiation, it was implemented the quality control of personal protective equipment (EPI) used in diagnostic radiology area in all units with equipments that emit radiation. The action aims to ensure the integrity and reliability of protective clothing used during laboratory tests. Traceability and management of it, is extremely important for the radiodiagnostic area.*

Keywords: *personal protective equipment, diagnostic radiology, quality control.*

Introdução

Os equipamentos de proteção individual (EPIs), são de suma importância para a proteção do paciente e do profissional que o utiliza na realização de exames diagnósticos, com equipamentos que emitem radiação ionizante.

Os EPIs atenuam a radiação secundária ou radiação espalhada formando uma blindagem, composta por materiais plumbíferos.

O rompimento dessa blindagem coloca em risco o usuário, pois a radiação em contato direto com o corpo humano pode causar efeitos biológicos, como os efeitos estocásticos que são aqueles para os quais não existe um limiar de doses para suas ocorrência. Isto significa, que doses pequenas, abaixo dos limites estabelecidos por normas e recomendações de radioproteção, podem induzir tais efeitos. Por exemplo: uma única célula modificadas pode se reproduzir, gerando um clone de

células modificadas que pode, eventualmente, resultar em um câncer (efeito somático), uma única célula modificada nas gônadas podem transmitir aos descendentes informações hereditárias incorretas (efeito hereditário) [1]. Deste modo, a garantia de integridade desses equipamentos torna-se indispensável.

O objetivo da Engenharia Clínica do Grupo Fleury ao realizar a Gestão do Controle de Qualidade das vestimentas protetoras, é garantir a integridade e rastreabilidade das mesmas, assim como a proteção dos profissionais e pacientes que o utilizam.

Materiais e métodos

Inicialmente foi organizado um cronograma de visitas técnicas a todas as unidades do Grupo Fleury da cidade de São Paulo, que possuem equipamentos emissores de radiação e conseqüentemente os EPIs.

Nas visitas técnicas foi realizado as seguintes ações:

Inventário - Presentes nas salas de Raios-x, Tomografia Computadorizada, Mamografia e Medicina Nuclear, foram quantificados e listados todos os EPIs de acordo com suas especificações: aventais plumbíferos (Figura 1), protetor de tireoide (Figura 2) e protetor de gônadas (Figura 3).



Figura 1: Avental plumbífero.



Figura 2: Protetor de Tireoide.



Figura 3: Protetor de gônodas.

Identificação - Em seguida foi realizada a identificação dos mesmos para criar rastreabilidade e foi criada uma marcação de 4 letras e 4 números sequencias e de acordo com a classificação do tipo de EPIs: Avental plumbífero, protetor de gônodas e protetor de tireoide.

Cadastro no software de manutenção - O Grupo Fleury utiliza software de manutenção para a gestão do banco de dados do parque de equipamentos e EPIs.

Foi realizado o cadastro de todos EPIs, vinculando os mesmos a unidade e setor pertencente, possibilitando assim a localização de cada protetor de vestimenta.

Controle de qualidade dos EPIs - O controle de qualidade dos EPIs foi realizado por uma empresa de Física Médica especializada e devidamente regulamentada. Foram realizadas imagens radiográficas utilizando os equipamentos de Raios-x e Tomografia, tendo como objetivo a análise de estrutura e integridade dos EPIs.

Análise dos resultados e relatório - Após a realização das imagens dos EPIs, as mesmas foram analisadas pelo físico responsável, e verificado a integridade do material de blindagem. Foram gerados laudos de controle de qualidade, contendo as informações da análise e informada a devida utilização e condição dos EPIs, classificando-os em condição Satisfatória, Substituição Imediata e Substituição Não-imediata.

Ordem de serviço – Foi aberto no *software* de manutenção, ordens de serviço de controle de qualidade dos EPIs relatando o processo realizado.

Resultados

A identificação dos EPIs, de 4 letras e 4 números sequências para criar a rastreabilidade, foi realizada conforme a Figura 4, de acordo com a classificação (Tabela 1.). Como há higienização com álcool, foi testada, aprovada e utilizado tinta de tecido não tóxica branca para a demarcação nos EPIs.



Figura 4: Etiqueta de identificação dos EPIs.

Tabela 1: Classificação dos EPIs.

Classificação	Etiqueta
Avental de plumbífero	AVEN
Protetor de tireoide	TIRE
Protetor de gônodas	GONO

Foi executado o controle de qualidade em 347 EPIs, onde foi consolidado conforme sua classificação, permitindo quantificar o estados dos EPIs no controle de qualidade, classificando-os em condição: satisfatório, substituição imediata e substituição não imediata (Tabela 2).

Tabela 2 – Consolidado de classificação.

EPI	S	S.N.I	S.I
Avental de plumbífero	162	26	9
Protetor de tireoide	65	8	4
Protetor de gônodas	58	10	5

A realização do controle de qualidade dos EPIs, constatou que algumas unidades de vestimenta encontravam-se esteticamente preservada, porém, após a exposição para teste, verificou-se que a blindagem, estava com furos e/ou rachaduras sendo diagnosticado a necessidade de substituição imediata dos EPIs que estavam com o isolamento não satisfatório para utilização.

Discussão

A realização do Controle de Qualidade dos equipamentos de proteção individual de acordo com as normas de proteção radiológica (Portaria/MS/SVS nº. 453, de 01 de junho de 1998) possibilitou a ação preditiva na substituição dos EPIs classificados como substituição não imediata. Atribui-se esta classificação aos EPIs que contem rompimentos não significativo, menores que 1 cm, possibilitando sua utilização por mais 06 meses, sem colocar o usuário em vulnerabilidade de radiação.

Visando a garantia da segurança, e o padrão de qualidade do Grupo Fleury, todos os EPIs atribuídos a

classificação de substituição não imediata, foram substituídos após diagnóstico.

Em algumas unidades verificou-se o armazenamento dos EPIs de forma errada, e foi sugerido que os mesmos sejam armazenados estendidos horizontalmente ou em suporte apropriado, evitando-se danos à integridade. Para casos de transporte, recomendou-se que os EPIs sejam enrolados, e não dobrados, com a finalidade de evitar rachaduras.

Conclusão

A Gestão do Controle de Qualidade dos Equipamentos de Proteção Individual, na Área de Radiodiagnóstico garante a segurança do colaborador e paciente.

Na realização dos controle de qualidade, diagnosticou-se que 18 EPIs encontravam-se corrompidos, porém a mesma foi substituída no ato do diagnóstico. A execução dos testes permitiu a tomada de ações preditivas perante os EPIs que encontravam-se em situação de substituição não imediata, assim prevenindo o rompimento de sua isolação e exposição do paciente as radiações ionizantes antes da nova realização do teste.

A não realização do controle de qualidade, torna-se negligente, pois o usuário encontra-se em situação de risco, sendo exposto as doenças causadas pela emissão da radiação ionizante, que tem grande impacto na saúde do usuário.

Deste modo, este trabalho deve ser executado por todas as instituições da área da saúde, pois a mesma serve como garantia do serviço e segurança oferecido ao cliente.

Agradecimentos

À toda equipe de Engenharia Clínica do Grupo Fleury e a equipe de física médica que colaborou para elaboração desse trabalho.

Referências

- [1] Dimenstein, Renato. Manual de Proteção Radiológica Aplicada ao Radiodiagnóstico. São Paulo: SENAC; 2001.
- [2] Santos, Geldis Cardozo. Manual de Radiologia: Fundamentos e Técnicas. Edição 01. Yendis; 2010.

ANÁLISE DE PROTOCOLO PARA AVALIAÇÃO DA FORÇA PALMAR APLICADO EM TRABALHADORES DO SETOR ELETROMECHANICO

Juliano de Trotta*, Lucas Mengui Beraldo*, Leandra Ulbricht*

*PPGEB/Universidade Tecnológica Federal do Paraná, Curitiba, Brasil
jtrota26@hotmail.com

Resumo: A mensuração da força muscular de preensão palmar através da dinamometria manual é uma das variáveis para estimar a capacidade funcional dos membros superiores. O objetivo deste estudo foi analisar os resultados dos exames de dinamometria de preensão palmar em funcionários de uma empresa eletromecânica de Curitiba. O estudo foi retrospectivo, transversal e descritivo, com os dados da dinamometria de preensão palmar em 2004 funcionários saudáveis e acima de 29 anos. As variáveis avaliadas foram submetidas ao teste de Kolmogorov-Smirnov com correção de Lilliefors, classificados conforme os pontos de corte indicados por Heredia et al. (2005) considerando-se a faixa etária de cada indivíduo. Como resultado, verificou-se que existem tabelas de referência de dinamometrias palmares com ampla variabilidade de valores e que a comparação entre valores de referência com a proposta de percentis, é em geral, de baixa concordância para a população de funcionários do setor eletromecânico, mostrando a necessidade de se desenvolver uma proposta com maior concordância à população avaliada.

Palavras-chave: Força da mão; dinamometria; saúde ocupacional

Abstract: *The main variable to estimate the functional capacity of the upper limbs is the measurement of prehension muscular strength through manual dynamometry. Our objective is to evaluate the palmar prehension dynamometry test applied to laborers of an electromechanical industry at Curitiba (Brazil), comparing these results with reference values. We conducted a retrospective, transversal, and descriptive investigation based on the palmar prehension dynamometry test, with 2004 subjects consisting of healthy employees with age above 29 years. The results were evaluated through a Kolmogorov-Smirnov test, with Lilliefors correction, and categorized according to thresholds considering each individual's age, as suggested by Heredia et al (2005). The results indicated a large variability in the palmar dynamometry reference table. Additionally, the correspondence between the suggested percentile analysis and the reference values is low when considering electromechanical industry laborers population. Our results indicate the necessity of developing new methodology that better correspond to the subject population's results.*

Keywords: *Hand Force; grip strength; occupational health.*

Introdução

A força muscular é uma das principais capacidades físicas e existem tecnologias específicas para mensurar a força muscular dos indivíduos [1]. Entre elas está a dinamometria isocinética, que é considerada padrão-ouro para avaliação da força muscular. Porém, é um método de alto custo e pouco acessível para a grande maioria dos profissionais nas empresas [2] [3].

Como segunda opção se tem o dinamômetro isométrico, que é um equipamento portátil, de baixo custo, de fácil manipulação e aplicabilidade [4] [5]. Possui ainda, alta eficácia podendo servir de suporte para decisões em várias especialidades profissionais [1], entre elas, as de âmbito da medicina ocupacional, pois esta considera a capacidade funcional muscular, como um importante fator preventivo e de prognóstico para o desempenho de atividades laborais, capaz de fornecer por meio dos valores quantitativos de força, informações sobre desordens musculoesqueléticas [6].

Com estes dinamômetros, produzem-se muitos estudos científicos de diversas nacionalidades relacionando a força muscular com as características particulares dos indivíduos em situações patológicas ou de hígidez [7] [8] [9]. Contudo, observa-se que estas tabelas internacionais de padronizações de valores dinâmométricos são conflitantes quando usados em diferentes populações. Além disso, existem muitas metodologias sendo utilizadas para aferir a força de preensão palmar, o que dificulta ainda mais a padronização efetiva do procedimento, elevando a variabilidade dos resultados [10] [11].

Nesta perspectiva, este estudo teve como objetivo analisar os resultados dos exames de dinamometria em funcionários do setor eletromecânico da região metropolitana de Curitiba, com o intuito de verificar a adequação dos valores de referência para força de preensão palmar existentes na literatura e elaborar uma proposta que tenha uma concordância maior para a população avaliada.

Materiais e métodos

Esta pesquisa foi caracterizada por um estudo retrospectivo, transversal e descritivo. Foram considerados para este estudo, os prontuários de 2004 funcionários saudáveis do setor eletromecânico da região metropolitana de Curitiba, com idade de 30 a 63

anos, que fizeram exame de dinamometria entre junho de 2014 e julho de 2015.

O teste de dinamometria (dinamômetro da marca KRATOS, modelo ZM, resolução de 0 a 100 kgf x 1 kgf) foi aplicado durante os exames clínicos ocupacionais rotineiros na empresa, segundo as normas da *American Society Of Hand Therapists* (ASHT) de 1992 [12], ombro levemente aduzido, cotovelo fletido a 90 graus, o antebraço em meia pronação e punho em posição neutra

Foram analisados os seguintes dados dos prontuários: Idade, gênero, altura, peso, avaliação por dinamometria do membro dominante e não dominante.

Os valores foram segregados conforme o gênero considerando-se a faixa etária de cada indivíduo e classificados conforme os pontos de corte indicados por Heredia et al. (2005) [13], que serviu de base metodológica para este estudo. As variáveis categóricas foram descritas a partir de frequência relativa e absoluta.

A metodologia de Heredia [13] foi desenvolvida com 517 voluntários sadios (267 mulheres e 229 homens) com idade entre 17-97 anos. A partir dela foram definidos os pontos de corte nos percentis: 2,5^o(P2,5); 5^o(P5); e 10^o(P10), sendo estes os percentis aplicados na amostra do estudo deste artigo, dividido conforme gênero e faixas etárias: 30 a 39 anos; 40 a 49 anos; 50 a 59 anos; e 60 anos ou mais.

Para análise dos dados, foi utilizada a estatística descritiva com medidas de posição e dispersão. As variáveis foram submetidas ao teste de Kolmogorov-Smirnov com correção de Lilliefors e todas apresentaram distribuição não-normal, assim foram utilizadas medidas não-paramétricas no tratamento dos dados. As medidas contínuas são descritas a partir dos valores de mediana e amplitude interquartil.

Em seguida a classificação desenvolvida foi comparada com a referência através do Índice de Kappa, sendo a concordância classificada como: baixa se inferior 0,400; média se entre 0,400 e 0,749; e alta quando acima de 0,749. Todos os testes foram realizados no SPSS v21.0 considerando um nível de significância de 0,05.

Resultados

A tabela 1, apresenta os dados descritivos dos 2004 funcionários analisados, em relação a idade, massa, estatura, IMC e força muscular palmar no lado de dominância e mão não dominante.

As idades variaram entre os 30 a 63 anos, sendo 1738 (86,73%) são homens com mediana de idade de 40 anos, e 266 (13,27%) são mulheres, com mediana de idade de 37 anos (Tabela 1).

Quanto ao gênero, houve diferença na força de preensão palmar entre homens e mulheres, sendo os homens 46,9% em média mais fortes do que as mulheres. Reforçando o conceito que a idade e o gênero são os principais determinantes da força de preensão palmar [14].

Tabela 1: Dados descritivos da amostra.

	Masculino		Feminino	
	Mediana	Amplitude Interquartil	Mediana	Amplitude Interquartil
Idade (anos)	40,00	12,00	37,00	9,30
Massa (Kg)	80,00	16,00	64,50	13,30
Estatura (m)	1,72	0,09	1,60	0,10
IMC (M/E ²)	26,80	4,40	29,90	4,60
Mão Dom. (kgf)	43,00	14,00	22,00	11,00
Mão ND (kgf)	40,00	13,00	22,00	10,00

Verifica-se nas tabelas 2, que existe prevalência da concentração da faixa etária dos 30 a 39 anos para ambos os sexos, representando 46,3% (804) dos homens e 63,2% (168) das mulheres para esta faixa etária, sendo que os homens de um modo geral, apresentam-se com uma faixa etária mais avançada que as mulheres.

Tabela 2 – Frequência pela faixa etária e gênero.

Faixa etária	Gênero	Frequência	Porcentual	% acumulativa
30-39	homem	804	46,3	46,3
	mulher	168	63,2	63,2
40-49	homem	641	36,9	83,1
	mulher	87	32,7	95,9
50-59	homem	287	16,5	99,7
	mulher	11	4,1	100,0
>60	homem	6	0,3	100,0
	mulher	x	x	X
Total	homem	1738	100,0	X
	mulher	266	100,0	X

Os dados do estudo mostraram que para homens a mão dominante gerou uma força de 43 kgf de mediana e que um quarto desta população possui força muscular palmar abaixo de 29 kgf. Já na mão não-dominante os resultados mostraram uma mediana de força de 40 kgf, e um quarto desta população com força inferior a 27 kgf.

Quadro 1: Quadro comparativo de estudos em diversos países com valores médios de força muscular palmar na idade de 20 e 45 anos.

Estudos	País	Homens		Mulheres	
		MD	MND	MD	MND
Valores médios para indivíduos de 20 anos					
Mathiowetz et al., 1985	E.Unidos	54,9	47,4	31,9	27,7
Hanten et al., 1999	E.Unidos	54,4	49,9	31,3	28,6
Härkönen et al., 1993	Filândia	47,5	x	30,1	x
Butler, 1997	Nova Zel.	58,8	59,9	35,6	32,7
Agnew & Maas, 1982	Austrália	41	36	29	24,1
Caporrino et al., 1998	Brasil	42,8	40,7	30	27,2
Schlüssel et al., 2008	Brasil	45,8	43,8	27,2	25,6
Este estudo	Brasil	40,2	39,7	24,8	22,7
Valores médios para indivíduos de 45 anos					
Mathiowetz et al., 1985	E.Unidos	49,8	45,7	28,2	25,4
Hanten et al., 1999	E.Unidos	54,9	48,5	33,1	29,9
Härkönen et al., 1993	Filândia	50,8	x	30,2	x
Luna-H. et al., 2005	Espanha	53	44,5	30,2	27,9
Butler, 1997	Nova Zel.	51,6	49	35,1	33,2
Agnew & Maas, 1982	Austrália	44	38	28,5	21,8
Caporrino et al., 1998	Brasil	44,2	39,6	32,4	29,1
Schlüssel et al., 2008	Brasil	43,2	41,6	27	25,7
Este estudo	Brasil	44,8	43,2	17,3	15,3

Schlüssel et al., 2008 [11], modificado pelo autor.

O Quadro 1, mostra que os valores médios de força em outros países de modo geral, são maiores que nos estudos brasileiros. Entretanto, quando aplicado o valor de corte de Heredia na população aqui estudada em comparação com a referência, resulta em uma concentração maior de pessoas no percentil acima de 10, exceto apenas para a mão não dominante masculina (Tabela 3).

Tabela 3: Distribuição de pessoas entre referência e proposta conforme gênero.

		Masculino				Feminino			
		Referência*		Proposta		Referência*		Proposta	
		%	nº	%	nº	%	nº	%	nº
Mão Dominante	<P2,5	2,1	(37)	2,2	(38)	22,9	(61)	2,3	(6)
	<P5	4,1	(72)	2,8	(49)	30,5	(81)	2,6	(7)
	<P10	23,9	(416)	8,6	(149)	46,2	(123)	9,8	(26)
	>P10	76,1	(1322)	91,4	(1589)	53,8	(143)	90,2	(240)
Mão Não-Dominante	<P2,5	2,2	(38)	2,0	(34)	10,5	(28)	1,9	(5)
	<P5	2,9	(51)	4,3	(74)	14,7	(39)	1,9	(5)
	<P10	8,2	(142)	9,2	(160)	22,2	(59)	10,2	(27)
	>P10	91,8	(1596)	90,8	(1578)	77,8	(207)	89,8	(239)
Total	P100	86,7%(1738)				13,3%(266)			

*Heredia et al., 2005 [13].

As tabelas 4 e 5, corroboram com esta perspectiva, mostrando a divisão por percentis da população de funcionários do setor eletromecânico desta pesquisa. De um modo geral, elas evidenciam que existe maior concentração destes funcionários na faixa acima do percentil 10 (>10), o que os coloca em uma posição “mais forte” do que a utilizada na referência.

Tabela 4: Percentis entre referência e proposta em relação ao lado de dominância, em homens.

Percentis	Lado dominância	Proposta				Total	
		<P2,5	<P5	<P10	>P10		
Referência	<P2,5	MD	25	12	0	0	37
		MND	21	14	3	0	38
	<P5	MD	13	10	12	0	35
		MND	3	10	0	0	13
	<P10	MD	0	9	68	267	344
		MND	10	16	45	20	91
	>P10	MD	0	0	0	1322	1322
		MND	0	0	38	1558	1596
Total	MD	38	31	80	1589	1738	
	MND	34	40	86	1578	1738	

MD: mão dominante. MND: mão não-dominante

Tabela 5: Percentis entre referência e proposta em relação ao lado de dominância, em mulheres.

Percentis	Lado dominância	Proposta				Total	
		<P2,5	<P5	<P10	>P10		
Referência	<P2,5	MD	6	1	18	36	61
		MND	5	5	5	13	28
	<P5	MD	0	0	0	20	20
		MND	0	0	7	4	11
	<P10	MD	0	0	1	41	42
		MND	0	0	5	15	20
	>P10	MD	0	0	0	143	143
		MND	0	0	0	207	207
Total	MD	6	1	19	240	266	
	MND	5	5	17	239	266	

MD: mão dominante. MND: mão não-dominante

Confirmando estes conflitos, o índice de Kappa, mostra que existe baixa concordância para os valores encontrados com os valores da referência de Heredia quando aplicado nesta população de funcionários (Tabela 6)

Tabela 6: Índice de Kappa (Concordância na classificação).

	Homens	Mulheres
Mão dominante	0,389	0,125
Mão não-dominante	0,633	0,372

Discussão

Como os dados não são paramétricos, a forma usada de sumarizar os valores foi através de medianas e percentis, mesmo assim foi necessário obter médias aritméticas para servir de critério de comparação com os estudos elencados na literatura, o que confirmou o fato que os números médios de força dos estudos internacionais [15] são divergentes da média nacional, sendo de modo geral superiores e mais ainda, do encontrado nesta população de funcionários da indústria eletromecânica.

Além disso, quando se aplica os valores referência de corte internacionais em estudos nacionais, como no estudo de Heredia et al. [13], verifica-se que a concentração nos percentis muda de característica. Configurando um cenário, de modo geral, com maior concentração de pessoas nos percentis dos valores de força mais elevados. Por exemplo, como ocorre na mão dominante feminina, onde se percebe que segundo a referência de corte de Heredia et al., apenas 53,8% estão concentradas acima do percentil 10, enquanto que na proposta deste estudo, estas mulheres estão 90,2% concentradas neste mesmo percentil (Tabela 3). Esta situação subsidia a necessidade da criação de uma nova proposta de avaliação, adaptada aos parâmetros verificados na população brasileira.

Schlüssel [11], explica que as variações de valores de referência provavelmente ocorrem entre indivíduos de diferentes nacionalidades, devido: 1- as etnias das populações dos pesquisados, e o exemplo é a comparação dos estudos da Nova Zelândia com o da Austrália, que apesar de estarem geograficamente próximos, possuem diferentes origens étnicas; 2- alterações de calibração dos dinamômetros; 3- diferentes modelos de dinamômetros usados.

Assim, o uso de valores de corte dinamométricos de um estudo produzido em uma determinada população, pode produzir resultados conflitantes quando o mesmo valor é aplicado para outras populações de etnias diferentes.

O teste de dinamometria palmar tem-se mostrado um importante coadjuvante na avaliação médica de aptidão e acompanhamento dos funcionários durante os exames ocupacionais na indústria eletromecânica. Porém, mostra-se a necessidade de ter uma correta interpretação dos valores de referência de normalidade que estejam de acordo com a população que por ela será submetida.

Os resultados encontrados nesta pesquisa mostram que existe uma ampla variação de valores de referência dinâmométricos palmares e que mesmo com diversas tabelas de normatização destes valores, a aplicação em populações como a de trabalhadores do setor eletromecânico, pode apontar uma equivocada percepção de anormalidade, causando inaptidões equivocadas ou investigações médicas desnecessárias.

Conclusão

Atualmente a força muscular medida por meio da dinamometria palmar é um marcador de situações de saúde ou de doença. Por causa de sua característica preventivista, evolutiva e diagnóstica, ela é utilizada por profissionais de diversas áreas. No entanto, a análise dos resultados aponta que existem diferenças de baixa concordância entre a tabela de padronização de valores dinâmométricas na população de funcionários do setor eletromecânico quando comparada com a referência de Heredia, demonstrando uma lacuna para a continuidade de estudos que tenham como objetivo a adequação destes valores.

Agradecimentos

Agradeço a colaboração de Wally Auf Der Strasse, Maria Cristina Lima e Carolina Santos, de valor inestimável para a realização deste estudo.

Referências

- [1] Soares AV, Carvalho Júnior JMC, Fachini J, Domenech SC; Borges Júnior NG. Correlação entre os testes de dinamometria de preensão palmar, escapular e lombar. *Rev. Acta Brasileira do Movimento Humano*. 2012; 2(1):65-72.
- [2] Aquino CF, Vaz DV, Brício RS, Silva PLP, Ocarino JM, Fonseca ST. A utilização da dinamometria isocinética nas ciências do esporte e reabilitação. *Revista Brasileira Ciência & Movimento*. 2007; 15(1):93-100.
- [3] Américo SPF, Souza VV, Guimarães CQ, Rolla AFL. Utilização do teste de 1-RM na mensuração da razão entre flexores e extensores de joelho em adultos jovens. *Revista Brasileira de Medicina do Esporte*. São Paulo. 2011; 17(2):111-14.
- [4] Fernandes AA, Marins JCB. Teste de força de preensão manual: análise metodológica e dados normativos em atletas. *Fisioterapia em Movimento*. Curitiba. 2011; 24(3):567-78.
- [5] Limberger VR, Pastore CA, Abib RT. Associação entre dinamometria manual, estado nutricional e complicações pós-operatórias em pacientes oncológicos. *Revista Brasileira de Cancerologia*. 2014; 60(2):135-41.
- [6] Koley S, Saintider PK. Correlations of handgrip strength with selected hand-arm-anthropometric variables in indian inter-university female volleyball players. *Asian journal of sports medicine*. 2011; 2(4):220-6.
- [7] Roberts HC, Denison HJ, Martin HJ, Patel HP, Syddall H, Cooper C, Sayer AA. A review of the measurement of grip strength in clinical and epidemiological studies: towards a standardized approach. *Oxford Journals*. 2011; 40(4):423-9.
- [8] Zuñiga MEL, Villamor AP, Munõz LAR. Dinamometria como examen predictor de desordens musculoesqueléticos (DNE) de membros superiores em trabajadores dês setor floricultor. [Especialización en Salud Ocupacional]. Bogotá: Universidad Del Rosário; 2011.
- [9] Nascimento MFN, Benassi R, Salvador ACDS, Gonçalves LCO. Valores de referência de força de preensão manual em ambos os gêneros e diferentes grupos etários. Um estudo de revisão. *EFDesportes.com [revista digital]*. Buenos Aires. 2010; 15(151).
- [10] Durward BR, Baer GD, Rowe PJ. *Movimento funcional humano: mensuração e análise*. 1 ed. São Paulo: Manole; 2001.
- [11] Schlüssel MM, Anjos LA, Kac G. Dinamometria manual e seu uso na avaliação nutricional. *Revista de Nutrição*. 2008; 21(2):233-5.
- [12] American Society Of Hand Therapists. *Clinical assessment recommendations*. Chicago: The society; 1992.
- [13] Heredia L, Peña MG, Galiana RJ. Handgrip dynamometry in healthy adults. *Clinical Nutrition*. Edinburgh, Scotland. 2005; 24(2):250-58.
- [14] Mendes J, Azevedo A, Amaral TF. Força de preensão da mão – quantificação, determinantes e utilidade clínica. *Arquivos de Medicina*. Porto. 2013; 27(3):115-20.
- [15] Innes EV. Handgrip strength testing: a review of the literature. *Australian Occupational Therapy Journal*. 1999; 46(3):120-40.

MODELO DE FERRAMENTA GERENCIAL DE APOIO À DECISÃO PARA PRIORIZAR A COMPRA DE EQUIPAMENTOS MÉDICO-ASSISTENCIAIS

G. T. Cruz*, B. F. De S. Lima**, L. R. F. Ribeiro***, D. M. Pereira****

* Rede Primavera, Aracaju, Brasil

**Hospital Universitário Lauro Wanderley, João Pessoa, Brasil

***Hospital das Clínicas, Recife, Brasil

**** Universidade Federal de Pernambuco, Recife, Brasil

e-mail: gtzorc@gmail.com

Resumo: O Hospital Universitário Público é destinado a formar recursos humanos através do ensino e da pesquisa como também, atender à população exclusivamente pelo Sistema Único de Saúde – SUS. Este trabalho aborda a forma de utilização de recursos públicos para a aquisição de equipamentos médico assistenciais (EMA) de acordo com as prioridades e demandas do Hospital Universitário Público. O objetivo foi desenvolver um modelo de ferramenta gerencial de suporte a decisão de compra de EMA utilizando a Teoria de Utilidade Multicritério (MAUT). O uso deste modelo possibilita priorizar, através de critérios, o investimento de recursos financeiros na aquisição de EMA, imprescindível para a instituição de saúde.

Palavras-chave: Engenharia clínica, aquisição de equipamentos, teoria da utilidade multicritério, priorização de compra.

Abstract: *The Public University Hospital has the finality of building human resources through learning and research as well of providing medical assistance to people, exclusively by the Unified Health System. This work is about the use of public resources in acquiring medical equipments considering the priorities and demands of a Public University Hospital. The objective was to develop a model of managing tool to support decision in medical equipments purchase, using Multi-Attribute Utility Theory (MAUT). The use of this model allows prioritizing, with the use of criteria, the use of economical resources in medical equipment acquisition, indispensable for the health institution.*

Keywords: *Clinical Engineering, Multi-Attribute Utility Theory (MAUT), medical equipment*

Introdução

O Hospital Universitário Público (HUP) é um Estabelecimento de Assistência à Saúde (EAS) cujo objetivo principal é formar recursos humanos e desenvolver tecnologia para a área da saúde através do ensino e da pesquisa, além de oferecer serviços de saúde à população através do Sistema Único de Saúde (SUS). [1]. A aquisição de novos EMA em um HUP é sempre um processo longo. Quando o recurso financeiro é disponibilizado, existem várias demandas de aquisição de EMA que necessitam serem atendidas de imediato.

Diante desta problemática comum aos HUP e EAS

públicos de forma geral, este trabalho apresenta um modelo de ferramenta de apoio à decisão para priorizar a aquisição de EMA, baseado na MAUT. O trabalho desenvolvido apresenta os seguintes pontos: Análise de informações literárias e do estado da arte acerca dos assuntos propostos; Apresentação da MAUT; Definição de cada critério e subcritério utilizado, bem como a definição dos seus respectivos pesos; Aplicação do MAUT em uma relação de compra de EMA; Apresentação de resultados com ordenamento de prioridade das aquisições de EMA..

Materiais e métodos

Engenharia Clínica (EC) – Setor que planeja, controla e programa as manutenções em EMA em um hospital. Também é de sua competência realizar estudos de viabilidade de incorporação de novas tecnologias em EMA conforme o objetivo do hospital. O Engenheiro Clínico é “aquele profissional que aplica e desenvolve os conhecimentos de engenharia e práticas gerenciais às tecnologias de saúde, para proporcionar uma melhoria nos cuidados dispensados ao paciente” [2].

Aquisição de Equipamentos Médico-Assistenciais

– O investimento dos equipamentos quando correlacionado à complexidade e à renovação/incorporação de tecnologias no hospital, varia de aproximadamente, R\$ 65 mil a R\$ 90 mil por leito [3].

Comitê decisor – O decisor é um ou um grupo de indivíduos que tem o poder da decisão final sobre um assunto ou uma ação. É imprescindível que seja formado um Comitê Multidisciplinar de Padronização de Aquisição de EMA (CMPAEMA).

Modelo de Decisão – A Teoria da Utilidade tem por objetivo desenvolver um modelo matemático que permita quantificar a desejabilidade do decisor associando aos bens um valor para representar um critério de escolha [4]. A MAUT, foi originada através da Teoria da Utilidade, adicionando-a à questão de resoluções de atividades com múltiplos objetivos [5]. Portanto, se C é um universo de opções “w” selecionáveis, basta indexar o valor “X”, como por exemplo: X_n , que são denominados critérios. Estes, representam consequências distintas quando se julga uma opção e são, normalmente, mensurados em unidades divergentes. Para selecionar uma opção “w” em C que seja compatível com $X_1(w)$, $X_2(w)$, $X_3(w)$, ...,

$X_n(w)$, um *rank* de prioridade ou valor é atribuído. Sendo assim, determina-se uma Função Utilidade (FU) (função de valor escalar) “p”. Define-se a “**Equação 1**” no espaço das consequências com a seguinte propriedade:

$$p(X_1, X_2, X_3, \dots, X_n) \geq p(X'_1, X'_2, X'_3, \dots, X'_n) \Leftrightarrow (X_1, X_2, X_3, \dots, X_n) > (X'_1, X'_2, X'_3, \dots, X'_n) \quad (1)$$

Portanto, dado uma função “p”, o decisor optará por um “w” em C, tal que “p” atinja o valor máximo. A função de valor “p” permite comparar níveis distintos de vários critérios indiretamente através da magnitude $X_i, i = 1, 2, 3, \dots, n$ [6,7].

Em acordo com o comitê decisor, propõe-se três critérios (áreas) fundamentais com os seus devidos pesos: Avaliação Clínica (55 pontos), Avaliação Técnica (45 pontos) e Avaliação Administrativa (100 pontos). Para tanto, dever ser preenchido um questionário informando as notas, de acordo com a tabela 1, para cada subcritério pelo(s) profissional(is) competente(s) da área.

Avaliação Clínica é um critério destinado a ser respondido pelo responsável médico e/ou de enfermagem do EAS, onde deverão ser pontuados os itens:a) Riscos: é uma análise qualitativa onde o profissional pontuará de acordo com a classe do equipamento (Classe I, II, III) classificado pela norma da Agência Nacional de Vigilância Sanitária (ANVISA) [8]. Peso de 20% determinado pelo comitê decisor; b) Urgência: é uma análise qualitativa onde o decisor pontuará de acordo com um nível de grau de importância. Subcritério criado de acordo com a especificidade do HUP. Peso de 35% determinado pelo comitê decisor; c) Frequência de uso: é uma análise quantitativa onde o decisor pontuará informando a utilização ou previsão de uso do EMA a ser adquirido. Subcritério criado de acordo com a especificidade do HUP. Peso de 20% determinado pelo comitê decisor; d) Abrangência: é uma análise quantitativa onde o decisor pontuará informando quantos procedimentos e clínicas o EMA auxiliará. Subcritério criado de acordo com a especificidade do HUP. Peso de 15% determinado pela EC com embasamento nas estatísticas da instituição; e) Categoria: é uma análise qualitativa onde o profissional pontuará de acordo com a norma da ANVISA [8]. Peso de 10% determinado pelo comitê decisor.

A Avaliação Técnica é um critério destinado a ser respondido pelo Engenheiro Clínico onde deverão ser pontuados os itens:a) Criticidade: é uma análise qualitativa onde a pontuação se dará de acordo com o nível de importância do EMA para o EAS. Subcritério criado de acordo com a especificidade do HUP. Peso de 35% determinado pelo comitê decisor; b) Custo de manutenção :é uma análise quantitativa onde a pontuação será dada de acordo com o percentual do custo de substituição. Subcritério determinado através de literatura existente [9]. Peso de 30% determinado pelo comitê decisor;c) Quantidade de EMA: é uma análise quantitativa onde a pontuação será de acordo com a quantidade de

EMA a serem adquiridos. Subcritério criado de acordo com a especificidade do HUP. Peso de 25% determinado pelo comitê decisor; d) Assistência técnica: é uma análise qualitativa onde a pontuação será de acordo com a localidade da assistência técnica. Subcritério criado de acordo com a especificidade do HUP. Peso de 10% determinado pelo comitê decisor.

A Avaliação Administrativa é um critério destinado a ser respondido pelo representante administrativo-financeiro, onde deverão ser pontuados os itens:a) Motivação: é uma análise qualitativa pontuada de acordo com o nível de importância para o hospital. Subcritério criado de acordo com a especificidade do HUP. Peso de 60% determinado pelo comitê decisor; b) Custo do EMA: é uma análise quantitativa onde a pontuação será de acordo com a disponibilidade de recurso financeiro disponível para a aquisição do(s) EMA. Subcritério criado de acordo com a especificidade do HUP. Peso de 40% determinado pelo comitê decisor.

Aplicação do MAUT – Os critérios estabelecidos estão sintetizados na “**Tabela 1**”.

Tabela 1: Critérios estabelecidos e subcritérios

CRITÉRIO	SUBCRITÉRIO	DESCRIÇÃO	ATRIBUTO	PESO
AVALIAÇÃO CLÍNICA	RISCO	CLASSE I	1	20%
		CLASSE II	3	
		CLASSE III	5	
	URGÊNCIA	NÍVEL 1	1	35%
		NÍVEL 3	3	
		NÍVEL 5	5	
	FREQUÊNCIA DO USO	01 VEZ POR MÊS	1	20%
		01 VEZ POR SEMANA	3	
		USO DIÁRIO	5	
	ABRANGÊNCIA	01 PROCEDIMENTO MULTICLÍNICA	1	15%
		VÁRIOS PROCEDIMENTOS 01 CLÍNICA	3	
		VÁRIOS PROCEDIMENTOS MULTICLÍNICA	5	
	CATEGORIA	EQUIPAMENTO DE DIAGNÓSTICO	1	10%
		EQUIPAMENTO DE APOIO MÉDICO	3	
		EQUIPAMENTO DE TERAPIA	5	
AVALIAÇÃO TÉCNICA	CRITICIDADE	BAIXO	1	35%
		MÉDIO	3	
		ALTO	5	
	CUSTO DE MANUTENÇÃO (% DO PRODUTO)	ALTO (VALOR > 35%)	1	30%
		MÉDIO (5% ≤ VALOR < 35%)	3	
		BAIXO (VALOR < 5%)	5	
	QUANTIDADE DE EMA	> 20	1	25%
		5 < VALOR ≤ 20	3	
		1 < VALOR ≤ 5	5	
	ASSISTÊNCIA TÉCNICA	TEM NO PAÍS	1	10%
TEM NA REGIÃO		3		
TEM NO ESTADO		5		
AVALIAÇÃO ADMINISTRATIVA	MOTIVAÇÃO	ATUALIZAÇÃO	1	60%
		AMPLIAÇÃO	3	
		OBSOLESCÊNCIA	5	
	CUSTO DO EMA	≥ R\$ 100.000,00	1	40%
		R\$ 10.000,00 ≤ VALOR < R\$ 100.000,00	3	
		< R\$ 10.000,00	5	

Scores Proporcionais: Método para Atribuição de Utilidade - Baseado na **Tabela 1** atribuem-se notas à lista de EMA que possuem solicitação de compra, de acordo com a preferência do decisor.. Após a obtenção

das notas para cada critério, faz-se a normalização, para a faixa de 0 (valor mais baixo) a 1 (valor mais alto). As notas com valores intermediários devem ser calculadas pelo método dos *Scores* proporcionais. Esse é um método, entre outros, que atribui a utilidade de cada critério. Sua escala é linear, variando de 0 a 1. Sendo o valor de utilidade 1 dado à opção superior e o valor de utilidade 0 dado à opção inferior. Calcula-se através da “Equação 2” O resultado obtido será o valor utilidade para cada critério.

$$U_i(x) = \frac{x - \text{Valor Inferior}}{\text{Valor Superior} - \text{Valor Inferior}} \quad (2)$$

Swing Weighting: É um método, dentre outros, usado para atribuir pesos K_i a cada uma das funções $U_i(x_i)$. O método é desenvolvido em quatro passos, expressos a seguir: 1º Passo: Construir uma tabela mostrando na primeira linha o *Benchmark* (pior solução possível) dentro dos critérios em questão. Definido o *Benchmark*, em cada uma das linhas a seguir varia-se ficticiamente cada um dos critérios de forma a haver uma graduação para a melhor condição possível. Nesse caso há uma hipotetização do resultado de cada critério. Para fins desse trabalho, as hipóteses dos resultados dos critérios foram chamadas de “**Consequência a comparar**”; 2º Passo: Arbitrar, na tabela, um *rank* entre as opções. O caso *Benchmark* será o inferior ficando sempre em último lugar. No entanto, para os demais critérios, o decisor determinará o *rank* conforme seu fator de prioridade; 3º Passo: Atribuir pontos para cada critério conforme seu *rank*. Pela definição do método, o *Benchmark* recebe 0 pontos e o caso de *rank* 1, recebe 100 pontos. O decisor determinará os pontos dos demais critérios. Ao final somam-se os pontos; 4º Passo: Calcular o peso de cada critério usando a “Equação 3”:

$$\text{Peso do Atributo} = \frac{N^{\circ} \text{ de Pontos do Atributo}}{\text{Total de Pontos}} \quad (3)$$

O **Quadro 1** apresenta como montar a tabela do método apresentado

Quadro 1: Método *Swing Weighting*

Critérios	Consequência a comparar	Rank	Pontos	Peso
Benchmark	Não é efetivo, de difícil decisão, de difícil execução, não existe orçamento			
Avaliação Clínica	É efetivo, fácil decisão, difícil execução, não existe orçamento			
Avaliação Técnica	É efetivo, fácil decisão, fácil execução, não existe orçamento			
Avaliação Administrativa	É efetivo, fácil decisão, fácil execução, existe orçamento			
Total				

O valor de utilidade total para cada EMA e atribuído através do valor de utilidade de cada critério e o peso K_i . Pode-se calcular o valor de utilidade total de cada equipamento da lista, através da “Equação 4”.

$$U(X_1, X_2, \dots, X_m) = \sum_{i=1}^m (K_i U_i(x_i)) \quad (4)$$

A opção com melhor valor de utilidade total dentre as opções fornecidas, será evidenciada utilizando o MAUT. Assim sendo, apresenta-se a ordem de opções com *rank* de prioridade de aquisição de EMA.

Resultados

Para testar o modelo de ferramenta proposta, foi utilizada uma lista hipotética de solicitação de compra de EMA baseada em um dos Hospitais onde atuam os autores deste trabalho. A lista segue na **Tabela 2**. Os pesos dos critérios, o *rank* e os pontos foram inseridos de acordo com a experiência dos autores na área de Engenharia Clínica. Baseado na **Tabela 1**, o resultado obtido encontra-se no **Quadro 2**.

Tabela 2: Lista de Compra de Equipamentos

EMA	QUANTIDADE
BISTURI ELÉTRICO	05
REPROCESSADORA DE ENDOSCÓPIOS	02
CARDIOVERSOR	15
ELETROCARDIOGRAFO	15
MONITOR DE SINAIS VITAIS	18

Quadro 2: Notas atribuídas para cada critério

CRITÉRIOS	PESOS	SUBCRITÉRIOS	EMA				
			BISTURI ELÉTRICO	REPROCESSADORA DE ENDOSCÓPIOS	CARDIOVERSOR	ELETROCARDIOGRAFO	MONITOR DE SINAIS VITAIS
AVALIAÇÃO CLÍNICA	20%	RISCO	3	5	5	3	5
	35%	URGÊNCIA	5	3	5	1	3
	20%	FREQÜÊNCIA DE USO	5	5	1	5	5
	15%	ABERGÊNCIA	5	3	5	5	5
	10%	CATEGORIA	5	1	5	3	5
NOTA FINAL			4,6	3,6	4,2	3,0	4,3
AVALIAÇÃO TÉCNICA	35%	CRITICIDADE	5	1	5	3	5
	30%	CUSTO DE MANUTENÇÃO	3	5	3	5	3
	25%	QUANTIDADE DE EMA	3	5	3	3	3
	10%	ASSISTÊNCIA TÉCNICA	5	5	5	5	5
	NOTA FINAL			3,9	3,6	3,9	3,8
AVALIAÇÃO ADMINISTRATIVA	60%	MOTIVAÇÃO	1	5	5	3	3
	40%	CUSTO DO EMA	3	3	1	3	5
	NOTA FINAL			1,8	4,2	3,4	3,0

De posse das notas finais de cada EMA para cada critério, faz-se na normalização. Para o valor mais baixo atribui-se 0 e para o mais alto, 1. As notas com valores intermediários devem ser calculadas pela “Equação 2”. O resultado está apresentado no “Quadro 3”. Esta é a utilidade de cada critério segundo o método de Scores Proporcionais

Quadro 3: Utilidade de cada critério (Scores proporcionais para os três critérios)

EMA	AValiação CLÍNICA	AValiação TÉCNICA	AValiação ADMINISTRATIVA
BISTURI ELÉTRICO	1,000	1,000	0,000
REPROCESSADORA DE ENDOSCÓPIOS	0,375	0,000	1,000
CARDIOVERSOR	0,750	1,000	0,667
ELETROCARDÍOGRAFO	0,000	0,667	0,500
MONITOR DE SINAIS VITAIS	0,813	1,000	0,833

Utiliza-se então do método *Swing Weighting* para cálculo dos pesos. A determinação do rank é de acordo com a preferência do decisor. O **Quadro 4** apresenta o resultado dos pesos.

Quadro 4: Pesos (método *Swing Weighting*)

CRITÉRIOS	CONSEQUENCIA A COMPARAR	Rank	PONTOS	PESO
BENCHMARK	NÃO É EFETIVO, DE DIFÍCIL DECISÃO, DE DIFÍCIL EXECUÇÃO, NÃO EXISTE ORÇAMENTO	4	0	0,000
AValiação CLÍNICA	É EFETIVO, FÁCIL DECISÃO, DIFÍCIL EXECUÇÃO, NÃO EXISTE ORÇAMENTO	2	55	0,275
AValiação TÉCNICA	É EFETIVO, FÁCIL DECISÃO, FÁCIL EXECUÇÃO, NÃO EXISTE ORÇAMENTO	3	45	0,225
AValiação ADMINISTRATIVA	É EFETIVO, FÁCIL DECISÃO, FÁCIL EXECUÇÃO, EXISTE ORÇAMENTO	1	100	0,500
TOTAL			200	1,000

Com o valor de utilidade de cada critério e o peso K_i , pode-se calcular o valor de utilidade total de cada equipamento da lista, através da “Equação 4”. A opção com maior valor de utilidade total dentre a lista fornecida, será evidenciada utilizando o MAUT. Assim, **gráfico 1** apresenta, em ordem, o resultado do valor da utilidade total para cada EMA.

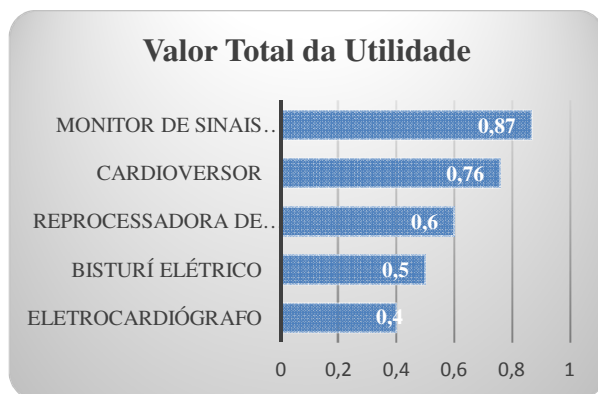


Gráfico 1: Prioridade de compra de EMA após aplicação do método proposto

Conclusão

A partir dos resultados obtidos, ainda que em uma aplicação hipotética, conclui-se que este trabalho apresenta uma ferramenta que pode e deve ser explorada na prática de planejamento de compras de EMA em um EAS sempre que não for possível determinar as prioridades de compras com facilidade. Sua aplicação também pode ser estendida à outras áreas dentro de um EAS, definindo rotinas essenciais na tomada de decisão.

Referências

- [1] HOSPITAIS UNIVERSITÁRIOS. Disponível em: <http://portal.mec.gov.br/index.php?option=com_content&view=article&id=12267&Itemid=513>. Acesso em: 8 maio 2016;
- [2] RAMIREZ, E. F. F.; CALIL, S. J. Engenharia Clínica: Parte I - Origens (1942-1996). Semina: Ci. Exatas/ Tecnol. Londrina, v. 21, n. 4, p. 27-33, dezembro 2000;
- [3] GONÇALVES, E. L.; ACHÉ, C. A. O Hospital-Empresa: Do Planejamento à Conquista do Mercado. Revista de Administração de Empresas, São Paulo, {1999. P. 84-97. Disponível em: <<http://rae.fgv.br/sites/rae.fgv.br/files/artigos/71.pdf>>. Acesso em: 9 maio 2016;
- [4] SOUZA, F. M. C. Decisões Racionais em Situações de Incerteza. Recife: Fernando Campello de Fundação Peirópolis, 2 ed. Rev. Ampl. 2007. 366p;
- [5] TEIXEIRA, J. E. C. T.; BELDERRAIN, M. C. N. Aplicabilidade da Teoria de Utilidade Multicritério (MAUT) na Seleção de Sistemas de Ensino Brasileiro. Cobenge2011. Blumenau, 2011. Disponível em: <<http://www.abenge.org.br/CobengeAnteriores/2011/sexoestec/art2068.pdf>>. Acesso em: 9 maio 2016;
- [6] GOMES, L. F. A. M.; MOREIRA, A. M. M. Da informação à tomada de decisão: agregando valor através dos métodos multicritério. Recife, 1998;
- [7] ALMEIDA, A.T. Modelagem multicritério para seleção de intervalos de manutenção preventiva baseada na teoria da utilidade multicritério. In: Pesquisa Operacional, Rio de Janeiro, 2005. Disponível em: <<http://www.scielo.br/pdf/pope/v25n1/24251.pdf>>. Acesso em: 9 maio 2016;
- [8] MANUAL PARA REGULARIZAÇÃO DE EQUIPAMENTOS MÉDICOS NA ANVISA. Brasília: ANVISA/GQUIP, 2010, 170 p. Disponível em: <<http://docplayer.com.br/379019-Manual-para-regularizacao-de-equipamentos-medicos-na-anvisa.html>>. Acesso em: 25 maio 2016;
- [9] CALIL, S. J.; Teixeira, M. S. Saúde & Cidadania - Gerenciamento de Manutenção de Equipamentos Hospitalares. São Paulo: Fundação Petrópolis, 1998. 127p.

PROPOSIÇÃO DE CALIBRAÇÃO DE EQUIPAMENTO DE AFÉRESE

A. A. Santos*, M.A. Marciano*, R. L. Rezer*

*Hospital Moinhos de Vento, Porto Alegre, Brasil
e mail: marcelo.marciano2000@gmail.com

Resumo: Está em desenvolvimento nos estabelecimentos de saúde, o controle de qualidade por meio da calibração dos equipamentos biomédicos, de forma sistematizada e abrangente à grande gama de tecnologias hospitalares disponíveis. Desta forma, este trabalho visa propor e demonstrar um método de realizar a qualificação de equipamento de aférese, por meio de calibração do equipamento, antes da liberação para o primeiro uso. Como resultados são demonstrados os valores obtidos na calibração de um equipamento de aférese, referente ao protocolo *MNC* (remoção de células mono-nucleares), a pressão de acesso e a pressão de retorno.

Palavras-chave: Qualificação de Incorporação, Equipamentos Biomédicos, Calibração Máquinas de Aférese.

Abstract: *It is under development in health establishment, a quality control through the calibration of biomedical equipment, in a systematic and comprehensive way of the wide range of available hospital technology. Thus, this work aims to propose and demonstrate a method of qualification of the apheresis equipment through of the equipment calibration, before to release it for the first time use. As results are shown the values obtained in a calibration of an apheresis equipment, relating to the MNC protocol (removal of mononuclear cells), the pressure of access and return pressure.*

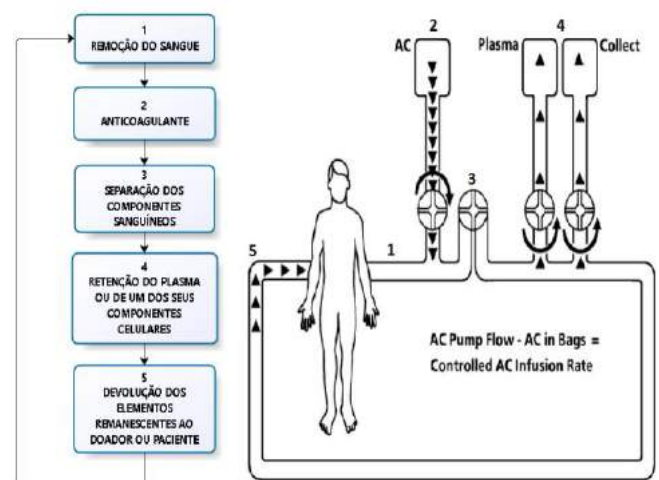
Keywords: *Qualification of Incorporation, Biomedical Equipment, Calibration of Apheresis Machines.*

Introdução

Dentre as patologias humanas, estão as doenças hematológicas, imunodeficiências, doenças genéticas e alguns tumores como o câncer de mama. Um dos tratamentos disponíveis é o transplante do próprio doador (denominado autólogo) e de doadores sadios (denominado alogênico) de células progenitoras do sangue periférico (PBSC). Estas células classificadas como CD34+ são células com grande capacidade de auto-renovação e potencial proliferativo, o que possibilita a sua diferenciação em células progenitoras de todas as linhagens sanguíneas e a reconstituição da população hematopoiética a partir de uma única célula. Constituem de 0,05% a 0,1% da medula óssea humana e das células hematopoiéticas circulantes [1-2]. Para a coleta e tratamento neste procedimento invasivo e seguro, é utilizado um equipamento separador de células, denominado de Máquina de Aférese, que em

grego significa separação. A Aférese terapêutica é a remoção de uma substância ou de um componente do sangue total de um indivíduo. Uma das etapas mais importantes do processo é a introdução do anticoagulante suficiente para que os componentes do sangue não coagulem ou aglutinem-se quando são processados através do equipamento de aférese. A taxa de fluxo de anticoagulante não pode ser alta, para evitar uma reação adversa no doador / paciente. Dependendo da quantidade de anticoagulante devolvido, pode gerar sintomas físicos leves, tais como formigamento das extremidades até o potencial dano real para o doador / paciente [3]. Através deste equipamento pode-se remover o plasma (Plasmaférese), os leucócitos (Leucaférese / Linfocitaférese), plaquetas (Plaquetaférese) ou os eritrócitos (Eritrocitaférese) [4].

A máquina de aférese realiza a separação dos hemocomponentes e hemoderivados do sangue periférico por meio de uma tecnologia que utiliza forças de efeito centrífuga, a qual, células com densidades maiores ficam segmentadas em camadas específicas, onde podem ser identificadas e coletadas, por intermédio de uma circulação extracorpórea induzida pelo próprio equipamento. As etapas básicas da Aférese, são a remoção do sangue total de um doador ou paciente, separação dos componentes sanguíneos, retenção do plasma ou um de seus componentes celulares e posteriormente a devolução dos elementos remanescentes ao doador ou paciente [5]. O princípio de funcionamento deste equipamento é demonstrado nas figuras 1a e 1b [6].



Figuras 1a e 1b – Circuito de aférese

E apenas uma pequena parcela deste sangue sofrerá a ação destas forças onde ocorre a separação, denominada de aférese. Após o término deste processo contínuo, que leva em torno de três a cinco horas, coleta-se o componente desejado, em uma bolsa de coleta. Quanto a operação deste equipamento, vale salientar que este procedimento é iniciado pelo o médico que realiza a programação dos parâmetros do protocolo denominado de remoção de células mononucleares - *MNC* (cálculo se baseia na quantidade de hematócrito coletado do doador autólogo ou alogênico, no dia do procedimento) [7]. O médico faz a programação inicial e acompanha o processo, conforme o estado do paciente ou doador. Avalia necessidade de alteração do tempo ou fluxo, como também insere a idade, sexo e peso do paciente ou doador. Ao final do processamento é possível coletar as células de plasma, plaquetas, linfócitos, granulócito e eritrócito, conforme a necessidade. A Figura 2 demonstra as densidades específicas de cada célula sanguínea [8].



Figura 2 – Demonstração das densidades específicas de cada célula.

Considerando o exposto, dado relevância, criticidade e cuidados necessário no método de separação de células, por tecnologia denominada de Aférese, nos preocupamos em entender como os testes com estes equipamentos são realizados. Ao avaliar com o fabricante do equipamento, especialistas da área e pesquisas de forma geral, quais eram os métodos de certificação da efetividade do funcionamento e resultado do procedimento realizado pela máquina de aférese, foi verificado que um item da RDC 57 [9], denominado de calibração, não necessariamente é realizada de forma sistematizada. Isto posto, evidencia-se a necessidade de certificar o funcionamento adequado de equipamento de aférese, por meio da calibração, tanto antes da liberação para utilização quanto ao decorrer do ciclo de vida. Este trabalho visa propor e demonstrar um método de realizar a qualificação de equipamento de aférese, por meio de calibração do equipamento, além da realização dos testes quantitativos usuais, antes da liberação para o primeiro uso.

Método

Durante este processo, foram verificados regulamentos para controle da qualidade destes equipamentos e normas que adequam seu uso. Foi solicitado ao fabricante os limites de operação e as tolerâncias dos parâmetros avaliados, bem como

procedimentos para análise da conformidade da saída de fábrica.

Foi verificada a RDC 57, na qual estabelece no Art. 11: que “Os serviços de hemoterapia devem possuir equipamentos compatíveis com as atividades realizadas e estabelecer programa que inclua validação inicial, qualificação, calibração, manutenção preventiva e corretiva dos equipamentos e instrumentos, mantendo os respectivos cronogramas e registros”.

Ao avaliar com o fabricante do equipamento e especialistas técnicos da área, quais eram os métodos de certificação da efetividade do funcionamento e resultado do procedimento realizado pela máquina, foi verificado que frequentemente, o método utilizado é a verificação semestral dos pontos por comparação destes parâmetros técnicos e físicos. Os parâmetros avaliados são os referentes a pressão de acesso, pressão de retorno, pressão de vazamentos, sensores de pressão, rotação das centrifugas, bombas de circulação, sensor de hemácias e a conversão digital destes parâmetros.

De acordo com a pesquisa realizada com especialistas médico-assistenciais no assunto, foi informado que normalmente a forma de verificação da performance da máquina é a análise da contagem dos hemocomponentes e hemoderivados dos pacientes, pós procedimento. Neste caso, quando a qualidade do processamento não é a adequada, há necessidade de informar ao paciente que deverá realizar um novo procedimento e conseqüentemente se expor novamente.

A seguir, na figura 3 tem-se o fluxo do método, com as etapas de trabalho.

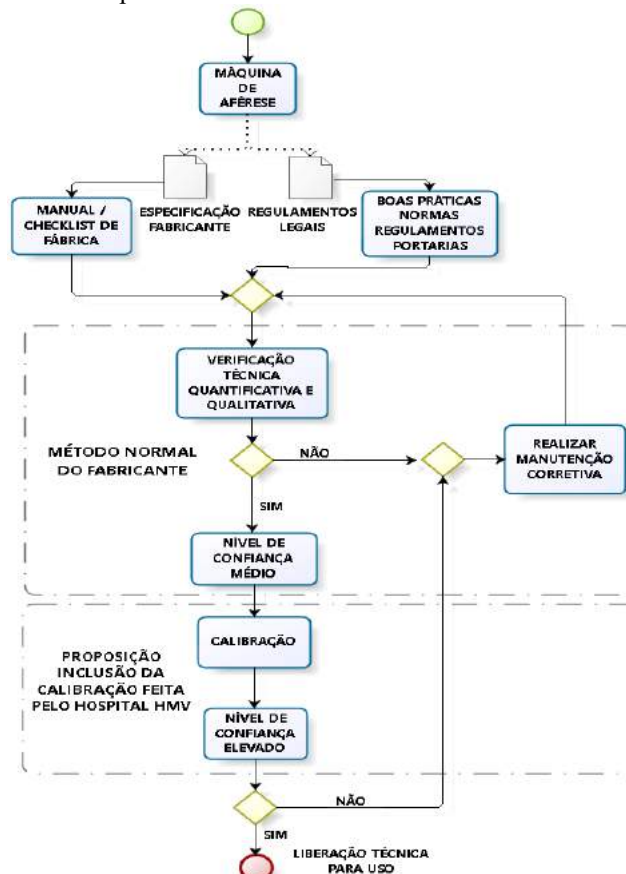


Figura 3 - fluxo do método, com as etapas de trabalho.

Conforme demonstrado na figura 3, foi proposto a inclusão da etapa de calibração do equipamento, como forma de elevar o nível de confiança da Aférese.

Resultado

Para realizar a calibração, foi contratada uma empresa de calibração capacitada, a qual avaliou as incertezas envolvidas e os desvios padrões em conjunto com os técnicos do hospital que auxiliaram nesta atividade, por prover acesso aos modos de serviço do equipamento.

Foram avaliados os seguintes parâmetros: pressão de acesso (mmHg), pressão de retorno (mmHg) e protocolo *MNC* em volume (ml). O método de calibração para medição do volume foi medir o volume através de pesagem do líquido por tempo. Para medição de pressão foi realizada comparação com padrão. Os materiais utilizados para a calibração foram: Balança digital, Cronômetro digital e Analisador de Pressão.

Os resultados da calibração foram apresentados conforme a tabela 1 a seguir.

Tabela 1: Apresentação dos dados medidos do equipamento referente ao: a) protocolo *MNC*, b) a pressão de acesso e c) a pressão de retorno

Aférese - Protocolo <i>MNC</i> - Bolsa de Coleta					
Sel.	Valor	Erro	Incerteza	Erro total	Tolerância
(ml)	Medido	Médio			
175	179,10	4,10	± 0,01	4,11	6%
Aférese - Pressão de Acesso					
Sel.	Valor	Erro	Incerteza	Erro total	Tolerância
(mmHg)	Medido	Médio			
-265	-270,00	-5,00	± 0,01	5,01	12%
-150	-147,00	3,00	± 0,01	3,01	12%
-50	-54,00	-4,00	± 0,01	4,01	12%
Aférese - Pressão de Retorno					
Sel.	Valor	Erro	Incerteza	Erro total	Tolerância
(mmHg)	Medido	Médio			
52	50,00	-2,00	± 0,01	2,01	12%
254	256,00	2,00	± 0,01	2,01	12%
403	408,00	5,00	± 0,01	5,01	12%

Desta forma o procedimento de calibração, foi adicionado aos testes quantitativos que foram realizados para este tipo de equipamento e complementaram o procedimento proposto de qualificação do equipamento de Aférese antes da liberação técnica para utilização.

Dentre os testes quantitativos também realizados estão os relacionados a: verificação da tensão de bateria das placas *master*; teste de resistência de proteção ao terra; corrente de fuga; verificação das tensões CA e CC; verificação e calibração dos sensores de pressão; verificação funcional do detector de hemácias; verificação de velocidade de rotação das bombas; simulação com solução salina; dentre outros.

Discussão

Foi evidenciado que os parâmetros comparados

na calibração estavam dentro das tolerâncias indicadas pelo fabricante. Constatou-se também, que em todas as medições ocorreram variações entre o ajustado e o medido (mesmo que dentro da faixa de tolerância).

Desta forma, podem ocorrer situações dos parâmetros estarem muito próximos à tolerância permitida ou até mesmo fora dela. Ainda mais se aplicarmos técnicas de probabilidade (que consideram as incertezas de medição) para avaliar se o valor medido, está dentro do limite máximo permitido.

Outro ponto a avaliar são os tipos de protocolos e testes que devem ser realizados nestes equipamentos de forma que possam exigir e refletir, da forma mais adequada, a efetividade do processo de separação de células sanguíneas realizada pela máquina .

Considerações Finais

Considerando o exposto, há necessidade de consolidar critérios e maior abrangência de testes e calibrações nos equipamentos de aférese para evitar o uso inicial ou rotineiro sem calibrações prévias que possam qualificar o desempenho e desta forma evitar riscos e possibilidades de exposições dos pacientes.

Referências

- [1] QUESENBERRY, Peter J.; COLVIN, Gerald A.; BEUTLER, Ernest; LICHTMAN, Marshall A.; KIPPS, Thomas J.; COLLER, Barry S.; “Williams Hematology ”, North America, v. 6, p.153-174, 2001.
- [2] ZERLOTTI, Helena W.G.; NORONHA, José F.A.; “Identificação de células tronco hematopoiéticas: citometria de fluxo convencional versus contador hematológico automatizado”, Ver, Brasileira, hematologia e hemoterapia , P.169-172, 2003.
- [3] GRIMM, Daniel J. Apheresis system with anticoagulant flow, US, Baxter, 2005.
- [4] MENDRONE, Alfredo Jr.; TATSUI, Nelson H. “Aféreses Terapêuticas” Cap. 21, p. 257-271. São Paulo, Roca, p.288, 2001.
- [5] HLAVINKA, Dennis J.; FELT, Thomas J.; Centrifugal separation method for separating fluid components US, Google Patents, Gambro, 1999.
- [6] GAMBRO. Modelo Cobe Spectra. Manual de Introdução ao Usuário. Rev. E, 2001.
- [7] SCHMALDIENST, Sabine; GOLDAMMER, Andreas; Derfler, Kurt; HÖRL, Walter H.; KNÖBL, Paul; “Local anticoagulation of the extracorporeal circuit with heparin and subsequent neutralization with protamine during immune adsorption” Division of Hematology and Blood Coagulation, University of Vienna, September, v.36, p. 490-497, 2000.
- [8] OTAVIANO, Divino J.; Avaliação sorológica para doenças infecciosas transmissíveis por transfusão em receptores de sangue, Hospital Geral de Palmas, Brasil Dissertação de Mestrado, 2015.
- [9] ANVISA – Agência Nacional de Vigilância Sanitária. Resolução RDC nº 57, 2010.

A ATIVIDADE DE ENGENHARIA CLÍNICA NO POLO MÉDICO DO RECIFE

R. J. G. Bezerra*, M. E. B. Malta*, R. L. C. Júnior* e A. F. D. Silva**

*Estudante de Graduação em Engenharia Biomédica, UFPE, Recife, Brasil
**Professor do Departamento de Engenharia Biomédica, UFPE, Recife, Brasil
e-mail: digoguerra@gmail.com

Resumo: Este trabalho consiste na análise da atividade da engenharia clínica nos hospitais do Polo Médico do Recife (PMR). Na análise é considerada a evolução da atividade como reconhecimento pelos hospitais da importância em envolver o novo perfil profissional na dinâmica hospitalar. Discute-se, também, as modalidades de contrato dos serviços de engenharia clínica utilizados pelos hospitais e empresas especializadas nos serviços. É, ainda, observada a evolução da participação do engenheiro biomédico nas decisões sobre a qualidade dos serviços de engenharia biomédica como um integrante da grande área das Tecnologias da Saúde.

Palavras-chave: polo médico, engenharia clínica, tecnologias da saúde.

Abstract: *This work it is about the analysis of the Clinical Engineering activity in hospital of the Medical Polo in Recife (PMR). In the analysis is considered the activity evolution as recognition of the importance to involve the new professional profile on the hospital dynamic. It also discusses the contract modalities of the Clinical Engineering services used by hospitals and specialized companies. It is observed the evolution of the Biomedical Engineer participation on the decisions about the quality of biomedical engineering services, as a member of the area of health technology.*

Keywords: *medical cluster, clinical engineering, health technology*

Introdução

A engenharia clínica começou a aparecer no Polo Médico do Recife (PMR) em 1997 a partir dos serviços prestados por uma empresa privada especializada na área. Inicialmente, engenheiros que trabalhavam nos hospitais de Recife realizando serviços de manutenção nos equipamentos médico-hospitalares, ou assessoria em gestão, decidiram criar uma empresa específica para dar suporte aos problemas que iam sendo identificados nos hospitais do polo, que até então, não possuíam setor apropriado para suprir suas necessidades.

A rotina no parque hospitalar era o descarte de peças e acessórios dos equipamentos quando danificavam, sendo abandonados, implicando na aquisição de novas

peças. A falta de conhecimento especializado incorria em alto custo para as unidades hospitalares.

O Polo Médico do Recife – PMR

Fundado no final da década de 1970 o PMR deve sua origem devido à existência do Hospital da Restauração (principal hospital público do Estado), do Hospital Pedro II (na época Centro Universitário da UFPE, que foi depois transferido para o campus com a denominação Hospital das Clínicas), do IMIP - Instituto Materno Infantil de Pernambuco (hospital filantrópico criado em 1960) e do HEMOPE (Hemocentro do Estado). Essas instituições se concentram numa região intermediária da capital. Como muitos médicos atuavam nesses hospitais foram naturalmente instalando suas clínicas nas proximidades. Assim, o PMR se consolidou naquela área e hoje padece da confluência do trânsito de grande parte da cidade.

O PMR é atualmente o segundo maior do Brasil, com indicadores econômicos bastante significativos: 32,9 mil empregos diretos e cerca de 8.200 leitos (2010). É um dos maiores recolhedores de ISS do Recife com arrecadação de R\$7,9 milhões.[1]

O PMR é um *cluster* constituído por financiadores, compradores de serviços, empresas operadoras de planos de saúde, cobrindo mais de 1.802.356 pessoas, representando em torno de 20% do total dos usuários na região Nordeste. A cadeia produtiva apresenta alguns indicadores relevantes como número de hospitais e clínicas, aproximadamente, 1.499 estabelecimentos privados, de um total de 1.722, dos quais 47 hospitais. Além disso, outros indicadores como 345 aparelhos de ultrassom, 52 mamógrafos, 41 tomógrafos computadorizados, 18 aparelhos de ressonância magnética. Atualmente o polo já conta com três unidades de PET-Scan, sendo um no hospital universitário da UFPE e um robô cirurgião numa unidade privada, que já despertou na concorrência o interesse pela inovação. É ainda fator de destaque o componente do complexo denominado “turismo hospitalar” que qualifica grande procura por pacientes estrangeiros que vêm ao polo médico em busca de qualidade e custo. São estes elementos que colocam o PMR como o segundo no País.[1][2]

Engenharia clínica no PMR

A engenharia clínica [3] foi e ainda é, a atividade motivadora e predominante dos engenheiros biomédicos que atuam no polo recifense. Foi através dessa atividade que os hospitais compreenderam a importância da profissão com um perfil de engenharia na dinâmica hospitalar. Esse aspecto se encaixa na evolução da profissão no âmbito da Administração Hospitalar enquanto atividade técnica relacionada ao gerenciamento dos equipamentos, dos processos e da inovação direcionados aos cuidados com a saúde[4].

O setor de Engenharia Clínica é responsável pela gestão dos equipamentos médico-hospitalares, que inclui serviços de calibração, de manutenções preventivas, de inspeções, além de outras atividades técnicas de apoio às carências dos hospitais. A obrigatoriedade do serviço em cada hospital veio com a Norma RDC-nº63. Com essa determinação os hospitais (públicos e privados) passaram a adotar formas distintas de contratação para atender a exigência. Assim sendo, no polo de Recife se configuram três modalidades de contratos entre os hospitais e as empresas de engenharia clínica: a engenharia clínica própria, a mista e a terceirizada.

No serviço “próprio” o hospital implanta sua equipe que é responsável por todo o gerenciamento, mas incorre nos custos de aquisição de todos os equipamentos de calibração, aferição, etc. tendo ainda que considerar as consequências de garantia da qualidade e rastreabilidade do laboratório. Essa opção necessita de um alto investimento inicial, mas vem sendo exercida por algumas unidades tradicionais, como Real Hospital Português, Hospital Nossa Senhora do Ó e as unidades do Grupo Hapvida. Na modalidade “híbrida”(mista) as responsabilidades são divididas entre o hospital e uma empresa contratada. O hospital garante a contratação da equipe técnica (engenheiro e técnico) enquanto a empresa contratada implanta a metodologia de qualidade padronizada e garante a gestão do setor. Cada parte assume um pouco os ônus e os dividendos do serviço obrigatório à qualidade da saúde. Esta modalidade é atualmente empregada no IMIP e no Hospital das Clínicas da UFPE. Na modalidade “terceirizada” o hospital contrata uma empresa especializada para a gestão dos equipamentos médico-hospitalares e toda a responsabilidade de gerenciamento das atividades pertinentes ao serviço ficam a cargo dessa empresa. Com efeito, essa modalidade é largamente empregada por hospitais privados que adotam a terceirização em vários outros serviços que se desenrolam no hospital, como limpeza, exames laboratoriais, alimentação, etc.

As demandas pelos serviços de engenharia clínica no Polo Médico de Recife foram promotoras do surgimento das empresas que hoje atuam no atendimento aos hospitais. Tomando como referência a criação do Curso em Engenharia Biomédica da UFPE em 2001, quando havia apenas uma empresa de

engenharia clínica (TECSAÚDE) e uma empresa de inovação que desenvolvia equipamentos médico-hospitalares (TMED), quinze anos após verifica-se não apenas o crescimento em número de empresas, mas, principalmente, a expansão do atendimento para quase todos os hospitais do polo recifense e de outros Estados do País, inclusive no Centro-Sul. As empresas vêm absorvendo os egressos do curso da UFPE que atuam, sobretudo, na engenharia clínica. Em suma, constata-se que a atividade de engenharia clínica se consolidou efetivamente no PMR em hospitais públicos e privados e proporcionou o empreendedorismo, com a expansão dos serviços gerando novas empresas e expandindo suas fronteiras.

Outro aspecto investigado na pesquisa trata-se da busca pela melhoria da qualidade do atendimento à saúde, com vistas à implantação do sistema de gestão e qualidade baseado na metodologia ISO. Apenas uma empresa foi identificada com o selo ISO-9001 obtido em 2004. A empresa foi uma das pioneiras no polo médico. Mas, também, em outra forma de qualificação como a certificação de laboratório metrológico pela RBC (NB-17026 INMETRO), que é mais apropriada para as empresas que se dedicam mais à metrologia. Também é perceptível a frágil conexão do Polo com o setor de P&D existente no Recife, em particular com a Universidade Federal de Pernambuco e o Porto Digital. Entretanto, algumas iniciativas já começam a se concretizar, como também a atração de empresas com outras finalidades a exemplo da MV, e Pró-Delphos, que se instalaram no Polo traduzindo a efervescência do complexo e apontando para o conceito de triangulação entre P&D, tecnologia da saúde e indústria da saúde. [4]

Discussão sobre a atuação das empresas de engenharia clínica no PMR

A análise apresentada neste artigo foi baseada em consultas bibliográficas, entrevistas com profissionais da engenharia clínica que atuam no polo de Recife, em consultas na internet e na experiência vivenciada em hospitais públicos e privados. Dos 45 Hospitais pesquisados, 7 possuem Engenharia clínica própria, 2 Engenharia Clínica mista e 36 possuem contrato com as empresas terceirizadas. Entre as empresas terceirizadas, o número de contratos em Pernambuco se distribui ao longo de todo o território (Zonas da Mata, Agreste e Sertão).

As três principais empresas de engenharia clínica utilizam o mesmo software de gerenciamento clínico, que desde o seu surgimento em 2005, consolidou-se no mercado nacional e internacional. Atualmente abrange vários Estados no Brasil, com significativa presença em São Paulo e em alguns países da América Latina e cujo contrato se dá com uma multinacional.

Até 2004 o controle das informações era realizado de forma simples, com um inventário dos equipamentos, utilizando-se para isso planilhas do tipo Excel, documento Word, ou mesmo ordens de serviços em documentos impressos. Em 2005 foi desenvolvido o

primeiro software exclusivo para gestão dos equipamentos médico-hospitalares por uma empresa sediada no Recife, contribuindo para a mudança de comportamento nos hospitais que começaram a adotar procedimentos mais técnicos, embora esses avanços chegassem aos hospitais mais pela via das empresas de engenharia clínica contratadas do que efetivamente como uma incorporação no hospital com um todo.

Para a implantação da gestão de equipamentos médico-hospitalares (EMH) é necessário considerar a importância do serviço a ser executado e principalmente a forma de gerenciar a realização dos mesmos.

A gestão de equipamentos não se limita apenas às realizações de manutenções corretivas, apesar de serem de extrema importância. É necessário que o setor responsável pela gestão tenha conhecimento de todos os equipamentos pertencentes à instituição e saiba da importância de cada um para os setores de origem. É igualmente importante a elaboração de cronograma de manutenção preventiva dos equipamentos, bem como o estabelecimento dos procedimentos de calibração. Também é necessária a implementação de uma rotina de manutenção, desde a chegada do equipamento no Setor de Engenharia Clínica até sua devolução ao setor de origem e dos procedimentos de instalação de novos equipamentos.

As manutenções corretivas, as quais normalmente demandam maior tempo de trabalho da equipe de engenharia clínica, nos hospitais visam gerar um baixo custo para a instituição e são realizadas desde acessórios de baixa complexidade (como sensores de oximetria, cabos de ECG, entre outros) até equipamentos de média e alta complexidade (como monitores multiparamétricos, ventiladores pulmonares, aparelhos de anestesia, bisturis elétricos, etc). Equipamentos de diagnóstico por imagem como tomógrafo, ressonância magnética, PET-Scan, aparelho de angiografia, raio-x e ultrassons, por serem de alta complexidade e bastante específicos, possuem contrato de manutenção com os respectivos fabricantes, contratos esses que estão acobertados de troca de peças (tais peças são em geral de alto custo), manutenções periódicas, manutenções de emergência, apenas ficando a cargo da engenharia clínica a gestão destes contratos e o suporte para atendimento das assistências técnicas autorizadas.

Vale a pena ressaltar que nem sempre o reparo dos equipamentos é solucionado internamente, sendo necessária a realização de um serviço externo com uma assistência técnica especializada. É papel do gestor do projeto (o engenheiro biomédico), ir em busca da assistência técnica que melhor desempenhará o serviço e que ofereça o menor custo possível para a instituição. Deverá também ser analisado o histórico de manutenções do equipamento e seu tempo de funcionamento no hospital, uma vez que em alguns casos é mais interessante optar pela substituição do equipamento ao invés do seu conserto. Em hospitais de caráter público, a análise se torna ainda mais criteriosa, pois, sempre deve-se buscar o serviço que trará menor custo e maior benefício para a instituição, uma vez que

a manutenção e a atualização da aparelhagem é submetida a processo licitatório de compra, que prejudica a dinâmica hospitalar.

A compra de novos equipamentos é uma decisão exclusiva da instituição, sendo apenas responsabilidade da engenharia clínica a indicação e especificação do equipamento que melhor atenderá as necessidades do hospital. Efetivando-se o processo de compra, o novo equipamento será recebido pela engenharia, conferido e testado junto ao fornecedor a fim de comprovar de que o item entregue corresponde ao ofertado.

Nos dias atuais dentro do PMR as calibrações pontuais, serviços prestados em grande parte para hospitais com engenharia clínica híbrida ou própria, está se consolidando tanto no mercado local como no cenário nacional, de forma que o leque de atuações das empresas de engenharia hospitalar está aumentando cada vez mais. Tais calibrações são definidas em um simples contrato de prestação de serviço, onde são definidos os valores a serem cobrados por cada equipamento e os direitos e as obrigações de contratante e contratada. É da preferência de algumas empresas só prestarem este serviço a partir de um certo valor a ser pago, uma vez que a mesma necessita deslocar recursos para execução do serviço. Devido a especificidade da execução do mesmo é necessário que um engenheiro esteja responsável por todo planejamento do serviço pontual, desde a definição do contrato até a entrega dos resultados das calibrações (como certificados e etiqueta de realização do serviço). Isso qualifica e autentica a eficiência do processo que está sendo realizado pontualmente em determinado cliente.

Conclusão

A engenharia clínica é uma atividade profissional relativamente nova no Brasil, apesar que nos Estados Unidos e Canadá e em outros países mais desenvolvidos da Europa já esteja consolidada e, ainda, bastante diversificada. Considera-se, também, o fato de no Brasil a existência de órgãos de classe profissionais para as engenharias e outras formações profissionais que, de certa forma, regula e disciplina a competência da atividade profissional. Isto não acontece nos países citados, como também não ocorre, aqui no Brasil, para profissionais de outras formações, por exemplo, na área de Tecnologia da Informação.

Nos últimos anos a engenharia biomédica, no sentido amplo, tem estado no topo das ocupações de emprego mais procuradas nos Estados Unidos da América [5][6] e isto se dá não especificamente na formação de engenheiro, mas na ampla capacidade de especializações e de atividades que já alcançou aquele país e, certamente, outros países desenvolvidos. Dessa forma, é de se esperar que nos próximos anos as atividades de tecnologias e cuidados com a saúde deverão se estender no Brasil, a medida que os hospitais e demais instituições que atuam na tecnologia da saúde percebem a carência de novos serviços especializados.

Neste trabalho foi destacado como a engenharia biomédica foi se apresentando como uma necessidade imperiosa na rotina dos hospitais do PMR. Embora esta atividade já seja bastante empregada no polo médico de São Paulo, no Recife foi possível destacar como a atividade foi sistematicamente abrindo seu espaço e conquistando credibilidade. Também foi destacado que as formas de relacionamento com esse novo profissional estão ainda numa dinâmica que não se estabilizou. As instituições adotam modalidades diferentes em função da necessidade que identificam. Por outro lado, em virtude da criação do Curso de Graduação de Engenharia Biomédica da UFPE ter sido um dos pioneiros no País e ter sua formação direcionada para o PMR foi possível identificar que a formação do engenheiro clínico está sendo fortalecida e se concretizando como uma necessidade constante no dia a dia das instituições de saúde. Assim, é importante que a formação desse novo profissional que estará abrindo ainda mais sua capacidade de atuação nos próximos anos seja tratada com maior profundidade nas instituições de ensino superior do Brasil que estão preparando este novo perfil.

Referências

- [1] LIMA, J PR e Fernandes A C, “Estudo da cadeia produtiva do segmento saúde no município do Recife”, Relatório Final de Atividades, Recife, 2012.p.50.
- [2] LIMA, J. P. R. (Coord.) et al., O Pólo Médico do Recife: Cadeia de Valor, Desafios e Oportunidades, Recife: Editora Universitária da UFPE, 2004.
- [3] ANTUNES E (Coord.) et al., Gestão da Tecnologia Biomédica – Tecnovigilância e Engenharia Clínica, ACODESS – Editions Scientifiques,2002.p.210.
- [4] Fustero J C; Arredondo A G. The Biomedical Engineer as a driver for Health Technology Innovation. In: 32nd Annual International Conference of the IEEE EMBS Buenos Aires, Argentina, August 31 - September 4, 2010.p.6844-6.
- [5] <http://www.bls.gov/news.release/pdf/ecopro.pdf>, consultado em 18/04/2016.
- [6] http://www.nytimes.com/2011/04/17/education/edlif/edl-17conted-t.html?_r=1, consultado em 18/04/2016.

CRITÉRIOS DE SELEÇÃO DE SERVIÇOS DE CALIBRAÇÃO DE EQUIPAMENTOS ELETROMÉDICOS

M.A. MARCIANO*, A.A. SANTOS*

*Hospital Moinhos de Vento, Porto Alegre, Brasil
marcelo.marciano2000@gmail.com

Resumo: Devido a importância da calibração de equipamentos biomédicos e a dificuldade de acesso à protocolos com proposições de critérios de seleção do serviço de calibração, no que tange a qualidade do processo e controle de calibração dos mesmos, este trabalho tem como objetivo propor critérios básicos e mínimos, de avaliação pré contratação, para seleção de serviço de calibração de Equipamentos Eletromédicos (EEM).

Palavras-chave: Critérios de Seleção, Serviços de Calibração, Tecnologia Médica.

Abstract: *Because of the importance of calibration biomedical equipment and the difficulty of access protocols with propositions of the calibration service selection criteria regarding the quality of biomedical equipment calibration process, this paper aims to propose basic and minimum criteria for evaluation preview hiring for selecting a calibration service for biomedical equipment.*

Keywords: *Selection Criteria, Calibration Services, Medical Technology.*

Introdução

O risco do uso de equipamentos sem a adequada avaliação metrológica ganhou destaque após 1990 com a publicação dos resultados do *Harvard Medical Practice Study* sobre eventos adversos. O referido estudo concluiu que 3,7% dos pacientes hospitalizados tiveram eventos adversos, sendo que 13,6 % dos incidentes foram mortais [1]. Na 55ª Assembleia Geral, a OMS fez um alerta especial aos países em desenvolvimento e subdesenvolvidos, onde a escassez de recursos, a falta de qualificação técnica do pessoal envolvido, a falta de uma infraestrutura adequada nos estabelecimentos assistenciais de saúde (EAS) e a incipiente legislação própria para o setor, poderia agravar a situação. Neste alerta, a OMS estimava ainda que cerca de 50 % dos EEM disponíveis nestes países estivessem operando fora dos padrões recomendados pelos fabricantes [2].

Num estudo realizado na Austrália, foi constatado que a utilização de um esfigmomanômetro que superestimava a pressão diastólica em 3 mmHg resultou em um aumento de 83% no número de pacientes com pressão arterial diastólica superior a 95 mmHg, ou seja, para cada 5 pacientes corretamente diagnosticados como hipertensos, outros 4 seriam

erroneamente diagnosticados como hipertensos. O estudo indicou 1 mmHg como o valor ideal para a incerteza da medição [3]. Outros riscos associados a equipamentos descalibrados, são os relacionados ao uso de cardioversor descalibrado que pode implicar em ineficácia no uso e eventuais causas de óbitos de pacientes; como também o vaporizador anestésico descalibrado que pode levar o paciente ao coma; ou autoclaves com parâmetros descalibrados, que devido a descalibração podem não esterilizar os produtos e como consequência pode propiciar contaminação aos pacientes, dentre outros exemplos [4].

As Normas técnicas existentes consideram limites para EEM no pré mercado, desconsiderando o pós reparo onde muitas características alteram-se. A Associação Brasileira de Normas Técnicas (ABNT) vem elaborando normas brasileiras e adaptando normas internacionais. Especificamente para EEM, atualmente a ABNT possui em torno de 59 normas. Por serem apenas normas técnicas, não são compulsórias isoladamente. A Resolução nº 444 de 1.999 da ANVISA as tornaram compulsórias para certificação de conformidade e obtenção de registro antes do lançamento do EEM no mercado [5]. Mais recentemente foram elaboradas três normas, que têm por objetivo o estabelecimento de procedimentos para a realização de testes recorrentes e testes após reparo: – IEC 62354 – *General Testing Procedures for Medical electrical equipment: (Technical Report)*. – IEC 62353 – *Medical Electrical Equipment – Recurrent Test and Test After Repair of Medical Electrical Equipment*. – IEC 62366 – *Medical Devices – General Requirements for Safety and Performance – Usability* [5].

A metrologia é fundamental para resguardar e garantir a saúde do cidadão, assegurando medições fidedignas, sendo fundamental a implementação de sistema de qualidade metrológica, por meio da competência técnica e confiabilidade metrológica tanto dos laboratórios e prestadores de serviço, quanto dos equipamentos médico hospitalares a serem calibrados [4]. A Norma ABNT NBR ISO/IEC 17025:2005, por exemplo, define os requisitos gerais para a competência dos laboratórios de ensaio e calibração [6]. Na área da saúde, inúmeras decisões médicas são tomadas com base nos resultados das medições fisiológicas dos pacientes, por meio de equipamentos de diagnóstico ou monitorização. Assim, estas medições assumem elevada relevância quanto a confiança dos resultados [7]. Além das restrições, dificuldades e a precariedade no controle

rígido de qualidade dos equipamentos biomédicos em algumas regiões e hospitais, não são observadas (ou amplamente divulgadas) proposições de critérios de seleção do serviço de calibração no que tange à qualidade dos instrumentos de medição, do processo de calibração e da empresa prestadora de serviço de calibração de equipamentos biomédicos. Este trabalho tem como objetivo propor critérios básicos e mínimos de avaliação pré contratação, para seleção de um serviço de calibração de equipamentos biomédicos, bem como, sugerir critérios mínimos de controle dos equipamentos calibrados e assim poder corroborar com a divulgação da importância da calibração de equipamentos eletromédicos (EEM) durante a vida útil intra-hospitalar.

Método

O método utilizado foi de pesquisa bibliográfica referente a critérios de seleção ou escolha de serviço de calibração de equipamentos eletromédicos, como também referente a importância da calibração, a conceitos de calibração, aos riscos associados a não calibração, modelos de certificados de calibração, etc. Foram pesquisados artigos, legislações, manuais, livros e publicações no geral relacionados a calibração, entre os meses de março e abril de 2016. Como ferramenta de pesquisa, foi utilizada a Internet para busca de referências, além da pesquisa de publicações disponíveis em meio físico/impresso.

Resultados

Alguns dos conceitos sobre métodos de medição, conceitos de calibração, riscos associados, modelos de certificados de calibração, foram pesquisados e citados resumidamente a seguir como forma de salientar a importância do assunto e servir de base para elaboração dos critérios de avaliação de um serviço de calibração de equipamentos biomédicos:

- **Medição:** é o conjunto de operações com objetivo de determinar o valor de uma grandeza. Estas operações podem ser realizadas automaticamente [8].

- **Incerteza:** segundo o VIM é o parâmetro associado ao resultado de uma medição, que caracteriza A DISPERSÃO DE VALORES que podem ser fundamentalmente atribuídos a um mensurando" [8]. Um sistema de "má qualidade" poderá mascarar a variação real do processo ou produto conduzindo a conclusões erradas" [9-10].

- **Bom sistema de medição:** Existem certas propriedades fundamentais que definem um bom sistema de medição [11]. Dentre as propriedades estão a exatidão, a precisão, a estabilidade e a linearidade. Como também ter ótima repetibilidade, apresentando sempre a mesma medida. E possuir um método que apresente reprodutibilidade independente do avaliador [11].

- **Incremento de medida:** deve ser pequeno o suficiente para detectar variações no processo ou nos limites de especificação. A regra comum é conhecida como "**regra**

do dez", que consiste em definir a discriminação do sistema de medição dividindo a **tolerância** (ou variação do processo) em 10 partes [11].

- **Controle de produto:** a variabilidade do sistema de medição deve ser pequena comparada com limites de especificação [11].

- **Verificação:** é definida como: "Confirmação, por exame e fornecimento de evidência objetiva, do atendimento aos requisitos especificados [12].

- **Resultado de Incerteza de Medição informada no Certificado de Calibração:** deve-se avaliar a sua aceitação, tomando-se como base, de forma geral, o critério de que a Incerteza de Medição deve ser igual ao Erro Máximo Admissível definido para o equipamento, dividido por 3, pelo menos. O ideal é que a Incerteza de Medição seja de 3 a 10 vezes melhor que o Erro Máximo Admissível para o equipamento de medição [11].

- **Rastreabilidade:** pode ser comparada à árvore genealógica de uma família: o Certificado de Calibração correspondente à Certidão de Nascimento e os Padrões utilizados à filiação ou nome dos pais contidos na mesma que, por sua vez, também possuem suas Certidões de Nascimento. Somente assim, através de uma perfeita amarração entre os Padrões utilizados, poderá se comprovar a origem e a garantia da Calibração contra um ou mais padrões primários [13].

- **Critério correto para se estabelecer o atendimento aos valores máximos e mínimos de um processo:** Para determinação do quanto deve ser menor, as ferramentas adequadas são, informações de usuários, fabricante, como indicado no próprio GUM 4, histórico, probabilidade / estatística, e custo-benefício. A partir da variação dos valores históricos, pode-se calcular o desvio padrão e utilizar o fator de expansão para dois ou três sigmas, ou mais, conforme a confiança que se deseja, ou melhor, a que é necessária pela característica do processo. É questão de probabilidade. A probabilidade do evento é a grande lição que se apresenta [14].

- **Contribuições para incremento da incerteza de medição:** Imperfeições no procedimento; Imperfeições na instrumentação; Imperfeições no padrão; Propagação dos erros de cálculos; Efeito da grandeza de influência; Independência e correlação de efeitos sobre o resultado das medições [15].

- **Laboratório de calibração:** Assegurar que o laboratório de calibração está acreditado e foi auditado, de forma a garantir a integridade das calibrações com rastreabilidade assegurada e os métodos de cálculo de incertezas apropriadas [16].

- **Incerteza de calibração das medições:** Assegurar que a componente de incerteza de calibração das medições não comprometa o nível de exatidão necessários [17].

- **Intervalo de calibração:** Assegurar, para análise do histórico dos resultados das sucessivas calibrações que, o intervalo de calibração permanece adequado à utilização específica e ao nível de incerteza [17].

- **Intervalo de calibração:** cada vez que um equipamento de medição não conforme é reparado,

ajustados ou modificado, o intervalo para sua comprovação metrológica deve ser analisado criticamente [18].

- **Certificado de calibração:** foram realizadas revisões de informações de alguns modelos de certificados de calibração.

- **Gestão da função metrológica:** deve estabelecer, documentar e manter o sistema de gestão de medição e continuamente melhorar a sua eficácia [18].

- **Fornecedores externos:** devem ser avaliados e selecionados com base na sua habilidade em atender aos requisitos documentados. Critérios de seleção, monitoramento e avaliação devem ser definidos e documentados, e os resultados da avaliação devem ser registrados [18].

- **Características metrológicas de equipamentos de medição:** são fatores que contribuem para a incerteza de medição, sendo elas: mensurando, incerteza de medição, faixa de indicação, faixa nominal, amplitude da faixa nominal, resolução, classe de exatidão, erro de indicação, repetitividade, erro fiducial e erro máximo admissível [18-8].

- **Erro máximo permissível:** pode ser determinado pela função metrológica, ou por referência às especificações publicadas do fabricante do equipamento de medição [18].

- **Análise das incertezas de medições:** deve ser completada antes da comprovação metrológica do equipamento de medição e da validação do processo de medição. Todas as fontes conhecidas da variabilidade de medição devem ser documentadas [18].

- **Intervalo entre calibrações sucessivas:** deve ser determinado de acordo com as características do sistema de medição e as condições de uso. Sistemas de medição muito estáveis e/ou operando em condições favoráveis e/ou com baixas taxas de utilização, podem ter intervalos de calibração maiores, podendo ultrapassar dois ou três anos [19].

- **Custos da Não Qualidade:** são custos decorrentes de falhas, como exemplo, indenizações por perdas e danos a pessoas e ao meio ambiente [19].

- **Necessidade de conhecer com rigor o resultado de uma medição:** é uma condição fundamental para a credibilidade de um sistema [20].

- **Para garantir a qualidade dos resultados:** são necessários padrões, métodos de referência, materiais de referência, certificados e calibrações devidamente rastreadas [20].

- **As medições físicas, químicas e biológicas são essências:** no diagnóstico médico, na prevenção e tratamento de doenças, na avaliação do risco e na monitorização dos pacientes. Assim os seus resultados são muito relevantes em medicina, devendo ser exatos e comparáveis em diferentes locais e ao longo do tempo [20].

Proposições Advindas da Pesquisa:

Como resultado final da pesquisa, na figura 1 são propostos os critérios básicos de seleção de serviço de calibração.



Figura 1 – proposição de critérios básicos de seleção de serviço de calibração.

Na figura 2, adicionalmente são propostos os critérios básicos de controle de calibração dos equipamentos.



Figura 2- propostos íçam adicional de critérios básicos de controle de calibração dos equipamentos biomédicos.

Estes critérios estão sendo aplicados como método de selecionar os serviços e controlar as calibrações.

Discussão

Para evitar que pacientes sejam erroneamente diagnosticados, que terapias e tecnologias de suporte à vida sejam disponibilizadas inseguras e não efetivas e com isto, sejam responsáveis por eventos adversos e incidentes letais (aumentando os custos da não qualidade), é apropriado definir por controles mais específicos e rígidos, como exemplo a calibração de

tecnologias médicas.

Outro ponto relevante e que necessita de atenção, é que há necessidade de consolidação de uma cultura metrológica, que deveria apresentar-se como uma estratégia permanente das organizações de saúde. Provavelmente, este aspecto de disseminação cultural será tão importante quanto a preocupação com os aspectos técnicos e legais [20].

Considerações finais

As novas Normas, resoluções, legislações (em desenvolvimento ou em aplicação no Brasil) e até mesmo boas práticas e creditações, poderão contribuir para que cada vez mais, métodos, critérios e planos de controle dos equipamentos durante o ciclo de vida intra-hospitalar possam ser disseminados e aplicados.

Considerando a ausência ou pouca divulgação de proposições de critérios de seleção do serviço de calibração, este trabalho pode corroborar com sugestões de critérios básicos de avaliação que possibilite realizar a seleção de um serviço de calibração dos equipamentos médico-hospitalares. Bem como auxiliar a divulgar terminologias e critérios para o controle do programa de calibração. Critérios, protocolos e métodos de controle do programa de calibração podem ser adicionados e/ou frequentemente melhorados para abranger um espectro adequado da efetividade que esta atividade merece e carece.

Referências

- [1] BRENNAN, Troyen A.; LEAPE, Lucian A.; LAIRD, Nan M.; et al. Incidence of adverse events and negligence in hospitalized patients: results of the Harvard Medical Practice Study I. *N Engl J Med*, 324:370–376, 1991.
- [2] OMS, World Health Organization, Fifty Fifth World Health Assembly - Quality of care: patient safety, 2002.
- [3] ROSS, Wilson; et al. An analysis of the causes of adverse events from the Quality in Australian. Health Care Study. Royal North Shore Hospital, Sydney, Australian, *Med J Aust*. 170:411- 415, 1999.
- [4] CORRÊA, Â. B. Confiabilidade Metrológica no Setor de Saúde no Brasil. Estudo de Caso: Qualidade Laboratorial na Saúde Pública e Controle Metrológica de Equipamentos Médico-Hospitalares. Dissertação de Mestrado. PUC-RIO, 2011.
- [5] MONTEIRO, Elisabeth C.; LESSA, Marcelo L.; *Metrologia na área de saúde: Garantia da Segurança e da Qualidade dos Equipamentos Eletromédicos*, UBEA PUCRJ, Brasil, Engevista, v. 7, n. 2, p. 51-60, 2005.
- [6] ABNT NBR ISO/IEC 17025:2005 - Requisitos gerais para a competência de laboratórios de ensaio e calibração.
- [7] FERREIRA, M. C. et al. *Metrologia na Saúde. Guia de Boas Práticas*. Instituto Português da Qualidade. Ministério da Qualidade. Comissão Setorial para a Saúde. Governo de Portugal, 2015.
- [8] VIM, *Vocabulário Internacional de Metrologia: Conceitos fundamentais e gerais e termos associados*, Inmetro, Brasil, V872, 2.1, 2.2.3, 2.2.4, B.1, 2012.
- [9] BARATTO, Antonio C.; CARRETEIRO, Jailton D.; *Avaliação de dados de medição — Guia para a expressão de incerteza de medição*, Inmetro, Brasil, JCGM 100:2008, p.2, 2008.
- [10] PEREIRA, Sônia E.; LIONEL, Hélio; GUIMARÃES, Eduardo C. B. *Orientação sobre validação de métodos analíticos*, Divisão de Acreditação de Laboratórios (Dcla) da Cgcre, Inmetro, Brasil, Doq-Cgcre-008 Rev.4, p.14, 2011.
- [11] STAHLEY, Steven; *Measurement systems analysis system and method*, United States, Google Patent, US20130103174, 728-730, 2015.
- [12] GUTTMANN, Galdino B.; MAIEROVITCH Claudio P. H.; *Habilitação de Laboratórios Analíticos em Saúde Segundo os Requisitos da ISO/IEC 17025*, Brasil, Reblas, Procedimento GGLAS 02/17025 p.9, p25, 2002.
- [13] SILVA, Bernardino; LOPES, Bruno; *Auditando um sistema de medição*, Brasil, forum www.grupodecalibração.com.br, 2008.
- [14] BODINAUD, Jean A.; SCARANELLO, Celso; *Critérios de aceitação de certificados e instrumentos*, Brasil, Remesp, 2013.
- [15] VUOLO, Jose H. “Fundamentos da Teoria de erros” Brasil, São Paulo, Ed. Edgard Blücher, 1992.
- [16] ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE NORMAS TÉCNICAS. *Requisitos gerais para a competência de laboratórios de ensaio e calibração*. Rio de Janeiro: ABNT ISO/IEC 17025:2005.
- [17] SERENO, H. R. S.; SHEREMETIEFF, Alexandre. *Guia para elaboração de um plano de manutenção da confiabilidade metrológica de instrumentos de medição escolha do instrumento*. 5º Congresso Latino americano de metrologia, 2007.
- [18] ABNT NBR ISO 10012. *Sistemas de gestão de medição – Requisitos para os processos de medição e equipamento de medição*, 2004.
- [19] ALBERTAZZI, A.; SOUZA, A.R. *Fundamentos de Metrologia Científica e Industrial*. Barueri. S.P: Manole, 2008.
- [20] FERREIRA, M. C. *Fundação para a Ciência e Tecnologia*. Ministério da Ciência, Tecnologia e Ensino Superior. *Gazeta de Física*. Vol. 36. N.1, 2015.

GERENCIAMENTO DE RISCO DE PERTURBAÇÕES ELETROMAGNÉTICAS EM EQUIPAMENTOS ELETROMÉDICOS

J. R. Evangelista e S. S. Muhlen

Departamento de Engenharia Biomédica - DEB/FEEC/UNICAMP, Campinas-SP, Brasil
e-mail: jamilson.ramos@gmail.com

Resumo: O desempenho essencial de um equipamento eletromédico (EEM) pode ser comprometido por perturbações eletromagnéticas presentes nos vários ambientes de uso. Considerando a sua crescente mobilidade, os equipamentos eletromédicos podem estar presentes em unidades de terapia intensiva (UTI), centro cirúrgico (CC), residência do paciente (*home care*), ambulância, etc. A atualização dos requisitos normativos para avaliação de conformidade no pré-mercado não acompanham o dinamismo do serviço à saúde. Além disso, a base de conhecimento da engenharia clínica para o gerenciamento das tecnologias necessita atualização contínua. Este artigo apresenta uma abordagem de gerenciamento de risco de perturbações eletromagnéticas em todo o ciclo de vida dos EEMs. A abordagem proposta é baseada em duas estratégias: prevenção, que consiste na avaliação do risco, e mitigação, que trata de ações que têm o objetivo de minimizar as consequências do risco. Iniciando pelo desenvolvimento e avaliação pré-mercado, a proposta destaca as interações entre as fases de acesso ao mercado e pós-mercado.

Palavras-chave: Equipamento eletromédico, Perturbações Eletromagnéticas, Gerenciamento de Risco, Engenharia Clínica.

Abstract: *The essential performance of electrical medical equipment (EEM) can be compromised by electromagnetic disturbances present in the various environments where equipment are used. Considering their increasing mobility, EEM may be found in intensive care units (UTI), operating room (CC), patients' residence, ambulances, etc. This study presents a risk management approach to electromagnetic disturbances throughout the life cycle of the equipment. The proposed approach is based on two strategies: prevention, which is the risk assessment, and mitigation, that deals with actions aiming to minimize the risk consequences. The model development initiates by the pre-market assessment highlighting the interactions between market access and after-market phases.*

Keywords: *Electro-medical Equipment, Electromagnetic Disturbance, Risk Management, Clinical Engineering.*

Introdução

A indústria de equipamentos médicos incorpora tecnologias de diferentes áreas do conhecimento, como microeletrônica, mecânica de precisão e química fina. [1].

Os equipamentos eletromédicos (EEMs) são classificados em função do seu risco potencial através de dois parâmetros principais: o dano físico que o seu uso pode provocar, e a finalidade do uso pretendido. O primeiro determina o risco físico (gravidade do dano provocado) e o segundo o risco funcional (função pretendida) [2]. Os EEMs são projetados para processar os sinais provenientes de sensores e transdutores, assim como, processar dados e controlar atuadores mecânicos, hidráulicos e elétricos por meio de circuitos eletrônicos, predominando assim o risco funcional [3].

O risco funcional pode ser comprometido por perturbações eletromagnéticas comuns ao ambiente de uso dos EEMs. As perturbações podem se manifestar de forma conduzida (pelas linhas de alimentação e sinal), ou radiada pelo ar; podem ser de baixa e alta frequência e podem ser contínuas e/ou transitórias. Os níveis das perturbações estão relacionados ao ambiente, em função dos equipamentos e sistemas utilizados em um dado local. Esse trabalho se concentra nas perturbações radiadas de alta frequência contínuas e transitórias apenas como exemplo.

O desempenho essencial é aquele necessário para que não haja riscos inaceitáveis. Qualquer degradação do desempenho essencial devido à perturbação eletromagnética é uma interferência eletromagnética, ou seja, uma situação perigosa. A natureza da perturbação (tipo e nível), o grau de exposição e a imunidade do equipamento estabelecem a relação que levam à situação perigosa, conforme apresentada na Figura.

Uma perturbação para a qual o equipamento não apresenta imunidade, um nível de perturbação elevado, superior à imunidade do equipamento, e a deterioração do equipamento diminuindo sua imunidade podem resultar em uma interferência. Enfim, o dano pode ser definido como redução da eficácia ou segurança do equipamento. O detalhamento do dano pode ser determinado a partir da função do equipamento, considerando as falhas funcionais e falhas de proteção, como de alarmes.



Figura 1: Relação entre componentes do risco de interferência eletromagnética.

Interferências eletromagnéticas em EEMs – Os primeiros relatos de problemas resultantes de interferências eletromagnéticas na área médica foram catalogados pela *Food and Drug Administration* (FDA), órgão dos EUA responsável pela regulação do setor da saúde [4].

Várias pesquisas foram realizadas considerando a ocorrência de interferência eletromagnética em EEM's. Algumas com o objetivo de avaliar os níveis de perturbações em vários ambientes médicos, constatando níveis menores daqueles preconizados pelas normas [5, 6]. Outras pesquisas avaliaram a ocorrência de interferência eletromagnética em função do uso de tecnologias de comunicação sem fio nas proximidades de EEM's, propondo uma distância mínima de separação [7, 8].

Normalização de Interferências Eletromagnéticas em EEMs – A FDA publicou em 1979 a norma de dispositivos médicos MDS201-0004 [9]. Mesmo não sendo compulsória, era um guia que apresentava limites de emissão eletromagnética e estabelecia níveis mínimos de imunidade para os EEMs.

A primeira norma internacional voltada aos requisitos de compatibilidade eletromagnética de EEMs foi a IEC 601-1-2 publicada em 1993 [10]. Apesar desta norma ter sido publicada pela IEC em 1993 e pela ABNT em 1997, ela só foi adotado na Europa em 1996 e no Brasil em 2002, em função da capacidade laboratorial acreditada, necessária para os ensaios de conformidade. Em função da contínua evolução das tecnologias de sistemas de comunicação sem fio, com novas faixas de frequência e diferentes tipos de modulação, além da classificação de uso dos EEMs, foi publicada em 2001 a 2ª edição da norma IEC 60601-1-2 [11]. A 2ª edição desta norma só foi publicada no Brasil em 2006. A 3ª edição da IEC 60601-1-2 foi publicada em 2004, apenas com atualizações estruturais para adequação à série. No início de 2014 foi publicada a 4ª edição dessa norma, que detalha os requisitos de Gerenciamento de Risco e estabelece a classificação de ambientes profissional, residencial e especial, com os respectivos requisitos de imunidade [12].

Resumidamente, o contexto normativo de certificação referente à imunidade eletromagnética

radiada de radiofrequência em EEMs é apresentado na Tabela 2.

Tabela 2: Evolução histórica da norma IEC 60601-1-2.

Edição	Faixa [MHz]	Nível [V/m]	Origem	Ano
1ª - 1993	26 - 1.000	3	Importado Nacional	1996 2002
2ª - 2001	80 - 2.500	3 (EEM)	Importado Nacional	2004 2006
3ª - 2004		10 (sup. à vida)		
4ª - 2014	80 - 2.700	3 (profissional)	Importado Nacional	2017* TBD
		10 (residencial)		
		X (especial)		
	Terminais	9 a 28 (campo próximo)		

Gestão de Tecnologia para Saúde – No Brasil a Agência Nacional de Vigilância Sanitária (ANVISA) é o órgão responsável pela regulamentação da área hospitalar. A ANVISA exige a aplicação sistemática de políticas de gestão, procedimentos e práticas de análise, avaliação, controle e monitoramento do risco. Além disso, exige que o estabelecimento assistencial de saúde (EAS) possua uma sistemática de monitoração e gerenciamento de risco das tecnologias em saúde, visando a minimização da ocorrência de eventos adversos [13].

Segundo dados da ANVISA, de 2006 a 2014 cerca de 246.000 notificações foram registradas, sendo que apenas 4.800 eram relacionadas a EEMs. Deste total, 4.000 eram queixas técnicas e 800 eventos adversos. Dentre as queixas técnicas, 3.673 (91,8%) se referiam a desvio de qualidade [14]. Muitas notificações podem ser relacionadas a interferências eletromagnéticas, apesar de ser muito difícil correlacionar o desvio da qualidade com a sua causa, pois esta correlação depende do conhecimento do usuário e da sua experiência.

O modelo de Gerenciamento de Risco para perturbações eletromagnéticas e o Ciclo de Vida

Considerando as falhas da abordagem normativa em estabelecer requisitos compatíveis com as tecnologias vigentes e a realidade dinâmica dos ambientes, uma proposta de abordagem de gerenciamento de risco para perturbações eletromagnéticas é detalhada para cada fase do ciclo de vida do EEMs. Esta proposta serve para complementar as exigências regulatórias, nas fases de pré-mercado, acesso ao mercado e pós-mercado, exemplificando ações e a interação entre as fases.

Pré-mercado – Na etapa de desenvolvimento do produto, o fabricante se concentra na avaliação de risco e no controle dos riscos considerados inaceitáveis. A principal atividade se concentra na definição do ambiente no qual o equipamento será utilizado, pois a partir daí podem-se determinar as perturbações e os níveis máximos previsíveis (a exposição) a serem simulados durante os ensaios. O EEM portátil, por exemplo, pode ser utilizado dentro de uma aeronave e nesse contexto é essencial considerar perturbações eletromagnéticas provenientes dos sistemas aviônicos.

A execução de ensaios, na realidade, é a avaliação de risco para um dado ambiente, onde as variáveis de perturbação e exposição são fixadas para se determinar a imunidade do equipamento. Para o caso de perturbações radiadas de RF é essencial considerar os principais emissores de RF que poderão contribuir para a exposição do equipamento. Conforme a Tabela 2, apenas a nova edição da norma colateral considera a diversidade de ambientes. O nível de imunidade para o ambiente profissional é de 3 V/m e para o ambiente residencial o nível é de 10 V/m, na faixa de 80 MHz a 2,7 GHz. No caso de ambiente especial o nível não é definido *a priori*, podendo ser maior ou menor que estes, dependendo das justificativas. Além destes requisitos, a nova edição exige avaliação da imunidade a campo próximo, considerando o uso de terminais portáteis a 30 cm do equipamento [12]. Essa nova norma passará a ser aplicada entre 2017 e 2019 (dependendo do país), apesar do Gerenciamento de Risco ser um requisito atual na etapa de avaliação de conformidade [16]. Caso o equipamento não apresente degradação do desempenho essencial, significa que ele é seguro, pois apresenta níveis aceitáveis de risco. Se a situação for perigosa, ou seja, houver degradação do desempenho essencial, devem-se analisar as opções de controle de risco, que podem ser desde modificações em nível de projeto (filtragem, blindagem, reprojeção, entre outras), em nível de equipamentos (alarmes e marcações), ou informações através de manual ou especificações técnicas. Vale ressaltar que os controles de risco podem ser propostos sob a forma de opcional do equipamento, como um filtro adicional, ou até mesmo um *firmware* específico para uma condição de ambiente especial. A manutenção do Gerenciamento de Risco depende das informações disponibilizadas para o usuário (especificação e instruções de uso).

Acesso ao mercado – O principal objetivo nesta etapa é, na medida do possível, antecipar informações em relação ao ambiente, garantindo que a natureza das perturbações e a exposição do equipamento avaliada na fase de pré-mercado sejam compatíveis.

Dependendo da complexidade do equipamento e o risco associado à instalação, o fornecedor pode solicitar uma declaração do responsável reconhecendo as especificações técnica do equipamento e ciência em relação ao ambiente no qual será utilizado. Estações de radiocomunicação podem estar localizadas próximas a edificações de hospitais ou clínicas. Em alguns casos é recomendado o comissionamento da instalação (avaliação do ambiente pelo fornecedor), a fim de garantir que o ambiente atende às condições mínimas necessárias para um risco aceitável. Nesses casos o fornecedor pode estabelecer uma periodicidade para avaliação dos níveis de perturbação no ambiente a fim de acompanhar a manutenção das condições da instalação.

Pós-mercado – A partir das especificações técnicas do EEM e das instalações do EAS, a área de engenharia clínica deve considerar o ambiente (perturbações e exposição) e o equipamento (imunidade).

Dentre as perturbações radiadas de RF, deve-se atentar para aquelas provenientes de fontes móveis e transitórias, como telefones celulares e rádios portáteis usados em segurança ou manutenção. Em algumas áreas pode ser necessário restringir o uso deste tipo de equipamento, ou estabelecer distâncias mínimas em relação aos EEMs, baseadas nas especificações do fabricante ou através de teste *Ad-Hoc*, simulando o uso de dispositivos emissores de RF nas proximidades do equipamento [17]. É recomendado realizar esse teste para todos os equipamentos, pois a exigência de imunidade de campo próximo é requisito somente da nova edição da norma colateral [12].

Para fontes fixas internas, como leitores de RFID, pontos de acesso *Wi-Fi*, estações rádio base internas (picocélulas e femtocélulas), entre outros, e fontes fixas externas, como transmissores de rádio e TV, estações rádio base e outros sistemas de transmissão, é recomendado realizar medições nas áreas internas a fim de avaliar o nível de perturbação. A Figura 3 apresenta um exemplo de avaliação dos níveis de perturbações eletromagnéticas de um ambiente hospitalar utilizando instrumentação específica, como antenas e analisador de espectro.

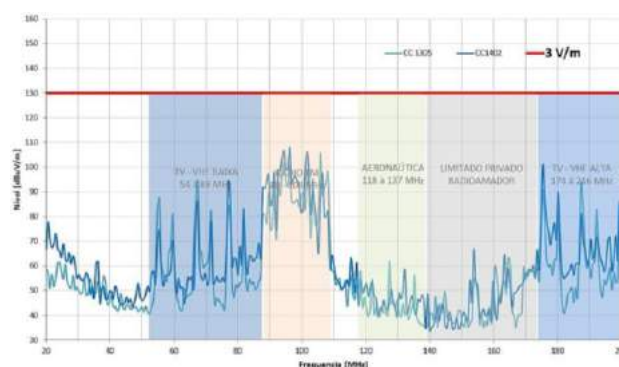


Figura 2: Avaliação das perturbações no ambiente.

Em caso de níveis de perturbações excessivas que possam aumentar a probabilidade de ocorrência de interferência, medidas de controle como mudança de sala ou rearranjo de equipamentos poderão ser realizadas na tentativa de diminuir a exposição do equipamento. No caso de equipamentos antigos ou daqueles que não seja possível obter informações em relação a sua imunidade é recomendado que se realizem ensaios funcionais em ambientes mais críticos, além de teste *Ad-Hoc* [17].

O controle após reparos realizados em EEMs é muito importante para manutenção da imunidade eletromagnética, que poder ser alterada pela abertura do equipamento ou troca de componentes. Para esses casos é essencial fazer uma avaliação do equipamento, através de testes funcionais e teste *Ad-Hoc* antes do EEM retornar ao uso.

Durante o uso do equipamento, qualquer desvio da qualidade ou falha constatada deverá ser reportado para a tecnovigilância. Deve se observar se alguma fonte de perturbação estava em funcionamento próxima ao EEM,

se o equipamento nunca havia sido usado naquele local, ou se passou por manutenção recente, entre outras situações mencionadas acima. A notificação deve ser o mais detalhada possível a fim de possibilitar uma investigação minuciosa.

Resultados

De forma simples e objetiva a abordagem de gerenciamento de risco de perturbações eletromagnéticas aqui proposta pode ser utilizada como referência para utilização em todas as fases do ciclo de vida do produto, diminuindo o impacto da ausência de requisitos normativos e aumentando o controle da segurança dos equipamentos.

Discussão

A implementação da abordagem de gerenciamento de risco apresentada diminui os impactos das falhas de atualização normativas, considerando o dinamismo das tecnologias e diversidade de ambiente nos quais os EEMs podem ser utilizados.

Conclusão

A abordagem de gerenciamento de risco de perturbações eletromagnéticas deve ser utilizada por todos os envolvidos em cada etapa do ciclo de vida do equipamento como uma ferramenta adicional às exigências normativas. Através da implementação, a abordagem poderá ser adaptada a cada caso específico, desde um pequeno fornecedor de equipamento eletromédico, até um grande hospital. A sua aplicação e registro das informações podem ser utilizadas como evidência objetiva de um processo de gerenciamento de risco.

Referências

- [1] Pieroni JP, Reis C, Souza JOB. A indústria de equipamentos e materiais médicos, hospitalares e odontológicos: uma proposta de atuação do BNDES. BNDES Setorial. Rio de Janeiro: 2010; 31:185-226.
- [2] Fenningkoh L, Smith B. Clinical Equipment Management. JCAHO PTSM Series 2. 1989. p. 5-14.
- [3] Carvalho LC. Instrumentação Médico-Hospitalar. Barueri, SP: Manole; 2008.
- [4] Silberbeg JL. Performance degradation of electronic medical devices due to electromagnetic interference. Compliance Eng. 1993; 10(5):25-39.
- [5] Young C, Saoudy SA, Budwill S. EMI levels at a “patient care location” in a hospital. In: Proceedings of IEEE Canadian Conference on Electrical And Computer Engineering; 1997 May 25-28; St. Johns, Canada. Piscataway: IEEE, v. 2, p. 625-628.
- [6] Vlach P, Segal B, Pavlasek T. The measured and predicted electromagnetic environment at urban hospitals. In: Proceedings of IEEE International Symposium on Electromagnetic Compatibility; 1995 14-18 Aug; Atlanta, USA. IEEE, p. 4-7.
- [7] Wallin MK, Marve T, Hakansson PK. Modern wireless telecommunication technologies and their electromagnetic compatibility with life-supporting equipment. Anesth Analog. 2005; 101(5):1393-400.
- [8] Ishiara S, Higashiyama J, Onishi T, Tarusawa Y. Electromagnetic interference with medical devices from third generation mobile phone including LTE. In: Proceedings of IEEE International Symposium on Electromagnetic Compatibility; 2014 12-16 May; Tokyo, Japan. IEEE, p. 214-217.
- [9] Electromagnetic Compatibility Standard for Medical Devices MDS-201-0004. Silver Spring: Food and Drug Administration; 1979 Oct 1.
- [10] International Electrotechnical Commission. IEC 601-1-2 Medical electrical equipment, Part 1-2: General requirements for safety - Collateral standard: Electromagnetic compatibility - Requirements and tests. 1st ed. Genebra; 1993.
- [11] IEC 60601-1-2 Medical electrical equipment, Part 1-2: General requirements for safety - Collateral standard: Electromagnetic compatibility - Requirements and tests. 2nd ed. Genebra; 2001.
- [12] IEC 60601-1-2 Medical electrical equipment, Part 1-2: General requirements for basic safety and essential performance - Collateral standard: Electromagnetic disturbance - Requirements and tests. 4th ed. Genebra; 2014.
- [13] ANVISA. RDC nº 02/2010 Dispõe sobre o gerenciamento de tecnologias em saúde em estabelecimentos de saúde. ANVISA; 2010.
- [14] NOTIVISA Sistema Nacional de Notificações para a Vigilância Sanitária. Disponível em: <http://www.anvisa.gov.br/hotsite/notivisa/relatorios/index.htm>. Acessado em 18/02/2016.
- [15] ABNT. NBR ISO 14971:2009 Produtos para a saúde - Aplicação de gerenciamento de risco a produtos para a saúde. Rio de Janeiro; 2009.
- [16] Instituto Nacional de Metrologia. Anexo da Portaria nº 54 de 1 fev 2016 Requisitos de Avaliação da Conformidade para Equipamentos sob Regime de Vigilância Sanitária. Rio de Janeiro; 2016.
- [17] IEEE. C63.18-1997 - American National Standard recommended practice for an on-site, Ad-Hoc test method for estimating radiated electromagnetic immunity of medical devices to specific radio frequency transmitters. IEEE; 1997.

IDENTIFICAÇÃO DE CRITÉRIOS DE AVALIAÇÃO DE TECNOLOGIAS EM SAÚDE: ESTUDO DE CASO EM MAMOGRAFIA

A.P.S. Gonzalez*, A. H. Hermini** e H. Tanaka*

*Centro de Engenharia, Modelagem e Ciências Sociais Aplicadas/Universidade Federal do ABC, Santo André, Brasil

**Centro de Atenção Integral à Saúde da Mulher/ Universidade Estadual de Campinas, Campinas, São Paulo, Brasil
e-mail: ana.squaris@gmail.com

Resumo: Esse trabalho visou realizar um estudo para auxiliar gestores de tecnologias médicas por meio da definição de critérios de avaliação de tecnologia em saúde na escolha de um equipamento de mamografia. O gestor de tecnologias médicas na atualidade encontra no mercado três tipos de tecnologias de mamografia diferentes: mamografia convencional, mamografia computadorizada e mamografia digital. Primeiramente foi realizado um estudo sobre a cadeia de imagem de cada tecnologia. A partir do conhecimento da cadeia de imagem de cada tecnologia, foi possível identificar cada processo característico de todas as tecnologias e com isso identificar a especificidade do custo gerado por essas modalidades em cada ponto. Um estudo sobre a desinstalação e descarte foi realizado, levando-se em consideração as diretrizes para cada tecnologia. Para auxiliar a análise econômica foram desenvolvidas planilhas de cálculo eletrônico. A vida útil considerada para cada equipamento foi de 10 anos. O custo que representou maior impacto econômico foi o de recursos humanos em todas as tecnologias. A mamografia que apresentou o menor custo por exame foi a mamografia computadorizada sem impressão do filme (CRP), embora o custo de aquisição dos seus equipamentos seja aproximadamente quatro vezes maior que a mamografia convencional. A mamografia computadorizada quando existe a impressão do filme apresentou o maior valor por exame. Os estudos de acurácia e sensibilidade mostraram que a mamografia digital tem um pequeno ganho apenas em mulheres abaixo de 50 anos quando comparada à mamografia convencional.

Palavras-chave: mamografia, mamografia digital, mamografia analógica, custo de mamografia, avaliação de tecnologia em saúde.

Abstract: This study aimed to help medical technology managers to choose mammography equipment through criteria of health technology assessment. The manager of medical technologies finds on the market today three different types of mammography technologies:

Conventional mammography, computerized mammography and digital mammography. First, we conducted a study on the image chain for each technology. From the knowledge of the image chain for each technology, it was possible to identify each characteristic process of all technologies and thereby

identifying the specificity of the costs generated by such arrangements on each point. A study on uninstalling and disposal was carried out, taking into account the guidelines for each technology. To assist the economic analysis, electronic spreadsheets were developed. The lifetime considered for each equipment was 10 years. The greater economic impact was the cost of human resources in all technologies. A mammogram that showed the lowest cost per exam was computerized mammography without screen-film (CRP), although the cost of purchasing of the equipment is approximately four times higher than conventional mammography. Computerized mammography, when there is the impression of the film, has the highest cost per exam. The accuracy and sensitivity studies have shown that digital mammography has a small gain only in women under 50 years of age, when compared to conventional mammography.

Keywords: mammography, digital mammography, analog mammography, mammography cost evaluation, health technology assessment.

Introdução

O câncer de mama foi o responsável em 2011 pela maior mortalidade proporcional por câncer em mulheres, representando 15,7% do total de óbitos. Esse padrão é seguido por todas as regiões do Brasil, com exceção da região Norte, onde os óbitos por essa patologia ficam em segundo lugar, representando 12,5% do total de óbitos dessa região [1].

Para o diagnóstico de câncer de mama o principal método por imagem utilizado é a mamografia, por suas características de sensibilidade e especificidade. A mamografia é um exame de radiografia com algumas particularidades. Níveis diferentes de tensão e corrente são aplicados a fim de diagnosticar a presença ou ausência de estruturas que possam indicar alguma patologia. [1] [2].

Nas últimas décadas os equipamentos de mamografia sofreram crescentes inovações. Surgiram equipamentos com uma grande melhora no modo de aquisição e processamento da imagem. Hoje as imagens geradas por um mamógrafo podem ser visualizadas em um negatoscópio (filme radiográfico) ou em monitor de alta resolução (arquivo digital). As indústrias de

equipamentos médicos disponibilizam no mercado dois tipos de mamógrafos: o mamógrafo analógico e o mamógrafo digital (DR- *Digital Radiography*), sendo que o mamógrafo analógico pode ser utilizado em conjunto com um scanner de cassete que digitaliza a imagem gerada (CR - *Computed Radiography*), tornando-a uma imagem digital que pode ser visualizada em um monitor de alta resolução.

Uma importante ferramenta para auxiliar os gestores em saúde na escolha de qual mamógrafo é a melhor escolha para seu estabelecimento é a Avaliação de Tecnologia em Saúde (ATS). A ATS leva em consideração vários aspectos com relação às tecnologias estudadas. Estudos clínicos, sociais e econômicos são avaliados com essa ferramenta. Com o uso dos princípios da ATS, iremos definir alguns critérios que possam auxiliar gestores em saúde na escolha de um mamógrafo.

Materiais e métodos

As etapas descritas no manual de Avaliação de Tecnologias em Saúde, Ferramentas para a Gestão do SUS do Ministério da Saúde que foram utilizadas para esse estudo são: identificação das tecnologias candidatas, determinação do cenário da avaliação, busca de evidências disponíveis em estudos científicos e avaliação econômica [4].

Para esse estudo estabeleceu-se a avaliação das seguintes tecnologias: mamografia convencional, mamografia computadorizada e mamografia digital. O cenário da avaliação será a comparação entre as tecnologias através de uma análise econômica baseada em custo total de propriedade, danos ambientais, características epidemiológicas, sensibilidade, especificidade e acurácia do diagnóstico. Nessa etapa foi realizada uma revisão narrativa, levantando-se dados de revisões de estudos científicos atuais, além de uma análise econômica.

Para a análise econômica, inicialmente realizou-se um levantamento da cadeia de imagem de cada modalidade. A partir dessa cadeia de imagem, foi possível visualizar cada processo característico de todas as tecnologias e com isso saber a especificidade do custo gerado por essas modalidades em cada ponto.

Posteriormente, foram levantados dados como custo inicial (custo de aquisição), custos de instalação, custos de energia, custos de recursos humanos, custos de manutenção e custo de desinstalação no período de setembro de 2013 a março de 2015. A fim de contabilizar os custos de aquisição das modalidades de mamografia estudadas foi utilizado o valor de 10 anos de vida útil dos equipamentos para a contabilização da depreciação das mesmas, em acordo com os critérios estipulados pelo governo, através da Secretaria da Receita Federal, art. 305 do RIR/99 [5].

Para a contabilização dos custos gerados por cada modalidade de mamografia, foram construídas planilhas eletrônicas de cálculo, para cada tecnologia. Para a construção dessas planilhas, uma hipótese foi definida,

onde as tecnologias de mamografia estão inseridas em um contexto de uma clínica de imagens radiológicas. As modalidades de mamografias são: mamografia convencional, mamografia computadorizada com impressão de filme (CRF), mamografia computadorizada sem impressão de filme (CRP), mamografia digital com impressão de filme (DIGF) e mamografia digital sem impressão de filme (DIGP).

Para o estudo sobre os danos ambientais, foram levantadas informações com relação aos resíduos gerados com o uso de cada tecnologia, assim como a descarte correto para cada uma delas.

Resultados

A Tabela 1 apresenta um resumo das conclusões dos estudos sobre a acurácia do diagnóstico, sensibilidade e especificidade das mamografias digital e convencional, sendo que, não foram encontrados estudos comparativos utilizando-se a mamografia computadorizada (CR) para esses itens.

Tabela 1: Quadro comparativo de acurácia do diagnóstico, sensibilidade e especificidade entre os mamógrafos convencional e digital [6] [7] [8].

COMPARAÇÃO		
Características	Mamografia Convencional	Mamografia Digital
Acurácia	Equivalente para exames em pacientes acima de 50 anos	Maior para exames em pacientes abaixo de 50 anos
Sensibilidade	Equivalente para exames em pacientes acima de 50 anos	Maior para exames em pacientes abaixo de 50 anos
Especificidade	Equivalente para exames em pacientes acima de 50 anos	Equivalente para todas as idades

Os valores de exames encontrados utilizando-se a metodologia proposta para as modalidades de mamografia estão expostos no gráfico contido na Figura 1 e foram calculados através de planilhas eletrônicas disponíveis em:

Mamografia convencional:

<http://dx.doi.org/10.7910/DVN/8L2VWR>

Mamografia computadorizada CRF:

<http://dx.doi.org/10.7910/DVN/BA70CI>

Mamografia computadorizada CRP:

<http://dx.doi.org/10.7910/DVN/V9F3K5>

Mamografia digital DIGF:

<http://dx.doi.org/10.7910/DVN/VOCB0I>

Mamografia digital DIGP:

<http://dx.doi.org/10.7910/DVN/MXP6TS>.

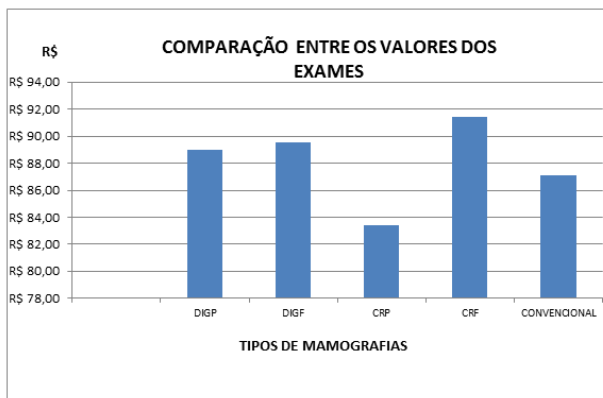


Figura 1: Gráfico de barras comparando os valores dos exames entre as modalidades de mamografia. Fonte: gráfico elaborado pelo autor

Para a análise dos tipos de gastos que mais impactam na gestão financeira de uma clínica de imagens radiológicas que realizam o exame de mamografia, também foram utilizadas as planilhas eletrônicas mencionadas acima. Foi elaborado o gráfico da Figura 2 onde os tipos de gastos para cada modalidade de mamografia foram comparados.

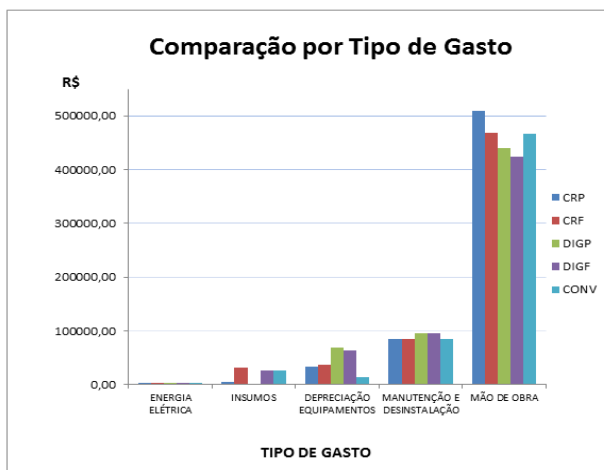


Figura 2: Gráfico comparativo por tipo de gasto entre as modalidades de mamografia. Fonte: gráfico elaborado pelo autor

Discussão

Analisando os dados apresentados nas tabelas e gráficos obtidos, em todas as modalidades de mamografia, observou-se um mesmo comportamento com relação aos setores que geram um maior impacto financeiro na clínica de imagens radiológicas. A atividade que apresenta o maior custo com relação as outras atividades em todas as modalidades é a sala de laudo. Os valores vão de 43% a 48% dos custos totais gerados quando considerados os custos relevantes às mamografias no contexto da clínica de imagens radiológicas. O tipo de gasto que causou o maior impacto financeiro com relação a todos os tipos de gasto gerados pelas modalidades de mamografia foi a mão de obra. Os valores vão de 70% a 80% dos custos por tipo

de gasto. Embora a mamografia DIGP necessite de menos colaboradores quando comparada as outras modalidades de mamografia, essa modalidade apresenta a necessidade de existir em seu quadro de funcionários um profissional em tecnologia da informação para trabalhar junto ao PACS (*Picture Archiving and Communication System*). O salário desse profissional chega a ser aproximadamente quatro vezes maior que o salário de uma recepcionista ou duas vezes maior que o salário de um técnico em radiologia. A mamografia que apresentou o menor custo de mão de obra é a DIGF, pois, o mamógrafo digital elimina o processo de digitalização. Com isso, há menos profissionais envolvidos nessa modalidade, além de não existir a necessidade de um profissional de tecnologia em informação.

Os profissionais que geram o maior custo em todas as modalidades de mamografia são os médicos radiologistas (descrição dos honorários de todos os profissionais consta nas planilhas eletrônicas), fazendo com que a atividade de laudar exames, seja aquela que represente o maior impacto financeiro quando comparado com outras atividades da clínica.

O menor custo por exame é da CRP. Assim como mencionado anteriormente, o maior custo é a mão de obra, e como a mamografia computadorizada sem impressão do filme elimina a operação de impressão, a necessidade de profissionais é menor, além de quase não gerar custos com insumos. A mamografia convencional apresenta o segundo menor valor de exame, sendo que, embora essa mamografia tenha o processo de revelação, o seu custo de depreciação é o menor de todas as mamografias. A mamografia que apresentou o maior custo por exame foi a CRF, pois essa modalidade de mamografia possui o maior número de processos. Consequentemente, isso implica em um maior número de profissionais, acarretando um dos maiores custos com mão de obra entre todas as tecnologias, além de apresentar um dos maiores custos em insumos.

Todas as tecnologias apresentaram valores muito próximos com relação à energia elétrica, manutenção e desinstalação.

A mamografia convencional, assim como outros exames de radiografia, utiliza reagentes químicos em seu processamento, gerando assim, efluentes que causam danos ambientais e de saúde pública quando descartados de forma incorreta [9]. Além dos efluentes, filmes radiográficos (resíduos sólidos) são gerados por essa modalidade de mamografia.

A Resolução que trata sobre a disposição final dos Resíduos de Serviços de Saúde (RSS) atualmente no Brasil é de competência do Conselho Nacional do Meio Ambiente (Conama), na Resolução número 358/05. De acordo com essa Resolução, os efluentes gerados pelo processamento dos filmes radiográficos da mamografia convencional são caracterizados como resíduos do Grupo B (resíduos químicos perigosos), devendo então ser reutilizados, recuperados ou reciclados ou se não, submetidos a tratamento e disposição final específico (Conselho Nacional do Meio Ambiente, 2005) [10]. Já

nas mamografias computadorizada e digital que fazem o uso da impressão do filme (CRF e DIGF) em impressoras a laser, não é necessário o uso de reagentes químicos para a impressão do filme. Os resíduos gerados por essas tecnologias são os filmes radiográficos, que assim como na tecnologia convencional são compostos de um polímero termoplástico recobertos de prata (metal pesado).

Portanto, o seu descarte não deve ser em qualquer local, pois sua composição é prejudicial ao meio ambiente. Assim como nos filmes gerados por reagentes químicos, esses filmes atualmente são vendidos para empresas que recuperam a substância química prata que recobre esse filme e posteriormente vendidos para empresas que realizam a reciclagem do filme plástico [11].

Conclusão

Esse estudo identificou alguns critérios que se mostraram importantes para uma ATS com estudo de caso em mamografia e concluiu os seguintes pontos.

Com relação às características das tecnologias em mamografia, a mamografia digital apresenta uma melhor acurácia do diagnóstico e sensibilidade apenas em mulheres com menos de 50 anos.

Os resultados com relação à análise econômica mostraram que a mamografia computadorizada, quando o exame não é impresso (CRP), apresenta menor custo por exame, embora o custo de aquisição dos seus equipamentos seja quase quatro vezes maior em relação à mamografia convencional. Apenas quando se compara os exames impressos (convencional, CRF, DIGF) o menor custo por exame é o da mamografia convencional seguido da DIGF e por m CRF. O sistema CR quando o exame é impresso (CRF) apresenta o maior valor por exame de todas as tecnologias estudadas.

O custo que representou o maior impacto na análise econômica foi o de mão de obra e a atividade que trouxe o maior impacto financeiro em todas as modalidades de mamografia foi a de emissão de laudos.

Os danos ambientais foram significativamente maiores na mamografia convencional, por conta dos reagentes químicos utilizados na revelação do filme radiográfico. Entretanto, as tecnologias que fazem uso do filme radiográfico (convencional, CRF e DIGF) geram resíduos sólidos.

Agradecimentos

À Universidade Federal do ABC.

Referências

[1] MINISTÉRIO DA SAÚDE. Departamento de Informática do SUS(DATASUS). Sistema de Informações sobre Mortalidade. 2013. Disponível em: <<http://www2.datasus.gov.br/DATASUS/index.php?area=0205>>. Acesso em: setembro de 2013.

- [2] GUISEPPETTI, G. M. e. a. Metodologia e semiologia. Mastologia oncológica. Rio de Janeiro: Medsi, 2002.
- [3] PEIXOTO, J. ; CANELA, E.; AZEVEDO, A. Mamografia: Da prática ao controle. Rio de Janeiro: INCA, 2007.
- [4] MINISTÉRIO DA SAÚDE. Avaliação de Tecnologia em Saúde . Ferramentas para Gestão do SUS. Ministério da Saúde Brasília, 2009. Disponível em: <http://bvsms.saude.gov.br/bvs/publicacoes/avaliacao_tecnologias_saude_ferramentas_gestao.pdf>.
- [5] RECEITA FEDERAL DO BRASIL. Decreto nº9.000 de 26 de março de 1999. Disponível em: <<http://www18.receita.fazenda.gov.br/legislacao/RI/R/L2Parte2.html>>.
- [6] KERLIKOWSKA, K. e. a. Comparative effectiveness of digital versus film-screen mammography in community practice in the united states a cohort study. *Annals of international medicine*, v.155, n.8, p. 493-502, 2011.
- [7] TOSTESON, A. N. et al. Cost-effectiveness of digital mammography breast cancer screening. *Annals of international medicine*, Am Coll Physicians, v.148, n.1, p. 1-10, 2008.
- [8] SOUZA, F. H. et al. Is full-field digital mammography more accurate than screen-film mammography in overall population screening? a systematic review meta-analysis. *The Breast*, Elsevier, v. 22, n. 3, p. 217-224, 2013.
- [9] UES, K. et al. Uso de processos avançados de oxidação na degradação dos resíduos de revelador e fixador de raio-x. *Anais do XVI Encontro de Química da Região Sul*, v.13, 2008.
- [10] CONSELHO NACIONAL DO MEIO AMBIENTE. Resolução nº 358, de 29 de abril de 2005. Dispõe sobre o tratamento e a disposição final dos resíduos dos serviços de saúde e dá outras providências, 2005. Disponível em: <http://www.mma.gov.br/port/conama/legiabre.cfm?codlegi=462>.
- [11] BAMPI, J.; SECHI, M.; GONÇALVES, C.V. Resíduos de filmes radiológicos: Vamos Pensar Sobre Isso? 2013. Disponível em: <http://www.univates.br/tecnicos/media/artigos/artigojanainabampi.pdf>.

REVITALIZAÇÃO DE PROCESSADORAS AUTOMÁTICAS *KODAKsM35sX-OMATsPROXsPROCESSOR*

F. Loreni S.*, J. R. Reis**, O. Santos Jr.**, J. C. Badelli*, A. C. Brey**, J. L. C. Silva*, M. V. W. Zibetti*, C. A. P. Mendes**, P. E. Lima** e T. N. Ferreira.

* UTFPR, Curitiba, Brasil
**FacPG, Ponta Grossa, Brasil
e-mail: fabricioloreni@gmail.com

Resumo: Este trabalho tem como objetivo descrever a revitalização de duas Processadoras Automáticas de Filmes Radiológicos. As Faculdades Ponta Grossa (FacPG) receberam de doação duas Processadoras de Filmes Radiológicos modelo *Kodak M35 X-Omat ProX Processor*, de uma Clínica de radiodiagnóstico. A clínica instalou as processadoras em 1998 e as utilizou até 2008. De 2008 a 2015 os equipamentos não foram utilizados e não tiveram qualquer tipo de manutenção. As duas processadoras foram desmontadas e limpas. Uma processadora será utilizada para fins didáticos e não será remontada. Já a segunda processadora foi restaurada. Foi realizada a substituição das mangueiras, braçadeiras e filtros. Os sensores de segurança de passagem de filme, de tração, de temperatura e do painel elétrico (tempo de estágio de seco a seco, painéis de fusíveis, relê de proteção de temperatura e sobrecarga) também tiveram que ser substituídos ou revisados, pois estavam queimados ou apresentavam defeito no funcionamento. Por fim, foi remontada toda a processadora (módulo do revelador, módulo do fixador, módulo água e o processo de secagem). Foram realizados testes para a calibração do ajuste de tempo de seco a seco e o ajuste das temperaturas (do revelador, do fixador e da água). Portanto, essa processadora se encontra em perfeitas condições de uso no laboratório de Radiologia das Faculdades Ponta Grossa. A mesma pode ser ajustada para o uso em Raios X Convencional e Mamografia, com diferentes tempos de exposição dos filmes aos químicos e com regulagem de temperatura de acordo com as diferentes especificações técnicas dos filmes radiográficos.

Palavras-chave: Revitalização, Processadoras Automáticas, Revelação de Filmes Radiográficos.

Abstract: *This paper aims to describe the renewal of two Automatic Processors for Radiograph Films (PA). The institution Faculdades Ponta Grossa (FacPG) received as a donation two PA, model M35 Kodak X-Omat Processor ProX, from a clinic. This clinic installed the processors in 1998 and used until 2008. From 2008 to 2015, they were not being used and they had not had any maintenance. The two processors were dismantled and cleaned. One of the processors will be used for teaching purposes and will not be reassembled. As for the other one, the replacement of the hoses, clamps and filters was performed. The film crossing*

safety sensors, traction, temperature and electrical panel (dry to dry stage time, fuse panels, temperature protection relay and overload) also had to be replaced or inspected, as they were burned or had defective operation. Finally, the entire processor was installed (developer module, module fastener, water module and the dryer process). Tests were carried out to calibrate the setting time dry to dry and temperatures adjustment (developer, fixer and water). Therefore, this processor is in perfect condition and it is located in the radiology lab of FacPG. It can be adjusted for conventional X-ray and mammography, with different exposure times of the films to chemical and temperature control according to the technical specifications of radiographic films.

Keywords: *s Revitalization, Automatic Processor for Radiograph Films.*

Introdução

As Processadoras Automáticas (PAs) são equipamentos utilizados em radiodiagnóstico, principalmente em Raios X Convencional e Mamografia, para realizar a revelação dos Filmes Radiográficos (FR) de uma forma automatizada [1]. Com a utilização das PAs é possível controlar a concentração e a temperatura dos químicos (Fixador e Revelador) e o tempo de exposição dos FR aos químicos [2]. Antes das PAs era utilizada a revelação manual. Para a revelação manual é necessário colocar os FR em tanques com os químicos à temperatura ambiente. Como não possuem um sistema de reposição dos químicos, é difícil obter um controle na qualidade da concentração dos mesmos. O processo manual de revelação pode causar perda de informação ou diminuição na qualidade da imagem registrada no FR, devido ao baixo controle do processo de revelação.

Uma das normas que a portaria nº 453/98 da Secretaria de Vigilância Sanitária do Ministério da Saúde traz é a obrigatoriedade da implantação de um programa de garantia de qualidade (PGQ) em toda instituição que faça uso de radiações ionizantes [3]. O PGQ tem como foco três objetivos: melhorar a qualidade da imagem radiográfica, reduzir custos e a doses fornecidas aos pacientes. Um dos aspectos mais importante para a PGQ é garantir que as PAs estejam devidamente funcionando, caso contrario pode haver necessidade de utilizar doses de radiação mais altas para

os pacientes, além da diminuição da vida útil do equipamento e degradação da qualidade da imagem [4,5,6].

Atualmente os centros de diagnóstico por imagem com maior poder aquisitivo passaram a trabalhar com revelação digital, a qual não utiliza filmes radiográficos e, portanto não faz uso das processadoras automáticas. A revelação digital permite a impressão da imagem radiografada diretamente em películas de papel. Trata-se de um processo mais simples por não depender de controle da temperatura e concentração de um preparo de químicos. No entanto, ainda é não é uma realidade em muitos dos hospitais que atendem ao Sistema Único de Saúde ou em clínicas e hospitais de pequeno porte. Portanto, o conhecimento a respeito do correto funcionamento das PAs é indispensável para profissionais que trabalham ou irão trabalhar em hospitais e clínicas que fazem uso de equipamentos de diagnóstico por imagem.

As Faculdades Ponta Grossa (FACPG) receberam de doação, em 2015, duas processadoras de filmes radiológicos automáticas modelo Kodak M35 X-Omat ProX Processor, de uma clínica de radiodiagnóstico. As PAs foram instaladas na clínica em 1998 e foram utilizadas até 2008. Durante o período que não foram utilizadas as PAs foram depositadas em uma sala sem os devidos cuidados para reaproveitamento dos equipamentos. Uma das processadoras ficou guardada com químicos (revelador e fixador) em seus tanques e mangueiras. Uma equipe formada por professores e alunos do curso de Tecnologia em Radiologia das FACPG decidiu revitalizar essas processadoras para uso didático e para eventual utilização da comunidade interna e externa.

Materiais e métodos

Para a realização da revitalização das PAs é necessário desmontar completamente os equipamentos para efetuar a limpeza dos rolos, das bandejas, braçadeiras, dos filtros, das bombas de sucção e retorno dos três tanques (tanque do revelador, tanque do fixador, tanque da água), assim como do módulo de secagem de filme. Em seguida, é preciso realizar a manutenção da parte elétrica, que inclui os sensores de segurança de passagem de filme, de tração, de temperatura e o painel elétrico que controla o tempo do estágio de seco a seco.

Por fim, precisa-se remontar a PA e calibrar, de acordo com as especificações técnicas do fabricante das PAs, o controle da temperatura dos químicos, da velocidade de rotação dos rolos e do processo de secagem (turbina de ar e resistências) utilizando um filme 35x43cm.

Resultados

Ao desmontar a primeira processadora (PA1) que foi guardada com químicos nos tanques do revelador e do fixador, se observou um alto grau de deterioração da sua

estrutura metálica tornando inviável a sua revitalização. Como pode ser visualizado na Figura 1:



Figura 1: Foto da região interna da primeira PA com partes metálicas oxidadas logo a baixo dos tanques dos químicos.

Já a segunda PA (PA2), foi possível completar a revitalização. Para isso a PA2 foi desmontada completamente para a limpeza dos rolos, das bandejas, das bombas de sucção e retorno. Também se fez necessário a substituição das mangueiras, braçadeiras e filtros. Na Figura 2 é possível visualizar a PA2 desmontada.



Figura 2: PA2 desmontada para limpeza.

Os sensores de segurança de passagem de filme, de tração, de temperatura e do painel elétrico (tempo de estágio, de seco a seco, relê de proteção de temperatura e sobrecarga, painéis de fusíveis) também tiveram que ser substituídos ou revisados, pois estavam queimados ou apresentavam defeito no funcionamento. Na Figura 3 é possível visualizar a parte do controle elétrico da processadora.



Figura 3: Painel elétrico e o painel de fusíveis da PA2.

Após realizar o processo de manutenção e remontar a PA2, foi revelado um filme 35x43cm e calibrada a reposição e temperatura dos químicos e da água de acordo com as especificações presentes no manual do fabricante das PAs. Na Figura 4 e 5 é possível visualizar a PA2 sendo montada e em seguida o resultado final obtido.



Figura 4: PA2 parcialmente montada.



Figura 5: PA2 completamente montada e pronta para uso.

Discussão

A PA1, por ter sido guardada com químicos em seus tanques, sofreu um processo acentuado de deterioração impedindo a revitalização. Optou-se por deixá-la desmontada e utilizá-la para fins didáticos. Já com a PA2 foi possível alcançar o objetivo principal, que era a revitalização da PA mantendo os padrões de qualidade que o radiodiagnóstico exige e cumprindo os requisitos técnicos de controle de qualidade exigidos na Portaria 453 do Ministério da Saúde.

As condições que as PAs são descartadas ou guardadas afetam diretamente as chances de revitalização e a probabilidade das PAs serem reutilizadas por clínicas menores. O descarte dos químicos tem que ser feito seguindo as normas estabelecidas na Resolução RDC Nº 306, de 7 de Dezembro de 2004 da ANVISA. De forma a proteger o meio ambiente e evitar acidentes com agentes químicos.

Os químicos, principalmente o revelador pode apresentar uma concentração alta de prata metálica, metal pesado, que se não for descartado e tratado de uma forma correta é altamente prejudicial para os seres vivos. Existem empresas especializadas em recolher os químicos e retirar a Prata Metálica dos químicos reembolsando parte do lucro da obtenção da Prata. É de suma importância que as processadoras sejam descartadas ou guardadas sem qualquer resquício de químicos radiológicos.

A forma correta de manter uma PA inativa, para que se tenha a possibilidade de reutilizá-la no futuro, é secar os tanques de químicos, secar os rolos e manter a PA em um local com temperatura e umidade controlada. Assim evitará a deterioração das estruturas metálicas e elétricas e dos rolos da PA.

As peças repostas das PAs foram conseguidas pelos alunos através de doações da comunidade externa. Portanto, a revitalização não teve custo para a instituição de ensino.

Conclusão

Com a realização do processo de revitalização da PA, mostrou-se possível a reutilização das PAs que estão

sendo descartadas no processo de digitalização das grandes clínicas e hospitais. Como muitas pequenas clínicas ainda fazem uso da Revelação Manual, a revitalização de PAs pode ser uma alternativa mais eficiente para a revelação dos filmes radiográficos.

O projeto de revitalização também ocasionou uma forte interação entre os discentes com os docentes, processo esse fundamental para o desenvolvimento acadêmico e profissional.

Agradecimentos

Os autores agradecem as Faculdades Ponta Grossa e a clínica que doou o maquinário pelo total apoio e incentivo no projeto apresentado.

Referências

- [1] Kodak. X-Omat processor's documentation.
- [2] OPERATOR'S MANUAL for the Kodak M35 X-Omat PROCESSOR Kodak M35A X-Omat PROCESSOR
- [3] Brasil. Ministério da Saúde. Portaria MS 453/98, de 02 de junho de 1998. In: Diário Oficial da União. Diretrizes de proteção radiológica em radiodiagnóstico médico e odontológico do Ministério da Saúde. Brasília, DF: Ministério da Saúde; 1998.
- [4] Medeiros RB, Curci KA, Carrieri FCD. Controle de qualidade no processamento de imagens radiológicas. Radiol Bras 1992;25:19–21.
- [5] Asd Magalhães LAG. Controle de qualidade de processadoras automáticas. [Dissertação de mestrado]. Rio de Janeiro: UFRJ, 2001.
- [6] Corte RE. Implantação de um programa de controle de qualidade de imagens radiográficas em um hospital de grande porte. [Dissertação de mestrado]. Ribeirão Preto: FFCLRP/USP, 2000.

AVALIAÇÃO DA ANÁLISE DE COMPOSIÇÃO CORPORAL POR EQUAÇÕES BASEADAS EM DXA ENTRE ADOLESCENTES

L. M. Beraldo*, I. A. Guimarães**, E.F.R Romanelli*** e L. Ulbricht*

*Programa de Pós-Graduação em Engenharia Biomédica, UTFPR, Curitiba, Brasil

**Departamento Acadêmico de Matemática, UTFPR, Curitiba, Brasil

***Departamento Acadêmico de Eletrotécnica, UTFPR, Curitiba, Brasil

e-mail: lucasberaldo@gmail.com

Resumo: O monitoramento da obesidade é realizado através da medição da gordura corporal. Esta, normalmente é realizada através de medidas antropométricas simples como dobras cutâneas e perímetros que constituem variáveis em equações que estimam a quantidade de gordura corporal. O objetivo do presente estudo foi utilizar a tecnologia da absorciometria de raio-X de dupla energia (DXA) para determinar estes valores e analisar a concordância entre equações preditivas desta quantidade de gordura corporal entre adolescentes. Foram avaliados 567 indivíduos, de ambos os sexos, entre 10 e 18 anos. Esses foram submetidos a avaliação antropométrica por métodos tradicionais como dobras cutâneas e perímetro que foram convertidos em percentual de gordura por sete equações e os valores foram posteriormente comparados aos aferidos por DXA através do Coeficiente de Correlação e Concordância (CCC). Nenhuma das equações avaliadas obteve um valor adequado de concordância, sendo todos os CCC obtidos abaixo de 0,900. O valor mais elevado foi obtido pelas equações de Bray et al., com CCC de 0,812 e 0,808. Assim, as equações não demonstraram ser adequadas para a avaliação da gordura corporal na população estudada, sendo indicado o desenvolvimento de uma equação baseada na população brasileira e com uma quantidade expressiva de indivíduos.

Palavras-chave: percentual de gordura, DXA, dobras cutâneas, adolescentes, obesidade.

Abstract: *The monitoring of obesity is realized by body fat measurement. This is usually made by simple anthropometric measures like skinfolds or perimeters that are used as variables in equations that calculate some measure related to body fat. The aim of this study was to analyze the concordance between body fat predictive equations and values obtained by dual-energy x-ray absorptiometry (DXA) in adolescents. There were evaluated 567 individuals, of both sexes, aged between 10 and 18 years. Those was submitted to anthropometric evaluation by traditional methods as skinfolds and perimeter that were converted in body fat percentage by seven equations and after compared to the measure from DXA by Concordance Correlation Coefficient (CCC). None of the evaluated equations obtained an adequate value of concordance been all the CCC below 0,900. The highest value was obtained by the equations of Bray et al.*

with a CCC of 0,812 and 0,808. Thus, the equations have not proved suitable for the body fat evaluation, been indicated the development of an equation based in a Brazilian population with an expressive number of individuals.

Keywords: *s body fat percentage, DXA, skinfolds, adolescents, obesity.*

Introdução

A avaliação da quantidade de gordura corporal, é essencial no monitoramento da obesidade, especialmente na adolescência que vem sendo indicada como a fase crítica para a manifestação da doença [1].

O método padrão-ouro para a avaliação da quantidade de gordura corporal é a absorciometria de raio-X de dupla energia (DXA) [2]. Porém, este método é caro, de aplicação laboratorial e emissor de radiação ionizante o que impede seu amplo uso. Uma alternativa é utilização de medidas antropométricas como perímetros e dobras cutâneas (DC). Neste sentido, estudos baseiam-se em métodos de grande exatidão para desenvolver equações, onde as variáveis são as medidas antropométricas, para gerar medidas relativas a quantidade de gordura corporal como o percentual de gordura (%G) [3,4].

As equações mais antigas, baseadas em pesagem hidrostática, já demonstraram falta de concordância em avaliações com DXA [5,6]. A partir dos anos 2000, com o avanço no uso da DXA, novas equações foram desenvolvidas baseadas na tecnologia [4]. Porém, ainda há uma lacuna na avaliação da eficiência destas equações em medir o %G, já que a validação cruzada é um procedimento pouco utilizado nos estudos.

A ausência de análises que avaliem a confiabilidade destas equações impede o seu uso, devido à incerteza do resultado da avaliação pelo desconhecimento de qual equação resultaria em um resultado mais exato, levando a erros diagnósticos. Desta forma, o objetivo do presente estudo foi analisar a concordância entre equações preditivas da quantidade de gordura corporal e valores obtidos por DXA entre adolescentes brasileiros.

Materiais e métodos

Este estudo é de natureza exploratória de recorte transversal. Participaram do estudo 567 indivíduos de ambos os sexos com idade entre 10 e 18 anos. Foi adotado como critério de exclusão a utilização de

medicamentos que continham cálcio, a realização de exame radiológico na semana anterior à data de avaliação e gestação ou suspeita de gravidez. A participação ocorreu após autorização por Termo de Consentimento Livre e Esclarecido, esta pesquisa foi aprovada por Comitê de Ética em Pesquisa através da plataforma Brasil sob número: 11583113.7.0000.5547.

Todas as avaliações foram realizadas com os indivíduos utilizando trajes que não influenciavam nas medições e sem nenhum objeto de metal.

A idade foi determinada em anos. A Massa Corporal Total (MCT) foi aferida em kg com uma balança eletrônica Tanita (Arlington Heights, Estados Unidos). A medição da estatura, em m, ocorreu por meio de estadiômetro com os avaliados em plano de Frankfurt e em inspiração máxima.

As medidas de perímetro e DC ocorreram conforme determinação do *American College of Sports Medicine* [7]. Foram aferidas as medidas de Circunferência da Cintura (CC) e do quadril (CQ) com fita antropométrica inelástica WCS (Curitiba, Brasil), sendo estas apresentadas em cm. Utilizando o plicômetro científico Ceescorf (Porto Alegre, Brasil) foram aferidas em mm as DC: bicipital (Bi), panturrilha medial (Pm) e coxa (Cx).

O %G foi aferido por meio de DXA utilizando o densitômetro radiológico Hologic Discovery modelo QDR (Marlborough, Estados Unidos). A avaliação foi realizada por operadores treinados e seguindo as recomendações do fabricante.

As equações selecionadas para análise foram desenvolvidas com base em valores estabelecidos em DXA[8–12]. A equação de Flavel et al.[11] foi conduzida com amostras da Austrália e as demais com indivíduos dos EUA. A Tabela 1 indica o sexo e idade para qual cada equação é indicada, bem como a quantidade de pessoas utilizadas no desenvolvimento e o R² obtido que indica a aderência do modelo. Ainda é apontado o valor da média do %G da amostra utilizada, exceto para a equação de Huang et al.[12] que não apresenta este dado.

Tabela 1: Dados indicados nos estudos de desenvolvimento das equações

Equações	Sexo	Idade	n	R ²	%G
Ellis[8]	M	3-18	74	0,55	22,9 ^a
Ellis et al.[9]	F	3-18	68	0,95	34,6 ^b
Bray et al.[10]a	M-F	10-12	129	0,91	25,9(M)
Bray et al.[10]b		10-12		0,89	27,0 (F)
Flavel et al.[11]	F	6-17	33	0,93	30,6
Huang et al.[12]a	M	7-13	64	0,92	35,7 ^c
Huang et al.[12]b					

a: considerando a faixa etária de 10 a 18 anos; b: considerando a faixa etária de 11 a 18 anos; c: valor obtido a partir da divisão das medianas de massa de gordura e massa total.

As equações que foram testadas são apresentadas na Tabela 2. Aquelas que indicam os valores de massa de gordura (MG) tiveram os valores convertidos para %G através da divisão pela MCT. Devido as diferenças de idade e sexo para qual as equações são destinadas, as análises estatísticas ocorreram considerando apenas o grupo para qual cada equação é apropriada. Para as equações de Ellis[8] e Ellis et al.[9] foram escolhidas as destinadas à população hispânica por terem demonstrado melhores resultados com amostra semelhante à adotada no estudo [13].

Tabela 2: Equações analisadas

Equação	
Ellis[8]	$MG=0,591*MCT-1,82*Idade+3,36$
Ellis et al.[9]	$MG=0,677*MCT-21,7*Estatura+15,5$
Bray et al.[10]a	$\%G=7,26+0,77*Bi+0,36*Pm+0,25*Cx$
Bray et al.[10]b	$\%G=9,02+1,09*Bi+0,42*Pm$
Flavel et al.[11]	$\%G=11,03+0,93*IMC+0,3*CC-24,0*Estatura+0,48*Pm+0,07*CQ$
Huang et al.[12]a	$MG=0,665*MCT-1,606*Idade+1,448$
Huang et al.[12]b	$MG=0,665*MCT-1,606*Idade+3,330$

MG: Massa de Gordura; MCT: Massa Corporal Total; Bi: dobras cutânea bicipital; Pm: dobra cutânea da panturrilha medial; Cx: dobra cutânea da coxa; IMC: Índice de Massa Corporal; CC: Circunferência da Cintura; CQ: Circunferência do Quadril.

As análises estatísticas foram realizadas no SPSS v21.0. A análise descritiva foi realizada através de medidas de média, desvio padrão e valores máximos e mínimos. A análise da concordância das equações com o referencial obtido pela DXA foi realizada pelo Coeficiente de Correlação e Concordância (CCC) [14].

Resultados

Os dados descritivos da amostra são apresentados na Tabela 3, sendo que a idade e o IMC dos avaliados foram semelhantes entre os sexos e o %G se mostrou distinto.

Tabela 3: Dados descritivos da amostra total e estratificado por sexo.

	Masculino	Feminino	Total
Idade	15,4±1,7	15,1±2,0	15,3±1,8
IMC	21,3±3,6	22,4±4,1	21,6±3,8
%G	20,6±6,0	33,5±5,3	24,4±8,3

A concordância entre as equações avaliadas e a avaliação por DXA está exposta na Tabela 4 e na Figura

1. Os melhores resultados foram obtidos pelas equações de Bray et al.[10]a e Bray et al.[10]b, destinadas a ambos os sexos com CCC de 0,812 e 0,808 respectivamente.

A equação de Ellis[8] obteve o pior resultado (CCC=0,348) chegando a indicar valores negativos de %G. Indivíduos com valores próximos a 20% de %G apresentaram uma grande variação de valores segundo a equação. Houve uma tendência à subestimação dos valores, especialmente em indivíduos com %G maior.

Tabela 4: Concordância entre a avaliação por DXA e as equações analisadas.

	CCC (IC95%)	
Ellis[8]	0,348	(0,271-0,421)
Ellis et al.[9]	0,739	(0,664-0,800)
Bray et al.[10]a	0,812	(0,741-0,864)
Bray et al.[10]b	0,808	(0,728-0,866)
Flavel et al.[11]	0,653	(0,585-0,712)
Huang et al.[12]a	0,465	(0,297-0,605)
Huang et al.[12]b	0,683	(0,527-0,795)

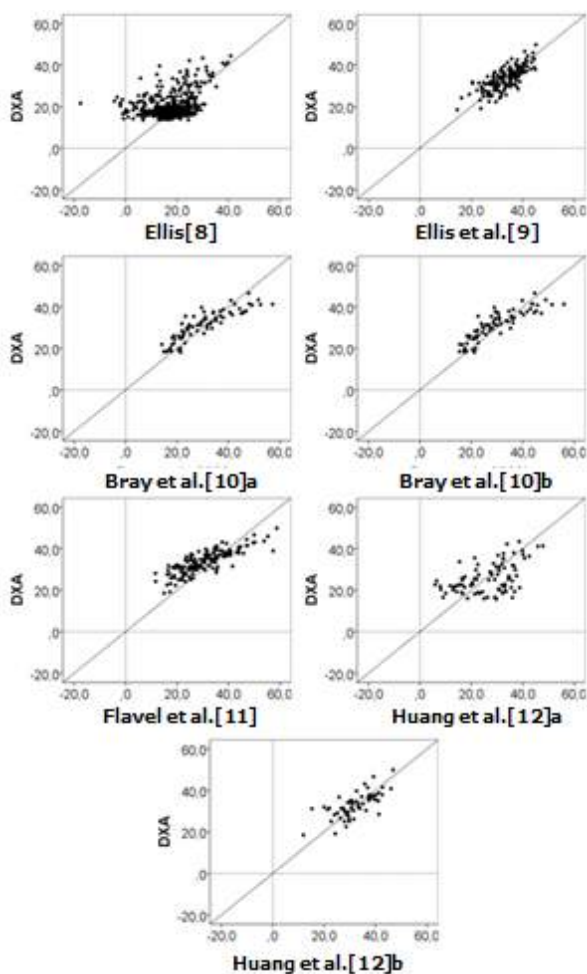


Figura 1: Gráficos de dispersão entre os valores indicados por DXA e as equações com a linha de concordância como referência.

As equações que utilizam medidas obtidas por DC (Bray et al.[10]a; Bray et al.[10]b; e Flavel[11]) apresentaram tendência em subestimar o %G em indivíduos mais magros e superestimar nos com mais gordura. Sendo esta tendência mais evidente na equação de Flavel et al.[11].

Discussão

O %G apresentado pela amostra, considerando a distinção entre os sexos, mostrou-se próximo aos apresentadas nas amostras de Ellis [8], Ellis et al.[9] e Flavel et al.[11]. No estudo de Bray et al. [10], o %G apresentado foi superior para o sexo masculino e inferior para o feminino. A comparação com os valores obtidos por Huang et al.[12] foi dificultada pois os autores não apresentaram a média de %G para cada sexo. Ainda assim, o valor de tendência central indicado está acima do apresentado pelo sexo feminino, sendo que 62,5% amostra era composta pelo sexo masculino [12].

Quanto ao CCC, esta medida de correlação foi escolhida para este estudo por ser mais rigorosa que modelos tradicionais como a correlação de Pearson e Spearman [14]. Em estudos que desenvolveram modelos preditivos da quantidade de gordura corporal e utilizaram o R^2 e o CCC para a análise, os valores se mostraram próximos sendo o CCC ligeiramente superior [15,16]. Desta forma, parece que o R^2 apresentado no desenvolvimento da equação é um bom valor de referência para a análise do CCC. Considerando que, em geral, valores de R^2 inferiores a 0,90 não indicam um bom ajuste da equação, este também é um ponto de corte adequado para o CCC. Com base neste valor, nenhuma equação apresentou um valor adequado de CCC.

A equação de Flavel et al.[11] que possui diferentes tipos de medidas antropométricas, inclusive perímetros e DC apresentou uma concordância ainda inferior à apresentada pelas equações de Ellis et al.[9] e Huang et al.[12]b, que utilizam MCT, estatura e idade. Isto pode indicar que as medidas incluídas na equação não são o fator mais impactante na qualidade do modelo desenvolvido.

A equação de Ellis[8] já havia apresentado o pior ajuste no desenvolvimento do modelo preditivo, com um $R^2=0,55$, enquanto que, entre as demais, o ajuste de valor inferior foi obtido pela equação de Bray et al.[10] com $R^2=0,89$.

Ao considerar a quantidade de pessoas utilizadas no desenvolvimento da equação, esta parece estar associada com a concordância verificada. As equações de Bray et al.[10] utilizaram o maior número de pessoas ($n=129$) e apresentaram a maior concordância. Enquanto a equação de Flavel et al.[11] utilizou apenas 33 indivíduos no seu desenvolvimento. Um número reduzido de pessoas (amostras inferiores a 100 pessoas) pode explicar a baixa concordância, provavelmente devido à baixa variabilidade da amostra.

Considerando a proposta nenhuma equação apresentou um valor adequado de concordância com a DXA. Sendo que este baixo rendimento talvez deva-se a

diferenças étnicas entre as populações em que as equações se baseiam e a brasileira, ou ao número reduzido de indivíduos utilizados no desenvolvimento das mesmas [4,17,18].

Conclusão

As equações não demonstraram ser adequadas para a avaliação da quantidade de gordura corporal na população estudada, assim a utilização de qualquer uma delas levaria a erros diagnósticos o que comprometeria a adoção de um tratamento precoce para os indivíduos que foram subestimados ou a tratamentos desnecessários, para indivíduos que tiveram seus valores superestimados.

Por isso, é de fundamental importância o desenvolvimento de uma equação baseada na população brasileira e com uma quantidade expressiva de indivíduos, que seja capaz de determinar um diagnóstico eficaz para subsidiar uma escolha terapêutica adequada.

Agradecimentos

Decit/SCTIE/MS por intermédio do CNPq, apoio da Fundação Araucária e SESA-PR.

Referências

- [1] W. L. Conde and C. Borges. O risco de incidência e persistência da obesidade entre adultos brasileiros segundo seu estado nutricional ao final da adolescência. *Revista Brasileira de Epidemiologia*. 2011,14(1):71–79.
- [2] C. E. Boeke, E. Oken, K. P. Kleinman, S. L. Rifashiman, E. M. Taveras, and M. W. Gillman. Correlations among adiposity measures in school-aged children. *BMC Pediatrics*. 2013, 13(99):1–8.
- [3] D. P. Guedes. Procedimentos clínicos utilizados para análise da composição corporal. *Revista Brasileira de Cineantropometria e Desempenho Humano*. 2013, 15(1):113–129.
- [4] A. M. Silva, D. A. Fields, and L. B. Sardinha. A PRISMA-Driven Systematic Review of Predictive Equations for Assessing Fat and Fat-Free Mass in Healthy Children and Adolescents Using Multicomponent Molecular Models as the Reference Method. *Journal of Obesity*. 2013, 148696:1–14.
- [5] P. V. S. Moreira, A. M. Silva, L. F. Crozara, A. P. Veloso, and F. Vieira. Análise de equações preditivas da gordura corporal em jovens atletas de 'taekwondo'. *Revista Brasileira de Educação Física e Esporte*. 2012, 26(3):391–399.
- [6] S. S. Habib. Body Mass Index and Body Fat Percentage in Assessment of Obesity Prevalence in Saudi Adults. *Biomedics and Environmental Science*. 2013, 26(2):94–99.
- [7] American College of Sports Medicine, ACSM's guidelines for exercises testing and prescription. Philadelphia: Lippincott, Williams & Wilkins, 2010.
- [8] K. J. Ellis. Body composition of a young, multiethnic male population. *American Journal of Clinical Nutrition*. 1997, 66:1323–1331.
- [9] K. J. Ellis, S. A. Abrams, and W. W. Wong. Body composition of a young, multiethnic female population. *American Journal of Clinical Nutrition*. 1997, 65:724–731.
- [10] G. A. Bray, J. P. DeLany, J. Volaufova, D. W. Harsha, and C. Champagne. Prediction of body fat in 12-y-old African American and white children: evaluation of methods. *American Journal of Clinical Nutrition*. 2002, 76(5):980–990.
- [11] N. A. Flavel, T. S. Olds, J. D. Buckley, M. T. Haren, and J. Petkov. Anthropometric estimates of total and regional body fat in children aged 6-17 years. *Acta Paediatrica*. 2012, 101(12):1253–1259.
- [12] T. T.-K. Huang, M. P. Watkins, and M. I. Goran. Predicting total body fat from anthropometry in Latino children. *Obesity Research*. 2003, 11(10):1192–1199.
- [13] J. D. Modesto, L. M. Beraldo, and L. Ulbricht. Avaliação do sobrepeso por modelos baseados em massa, estatura e idade em adolescentes do sexo masculino. In: *Anais do XXIV Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica*, 2014 Out 13-17; Uberlândia, Brasil. 2014. p. 130-33.
- [14] L. I.-K. Lin. A Concordance Correlation Coefficient to Evaluate Reproducibility. *Biometrics*. 1989, 45(1):255–268.
- [15] T. Midorikawa, M. Ohta, Y. Hikiyama, S. Torii, M. G. Bembem, and S. Sakamoto. Predicting total fat mass from skinfold thicknesses in Japanese prepubertal children: a cross-sectional and longitudinal validation. *Asia Pacific Journal of Clinical Nutrition*. 2011, 20(3):426–431.
- [16] T. Midorikawa, M. Ohta, Y. Hikiyama, S. Torii, M. G. Bembem, and S. Sakamoto. Prediction and validation of total and regional fat mass by B-mode ultrasound in Japanese pre-pubertal children. *British Journal of Nutrition*. 2011, 106(6):944–50.
- [17] L. Sletner, B. Nakstad, C. S. Yajnik, K. Mørkrid, S. Vangen, M. H. Vårdal, I. M. Holme, K. I. Birkeland, and A. K. Jenum. Ethnic differences in neonatal body composition in a multi-ethnic population and the impact of parental factors: a population-based cohort study. *PLoS One*. 2013, 8(8):e73058.
- [18] N. T. Tuan and Y. Wang. Adiposity assessments: agreement between dual-energy X-ray absorptiometry and anthropometric measures in U.S. children. *Obesity (Silver Spring)*. 2014 22(6):1495–504.

MODELAGEM MATEMÁTICA PARA DETERMINAÇÃO DO EXCESSO DE GORDURA EM ADOLESCENTES DO SEXO MASCULINO ATRAVÉS DE REGRESSÃO LOGÍSTICA

L. M. Beraldo*, M. F. Campos**, I. A. Guimarães*** e L. Ulbricht*

*Programa de Pós Graduação em Engenharia Biomédica-UTFPR, Curitiba, Brasil

**Departamento Acadêmico de Educação Física-UTFPR(Bolsista CNPq), Curitiba, Brasil

*** Departamento Acadêmico de Matemática- UTFPR, Curitiba, Brasil

e-mail: lucasmberaldo@gmail.com

Resumo: A determinação do excesso de gordura através de equações de dobras cutâneas desenvolvidas por técnicas escalares pode apresentar erros, sendo mais adequada técnicas logísticas. Este estudo teve como objetivo verificar a eficiência de um modelo desenvolvido através de regressão logística na classificação de excesso de gordura em adolescentes brasileiros. A amostra foi composta por 367 adolescentes do sexo masculino com idade entre 12 e 18 anos na cidade de Curitiba. As variáveis de entrada para a construção do modelo foram idade, massa, estatura, circunferências de quadril e cintura e as dobras cutâneas: tricípital, bicipital, subescapular, abdominal, supra-ilíaca, coxa, axilar média, peitoral (Pe) e panturrilha medial (Pm). A variável de saída foi a presença de excesso de gordura determinado a partir do percentual de gordura conforme avaliação por DXA. A eficiência do modelo na determinação do excesso de gordura foi verificada através da curva ROC. Os valores foram comparados com a classificação através do IMC, conforme os critérios de Conde e Monteiro e Cole et al., e a equação proposta por Slaughter et al. O modelo apresentou uma *area under the curve* (AUC) de 0,909 sendo mais eficiente na classificação que: a equação de Slaughter et al. (AUC=0,808), os critérios de IMC de Cole et al. (AUC=0,786); e Conde e Monteiro (AUC=0,649). Desta forma, a regressão logística se apresentou como uma ferramenta adequada no desenvolvimento de modelos para a classificação da gordura corporal para adolescentes do sexo masculino.

Palavras-chave: Excesso de Gordura, Adolescentes, Regressão Logística, DXA

Abstract: *The determination of overfat by skinfold's equations developed by scalar regression's techniques could provide errors, thus, logistic techniques could be more adequate. This study aimed to verify the efficiency of a model developed by logistic regression to classify overfat among Brazilian adolescents. The sample was composed by 367 male adolescents aged between 12 and 18 years in Curitiba. The inputs to build the model was age, weight, height, waist and hip girth, and the skinfolds: triceps, biceps, subscapular, abdominal, suprailiac, thigh, median axillary, chest (Ch) and medial calf (Ca). The output was the overfat determined by the*

body fat percentual as measured by DXA. The model efficiency in determinate the overfat was verified by ROC curve. The values were compared with the classification by BMI, according to the criteria from Conde and Monteiro and Cole et al., and the equation proposed by Slaughter et al. The model presented an area under the curve (AUC) of 0,909, it has been more efficient in the classification than: Slaughter et al. equation (AUC=0,808), BMI criteria from Cole et al. (AUC=0,786); and Conde and Monteiro (AUC=0,649). Thus, the logistic regression performed as a properly tool for develop models to classify the body fatness among male adolescents.

Keywords: *s Overfat, adolescents, logistic regression, DXA*

Introdução

A obesidade é uma doença crônica não transmissível, caracterizada pelo excesso de gordura (EG) no corpo possuindo desfechos de ordem física, mental e social [1], [2]. Particularmente, na adolescência este quadro é mais grave, pois esta fase da vida é apontada como uma fase crítica, uma vez que um indivíduo com EG na adolescência apresenta uma chance significativamente maior de manifestar esta condição na vida adulta [3]. Assim, há a necessidade de um diagnóstico eficiente nesta faixa etária.

A técnica considerada padrão-ouro na avaliação da composição corporal e diagnóstico de EG é a Absorciometria de Raio-X de Dupla Energia (DXA). Porém a emissão de radiação e o alto custo impedem seu uso para monitoramento da população. Por isso, em estudos epidemiológicos a avaliação mais comum é através do Índice de Massa Corporal (IMC). Porém, esta técnica não é capaz de mensurar especificamente o EG. Um método capaz de distinguir a gordura do corpo e de aplicabilidade no monitoramento da população é a medição das dobras cutâneas (DC). Entretanto, este método tem se apresentado ineficiente para o diagnóstico de EG nesta faixa etária [4]–[6].

Uma hipótese é que as equações foram modeladas através de técnicas de regressão, como a linear simples, a linear multivariada e a quadrática simples. Estas, geram valores escalares, enquanto que a classificação quanto à

quantidade de gordura é categórica. Neste sentido, a utilização da regressão logística na modelagem matemática pode ser mais adequada por ter como resultado a indicação da probabilidade de um indivíduo pertencer a uma determinada categoria [7], [8]. Para a análise do EG, estas categorias poderiam ser indicadas como: eutrófico e excesso de gordura.

Desta forma, o objetivo deste estudo é verificar a eficiência de um modelo desenvolvido através de regressão logística na classificação de excesso de gordura em adolescentes brasileiros.

Materiais e métodos

Esta pesquisa é classificada como exploratória transversal. Participaram do estudo, adolescentes do sexo masculino com idade entre 12 e 18 anos. A amostra foi composta por 367 indivíduos selecionados de forma não-aleatória em Curitiba. A convocação dos participantes foi realizada em escolas e equipes esportivas e através de jornais impressos e televisivos, foram avaliados todos que atendiam aos critérios. Foram excluídos do estudo aqueles que realizaram exames radiológicos na semana anterior à coleta e os que utilizavam medicamentos que continham cálcio. A participação ocorreu mediante o preenchimento do termo de consentimento livre e esclarecido (TCLE). Este foi preenchido pelo responsável legal entre os menores de idade. Esta pesquisa encontra-se aprovada sob o nº 11583113.7.0000.5547 no Comitê de Ética em Pesquisa da UTFPR.

As variáveis coletadas foram: idade, massa corporal total, estatura, circunferência da cintura (CC), circunferência do quadril (CQ), Percentual de gordura (%G) e as dobras cutâneas: triceptal (Tr), bicipital (Bi), subscapular (Sb), abdominal (Ab), supra-ílica (Si), coxa (Cx), axilar média (Am), peitoral (Pe) e panturrilha medial (Pm). A idade foi estabelecida conforme a diferença entre a data de nascimento e a data de avaliação. Para a modelagem matemática foi considerada a idade em anos completos, enquanto que para os critérios de classificação do IMC foi adotada a idade conforme indicado em cada estudo [9], [10]. A massa corporal total foi aferida através de balança digital, com resolução de 0,1kg e medição máxima de 200kg, e a estatura através de um estadiômetro com resolução de 0,001m. Através da razão entre a massa e o quadrado da estatura, foi obtido o IMC. As circunferências foram avaliadas através de fita antropométrica inelástica, esta possuía resolução de 0,01cm.

Para a medição das DC foi utilizado plicômetro científico Cescorf, com resolução de 0,1mm. As DC foram aferidas em triplicata adotando o valor das médias. As avaliações foram realizadas segundo as recomendações da ACSM [11]. As medidas das dobras cutâneas foram convertidas em %G através das fórmulas de Slaughter et al. [12], sendo utilizada (1) caso: $Tr+Sb < 35\text{mm}$; e (2) caso: $Tr+Sb \geq 35\text{mm}$.

$$\%G = 0,783 \times (Tr + Sb) + 1,6 \quad (1)$$

$$\%G = 1,21 \times (Tr + Sb) - 0,008 \times (Tr + Sb)^2 \quad (2)$$

O %G foi aferido através de DXA utilizando o densitômetro radiológico Hologic Discovery modelo QDR. A avaliação ocorreu conforme as recomendações do fabricante e foi realizada por indivíduos treinados. O percentual de gordura foi estabelecido com uma casa decimal.

Para classificação do excesso de gordura foi adotado o ponto de corte proposto por Williams et al. [2], sendo considerados eutróficos os indivíduos com até 25% de %G. A classificação utilizando o IMC foi realizada conforme o critério nacional de Conde e Monteiro [9] e internacional proposto por Cole et al. [10].

O tratamento de dados foi realizado nos softwares SPSS v21.0 e Microsoft Office Excel 2013. A descrição dos dados foi realizada através de média \pm desvio padrão além de valores máximos e mínimos. O modelo de classificação foi desenvolvido através da regressão logística sendo adotada como variável dependente a classificação através dos valores obtidos por DXA. As demais variáveis foram inseridas em um único bloco através do método para frente utilizando a razão de verossimilhança como critério para inserção e remoção das variáveis, cada inserção e remoção de variável constitui uma etapa. Para a remoção de variáveis foi considerado como nível de significância $p < 0,10$ e para todas as outras análises $p < 0,05$ [8].

O modelo criado é descrito a partir dos coeficientes (B) e erro padrão (EP) para cada variável e para a constante. Foi aplicada a estatística de Wald para verificar se os coeficientes diferem de zero. O ajuste ao modelo é apresentado através do R^2 segundo proposto por Nagelkerke [7], [8].

A eficiência do modelo desenvolvido foi verificada através da curva ROC, que é desenvolvida com base na sensibilidade e especificidade. Estas, podem ser definidas como a proporção de indivíduos classificados corretamente entre os que apresentam e os que não apresentam a condição analisada, respectivamente. Foi calculada a área sob a curva ROC (AUC), que varia entre 0,000 e 1,000 e quanto maior a área mais eficiente é o modelo de classificação [7].

Resultados

A Tabela 1 apresenta os dados descritivos da amostra. O %G avaliado por DXA variou entre 13,6% e 44,4% com média de $20,1 \pm 5,3\%$. De acordo com a avaliação por DXA 14,2% da amostra apresentava EG ($n=32$).

Tabela 1 – Dados descritivos da amostra

	Média	Mínimo	Máximo
Idade _(anos completos)	15,0 \pm 1,6	12,0	18,0
IMC _(kg/m²)	21,3 \pm 4,3	14,3	73,5
%G	20,1 \pm 5,3	13,6	44,4

A regressão logística aconteceu em seis etapas. Na Tabela 2 é apresentado um resumo da sexta etapa que consiste no modelo final (3). As variáveis inseridas no modelo estão apresentadas na ordem de inserção e não houve

exclusão em nenhuma etapa. A constante foi o único coeficiente que não se apresentou significativamente diferente de 0 ($p=0,461$). O ajuste ao modelo obteve $R^2=0,829$.

Tabela 2 – Etapa Final da Regressão Logística

	B	EP	EXP (B)
Idade	0,883	0,305	2,301
Estatutura	-17,307	5,235	0,000
Peitoral	0,438	0,098	1,549
Panturrilha	0,475	0,113	1,609
Constante	4,252	5,764	70,214

$$[1 + e^{-(1,801 + 0,833*idade - 17,307*estatura + 0,438*Pe + 0,475*Pm)}]^{-1} \quad (3)$$

Após a modelagem os indivíduos foram classificados segundo o modelo e comparados com o referencial obtido por DXA. A maior sensibilidade foi apresentada pelo modelo (99,0%), o critério nacional de classificação do IMC proposto por Conde e Monteiro teve a menor sensibilidade (43,2%) entre os métodos. A análise segundo a equação de Slaughter et al. apresentou 96,2% de especificidade, a maior entre os métodos analisados, o modelo proposto apresentou 82,7% de especificidade, a referência de IMC de Cole et al obteve a menor especificidade (69,2%).

O modelo proposto e as referências de Cole et al, tiveram sensibilidade maior que a especificidade, situação inversa ocorreu com o critério de Slaughter e a Conde e Monteiro.

Tabela 3 – Sensibilidade, Especificidade e AUC.

	Sensibilidade	Especificidade	AUC
Modelo	99,0%	82,7%	0,909
Slaughter	65,4%	96,2%	0,808
Conde e Monteiro	43,2%	86,5%	0,649
Cole et al	87,9%	69,2%	0,786

A partir da AUC, que permite unificar a sensibilidade e a especificidade em um único número, nesta análise, o melhor valor foi apontado pela classificação segundo o modelo desenvolvido (AUC=0,909).

Discussão

A amostra foi composta predominantemente por indivíduos magros. A prevalência de EG (14,2%) está abaixo da identificada através de DXA no Brasil, que é de 28,1% [13]. A média de %G (20,0%) também é abaixo do valor médio encontrado entre adolescentes do Brasil [13], porém próximo do encontrado entre populações asiáticas, tipicamente mais magras [14].

A avaliação da classificação da obesidade tendo a

DXA como referência é rara. Isto provavelmente ocorre pela dificuldade em avaliar amostras grandes o suficiente para este tipo de análise. Outro fator é o número reduzido de critérios de classificação considerando o percentual de gordura. Nesta pesquisa, foi adotado o proposto por Williams et al. [2], que foi desenvolvido através da associação com indicadores da síndrome metabólica. Outros modelos disponíveis são baseados em percentis ou outros parâmetros populacionais [15], [16].

Em decorrência disso, poucos estudos que analisaram a concordância que o IMC e as DC possuem como base à DXA. Buonani et al. [17] avaliaram as DC e encontraram 97,5% de sensibilidade e 76,1% de especificidade para Slaughter, entretanto foi utilizado o IMC e a circunferência de cintura como padrão ouro. Estudos comparando as duas classificações de IMC, encontraram correlação e concordância significativa entre os métodos [18], [19]. Apesar dessa concordância, quando comparadas ao DXA, a referência nacional de Conde e Monteiro, mostrou maior especificidade, ou seja maior capacidade de detectar os eutróficos entre o grupo, enquanto os critérios de Cole et al., mostraram-se mais sensíveis, ou seja capazes de detectar o EG entre o grupo

Outros estudos que adotaram a DXA como padrão-ouro encontraram valores de sensibilidade, especificidade e AUC inferiores ao demonstrado pelo modelo. Sardinha et al. [20] encontraram uma AUC de 0,61 para IMC utilizando os critérios propostos pela Organização Mundial da Saúde [21] e AUC=0,86 para Tr. Em pesquisa com ambos os gêneros Lazarus et al.[22] apontaram uma sensibilidade de 66,7% e uma especificidade de 94,1% para o IMC utilizando as referências da OMS.

Quanto à capacidade preditiva do modelo, ao seguir os critérios de análise da curva ROC propostos por Hosmerand e Lemeshow [7] o modelo desenvolvido apresentou uma discriminação excepcional enquanto o IMC e a equação de Slaughter et al., apresentaram uma discriminação aceitável.

Porém, deve-se ressaltar que avaliar a sensibilidade e especificidade do modelo nos indivíduos utilizados em seu desenvolvimento tende a produzir um resultado melhor do que seria percebido em uma amostra distinta. Assim, é necessária uma validação cruzada para verificar a real capacidade do modelo [7], [8].

Ainda há a necessidade de avaliação de fatores como a multicolinearidade, e a presença de valores discrepantes e influentes [7], [8]. Estes tendem a prejudicar o ajuste do modelo e a inflacionar os erros.

Conclusão

A regressão logística mostrou-se uma técnica de modelagem matemática adequada visando o diagnóstico de EG, em adolescentes do sexo masculino, apresentando uma discriminação excepcional. Sendo ainda necessário um estudo mais detalhado para o desenvolvimento de uma equação aplicável à população.

Agradecimentos

Decit/SCTIE/MS por intermédio do CNPq, apoio da Fundação Araucária e SESA-PR.

Referências

- [1] C. Buonani, R. A. Fernandes, D. R. Bueno, K. D. Bastos, A. F. M. Segatto, L. S. Silveira, and I. F. Freitas, “Performance of different anthropometric equations that predict excess body fat in children and adolescents,” *Rev. Nutr. J. Nutr.*, vol. 24, no. 1, pp. 41–50, 2011.
- [2] D. P. Williams, S. B. Going, T. G. Lohman, D. W. Harsha, S. R. Srinivasan, L. S. Webber, and G. S. Berenson, “Body fatness and risk for elevated blood pressure, total cholesterol, and serum lipoprotein ratios in children and adolescents,” *Am. J. Public Health*, vol. 82, no. 3, pp. 358–63, Mar. 1992.
- [3] V. A. Schommer, S. M. Barbiero, C. C. Cesa, R. Oliveira, A. D. Silva, and L. C. Pellanda, “Excesso de peso, Variáveis Antropométricas e Pressão Arterial em Escolares de 10 a 18 Anos,” *Arq. Bras. Cardiol.*, vol. 102, no. 4, pp. 312–318, 2014.
- [4] J. Casonatto, D. Ohara, D. G. D. Christofaro, R. A. Fernandes, V. Milanez, D. F. Dias, I. F. Freitas Júnior, and A. R. de Oliveira, “Pressão arterial elevada e obesidade abdominal em adolescentes,” *Rev. Paul. Pediatr.*, vol. 29, no. 4, pp. 567–571, 2011.
- [5] P. V. S. Moreira, A. M. Silva, L. F. Crozara, A. P. Veloso, and F. Vieira, “Análise de equações preditivas da gordura corporal em jovens atletas de ‘taekwondo ,’” *Rev. Bras. Educ. Física e Esporte*, vol. 26, no. 3, pp. 391–399, 2012.
- [6] D. P. Guedes, “Procedimentos clínicos utilizados para análise da composição corporal,” *Rev. Bras. Cineantropometria e Desempenho Hum.*, vol. 15, no. 1, pp. 113–129, Jan. 2013.
- [7] C.-Y. Chen, H.-C. P. Yang, C.-W. Chen, and T.-H. Chen, “Diagnosing and revising logistic regression models: effect on internal solitary wave propagation,” *Eng. Comput.*, vol. 25, no. 2, pp. 121–139, 2008.
- [8] A. Field, *Descobrendo a estatística usando o SPSS*, 2nd ed. Porto Alegre: Artmed, 2009.
- [9] W. L. Conde and C. a. Monteiro, “Body mass index cutoff points for evaluation of nutritional status in Brazilian children and adolescents,” *J. Pediatr. (Rio. J.)*, vol. 82, no. 4, pp. 266–272, Aug. 2006.
- [10] T. J. Cole, M. C. Bellizzi, K. M. Flegal, and W. H. Dietz, “Establishing a standard definition for child overweight and obesity worldwide: international survey,” *Bmj*, vol. 320, no. 1, pp. 1–6, 2000.
- [11] American College of Sports Medicine, *ACSM’s guidelines for exercises testing and prescription*. Philadelphia: Lippincott, Williams & Wilkins, 2010.
- [12] M. H. Slaughter, T. G. Lohman, R. a Boileau, C. a Horswill, R. J. Stillman, M. D. Van Loan, and D. a Bembem, “Skinfold equations for estimation of body fatness in children and youth,” *Hum. Biol.*, vol. 60, no. 5, pp. 709–23, Oct. 1988.
- [13] E. R. De Faria, F. R. De Faria, V. S. S. Gonçalves, S. D. C. C. Franceschini, M. D. C. G. Peluzio, L. F. D. R. S. Ana, and S. E. Priore, “Prediction of body fat in adolescents: comparison of two electric bioimpedance devices with dual-energy X-ray absorptiometry,” *Nutr. Hosp.*, vol. 30, no. 6, pp. 1270–1278, 2014.
- [14] K. Kim, S. H. Yun, M. J. Jang, and K. W. Oh, “Body Fat Percentile Curves for Korean Children and Adolescents: A Data from the Korea National Health and Nutrition Examination Survey 2009-2010,” *J. Korean Med. Sci.*, vol. 28, no. 3, pp. 443–449, 2013.
- [15] N. T. Tuan and Y. Wang, “Adiposity assessments: agreement between dual-energy X-ray absorptiometry and anthropometric measures in U.S. children,” *Obes. (Silver Spring)*, vol. 22, no. 6, pp. 1495–504, Jun. 2014.
- [16] F. A. B. Colugnati, F. Louzada-Neto, and J. A. de A. C. Taddei, “An application of bootstrap resampling method to obtain confidence interval for percentile fatness cutoff points in childhood and adolescence overweight diagnoses,” *Int. J. Obes.*, vol. 29, no. 3, pp. 340–7, Mar. 2005.
- [17] C. Buonani, R. A. Fernandes, D. R. Bueno, K. das N. Bastos, A. F. M. Segatto, L. S. Silveira, and I. F. Freitas Júnior, “Desempenho de diferentes equações antropométricas na predição de gordura corporal excessiva em crianças e adolescentes,” *Rev. Nutr.*, vol. 24, no. 1, pp. 41–50, 2011.
- [18] A. S. V. Costa, M. B. D. C. Chein, S. R. Tonial, M. E. A. Gama, M. L. B. Martins, C. L. F. Da Silva, P. R. S. Cruz, and L. M. O. Brito, “Estado nutricional de adolescentes do Maranhão , Brasil , por critérios nacional e internacional,” *Ciência e Saúde Coletiva*, vol. 18, pp. 3715–3720, 2013.
- [19] S. C. Dumith and J. C. Farias Júnior, “Sobrepeso e obesidade em crianças e adolescentes: comparação de três critérios de classificação baseados no índice de massa corporal,” *Rev. Panam. Salud Pública*, vol. 28, no. 1, pp. 30–35, 2010.
- [20] L. B. Sardinha, S. B. Going, P. J. Teixeira, and T. G. Lohman, “Receiver operating characteristic analysis of body mass index, triceps skinfold thickness, and arm girth for obesity screening in children and adolescents,” *Am. J. Clin. Nutr.*, vol. 70, no. 6, pp. 1090–1095, 1999.
- [21] M. De Onis, A. W. Onyango, E. Borghi, A. Siyam, and J. Siekmann, “Development of a WHO growth reference for school-aged children and adolescents,” *Bull. World Health Organ.*, vol. 85, no. 9, pp. 660–667, 2007.
- [22] R. Lazarus, L. Baur, K. Webb, and F. Blyth, “Body mass index in screening for adiposity in children and adolescents: systematic evaluation using receiver operating characteristic curves,” *Am. J. Clin. Nutr.*, vol. 63, no. 4, pp. 500–506, 1996.

APRESENTAÇÃO DE UM PROTOCOLO DE REFERÊNCIA PARA ANÁLISE DINAMOMÉTRICA DA FORÇA ESCAPULAR EM FUNCIONÁRIOS DO SETOR INDUSTRIAL ELETROMECHANICO

Juliano de Trotta*, Lucas Menghim Beraldo*, Leandra Ulbricht*

*PPGEB/Universidade Tecnológica Federal do Paraná, Curitiba, Brasil
jtrotta26@hotmail.com

Resumo: A dinamometria isométrica é um meio, simples, barato e eficaz para a mensuração da força muscular da cintura escapular. No ambiente laboral tem como premissa auxiliar o exame médico ao estimar a capacidade funcional dos membros superiores. O objetivo deste estudo foi analisar os resultados dos exames de dinamometria escapular e as variáveis de gênero, faixa etária, altura, peso e IMC em uma população específica para apresentação de um protocolo de referência. O estudo foi retrospectivo, transversal e descritivo. Foram avaliados 2793 funcionários, saudáveis, acima de 18 anos, de empresas do segmento eletromecânico da região de Curitiba. Os dados foram submetidos a avaliação estatística descritiva. Como resultado, obteve-se a formatação de uma tabela de referência de valores de dinamometria escapular em percentis relacionada com faixas etárias e gênero, especificamente para esta população, qualificando-os quanto a força da cintura escapular, entre: excelente, bom, satisfatório, deficitário e insatisfatório. Devido as poucas referências na literatura sobre tabelas normativas de valores de dinamometria escapular e perante a ausência de estudos similares a este, no setor industrial eletromecânico, conclui-se que esta pesquisa pode representar um instrumento referencial importante para o exame médico ocupacional.

Palavras-chave: Dinamometria, dinamometria escapular, patologia osteomusculares do ombro.

Abstract: *Isometric dynamometry is a means, simple, inexpensive and effective for the measurement of muscle strength of the shoulder girdle. In the work environment is premised assist the medical examination to assess the functional capacity of the upper limbs. The aim of this study was to analyze the results of scapular dynamometer tests and gender variables, age, height, weight and BMI in a specific population for the presentation of a reference protocol. The study was retrospective, cross-sectional descriptive. We evaluated 2793 employees, healthy, above 18 years, from companies in the electromechanical segment of the Curitiba region. The data were submitted to descriptive statistical analysis. As a result, we obtained a table of scapular dynamometry reference values in percentiles related to age and gender, specifically for this population, ranking them by the strength of the shoulder girdle, including: excellent, good, satisfactory, deficit and unsatisfactory. Because of the few references in the*

literature on normative tables of scapular dynamometry values and the absence of similar studies in the electromechanical industry, it is concluded that this research may represent an important reference tool for occupational medical examination.

Keywords: *Dynamometry, scapular grip strength, musculoskeletal pathology shoulder.*

Introdução

A dinamometria é uma técnica em que se aferem forças, como também a distribuição de pressões. Esta força muscular ou de um determinado grupo muscular pode ser medida também por tensinometria e pelo método de repetição máxima (RM) [1]. Estes porém, são métodos pouco utilizados nas empresas do setor industrial. O teste considerado como o padrão ouro para a avaliação da força muscular é a dinamometria isocinética, contudo também pouco viável devido a sua complexidade e ao alto custo do equipamento [2] [3]. Assim, utiliza-se como alternativa o dinamômetro isométrico, por ser: portátil, de baixo custo, de fácil manipulação e eficiente [4] [5] [6].

No âmbito da medicina ocupacional, as tarefas executadas nas indústrias costumam envolver a capacidade de segurar objetos e imprimir movimentos relacionados com a força muscular [7], sendo que neste contexto laboral, as lesões do ombro são uma das patologias que mais incidem nesta população [8]. Especificamente, neste setor industrial eletromecânico, estudo de Trotta et al., no qual foram avaliados 1253 funcionários, demonstrou que o ombro foi o segmento corporal com maior prevalência de sintomatologia álgica osteomuscular, com 12,69% [9].

As causas mais comuns de síndrome do ombro doloroso são as doenças inflamatórias e degenerativas do manguito rotador, sendo responsável por até 65% dos casos [8]. Estes quadros costumam ser acompanhados por dor e consequentemente incapacidade funcional, afetando a biomecânica de todo o membro superior. A complexidade desta articulação é outra dificuldade para o tratamento, pois o úmero, a clavícula, a escápula e o esterno constituem três articulações, a esternoclavicular, acromioclavicular e glenoumeral estabilizada pelo manguito rotador, com aspectos particulares como a cavidade glenóide rasa e a pouca coaptação com a cabeça do úmero, o que permite grandes amplitudes de movimentos, porém deixando-a

vulnerável a lesões [10]. Assim a dinamometria isométrica pode ser um importante instrumento adicional, para estimar a capacidade funcional muscular e desencadear procedimentos preventivos destas lesões [11]. Apesar disto, são raros na literatura os estudos de valores normativos de dinamometria escapular.

Nesta perspectiva, este estudo teve como objetivo analisar os resultados dos exames de dinamometria escapular em funcionários da indústria eletromecânica da região metropolitana de Curitiba, para criar um protocolo de referência para avaliação da força da cintura escapular para trabalhadores do setor.

Materiais e métodos

Este trabalho foi caracterizado por um estudo retrospectivo, transversal e descritivo. Foram analisados dados de prontuários médicos de 2793 funcionários do setor eletromecânico da região metropolitana de Curitiba, que fizeram exame de dinamometria entre junho de 2014 e julho de 2015.

A idade dos pesquisados variou de 18 a 63 anos, foram excluídos da amostra os funcionários que apresentaram: idades inferiores a 18 anos, lesões osteomusculares, algias agudas e cirurgias recentes que afetassem os membros superiores, ou qualquer outra patologia que pudesse interferir no resultado da dinamometria escapular.

O teste de dinamometria escapular (dinamômetro da marca KRATOS, modelo ZS, resolução de 0 a 100 kgf x 1 kgf) foi utilizada durante os exames clínicos ocupacionais rotineiros na empresa, conforme a metodologia aplicada no estudo de Soares et al. [6]. Paciente posicionado em pé, com ombros abduzidos e cotovelos flexionados, antebraços em posição neutra e polegares estendidos, com cerca de 20 cm de distância entre as mãos, fazendo tração para as laterais. O valor do teste foi a média aritmética do valor máximo de três tentativas.

Foram analisados os seguintes dados dos prontuários: Idade, gênero, altura, peso, IMC e valores da dinamometria escapular. Para tanto, foi utilizada a estatística descritiva com medidas de posição e dispersão. As variáveis foram submetidas ao teste de Kolmogorov-Smirnov com correção de Lilliefors e todas apresentaram distribuição não-normal, assim foram utilizadas medidas não-paramétricas no tratamento dos dados. As medidas contínuas são descritas a partir dos valores de mediana e percentis.

A classificação foi feita conforme os percentis: 90°(P90), 75°(P75), 25°(P25) e 10°(P10); correspondendo respectivamente aos intervalos como: excelente ($\geq P90$), bom ($< P90, \geq P75$), satisfatório ($< P75, \geq P25$), deficitário ($< P25, \geq P10$) e insatisfatório ($< P10$), conforme o estudo Chaves et al. [12].

Os valores dos percentis foram segregados nas seguintes faixas etárias: dos 18 aos 24 anos, 25 aos 34 anos, 35 aos 44 anos, 45 aos 54 anos, 55 aos 64 anos; de acordo com o estudo de Massy-Westropp et al., para dinamometria palmar [13].

Resultados

Das 2793 pessoas do estudo, a maior parte (83,6%) era do gênero masculino, com maior predominância de pessoas jovens.

A mediana da altura foi de 1,73m para os homens e 1,61 para as mulheres. O IMC demonstrou sobrepeso para os homens (26,3 kg/m²) enquanto as mulheres estavam na faixa de normalidade, com IMC menor que 25 (24 kg/m²).

Os valores da dinamometria escapular foram: mediana de 33 kgf para o gênero masculino e de 18 kgf para o gênero feminino. A tabela 1 apresenta o resumo dos dados da amostra.

Tabela 1: Medianas dos dados descritivos da amostra

	Masculino	Feminino
	2337 (83,6%)	456 (16,3%)
Altura (m)	1,73±0,10	1,61±0,09
IMC (kg/m ²)	26,3±4,7	24,0±5,1
Dinamometria (kgf)	33,0±10,0	18,0±7,0
Faixa Etária		
18-24	302 (12,9%)	114 (25,0%)
25-34	712 (30,5%)	163 (35,7%)
35-44	720 (30,8%)	129 (28,3%)
45-54	540 (23,1%)	47 (10,3%)
55-64	63 (2,7%)	3 (0,7%)

As tabelas 2 e 3 mostram a força escapular segundo o gênero com a população analisada dividida em percentis.

Tabela 2: Classificação masculina quanto à força escapular (kgf) em relação à faixa etária.

Faixa etária	P10	P25	P75	P90
18-24	22,0	26,0	38,0	42,0
25-34	23,0	28,0	38,0	43,0
35-44	25,0	29,0	38,0	45,0
45-54	23,0	28,0	38,0	44,9
55-64	24,0	27,0	35,0	40,6
Total	24,0	28,0	38,0	44,0

Tabela 3: Classificação feminina quanto à força escapular (kgf) em relação à faixa etária.

Faixa etária	P10	P25	P75	P90
18-24	11,0	14,0	19,0	23,0
25-34	12,0	14,0	21,0	24,0
35-44	12,0	14,0	21,0	25,0
45-54	12,0	15,0	22,0	25,0
55-64	--	--	--	--
Total	12,0	14,0	21,0	24,0

No gênero feminino, exclusivamente na faixa etária dos 55 aos 64 anos de idade, a análise estatística para a interpretação dos dados ficou prejudicada devido ao baixo número de funcionárias integrantes deste grupo (Tabela 1 e Tabela 3).

Discussão

Segundo Correia (2015), a força muscular é um importante marcador da saúde física e componente essencial na capacidade funcional das articulações [14]. Os Distúrbios Osteomusculares Relacionados ao Trabalho (DORT) são doenças de características cumulativas e degenerativas [15], desenvolvendo-se ao longo de um determinado período de tempo. No segmento de trabalhadores estudados, o ombro é a principal articulação afetada [9]. Apesar disso, deve-se avaliar o trabalhador como um todo, principalmente sob o ponto de vista funcional, ou seja, da força muscular escapular.

Desta maneira, para uma adequada interpretação dos valores provenientes da mensuração da força muscular da cintura escapular através dinamometria, devem ser contempladas as principais variáveis de influência: faixa etária e gênero [16]. Considerando-se estas variáveis, é possível desenvolver uma classificação quantitativa, como as tabelas percentílicas conforme preconiza Chaves [12].

Tais classificações, podem subsidiar um processo de decisão médico ocupacional acerca da adequação para a execução de funções específicas por estes trabalhadores.

Vários estudos sugerem a aplicação prática a determinação da força por meio de aparelhos dinamométricos como instrumento preditor dos níveis de incapacidade, morbidade e até mesmo mortalidade e destacam a escassez de estudos que avaliassem diferenças entre níveis de força conforme a idade. Além disso, os autores destacam ainda a ausência de pontos de corte para a classificação do nível de força de tração escapular [17] [18] [19] [20].

Quanto a faixa etária, espera-se que entre os vinte e noventa anos a massa muscular regrida cerca de 50%. Desta forma, no idoso estima-se que o número de fibras musculares seja aproximadamente 20% menor que no adulto [21]. Assim, funções que exigem alta carga de trabalho e que sejam ocupadas por pessoas idosas, devem ser manejadas no sentido de monitorar os parâmetros de força muscular durante os exames médico ocupacionais de rotina visando o diagnóstico precoce de possíveis Distúrbios Osteomusculares Relacionados ao Trabalho (DORT).

No que se refere ao gênero, espera-se que os valores da força muscular em homens sejam cerca de 40% a 50% maior que nas mulheres, nos segmentos superiores do corpo [1] [16]. Nesta pesquisa a diferença das medianas entre os valores da dinamometria escapular foi de 54,5% maior em homens do que em mulheres.

A Empresa Brasileira de Correios e Telégrafos realiza a dinamometria escapular como um dos testes para avaliar aptidão de capacidade física e laboral para candidatos a carteiro e operador de triagem-transbordos, apesar dos valores mínimos aceitáveis nesta empresa não serem discriminados quanto a faixa etária, são divididos somente por gênero: para homens 30 kgf Enquanto para mulheres 25 kgf, sendo a dinamometria

escapular um dos exames seletivos que mais reprova os candidatos [22].

Para o setor industrial aqui estudado, o valor médio proposto seria de 28 kgf para o gênero masculino e de 14 kgf para o gênero feminino, para o candidato ter dinamometria escapular considerada satisfatória (<P75, ≥P25). Assim, se fosse considerada isoladamente a dinamometria escapular, estes candidatos estariam aptos a assumir uma função operacional neste segmento eletromecânico industrial.

Pesquisa de Fonseca e colaboradores verificaram significância estatística quanto à diferença de força em indivíduos que apresentavam dor no ombro e indivíduos que não apresentam [20]. Nos indivíduos do grupo controle (sem dor, com idade entre 18 e 65 anos) a média da dinamometria escapular encontrada nos homens foi de 24,20 kgf ($\pm 7,16$) e nas mulheres foi de 12,50 kgf ($\pm 3,64$) [20]. Valores estes mais baixos do que os encontrados neste estudo (33 kgf para o gênero masculino e de 18 kgf para o gênero feminino).

A diferença encontrada entre os valores de força dos poucos estudos de dinamometria escapular mostra a importância de se estudar pontos de corte em populações específicas, principalmente quando o objetivo é ocupacional [20]. Pois a principal vantagem deste tipo de classificação não é atribuir inaptidão a um candidato. E sim, preparar para a função os candidatos que sejam classificados como “deficitários”, antes que esses viessem assumir a sua atividade laboral, de forma a prevenir o aparecimento dos DORT.

Para estudos futuros, existe a possibilidade de se classificar por função, utilizando outras metodologias ao invés da metodologia percentílica. Contudo, os valores oferecidos como referenciais neste estudo, podem contribuir como base para a elaboração de novos parâmetros normativos, em diferentes segmentos populacionais.

Conclusão

As distorções entre os valores de força muscular geradas pela função laborativa e a capacidade muscular dos indivíduos é um dos fatores de desencadeamento de Distúrbios Osteomusculares Relacionados ao Trabalho.

A classificação qualitativa de valores dinamométricos escapulares segundo faixa etária e gênero é um fator que pode indicar a necessidade de adoção de condutas preventivas. Assim, esta proposta de apresentação de um protocolo de referência pode auxiliar em uma adequada interpretação do médico do trabalho quanto à aptidão do funcionário ou candidato para exercer uma função, visando diminuir o risco do desenvolvimento de doenças osteomioarticulares.

A dinamometria não é um valor absoluto que sozinha possa subsidiar uma classificação de aptidão para o trabalho. Contudo, esta metodologia pode ser de grande utilidade para os profissionais responsáveis pelos exames médicos ocupacionais, ao oferecer parâmetros de classificação, voltadas a esta população específica,

para que medidas preventivas possam ser tomadas com maior segurança diagnóstica.

Agradecimentos

Agradeço pela contribuição técnica das colegas de trabalho: Maria Cristina Lima, Wally Aulf Der Strasser e Carolina Santos, que muito colaboraram para evolução desta pesquisa.

Referências

- [1]Defani JC, Xavier AAP, Francisco AC, Kovaleski JL. Análise dinamométrica da força de preensão manual e o desenvolvimento de LER pelo agente força: um estudo de caso na agroindústria. In: XII SIMPEP;2005 Nov 7-9. Bauru, São Paulo. 2005.
- [2]Aquino CF, Vaz DV, Brício RS, Silva PLP, Ocarino JM, Fonseca ST. A utilização da dinamometria isocinética nas ciências do esporte e reabilitação. *Revista Brasileira Ciência & Movimento*. 2007; 15(1):93-100.
- [3]Américo SPF, Souza VV,Guimarães CQ, Rolla AFL.Utilização do teste de 1-RM na mensuração da razão entre flexores e extensores de joelho em adultos jovens.*Revista Brasileira de Medicina do Esporte*. São Paulo. 2011; 17(2):111-14.
- [4]Fernandes AA, Marins JCB. Teste de força de preensão manual: análise metodológica e dados normativos em atletas. *Fisioterapia em Movimento*. Curitiba. 2011; 24(3):567-78.
- [5]Limberger VR, Pastore CA, Abib RT. Associação entre dinamometria manual, estado nutricional e complicações pós-operatórias em pacientes oncológicos. *Revista Brasileira de Cancerologia*. 2014; 60(2):135-41.
- [6]Soares AV, Carvalho Júnior JMC, Fachini J, Domenech SC, Borges Júnior NG. Correlação entre os testes de dinamometria de preensão palmar, escapular e lombar. *Acta Brasileira do Movimento Humano*. 2012; 2(1):65-72.
- [7]Oliveira MP, Oliveira GA, Fernandes JD, Peres BCL, Juarez J. Análise de preensão dos atletas sub 17 e sub 20 da seleção brasileira de Judô. *Universitas: Ciências da Saúde*. 2014; 12(1):7-13.
- [8]Pascual JL. Caracterización cinemática de la elevación humeral en el plano escapular. Definición de patrones de normalidad y análisis del gesto patológico [Tesis doctoral]. Valencia: Universitat Politècnica de València; 2015.
- [9]Trotta J, Ulbricht L, Silva JLH. Incidence of musculoskeletal symptoms in industry workers. *Occupational Safety and Hygiene II*. 2014; 87 -90.
- [10]Feitosa ALM, Silva CC. Prevalência das síndromes dolorosas do ombro em pacientes atendidos em uma clínica privada de fisioterapia em Teresina – PI. *Rev. Saúde em foco*. 2015; 2(1):12-24.
- [11]Koley S, Saintider PK. Correlations of handgrip strength with selected hand-arm-anthropometric variables in indian inter-university female volleyball players. *Asian journal of sports medicine*. 2011; 2(4):220-6.
- [12]Chaves RN, Baxter-Jones A, Maia JAR. Valores normativos do desempenho motor: Construção de cartas percentílicas baseadas no método LMS de Cole & Green. *Motricidade*. 2014; 10(1):60-74.
- [13]Massy-Westropp N, Rankin W, Ahen M, Krisnhan J, Hearn T. Measuring Grip Strength in Normal Adults: Reference Ranges and a Comparison of Electronic and Hydraulic Instruments. *The Journal of Hand Surgery*. 2004; 29(3):514-9.
- [14]Pestana MC, Oliveira, JL, Mendes CMC. Avaliação da força muscular manual em indivíduos frequentadores de um grupo de convivência. *Ver. Ciênc. Méd. Biol.*, 2015; 14(3):281-85.
- [15]Lima IC. Programa específico de reabilitação para Cirurgião-Dentista. *Jornal da APCD*. 2001; 1(1):45.
- [16]Mendes J, Azevedo A, Amaral TF. Força de preensão da mão – quantificação, determinantes e utilidade clínica. *Arquivos de Medicina*. Porto. 2013; 27(3):115-20.
- [17]Sayer AA., Syddall HE, Martin HJ, Dennison EM, Roberts HC. Is grip strength associated with health-related quality of life? Findings from the Hertfordshire Cohort Study. 2006; (35):409-415.
- [18]Ali NA, O'Brien JM, Hoffmann SP, Phillips G, Garland A. Acquired Weakness, Handgrip Strength, and Mortality in Critically Ill Patients. *American Journal of Respiratory and Critical Care Medicine*. 2008; (178):261-68.
- [19]Ling CHY, Taekema DG, Craen AJM, Gussekloo J, Westendorp RGJ. Handgrip strength and mortality in the oldest old population: the Leiden 85-plus study. *Canadian Medical Association Journal*. 2010; (182):429-35.
- [20]Fonseca NT, Cavalcanti TR, Maia TO, Urbano JJ, Santos IR, Coelho AC. Análise da força dos músculos estabilizadores da escápula em pacientes com dor no ombro. *Ter Man*. 2013; 11(53):378-383
- [21]Lacourt MX, Marini LL. Decréscimo da função muscular decorrente do envelhecimento e a influência na qualidade de vida do idoso: uma revisão de literatura. *RBCEH*. 2006; 3(1):114-121.
- [22]Concubras. 2016 jan [internet] Disponível em: <http://concubras.com.br/teste-fisico-correios-avaliacao-da-capacidade-fisica-e-laboral-acfl>.

AVALIAÇÃO DA INCIDÊNCIA DE MANUTENÇÃO CORRETIVA POR AVARIA ELÉTRICA EM EQUIPAMENTOS MÉDICO-HOSPITALARES

M. A. G. Silva, H. Tanaka, T. R. Oliveira

Universidade Federal do ABC (UFABC), São Bernardo do Campo, Brasil.

e-mail: tiago.ribeiro@ufabc.edu.br

Resumo: A interrupção não-programada de equipamentos médico-hospitalares (EMH), devido a problemas técnicos de manutenção ou quebra, são eventos indesejáveis e seus efeitos podem produzir riscos à segurança do paciente e/ou mesmo afetar a eficácia de um dado procedimento clínico. Posto isso, cabe ao grupo técnico da engenharia clínica garantir os níveis de confiabilidade adequados ao bom funcionamento do conjunto de equipamentos de uma estrutura hospitalar. Assim, neste trabalho analisou-se, retroativamente, a incidência de ações corretivas não-programadas em EMH induzidas por eventos de caráter elétrico. O objetivo foi delinear a composição das ocorrências, avaliar tendências globais e apontar possíveis causas-raízes. Para isso, utilizou-se os recursos disponíveis no sistema eletrônico de gestão da manutenção de um estabelecimento de atendimento à saúde da cidade de São Paulo. Sendo assim, foram avaliadas 30000 ordens de manutenção corretiva, nas quais representaram o período de ação de janeiro de 2008 a dezembro de 2015. A análise das ocorrências permitiu apontar à existência de uma tendência de alta global na fração de ações corretivas por avaria elétrica, uma vez que, estas ações triplicaram sua taxa de incidência entre os anos de 2008 (0,50%) e 2015 (1,54%). Todavia, constata-se que para o período analisado não houve mudanças significativas nos procedimentos de operação padrão de manutenção preventiva, alienação e substituição dos equipamentos. Portanto, propõem-se aqui que a elevação global no número de avarias elétricas esta temporariamente correlacionada ao processo de implementação da normativa NBR 14136, que alterou o padrão de tomadas de força no ano de 2011.

Palavras-chave: Sobretensão, Equipamentos Eletromédicos, NBR 14136:2002.

Abstract: *Unscheduled maintenance or medical equipment breakdown are undesirable events that increase the risks on patient safety and disturb the effectiveness of clinical procedures. Thus, the clinical engineering department are the one in charge to ensure the viability and stability of all medical equipment installed on the healthcare facility. In this study, we identified the frequency of unscheduled outage events and electrical breakdown in the medical equipment group. The aim was to outline the composition, trend and contribution of these events to the total number of corrective actions. The search was based on available IT resources in the healthcare maintenance management system of an undisclosed healthcare facility. The total of 30000 mainte-*

nance service orders were screened, which encompass the period of January 2008 to December 2015. The results demonstrated a positive global trending of corrective actions taken by electrical failure. Overall, the frequency of corrective action tripled its rate contribution between the years of 2008 (0.50%) and 2015 (1.54%), and have had suddenly increased in 2012. As during the period of study, no significant changes was observed in the standard policies, either to preventive maintenance and disposal procedure, we proposed that the rise on of electrical failures has temporally correlation with the implementation of NBR 14136 standards, which changed the standards pattern of power outlets in 2011.

Keywords: *Overvoltage, Medical Electrical Equipment, NBR 14136:2002.*

Introdução

Eventos de interrupção e/ou mau-funcionamento não programados prejudicam o fluxo dos trabalhos, a qualidade do atendimento e geram custos nem sempre previstos no orçamento de um estabelecimento de atendimento à saúde. Portanto, cabe ao grupo técnico da engenharia clínica dimensionar ações de manutenção preventiva e preditiva que minimizem riscos e aumentem a confiabilidade dos equipamentos instalados.

Interrupções súbitas na operação de um EMH, podem estar associadas a fatores físicos (Erros de design, Erros de construção, Eventos climáticos, Falhas de manutenção, etc.) e/ou fatores humanos (Manuseio, Operação e Manutenção) [1]. O desenvolvimento de uma estratégia de manutenção ideal que maximiza a disponibilidade e minimiza o tempo de inatividade dos equipamentos, implica necessariamente na caracterização das taxas de ocorrência dessas falhas e suas respectivas tendências.

Fatores físicos precursores de falhas são muitas vezes imprevisíveis e caracterizam-se como eventos aleatórios [2]. A característica aleatória impõe que o impacto da manutenção preventiva na probabilidade de ocorrência seja mínimo. Dentre os diversos eventos possíveis, destacam-se as avarias por caráter elétrico, pois estas tendem a induzir maior tempo de parada dos EMH [3].

Avarias elétricas são situações em que distorções transientes de pico de tensão, distorções harmônicas, subtensão e flutuação de tensão provocam algum tipo de mau-funcionamento dos EMH. Sabe-se que muitas dessas avarias ocorrem por consequência de falhas

técnicas; na rede de fornecimento, por efeitos de ações climáticas externas ou por ocorrências imputáveis ao próprio usuário do equipamento (fatores humanos)[4].

Idealmente, o fornecimento de energia elétrica, deve suprir todos os requisitos de estabilidade e homogeneidade, porém, cabe ao setor de engenharia clínica prevenir-se de eventos de fornecimento não adequados. No caso de fatores humanos, tem-se que avarias elétricas ocorrem devido à elevação momentânea da tensão de entrada, também conhecida como *Voltage Swell*, por descuido do operador/usuário quando este conecta o equipamento a tomadas alimentadas por tensões distintas da requerida.

Apesar de seu impacto, estudos de causa-raiz para avarias elétricas ainda não foram relatados na literatura. Portanto, torna-se relevante avaliar os processos e determinar possíveis fatores precursores de problema. O estudo aqui apresentado identificou e caracterizou a ocorrência de eventos de interrupção não-programadas, por avaria elétrica, do conjunto de EMH de um centro hospitalar da cidade de São Paulo. O objetivo é contribuir para o aprimoramento dos padrões de segurança dos EMH e recomendar a adoção de medidas que possam mitigar a ocorrência destes eventos indesejáveis.

Materiais e métodos

Em parceria com um estabelecimento de assistência à saúde da cidade de São Paulo, e utilizando-se dos recursos computacionais de gerenciamento da manutenção, foram analisadas a totalidade das ordens de serviço (OS) corretivas não-programadas para o período de 2008 a 2015. Essa análise possibilitou identificar a incidência de falhas associadas com eventos de avaria elétrica nos diversos equipamentos em operação.

A coleta dos dados não distinguiu entre danos reparáveis ou irreparáveis, totalizando 29824 OS durante o período estudado. Para filtrar as manutenções não relacionadas a avarias elétricas, buscaram-se palavras-chave contidas no campo descrição “dano” das OS, como: “Equipamento não liga”, “Não funciona”, “Problema na fonte de alimentação”, “Equipamento queimado”. Após essa filtragem restaram cerca de 1493 OS e um procedimento de verificação foi executado, tal que, a leitura da descrição de cada uma delas pode ser confirmada quanto a natureza do defeito. Ao término, foi possível estimar o número total de ocorrências por avaria elétrica para o conjunto de equipamentos.

Resultados

A incidência de ações de manutenção corretiva (MC) em Estabelecimentos de Assistência à Saúde (EAS) esta relacionada ao número total de equipamentos em uso e ao grau de qualidade dos processos de operação e manutenção. Contudo, a obtenção do número total de equipamentos em operação representa um grande desafio devido à complexidade das intuições. Assim, optou-se aqui por avaliar a evolução do número total de OS, com intuito de representar o conjunto total de equipamentos em operação e seu grau de envelhecimento. Portanto, na

Figura 1, apresenta-se o histograma da distribuição anual de OS executadas pelo setor de engenharia clínica no período entre 2008 e 2015.

Avaliando a distribuição de ocorrência da Figura 1, observa-se que a variação no número total de OS não foi significativa. Através deste, não é possível determinar, inequivocamente, a existência de alguma tendência temporal da variável observada. Apenas constata-se que houve um aumento acima da flutuação no ano de 2015. Fato este que não permite concluir que tenha ocorrido um processo global de envelhecimento do parque tecnológico.

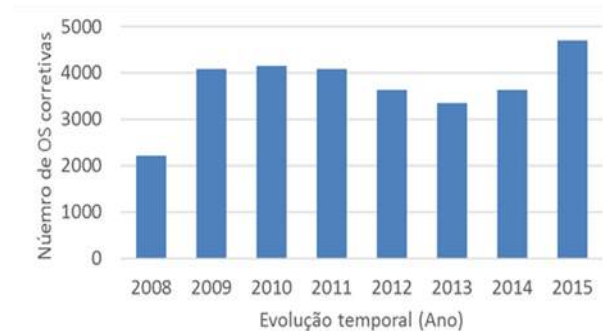


Figura 1: Evolução anual do número total de ordens de serviços, atendidas pelo setor de engenharia clínica, sem restrição à modalidade do serviço e sem restrição quanto ao tipo de equipamento médico-hospitalar (período avaliado de 2008 a 2015).

A avaria elétrica em EMH é uma modalidade de defeito induzida principalmente por eventos físicos externos. A probabilidade de ocorrência destes eventos depende das características de segurança elétrica dos circuitos que os compõem. Neste contexto, compilou-se na Tabela 1 o número total de ocorrências, por avaria elétrica, para os principais equipamentos da unidade de saúde.

Ao aplicar o princípio de Pareto (20-80) aos dados compilados na Tabela 1 (diagrama não apresentado), constatou-se que os equipamentos responsáveis por 80% das OS corretivas são: balanças, camas hospitalares, ventiladores pulmonares e monitores multiparamétrico.

O resultado da análise de Pareto permite considerar que a taxa de incidência de avarias elétricas possui correlação com o ambiente de localização do equipamento. Uma vez que, majoritariamente, os equipamentos agrupados, compartilham do mesmo espaço físico em diversos ambientes da unidade hospitalar (Unidades de Terapia Intensiva, Salas de Emergência, Recuperação pós-anestésica, etc.), além, claro da presença numérica elevada dos mesmos.

Os fatores causadores de falhas elétricas em EMH são respostas de diversos processos. Assim, com intuito de avaliar e identificar os possíveis fatores, observou-se o comportamento temporal das ocorrências de ações corretivas por avaria elétrica em função do total de OS corretivas executadas para o período completo de estudo (Figura 2).

Tabela 1: Número total de ocorrências envolvendo avaria elétrica dos principais equipamentos atendidos pela engenharia clínica durante o período de 2008 a 2015.

Equipamentos	Total	Equipamentos	Total
Aagitador Magnético	2	Ecocardiógrafo	1
Aparelho de Anestesia	2	Eletroestimulador	3
Aparelho de Biópsia	1	Eletromiógrafo	1
Aspirador Cirúrgico	1	Esteira	1
Autoclave	1	Estufa	2
Balança	66	Foco Cirúrgico	6
Banho Maria	2	Foco Portátil	6
Bomba de Infusão	3	Gravador	1
Bomba de Leite	1	Insuflador	1
Bomba de Perfusão	1	Lavadora de Endoscópio	1
Cama Hospitalar	30	Lavadora Ultrassônica	11
Capnógrafo	2	Massageador	2
Circulador Extracorpóreo	1	Monitor Multiparametros	26
Citômetro de Fluxo	1	Morcelador	1
Crioterapia	1	Seladora de Materiais	2
Colchão Térmico	5	Sistema de Elevação	1
Contador de Partículas	1	Ventilador Pulmonar	27
CPU	2		
		TOTAL	216

*O valor numérico da ocorrência de falhas em bomba de infusão é proporcionalmente pequeno, pois o estabelecimento possui contrato de comodato e não cabe ao setor de engenharia clínica monitorar e executar a manutenção neste tipo de equipamento.

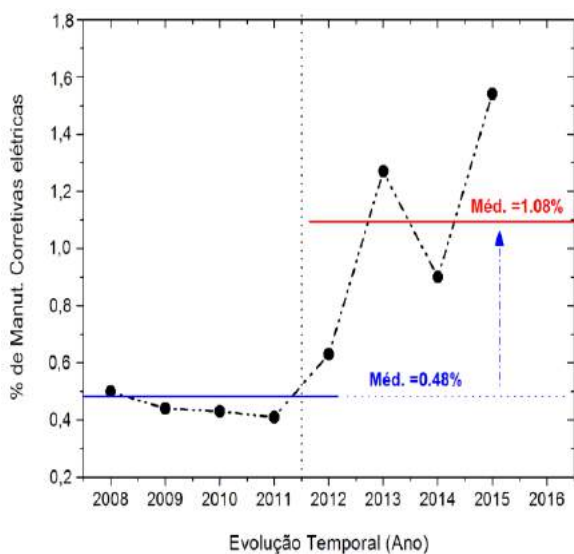


Figura 2: Aumento porcentual na incidência de ações corretivas por avaria elétrica com relação ao total de OS corretivas no período de 2008 a 2015. As linhas médias de 0,48% (azul) e 1,08% (vermelha) representam os valores médios da porcentagem de OS corretivas para o período de 2008 a 2012 e 2012 a 2015, respectivamente.

Analisando o gráfico de porcentagem de OS, apresentado na Figura 2, constata-se a existência de dois perfis de tendências distintos. Um primeiro perfil, caracterizado pelo período entre os anos de 2008 a 2011, tem-se que o porcentual de OS executadas apresenta relativa

estabilidade, com valores próximos a 0,50% do total de OS atendidas. Contudo, no ano de 2012, um ponto de inflexão foi constatado e a fração de OS sofreu um aumento súbito, tal que, a variável porcentual de manutenção representou 0,63% do total de OS atendidas. No segundo período, representado pelos anos subsequentes a 2012, a margem de ocorrência só aumentou com relação ao patamar de estabilidade do período anterior. Este resultado indica uma tendência de alta, na qual atingiu o porcentual de 1,53% em 2015.

Na Figura 3 apresenta-se a distribuição temporal de ocorrências de falhas para os equipamentos de maior representatividade durante o período observado.

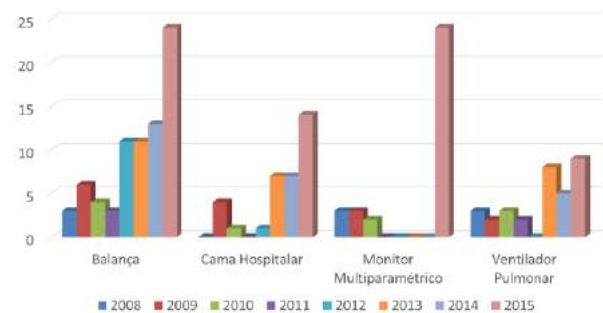


Figura 3: Equipamentos com maior número de danos elétricos de 2008 a 2015.

O histograma apresentado na Figura 3 demonstra um comportamento compatível com os resultados globais anteriores, no qual observa-se aumento na incidência de OS corretivas. Na avaliação individual, o crescimento foi gradativo até 2014, sofrendo um acréscimo mais substancial no ano de 2015.

Discussão

Do ponto de vista físico, falhas inesperadas, como no caso de avarias elétricas, possuem caráter aleatório e são dependentes do tipo de equipamento e do tempo de uso do mesmo. Contudo, um parque heterogêneo de equipamentos tende a apresentar globalmente uma taxa constante de ocorrência de falhas para defeitos de comprovada característica aleatória [1]. Característica que pode ser constatada no primeiro período (2008-2011) de ocorrência (Figura 2). Contudo, para o segundo período (2012-2015), observa-se um perfil de alta anômala.

Sabe-se que a frequência de falhas aumenta proporcionalmente com a idade dos equipamentos em uso. O envelhecimento do parque de equipamentos poderia justificar o aumento na incidência de falhas. Entretanto, nesse estudo todos os dispositivos médicos estiveram submetidos a políticas de avaliações periódicas e alienação, o qual diminui a argumentação de envelhecimento do parque de equipamentos. Outra hipótese seria a presença de alterações estruturais no sistema de instalação elétrica da unidade, induzindo assim, uma maior incidência de falhas. Esta consideração não está totalmente descartada, porém, avaliando-se os dados em detalhe não constatou-se uma correlação direta quanto a

localização de operação dos equipamentos e a taxa de ocorrência.

Adicionalmente aos fatos supracitados, tem-se que a avaliação de Pareto da Tabela 1, agrupou equipamentos de classe de segurança elétrica distintas, fato este que contribui para eliminarmos a possibilidade de fatores físicos, pois espera-se que equipamentos de menor nível de segurança fossem mais suscetíveis a avarias elétricas. Fortalecendo a argumentação da influência humana na taxa de incidência.

Os equipamentos de maior representatividade na fração das OS, como as camas hospitalares, balanças, monitores, aparelhos de ultrassonografia atuam em baixa tensão (BT) e, portanto, utilizam plugues em conformidade com a Norma NBR 14136, que estabelece um padrão de plugues e tomadas para circuitos de até 20 A/250 V em corrente alternada [5,6].

Esse padrão de tomada e plug foi adotado com o objetivo de proteger a população de riscos de choques elétricos e de incêndios causados por curtos-circuitos [7]. Esse novo padrão de tomadas, no entanto este modelo permite que plugues de equipamentos que operam com 127 V possam ser conectados em tomadas alimentadas por tensão de 220 V (Figura 4).



Figura 4: Novo padrão de tomadas adotadas a partir de 2011 em cumprimento da norma NBR14136 [5].

O Conmetro estabeleceu como prazo limite para o comércio cessar a venda de equipamentos com plugues e tomadas acoplados fora do novo padrão o início do segundo semestre de 2011. A transição no centro hospitalar estudado também se deu de forma gradual a partir de 2011, com a substituição dos cabos de força antigos e com a substituição de equipamentos obsoletos por equipamentos novos já conformes com a nova norma. Concomitante a substituição das tomadas este estudo demonstrou aumento na incidência de falhas por fator caráter elétrico, que muito provavelmente deve estar associado a ocorrência de sobretensão devido a não percepção do usuário que a tomada utilizada não corresponde a tensão de alimentação do equipamento.

Na América do Norte, Japão, Dinamarca e Oceania recomendam-se ou exigem-se o uso de padrões específicos para cabos e plugues em aplicações eletromédicas. Nos Estados Unidos da América os plugues, conectores e tomadas recebem a certificação de grau hospitalar, no qual na prática indica que os dispositivos foram projetados e testados para confiabilidade de aterramento, integridade de montagem e acoplamento, força e durabilidade. Atualmente, no Brasil, não existem requisitos especiais de construção para os conjuntos de cabos e plugues utilizados em equipamentos médico-hospitalares.

Conclusão

O levantamento e análise das ordens de serviço de manutenção corretiva do referido estabelecimento de saúde, permitiu constatar a existência de uma tendência de alta na incidência de avarias elétricas nos últimos quatro anos. Como não foram detectados fatores físicos que possam justificar o referido perfil anômalo de avaria, acredita-se que a elevação súbita deste tipo de ocorrência esta temporalmente correlacionada a implementação da normativa NBR 14136, que alterou o padrão de tomadas de força no ano de 2011. O novo padrão deixou de oferecer distinção de padrão entre tomadas alimentadas em 127 ou 220 V.

A não distinção entre os padrões de alimentação, possibilitam que fatores humanos tenham protagonismo na contribuição para avarias elétricas. Assim, existe a demanda por implementar de ações mais efetivas de reconhecimento visual, por parte do corpo clínico, do padrão de alimentação. O trabalho aponta que talvez seja o momento de o Brasil iniciar o processo de discussão quanto à adoção de padrões de plugues e tomadas com grau hospitalar.

Referências

- [1] Sezdi, M. (2016). Two Different Maintenance Strategies in the Hospital Environment: Preventive Maintenance for Older Technology Devices and Predictive Maintenance for Newer High-Tech Devices. *Journal of healthcare engineering*,
- [2] Badía, F. G., & Berrade, M. D. (2006). Optimum maintenance of a system under two types of failure. *Int. J. Mater. Struct. Reliab*, 4(1), 27-37.
- [3] Taghipour, S., Banjevic, D., & Jardine, A. K. (2011). Prioritization of medical equipment for maintenance decisions. *Journal of the Operational Research Society*, 62(9), 1666-1687.
- [4] Franco, E. Qualidade de Energia – Causas, Efeitos e Soluções [internet]. 2013 Apr [cited 2015 Dec 05] Available from: <http://www.macoem.com.br/pub1.html>.
- [5] Associação Brasileira de Normas Técnicas. NBR 14136:2002 - Plugues e tomadas para uso doméstico e análogo até 20 A/250 V em corrente alternada - Padronização. Rio de Janeiro, 2002.
- [6] Inmetro – Padrão brasileiro de plugues e tomadas. 2006 Jun [cited 2015 Dec 04. Available from: <http://www.inmetro.gov.br/qualidade/pluguestomadas/cartilha.asp>
- [7] Lavoratti, L. Plugues e tomadas: um choque de padrão. *Revista Conjuntura Econômica*, v. 64, n. 5, p. 32-38.

PHANTOM REALISTA PARA TREINAMENTO DE NEURONAVEGAÇÃO

F.W.Grillo*, C. Rondinoni*, A.Collelo Bruno**, H. R. Machado*** T. Z. Pavan e A.A.O.Carneiro*

*Departamento de Física, FFCLRP, USP, Ribeirão Preto, Brasil

**Serviço de Radioterapia, Hospital das Clínicas, Ribeirão Preto, Brasil

*** Departamento de Cirurgia, Faculdade de Medicina, USP, Ribeirão Preto, Brasil

e-mail: fwgrillo@gmail.com

Resumo: *Phantoms* são ferramentas utilizadas para o treinamento de diversas técnicas médicas. A medicina absorve a cada dia novas tecnologias disponíveis no mercado, com o intuito de mudar o padrão de ensino. Nos últimos anos, a procura por treinamentos práticos, que complementem o aprendizado teórico, tem sido uma preferência nos centros de ensino. Em neurocirurgia a complexidade de modelos para treinamento é tratada como um desafio a ser superado. A neuronavegação é uma ferramenta que auxilia os cirurgiões durante os procedimentos clínicos e exige treinamento para boa execução. Desta forma, este trabalho apresenta o desenvolvimento de um *phantom* antropomórfico para treinamento de neurocirurgia. O *phantom* mimetiza o cérebro dividido em oito partes, fluido cérebro espinal e crânio. Além disso, foi proposto a utilização de um sistema de neuronavegação para correlacionar o posicionamento do *phantom* com suas imagens, adquiridas por tomografia. A proposta visa criar um objeto (*phantom*) com características físicas e morfológicas capaz de proporcionar, de forma realista, o treinamento do uso de um neuronavegador em procedimentos de neurocirurgia.

Palavras-chave: *Phantoms*, Neurocirurgia, Neuronavegação, treinamento médico.

Abstract: *Phantoms are tools used for training medical techniques. The medicine uses technologies to improve teaching methods in a daily basis. In recent years, teaching centers are looking for practical training to complement theory. In neurosurgery, the construction of complex phantoms is a challenge. Neuronavigation helps doctors during medical procedures and requires repeated training for good results. Therefore, this paper presents an anthropomorphic phantom for neurosurgery training. The phantom mimics the human brain (divided in eight parts), cerebrospinal fluid and cranial bones. The use of a neuronavigation system was proposed in order to integrate the phantom and its own tomographic images. The proposal is aimed at developing a phantom with physical properties and morphological structure that will compose a realistic neuronavigation training for neurosurgery procedures.*

Keywords: *Phantom, neurosurgery, neuronavigation, medical training.*

Introdução

Na medicina, *phantoms* são objetos que mimetizam propriedades químicas, físicas e/ou biológicas de um tecido. Utilizados para calibração e caracterização são sistemas desde os anos de 1960, os *phantoms* são ferramentas úteis para o ensino prático [1]. Dentre as vantagens do uso de *phantoms*, podemos destacar reprodutibilidade de modelos com propriedades acústicas específicas e a possibilidade de treinamento em locais extra hospitalares.

A reprodução do tecido humano, desde uma região homogênea até estruturas complexas, pode ser obtida partir de diversos materiais [1]–[4]. Dentre os materiais a base de água, a gelatina bovina destaca-se por apresentar boa mimetização dos tecidos biológicos para técnicas de diagnóstico por imagens. Por ser um material a base de água, é possível que uma mesma composição possa ser usada em modalidades de diagnóstico por imagem distintas, como ressonância magnética nuclear (RMN) e tomografia computadorizada (CT). No entanto, a baixa resistência mecânica, a necessidade do controle de desidratação e a suscetibilidade à bactérias e fungos limitam o uso desse tipo de *phantom* para treinamentos exaustivos. Uma alternativa para suprir essas desvantagens é a utilização de materiais a base de óleo. A parafina, por exemplo, apresenta maior durabilidade, estabilidade temporal, resistência mecânica e menor susceptibilidade a fungos e bactérias quando comparada à materiais a base de água. O material mimetiza propriedades físicas para imagens de US, CT e RMN, possibilitando seu uso em *phantoms* para controle de qualidade de imagens e treinamento médico [5], [6].

O ensino em medicina incorpora, frequentemente, novas tecnologias disponíveis no mercado, aproximando alunos de aulas práticas com simuladores virtuais, *phantoms* e acompanhamento da rotina clínica. Nos últimos anos, grandes centros de ensino e pesquisa veem utilizando métodos práticos que facilitem e complementem o ensino teórico [7]. Em neurocirurgia, por exemplo, a complexidade de modelos mimetizadores de procedimentos, como neuronavegação, por exemplo, e os custos para obtenção de um centro de treinamento são tratados como desafio para pesquisadores [8]–[10]. Com o uso de *phantoms* podem ser treinadas habilidades manuais, visuais e a repetição exaustiva de métodos, com

modelos que apresentam desde uma geometria simples até estruturas de alta complexidade.

A neuronavegação é uma ferramenta utilizada para auxiliar o cirurgião a associar, em tempo real, uma determinada região anatômica, à uma característica de uma imagem adquirida previamente. A neurocirurgia guiada por imagem é um método invasivo que exige habilidade manual e visual, além da competência médica convencional [11]. Para conhecer e se habituar aos equipamentos e procedimentos durante essa atividade, *phantoms* podem ser utilizados como método de avaliação de neurocirurgiões recém formados ou em fase de treinamento. Com o intuito de associar diferentes áreas do conhecimento, esse trabalho apresenta a primeira fase do desenvolvimento de *phantoms* para treinamento em neurocirurgia guiada por imagem, por meio de um modelo realista de *phantom* para treinamento de neurocirurgia, que integrará um laboratório de simulação. Para tanto, o phantom construído com base em um modelo anatomicamente verossímil, será utilizado em um procedimento de neuronavegação. A qualidade da visualização da reconstrução tridimensional dos componentes do phantom e a qualidade do corregristo da neuronavegação serão reportados, a fim de verificar em que medida o sistema é adequado para um treinamento.

Materiais e métodos

Phantom: Para este estudo utilizamos um modelo comercial didático de cérebro (Modelo de cérebro marca Anatomic, modelo TGD-0303), dividido em oito partes. A partir desse modelo, foram construídos moldes para serem preenchidos com um material a base de parafina contendo agentes de contraste para técnicas de diagnóstico por imagem. As oito partes foram confeccionadas com parafina contendo 7% de siloxano para aumentar a sua elasticidade [6].

Após preencher as oito partes, o modelo foi montado e protegido com uma película de látex para mimetizar as meninges que envolvem o cérebro. Por fim, todo o espaço entre as oito partes e a película de látex foi preenchido com água, para mimetizar o fluido cérebro espinal (CSF). Para finalizar o modelo foi colocado no interior de um crânio de resina (Nacional Ossos. Modelo 9101).

Imagens e reconstrução: o phantom contendo mimetização de ossos, CSF e partes moles foi afixado em uma moldura de acrílico. As imagens foram adquiridas com um protocolo padrão para cabeça com 190 cortes, com tecnologia de feixe único (120 kVp, Field-of-view de 512 x 512 mm, 1 mm de espessura de fatia, espaçamento zero entre fatias e inclinação do gantry de 0°) em um equipamento de CT Brilliance Big Bore (Philips, EUA).

As imagens obtidas do *phantom* foram segmentadas utilizando o *software* 3D Slicer [12], distinguindo as estruturas do crânio, cérebro e CSF. As estruturas foram segmentadas com limiar de brilho, selecionando uma faixa de valores em unidades Hounsfield na imagem de

CT. O *software* 3DSlicer foi utilizado para gerar as malhas tridimensionais para visualização dos volumes de cada compartimento.

Tabela 1: Limiares de brilho da segmentação do *phantom* utilizando o *software* 3DSlicer.

Item	Unidade de brilho (Hounsfield)
Crânio	180 a 2970
Cérebro – 8 partes	-204 a -12
CSF (água)	-72 a 68

Simulação de neuronavegação: Como forma de avaliação do modelo de *phantom* para treinamento em neurocirurgia, foi realizada uma navegação de baixo custo, utilizando o programa *open-source Image guided surgery toolkit* (IGSTK)[13]. Neste sistema, uma câmera convencional (Câmera Multilaser USB modelo WC044) calibrada para registrar as distâncias entre os pontos de referência no *phantom* e com o auxílio de uma ponta de prova. Tanto o *phantom* quanto a ponta de prova possuem um padrão visual quadriculado como marcadores [9]. Durante a navegação, foram definidos 3 pontos fiduciais (Figura 1) para o corregristo do *phantom* com a imagem tomográfica previamente adquirida. Uma vez estabelecida a relação entre os espaços tridimensionais da imagem tomográfica e o *phantom*, o computador atualiza e mostra, em tempo real, a localização da ponta de prova. Os principais pontos críticos durante a neuronavegação foram elencados de forma a garantir a qualidade do treinamento, visando apontar as dificuldades encontradas pelos cirurgiões em situação real na sala de operação. O diagrama da Figura 2 sintetiza a dinâmica para o uso do *phantom* em treinamento com neuronavegação. Após a construção do modelo realístico, sua imagem deve ser adquirida com um equipamento de tomografia e segmentada posteriormente pelo *software* 3Dslicer. O conjunto segmentado é transferido ao IGSTK e mostrado em um monitor. O módulo ARUCO [13], responsável pela identificação dos padrões monocromáticos, reconhece através da câmera (CAM) os padrões da ponta (móvel) de prova e o padrão de referência (fixo junto ao phantom), conforme Figura 1. Essa informação é atualizada em tempo real pelo módulo IGSTK e mostrada no monitor. Dessa forma, o cirurgião em treinamento poderá avaliar o local onde a ferramenta cirúrgica se encontra, possibilitando tomadas de decisões mais precisas.

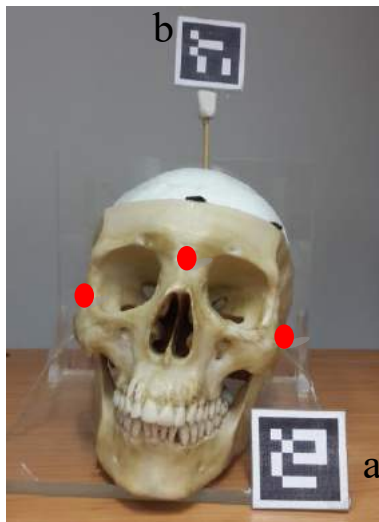


Figura 1: a) Modelo do *phantom* com a calota craniana aberta. Pontos em vermelho indicam os pontos fiduciais utilizados na calibração do software IGSTK. b) Ponta de prova utilizada para navegação com o software.

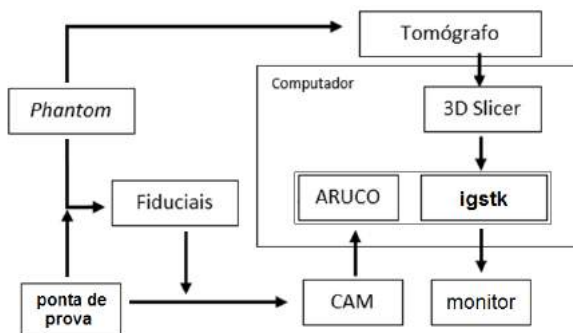


Figura 2: Esquema da proposta para a utilização de um *phantom* no treinamento de neuronavegação.

Resultados

As imagens obtidas no exame de CT foram segmentadas utilizando o software 3D Slicer. O *phantom* foi dividido em cérebro, CSF e crânio, conforme pode ser visto na figura 3. Esta etapa teve por objetivo delinear as estruturas do *phantom*, de modo que os usuários pudessem reconhecer previamente os componentes do simulador a ser utilizado no treinamento.

A navegação realizada utilizando o software IGSTK, que indica a localização da ponta de prova, e seu correspondente na imagem de CT, é apresentada na Figura 4. Este procedimento foi realizado através de uma etapa de correção, em que os mesmos pontos são interativamente marcados na imagem e no *phantom*. O erro de registro de fiduciais pode ser usado como uma medida de qualidade do correção. Ele é calculado considerando-se a soma entre as distâncias lineares do ponto fiducial na imagem e o ponto calculado a partir da imagem da webcam na superfície do *phantom*. Neste caso, este parâmetro ficou ao redor de 3,84.

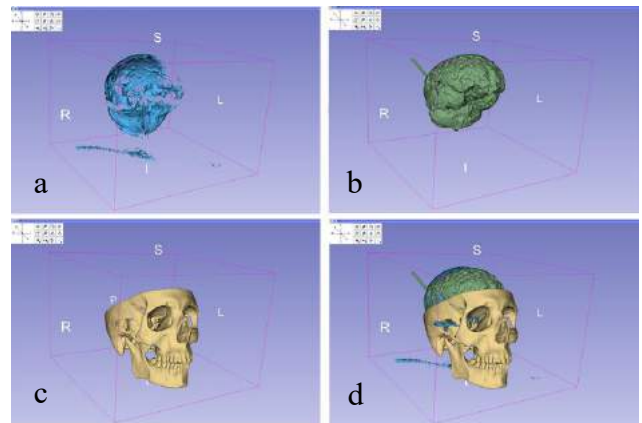


Figura 3: Reconstrução tridimensional com base no resultado da segmentação das imagens tomográficas do *phantom*, utilizando o software 3D Slicer. a) malha tridimensional representando o compartimento simulado para CSF. b) volume segmentado do encéfalo. c) reconstrução do crânio. d) Conjunto completo.

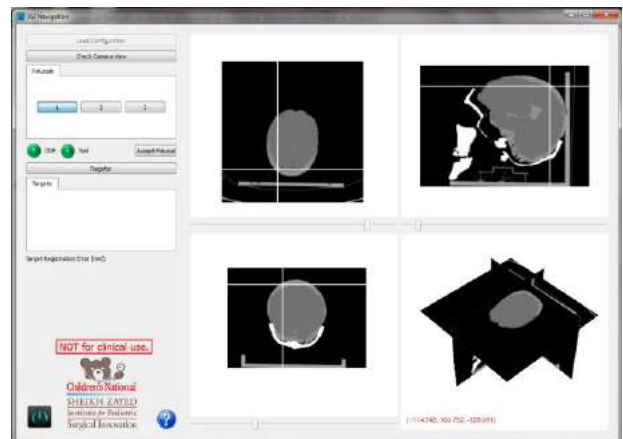


Figura 4: Software Igt Navigation do pacote Igstk, apresentando a posição equivalente da ponta de prova, colocada na região superior do *phantom*, nas imagens de CT.

Discussão

O material a base de parafina utilizado no *phantom* permitiu a segmentação total entre o cérebro, o CSF e o crânio, no entanto, em estruturas mais complexas espera-se uma dificuldade maior para a segmentação das regiões de interesse. Embora o material não represente valores absolutos (na escala Hounsfield) das estruturas em questão, o contraste entre materiais na imagem pode ser equivalente aos tecidos a serem mimetizados.

Observou-se que a água pura utilizada na simulação do CSF, ficou deslocada para região posterior do *phantom*, isso ocorreu devido ao posicionamento do modelo durante o escaneamento de CT. Desta forma, a navegação pode ter sido afetada por conta das alterações causadas pelo deslocamento dessa porção de água. Para evitar esse fato, na construção dos próximos modelos deve ser investigada a utilização de um gel que mantenha a posição fixa.

Treinamentos em *phantoms* como este apresentado, permitem que o profissional repita cada etapa do processo exaustivamente, até alcançar as habilidades necessárias para a execução do procedimento. Todavia, melhores resultados da contribuição do *phantom*, na curva de aprendizagem do cirurgião, serão obtidos após utilização do mesmo em um laboratório de simulação de procedimentos cirúrgicos. Assim como em um procedimento real, cada ferramenta de trabalho deve possuir um código bidimensional (AR CODE) para ser reconhecido como ferramenta pelo IGSTK e deve ser selecionada cautelosamente para que não haja “cross-talk” entre marcadores. O posicionamento de cada integrante do procedimento deve ser pensado para que não obstrua a imagem da câmera que deve ser posicionada com uma região focal específica. Com isso, a simulação promove um treinamento em interação social, além do treinamento técnico da realização do procedimento.

Conclusão

O trabalho apresentou um modelo de *phantom* para treinamento em neurocirurgia que propicia a criação de um ambiente completo de simulação de uma sala cirúrgica. Para aprimorar esse trabalho, encontra-se em fase de desenvolvimento a construção de *phantoms* com maior nível de complexidade, utilizando um sistema de impressoras 3D para obter réplicas de pacientes reais, com posterior reconstrução em *phantoms* realísticos. Desta forma os treinamentos deverão ser realizados imediatamente antes do procedimento clínico, com o intuito de simular e prever as dificuldades que serão encontradas em cada procedimento.

Agradecimentos

Agradecemos ao apoio técnico de Agnelo Bastos, Luiz Aziani e Lourenço Rocha. As agências financiadoras CAPES e FAPESP (PIPE processo 2014/50414-9).

Referências

- [1] M. O. Culjat, D. Goldenberg, P. Tewari, e R. S. Singh, “A Review of Tissue Substitutes for Ultrasound Imaging”, *Ultrasound Med. Biol.*, vol. 36, n° 6, p. 861 – 873, 2010.
- [2] E. L. Madsen, G. R. Frank, e F. Dong, “Liquid or Solid Ultrasonically Tissue-Mimicking Materials with Very Low Scatter”, *Ultrasound Med. Biol.*, vol. 24, n° 4, p. 535–542, maio 1998.
- [3] M. Lazebnik, E. L. Madsen, G. R. Frank, e S. C. Hagness, “Tissue-mimicking phantom materials for narrowband and ultrawideband microwave applications”, *Phys. Med. Biol.*, vol. 50, n° 18, p. 4245, 2005.
- [4] “A realistic phantom for brain-shift simulations”, *Med. Phys.*, vol. 33, n° 9, p. 3234, 2006.
- [5] S. L. Vieira, T. Z. Pavan, J. E. Junior, e A. A. O. Carneiro, “Paraffin-Gel Tissue-Mimicking Material for Ultrasound-Guided Needle Biopsy Phantom”, *Ultrasound Med. Biol.*, vol. 39, n° 12, p. 2477–2484, dez. 2013.
- [6] F. W. Grillo, “Phantom antropomórfico para treinamento de biópsia de tireoide guiada por ultrassom”, text, Universidade de São Paulo, 2015.
- [7] C. Craven, D. Baxter, M. Cooke, L. Carline, S. J. M. M. Alberti, J. Beard, e M. Murphy, “Development of a modelled anatomical replica for training young neurosurgeons”, *Br. J. Neurosurg.*, vol. 28, n° 6, p. 707–712, dez. 2014.
- [8] A. Ganju, S. G. Aoun, M. R. Daou, T. Y. El Ahmadieh, A. Chang, L. Wang, H. H. Batjer, e B. R. Bendok, “The role of simulation in neurosurgical education: a survey of 99 United States neurosurgery program directors”, *World Neurosurg.*, vol. 80, n° 5, p. e1–8, nov. 2013.
- [9] H. Marcus, V. Vakharia, M. A. Kirkman, M. Murphy, e D. Nandi, “Practice makes perfect? The role of simulation-based deliberate practice and script-based mental rehearsal in the acquisition and maintenance of operative neurosurgical skills”, *Neurosurgery*, vol. 72 Suppl 1, p. 124–130, jan. 2013.
- [10] T. Y. El Ahmadieh, N. E. El Tecle, S. G. Aoun, B. K. Yip, A. Ganju, e B. R. Bendok, “How can simulation thrive as an educational tool? Just ask the residents”, *Neurosurgery*, vol. 71, n° 6, p. N18–19, dez. 2012.
- [11] J. Tuominen, S. K. Yrjänä, J. P. Katisko, J. Heikkilä, e J. Koivukangas, “Intraoperative Imaging in a Comprehensive Neuronavigation Environment for Minimally Invasive Brain Tumour Surgery”, in *Intraoperative Imaging in Neurosurgery*, R. L. Bernays, H.-G. Imhof, e Y. Yonekawa, Orgs. Springer Vienna, 2003, p. 115–120.
- [12] S. Pieper, M. Halle, e R. Kikinis, “3D Slicer”, in *IEEE International Symposium on Biomedical Imaging: Nano to Macro, 2004*, 2004, p. 632–635 Vol. 1.
- [13] S. Garrido-Jurado, R. Muñoz-Salinas, F. J. Madrid-Cuevas, e M. J. Marín-Jiménez, “Automatic Generation and Detection of Highly Reliable Fiducial Markers Under Occlusion”, *Pattern Recogn.*, vol. 47, n° 6, p. 2280–2292, jun. 2014.

PROLIFERAÇÃO E MORFOLOGIA CELULAR EM RESPOSTA A TOPOGRAFIAS PRODUZIDAS EM POLIURETANO

L. R. X. Cortella*, I. A. Cestari*, A. F. Lasagni[#] e I. N. Cestari*

*Divisão de Bioengenharia, Instituto do Coração - HCFMUSP, São Paulo, Brasil

[#]Instituto Fraunhofer IWS, Dresden, Alemanha

lucas.cortela@hc.fm.usp.br

Resumo: Nesse estudo avaliamos a influência de microestruturas do tipo sulcos e picos periódicos presentes na superfície de poliuretano, na proliferação e morfologia de fibroblastos. Verificamos que as três topografias criadas promoveram um aumento na taxa proliferativa e induziram as células a morfologias distintas, de acordo com o padrão de superfície subjacente. Considerando que a eficiência desses processos reflete o grau de biocompatibilidade dos biomateriais, demonstramos aqui a possibilidade de se aperfeiçoar superfícies poliméricas por meio da introdução de padrões topográficos produzidos por microfabricação assistida por laser.

Palavras-chave: Poliuretano, biocompatibilidade, dispositivo de assistência ventricular, microestruturas de superfície.

Abstract: In this work we evaluated the influence of periodic ridges and grooves present onto polyurethane surface in cell proliferation and morphology. We verified that all topographies created promoted an increase in the proliferative rate and induced cells to distinct morphologies, according to the pattern of underlying surface. Considering that the efficiency of these processes reflects the degree of biocompatibility of biomaterials we demonstrate here the possibility of improving polymer surfaces by introducing topographical patterns produced by laser assisted microfabrication.

Keywords: Polyurethane, biocompatibility, ventricular assist device, surface microstructures.

Introdução

O aprimoramento de polímeros sintéticos com aplicação médica tem sido um dos focos principais no desenvolvimento de biomateriais. Dentre eles, os poliuretanos (PU) são amplamente utilizados em aplicações cardiovasculares diversas devido às suas propriedades físico-químicas e mecânicas favoráveis [1]. Em razão de apresentarem um certo grau de hemocompatibilidade e boa resistência à fadiga, são também usados como matéria-prima de dispositivos de assistência ventricular (DAV). Contudo, a formação de trombos induzida pela interação do sangue com sua superfície é um dos maiores obstáculos para a utilização do PU na fabricação desses dispositivos [2].

Particularmente, o PU utilizado neste trabalho é empregado na fabricação do DAV desenvolvido na Divisão de Bioengenharia do Instituto do Coração.

Sabe-se que o desempenho dos dispositivos implantáveis está diretamente relacionado à sua biocompatibilidade, que pode ser melhorada por meio da produção de padrões de superfície nas escalas nano e micrométrica [3]. Substratos com superfície padronizada com microestruturas do tipo sulcos e picos periódicos, têm sido usados no estudo do impacto das características topográficas sobre diferentes tipos celulares [4]. A importância de sinais físicos de superfície em comportamentos celulares fundamentais, como a morfologia e proliferação [5] vem sendo amplamente relatada, uma vez que a eficiência desses processos reflete o grau de biocompatibilidade dos biomateriais.

Nesse contexto uma técnica promissora é a de padronização por interferência direta de laser (PIDL), que permite a produção direta de microestruturas periódicas na superfície de diferentes materiais, inclusive no PU, podendo ser aplicada e reproduzida em larga escala [6].

A partir disso, investigar as formas de interação celular com topografias específicas presentes no PU é requisito necessário para o processo de otimização de sua biocompatibilidade. Neste estudo demonstramos a possibilidade de se influenciar o comportamento celular, por meio da criação de microestruturas do tipo sulcos e picos na superfície do PU, com foco na proliferação e morfologia celular.

Materiais e métodos

Substrato de Poli(ester)uretano – Para o preparo das amostras de PU foram adquiridos reagentes pré-processados (Cequil, Araraquara), sendo um dos componentes um diisocianato e o outro um poliálcool derivado do óleo extraído da mamona. Os reagentes foram pré-aquecidos (75°C) e misturados até a obtenção de uma solução homogênea, para então serem colocados em moldes para cura sob aplicação de vácuo (700 mmHg). Filmes de PU obtidos com $1,3 \pm 0,2$ mm de espessura foram utilizados para a produção dos padrões de superfície. Em seguida foram cortados em amostras com 5,3 mm de diâmetro, as quais foram esterilizadas com álcool 70% e luz ultravioleta, posicionadas no interior de poços ($0,35 \text{ cm}^2$) de uma microplaca-96 para

serem usadas como substratos nos experimentos *in vitro*.

Padronização por Interferência Direta de Laser –

A produção das microestruturas paralelas e periódicas com sulcos e picos na superfície do PU foi feita utilizando um laser pulsado Nd:YAG (duração do pulso: 10 ns; taxa de repetição: 10 Hz; fluência: 1 J/cm²) com frequência triplicada para produzir um feixe com comprimento de onda 266 nm, devido a alta absorção de luz pelo PU na região do u.v. Nesta técnica dois feixes de laser são sobrepostos na superfície do material, resultando em um padrão de interferência, que é transferido diretamente ao material por ablação local nas posições de interferência máxima [6]. O padrão linha foi produzido com dois períodos espaciais Λ distintos (1 μ m e 10 μ m), isto é, a distância entre dois sulcos consecutivos. O padrão pilar (Λ 10 μ m) foi obtido irradiando-se a amostra de forma similar ao padrão linha e em seguida, girando-a em 90° e irradiando-a novamente.

Ensaio de Proliferação Celular sobre PU Modificado por PIDL – Os ensaios foram feitos com fibroblastos isolados de tecido adiposo abdominal de ratos Wistar. As células foram cultivadas (37°C; 5% CO₂) com meio DMEM suplementado com 10% de soro fetal bovino e 1% (v/v) penicilina (10000 U/mL) e estreptomicina (10000 μ g/mL), e semeadas sobre o PU, na densidade de 1,5x10⁴ cm⁻¹. Os grupos experimentais foram definidos de acordo com a topografia produzida: Linha-1 (Λ 1); Linha-10 (Λ 10); Pilar (Λ 10) e um controle de PU com superfície não modificada. A proliferação foi estimada após 24, 48 e 72 horas de cultivo, por meio de ensaio colorimétrico com tetrazólio-MTS, com registro de absorbâncias em 490 nm. Os experimentos foram realizados de acordo com o Comitê de Ética no Uso de Animais da Faculdade de Medicina da USP (Protocolo CEUA 061/15).

Avaliação da Morfologia Celular – Após 4 horas de cultivo, as células foram fixadas com paraformaldeído a 4% por 1 hora a 4°C, e visualizadas com microscópio eletrônico de varredura (MEV) (TM3000, Hitachi) sob aceleração de voltagem de 5 kV. Um total de 3 amostras de cada topografia foram examinadas, e ao menos 100 células aderidas sobre cada padrão de superfície foram imageadas para se determinar os parâmetros área, perímetro e relação de aspecto (alongamento) utilizando o software ZEN 2012 (Zeiss). Os valores de área e perímetro foram obtidos a partir do contorno celular projetado na superfície; o alongamento foi definido como a razão entre os eixos menor e maior da célula, e varia entre zero e 1 (valor para um círculo). As células foram consideradas alongadas quando a razão entre eixos foi menor que 0,76 [7].

Estatística – Todos os dados foram obtidos a partir de experimentos repetidos 3 vezes em quadruplicata. As comparações entre as diferentes topografias e entre estas e o controle foram feitas com ANOVA seguida de pós teste Tukey (P < 0,05). Os resultados estão expressos como média \pm desvio padrão.

Resultados

Proliferação celular sobre PU Modificado por PIDL

Para avaliarmos a biocompatibilidade do PU frente ao contato com células, realizamos um cultivo celular por 3 dias em condição estática. A partir da Figura 1 constatamos que as 3 topografias produzidas no PU influenciaram positivamente a taxa de proliferação celular comparando-se com o controle. A maior diferença foi observada no padrão Pilar (50% maior), enquanto que aumentos mais moderados foram observados no Linha-10 (30%) e Linha-1 (26%). A mortalidade celular foi estimada por ensaio de viabilidade com azul de tripano a 0,4% e não revelou número significativo, o que indica não toxicidade do PU para os fibroblastos utilizados.

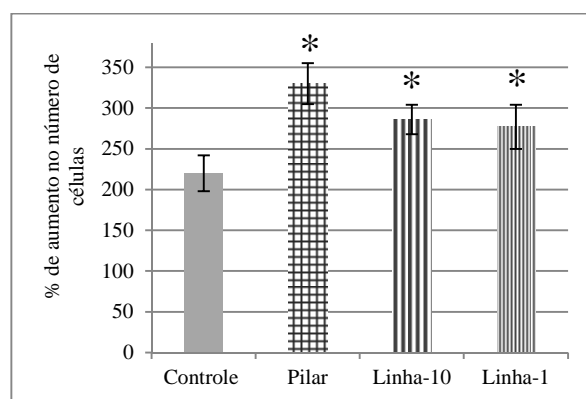


Figura 1: Proliferação celular sobre os diferentes padrões de superfície do PU representada em % de aumento no número de células após 3 dias de cultivo. (*) indica diferença estatística significativa (P<0,05) comparando-se com o controle.

Microscopia Eletrônica de Varredura – Na Figura 2 são apresentadas imagens dos fibroblastos aderidos sobre as diferentes topografias produzidas na superfície do poliuretano.

Morfologia Celular – Com o propósito de se investigar a influência das diferentes topografias sobre a morfologia celular, os fibroblastos foram cultivados por 4 horas. A Tabela 1 sumariza os dados obtidos. As células em contato com as topografias Pilar e Linha-10 tiveram valores de área maior que o controle, 28% e 15% respectivamente, enquanto que Linha-1 apresentou valor similar ao controle. No entanto, não houve diferença entre os grupos testados. Com relação ao perímetro, os 3 grupos revelaram valores similares entre si, porém maiores que o controle: Pilar, 32%; Linha-10, 36% e Linha-1, 48%. O alongamento celular no Linha-10 foi ligeiramente maior do que no controle (20%) e similar ao Pilar, porém menor do que o ocorrido no Linha-1, no qual registrou-se o alongamento celular mais acentuado entre todos os grupos, sendo a maior diferença (55%) em comparação com o controle.

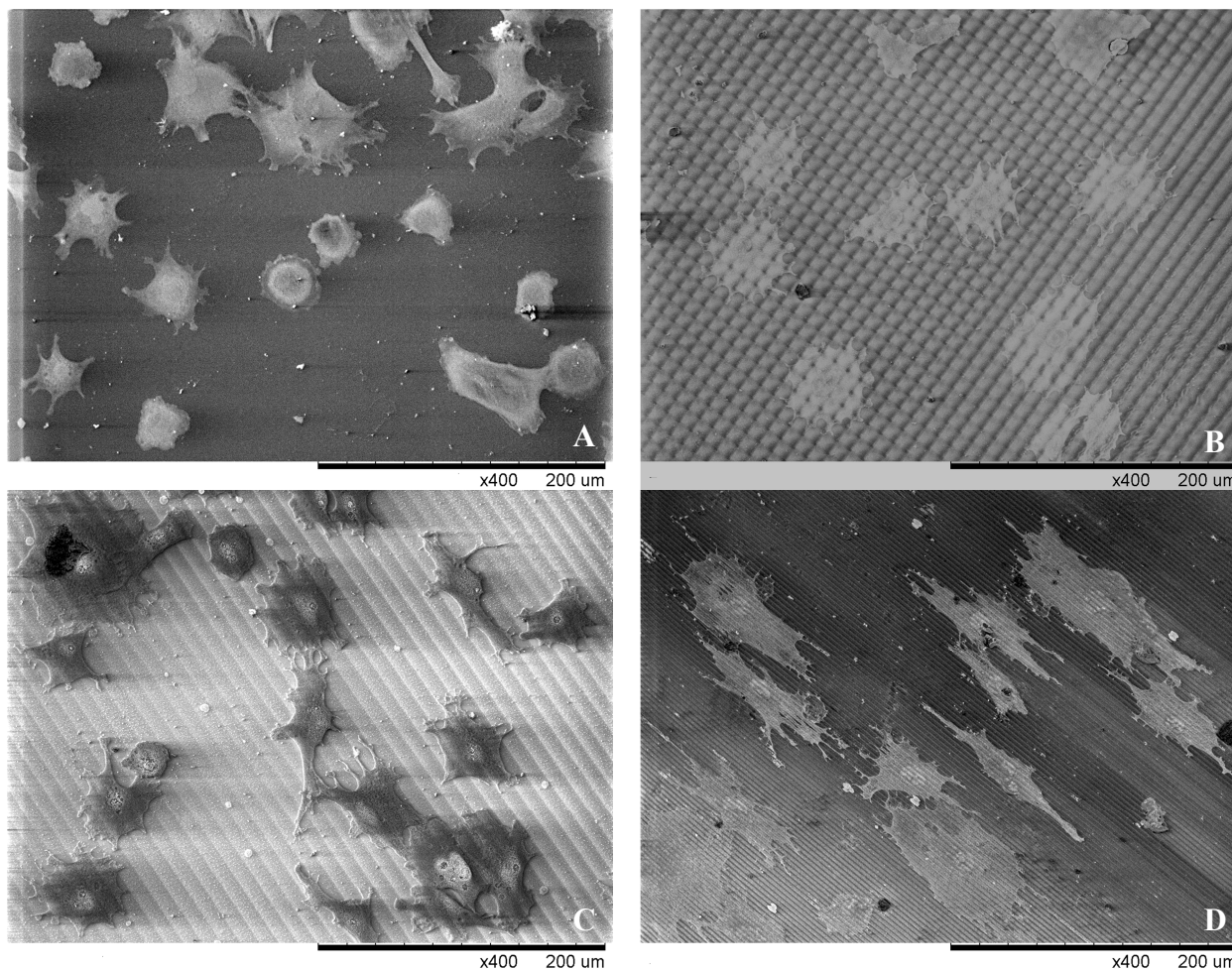


Figura 2: Adesão celular após 4 horas de cultivo sobre (A) controle de PU; (B) PU padrão Pilar; (C) PU padrão Linha-10; (D) PU padrão Linha-1.

Tabela 1: Valores dos parâmetros da morfologia celular após 4 horas de cultivo, em resposta aos padrões de superfície produzidos no PU. (d) indica diferença estatística significativa ($P < 0,05$) comparando-se com o controle.

	Área (μm^2)	Perímetro (μm)	Razão entre eixos
Controle	2008	253	0,75
Pilar	2573 ^d	336 ^d	0,72
Linha-10	2327 ^d	345 ^d	0,6 ^d
Linha-1	2288	375 ^d	0,34 ^d

Discussão

Neste trabalho são apresentadas respostas diferenciais de fibroblastos cultivados, de modo estático, sobre poliuretano apresentando estruturas micrométricas do tipo sulco e pico obtidas por microfabricação assistida por laser. Os dados obtidos revelam a influência das diferentes topografias sobre a proliferação e o aspecto morfológico das células.

Verificamos que os 3 padrões de superfície criados aumentaram a taxa proliferativa, bem como induziram alterações específicas na morfologia celular.

O desenvolvimento de técnicas de micro e nanofabricação tem permitido a fabricação de estruturas em escala análoga a da matriz extracelular, em superfícies poliméricas. Sabe-se que as células respondem de forma ampla e variável às topografias sintéticas, de acordo com o tipo celular, com a escala e geometria das microestruturas, e com as propriedades físico-químicas do substrato [8]. O efeito mais evidente de microtopografias sobre a função celular é o impacto na morfologia, que está relacionada com a proliferação, uma vez que alterações morfológicas têm sido implicadas em alterações do ciclo celular, o que influenciaria diretamente o estado proliferativo da célula [9]. Nesse sentido, estudos sugerem que o aumento da área celular projetada na superfície possibilite um aumento nas taxas de adesão e proliferação [10]. De fato, as células sobre os padrões Pilar e Linha-10 exibiram valores maiores de área e perímetro, o que reforçaria essa tese. Por outro lado, o padrão Linha-1 também possibilitou proliferação aumentada porém, sem aumento de área, o que evidencia a complexidade

na relação entre esses eventos, e a falta de uma hipótese que os relacione e que seja aceita amplamente.

Relatos a respeito de células cultivadas sobre padrões de superfície similares ao tipo linha aqui testado, em geral, revelam taxas menores de proliferação, comparadas com um substrato plano [8], o que contrasta com os dados obtidos com os grupos Linha-10 e Linha-1. O padrão pilar também exibe certa ambiguidade com relação à influência sobre a proliferação. Um estudo com substrato de silicone micropadronizado com estruturas do tipo pilar, revelou uma inibição acentuada da proliferação de células endoteliais e de músculo liso [5]. Ao contrário, em nosso padrão pilar foi registrado o maior incremento na taxa de proliferação (50%). Evidentemente quando comparamos esses resultados, as diferenças quanto ao tipo celular, o substrato e as particularidades da geometria das topografias devem ser consideradas, não sendo possível portanto, propor um padrão geral de comportamento celular quando em contato com microtopografias.

Outro aspecto relevante a ser destacado é o alongamento celular induzido pelo contato com a superfície. Diferentes tipos celulares como fibroblastos, neurônios, células epiteliais e endoteliais se orientam e se alongam ao longo da direção dos sulcos e picos paralelos [11]. O tamanho das estruturas nas quais esse fenômeno é maximizado varia bastante porém, a maioria dos estudos indica que células se orientam de forma mais eficiente em padrões com período espacial de até 2 μm [12]. O alongamento verificado no Linha-10 revela que as estruturas com periodicidade lateral de 10 μm exerceram uma influência moderada no alongamento celular, enquanto que esse efeito foi mais acentuado quando induzido por estruturas com Λ igual a 1 μm , conforme o ocorrido no Linha-1.

A busca de padrões de superfície capazes de aumentar a taxa proliferativa e que promovam um alongamento celular em uma direção específica, faz parte do processo de otimização da biocompatibilidade de polímeros usados na fabricação de dispositivos médicos. A partir das informações extraídas dos ensaios feitos até o momento, outros experimentos serão realizados com células endoteliais, visando futuramente o estabelecimento de um endotélio funcional sobre a superfície do DAV em contato com o sangue.

Em resumo, demonstramos aqui a viabilidade de se produzir topografias definidas sobre a superfície do PU, por meio da PIDL, com potencial para promover comportamentos celulares específicos, de modo controlado; com o propósito de se otimizar a biocompatibilidade desse material.

Agradecimentos

Os autores agradecem à FAPESP (processo 12/50283-6) pelo apoio financeiro a essa pesquisa.

Referências

- [1] Jaganathan SK, Supriyanto E, Murugesan S, Balaji A, Asokan MK. Biomaterials in Cardiovascular Research: Applications and Clinical Implications. *BioMed Research International*. 2014; 1-11.
- [2] Chung T, Liu D, Wang S, Wang S. Enhancement of the growth of human endothelial cells by surface roughness at nanometer scale. *Biomaterials*. 2003; 24: 4655-4661.
- [3] Rahmany MB, Dyke M. Biomimetic approaches to modulate cellular adhesion in biomaterials: A review. *Acta Biomaterialia*. 2013; 9: 5431-5437.
- [4] Karuri NW, Liliensiek S, Teixeira AI, Murphy CJ. Biological length scale topography enhances cell-substratum adhesion of human corneal epithelial cells. *Journal of Cell Science*. 2004; 117: 3153-3164.
- [5] Ding Y, Yang Z, Bi CWC, Xu SL, Lu X, Huang N. Directing Vascular cell selectivity and hemocompatibility on patterned platforms featuring variable topographic geometry and size. *Applied Materials & Interfaces*. 2014; 6: 12062-12070.
- [6] Langheinrich D, Yslas E, Broglia M, Rivarola V, Acevedo D, Lasagni A. Control of cell growth direction by direct fabrication of periodic micro and submicrometer arrays on polymers. *Journal of Polymer Science*. 2012; 50: 415-422.
- [7] Liliensiek SJ, Wood JA, Yong J, Auerbach R, Nealey PF, Murphy CJ. Modulation of human vascular endothelial cell behaviors by nanotopographic cues. *Biomaterials*. 2010; 31: 5418-5426.
- [8] Bettinger CJ, Langer R, Borenstein T. Engineering substrate topography at the micro and nanoscale to control cell function. *Angewandte Chemie*. 2009; 48: 5406-5415.
- [9] Roca-Cusachs P, Alcaraz J, Sunyer R, Samitier J, Farré R, Navajas D. Micropatterning of single endothelial cell shape reveals a tight coupling between nuclear volume in G1 and proliferation. *Biophysical Journal*. 2008; 94: 4984-4995.
- [10] Punshon G, Vara DS, Sales KM, Kidane AG, Salacinski HJ, Seifalian AM. Interactions between endothelial cells and a poly(carbonate-silsesquioxane-bridge-urea)urethane. *Biomaterials*. 2005; 26: 6271-6279.
- [11] Ferrari A, Cecchini M, Serreisi M, Faraci P, Pisignano D, Beltram F. Neuronal polarity selection by topography-induced focal adhesion control. *Biomaterials*. 2010; 17: 4682-4694.
- [12] Biela SA, Su Y, Spatz JP, Kemkemer R. Different sensitivity of human endothelial cells, smooth muscle cells and fibroblasts to topography in the nano-micro range. *Acta Biomaterialia*. 2009; 5: 2460-2466.

CONFECCÃO E CARACTERIZAÇÃO DE PHANTOM DE FLUXO COM APLICAÇÕES EM ULTRASSOM

D.P. Oliveira*, L.L. Matheo**, R.P.B. Costa-Félix*, W.C.A. Pereira** e M.A.von Krüger**

*Laboratório de Ultrassom – Inmetro, Duque de Caxias, Brasil

**LUS - Programa de Engenharia Biomédica – COPPE - UFRJ, Rio de Janeiro, Brasil
e-mail: debora_poliveira@hotmail.com

Resumo: Não obstante o fluxo sanguíneo ser um fator relevante na transferência de calor nos tecidos biológicos há escassez na literatura de phantoms ultrassônicos que mimetizem fluxo sanguíneo aplicado a ensaios de diatermia ou hipertermia. Assim, de modo a aperfeiçoar os modelos experimentais para estudo do padrão de aquecimento nos tecidos biológicos, o presente trabalho visa o desenvolvimento de um phantom ultrassônico dotado de fluxo para realização de ensaios de segurança de ultrassom terapêutico. Um phantom a base de agar dotado de canais simples de 3 e 5 mm de diâmetro interno foi confeccionado, e acoplado a um sistema propulsor de fluxo laminar gerado por uma bomba peristáltica associado a um sistema de pressão com colunas milimetricamente graduadas. Os valores de vazão gerados pela bomba peristáltica e do sistema hidráulico do phantom são compatíveis com os valores de vazão e pressão na artéria braquial descritos na literatura. A perspectiva futura é o aperfeiçoamento do phantom e de sistema de fluxo e aplica-lo em ensaios de diatermia por ultrassom.

Palavras-chave: phantom, fluxo, ultrassom.

Abstract: Despite blood flow being a relevant factor in heat transfer in biological tissues, blood flow phantoms applied to ultrasound diathermy or hyperthermia are scarce in literature. Therefore that, this work aims to develop an ultrasonic flow phantom to improve heat transfer experimental models in biological tissues applied to therapeutic ultrasound safety tests. An agar based phantom with ducts of 3 and 5 mm of inner diameter was done, and associated with a linear flow propulsion system, generated by a peristaltic pump and a pressure system of millimetric graduated columns. The flow rate generated by the peristaltic pump and the flow phantom hydraulic system are compatible with the flow rate and pressure values in the brachial artery described in the literature. We expect to improve the ultrasonic phantom hydraulic system and apply it to ultrasound diathermy essays in an oncoming future.

Keywords: phantom, flow, ultrasound.

Introdução

A equação de bioaquecimento de PENNES [1] contém um termo que leva em conta a transferência de calor entre os tecidos biológicos, devida ao fluxo sanguíneo. No entanto, apesar deste ser uma importante variável na

troca de calor nos tecidos e ter influência direta no padrão de aquecimento dos mesmos, não foram encontrados na literatura phantoms ultrassônicos que mimetizem o fluxo sanguíneo visando aplicações a ensaios de diatermia ou hipertermia. Os modelos de phantoms acústicos dotados de fluxo descritos na literatura apresentam aplicações restritas, tal como calibração de equipamentos de ultrassom de imagem e Doppler [2-6].

Assim sendo, de modo a aperfeiçoar os modelos experimentais para estudo do padrão de aquecimento nos tecidos biológicos, o fluxo o sanguíneo deve ser considerado nos ensaios de segurança de equipamentos que visem à diatermia ou hipertermia por ultrassom.

O presente projeto tem por objetivo o desenvolvimento de um phantom ultrassônico dotado de fluxo para realização de ensaios de segurança de ultrassom fisioterápico.

Materiais e métodos

A região anatômica que constitui objeto do presente estudo, e que será mimetizada é o terço médio do braço direito humano cujos valores médios de comprimento e diâmetro estão descritos na literatura [7-14]. O phantom de fluxo proposto dispõe de uma região de interesse (ROI) confeccionada com base na receita descrita na IEC 60601-2-5:2009 e SOUZA, 2015 [15-16]. A ROI é dotada de dois canais internos de diâmetro interno de 3 e 5 mm confeccionados em mesmo material [15], o que o caracteriza como phantom de fluxo sem paredes. Neste modelo água deionizada mimetizará o tecido sanguíneo. A ROI conecta-se ao sistema propulsor de fluxo do phantom por meio de conexão hidráulicas tubulares e retas. O modelo esquemático em detalhes da ROI do phantom de fluxo estão ilustrados na Figura 1.

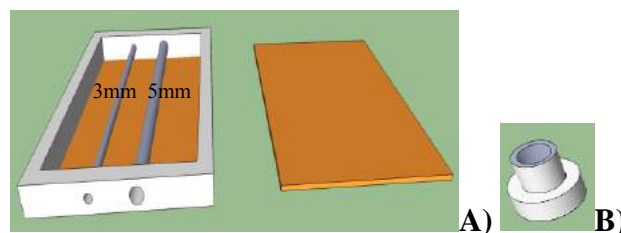


Figura 1: Imagem esquemática da ROI do phantom de fluxo: A) Vista superior do molde da ROI, e detalhes dos canais em seu interior; e B) Conexão hidráulica tubular reta do sistema de fluxo externo a ROI.

O sistema hidráulico propulsor do phantom de fluxo é composto de uma bomba peristáltica 102 FD/R (Watson Marlow Bredel, Wilmington, MA, EUA) e seus respectivos dutos de saída e interligação composto de tubos diâmetro interno 6,32 mm e 9,18 mm de diâmetro externo; duas provetas de plástico de 1000 mL do tipo coluna (com diâmetro interno 64,5 mm e altura de 420 mm) graduadas com escala milimétrica e com conexões posicionadas em sua base. As dimensões dos tubos e das provetas foram medidas com paquímetro analógico 100,174 BL (Digimess, Leicester, Reino Unido) com resolução de 0,1 mm. Uma imagem ilustrativa da bomba peristáltica e do sistema propulsor de fluxo do phantom ultrassônico pode ser observada na Figura 2.

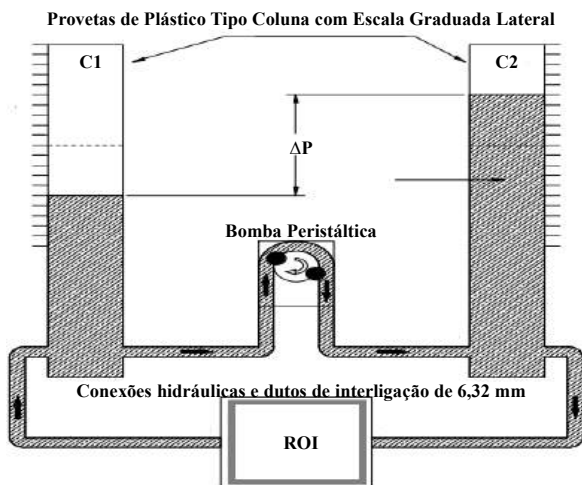


Figura 2: Imagem esquemática do phantom com detalhes do sistema propulsor de fluxo .

Foram registradas imagens da ROI do phantom de fluxo com equipamento de ultrassom diagnóstico Sonix MDP Ultrasound System (Ultrasonix, British Columbia, Canadá) usando um transdutor linear L14-5/38 de 10MHz (Ultrasonix, British Columbia, Canadá) antes e após 40 minutos de experimento, visando avaliar o comportamento do material à base de ágar à passagem do líquido em seu interior com a tensão máxima (12 V) admitida pela fonte da bomba peristáltica. A bomba peristáltica e os dutos de interligação que compõem o sistema de fluxo do phantom foram caracterizados, respectivamente, quanto à tensão de alimentação de sua fonte, vazão e pressões máximas. A medição da tensão de alimentação da fonte alimentação da bomba peristáltica foi realizada com um voltímetro Tek DMM254 (Tektronix, Beaverton, Oregon, EUA) com escala em Volts com precisão de $\pm 0,05$ Volts, cada medição foi repetida dez vezes para cada tensão nominal da fonte de alimentação (3 a 12 V).

A medição da vazão da bomba peristáltica foi realizada pesando-se a massa de água bombeada em um minuto com uma balança E200 (Mettler, Küssnacht, Zürich, Suíça) com escala em gramas, resolução de $\pm 0,05$ gramas, e um cronômetro digital, com resolução de $\pm 0,1$ segundos; cada medição foi repetida cinco vezes para cada tensão nominal da fonte de alimentação (3

a 12 V). A temperatura ambiente foi monitorada com um termômetro digital MTH 1362W (Minipa, São Paulo, SP, Brasil).

A medição da pressão no sistema de fluxo para os tubos de 3 e 5 mm de diâmetro interno foi obtida pela diferença de nível entre os fluidos das colunas C1 e C2 utilizando-se escalas milimétricas fixadas às colunas, com resolução de $\pm 0,5$ mm; cada medição foi repetida cinco vezes para cada tensão nominal da fonte de alimentação (3 a 12 V).

Resultados

O phantom confeccionado foi avaliado quanto ao escoamento do líquido em seu interior, bem como à resistência as vazão e pressões máximas possíveis da bomba peristáltica por meio de imagens registradas com equipamento de ultrassom diagnóstico antes e após 40 minutos (Figuras 3-6).

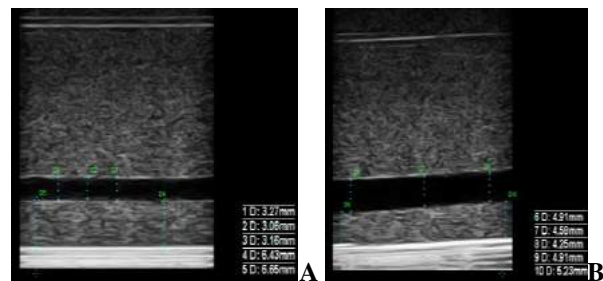


Figura 3: Imagem (modo B) longitudinal da ROI do phantom de fluxo com marcações para diâmetro interno para os canais de: A) 3 mm; e B) 5 mm.

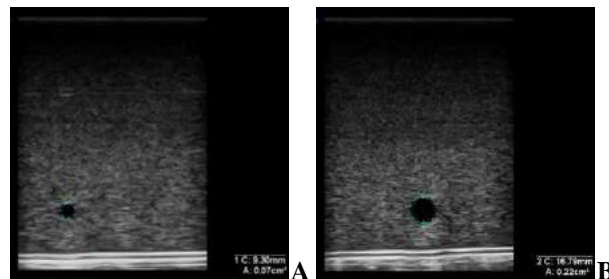


Figura 4: Imagem de US (modo B) da ROI do phantom de fluxo com marcadores da área transversal média para os canais de: A) 3 mm; e B) 5 mm.

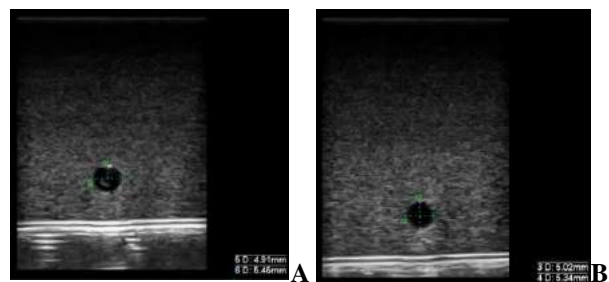


Figura 5: Imagem de US (modo B) da ROI do phantom de fluxo com marcações para diâmetro interno para canais de 5 mm: A) antes; e B) após 40 minutos sob a pressão e vazão máximas.

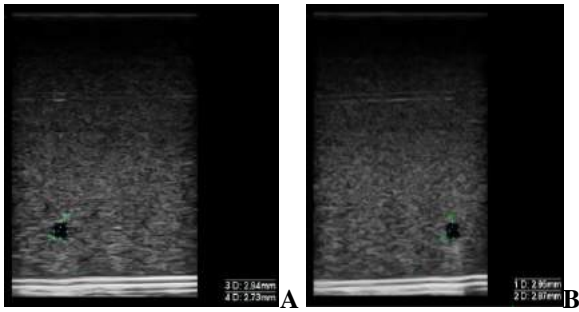


Figura 5: Imagem de US (modo B) da ROI do phantom de fluxo com marcações para diâmetro interno para canais de 5 mm: **A)** antes; e **B)** após 40 minutos sob a pressão e vazão máximas.

Os canais da ROI e o sistema propulsor de fluxo do phantom (incluindo a a bomba peristáltica) foram caracterizados quanto vazão [mL] e pressão [mmHg] (Figuras 7-8).

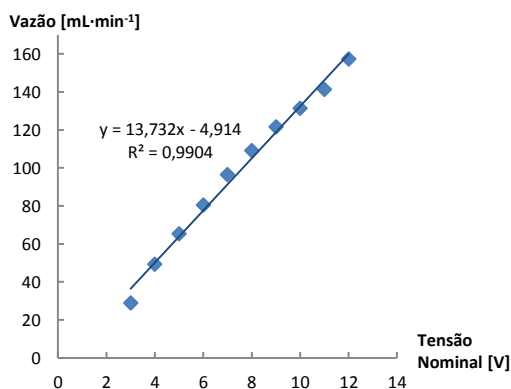


Figura 7: Gráfico de vazão média (em mL·min⁻¹) possíveis na bomba peristáltica em função da tensão elétrica da fonte alimentação (de 3 a 12 Volts) para duto de 6,32mm de diâmetro interno.

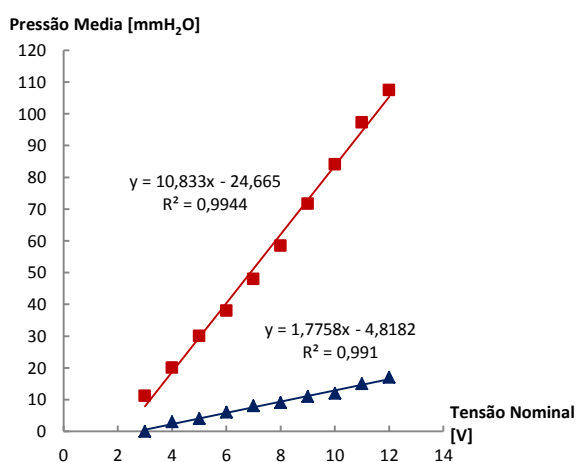


Figura 8: Gráfico de pressões máximas (em mmHg) possíveis no sistema de fluxo do phantom para os canais de 3 mm (quadrado vermelho) 5 mm (triângulo azul) de diâmetro interno em função da tensão elétrica da fonte alimentação (de 3 a 12 Volts).

O tempo de estabilização do sistema pressórico e da vazão interior dos canais é crescente linear e diretamente proporcional a tensão elétrica da fonte de alimentação da bomba peristáltica e oscilou entre 30 a 100 s para o canal de 5 mm de diâmetro, e 150 a 400 s para o canal de 3 mm de diâmetro interno; o que significa que este intervalo deve ser considerado para que o sistema hidrais de 5 mm: m: pós vazão e pressões máximas possíveis da bo

Discussão

A literatura acerca de phantoms ultrassônicos que mimetizem fluxo sanguíneo é escassa e, e seu uso restrito a ensaios específicos [2-6], logo a condução de mais estudos acerca do tema se faz necessária.

A bomba peristáltica, ao ser alimentada com a tensão elétrica dentro da faixa de interesse (3 a 12 V), apresenta comportamento linear (observar valores de correlação e curva nas Figuras 7-8) para os valores de vazão e pressão (Figuras 7-8), o aumento da vazão e pressão são diretamente proporcionais ao aumento da tensão elétrica da fonte da bomba peristáltica. Tais valores de vazão são compatíveis com os valores de vazão na artéria braquial descritos na literatura [12-14] para tensão elétrica acima de 8 V (Fig. 6).

O aumento da pressão na ROI é dependente do diâmetro interno do vaso sendo seis vezes maior para o canal de 3 mm em relação ao de 5 mm (Figura 8). Esta é uma variável que deve ser exaustivamente observada em experimentos futuros, uma vez que pressões excessivas podem danificar os canais da ROI, comprometendo o sistema de fluxo do phantom.

O tempo de estabilização do sistema (bomba peristáltica + sistema hidráulico do phantom) é dependente do diâmetro interno dos canais da ROI variando entre 1 e 7 min..

A resistência da dos canais da ROI às vazões e pressões máximas da bomba peristáltica e ao escoamento do líquido no interior do phantom foram avaliadas por 40 min com equipamento de ultrassom diagnóstico (Figuras 3-6). As imagens registradas antes e após 40 minutos de experimento com fluxo contínuo e laminar revelam que os canais da ROI apresentaram boa tolerância a passagem do fluxo (Figuras 4-6).

No entanto, não foram possíveis realizar medições com duração superior a 40 minutos, pois a conexão hidráulica do sistema de fluxo externo a ROI se mostrou inadequado apresentando vazamentos. SILVA, 2009 [17] descreve um problematização similar e propõe um sistema de conexões tubulares com orifício interno cônico com ângulo de aproximadamente 6° entre as faces internas, diferente do sistema de conexões tubulares retas e com arestas vivas simples empregados no presente estudo, segundo o autor as conexões cônicas seriam mais apropriadas a fluxo laminar. O sistema hidráulico proposto por SILVA, 2009[17] possui ainda um sistema pressórico e de vazão similares ao do presente estudo, logo, compatível com o projeto atual. Assim, a perspectiva futura visa à confecção de um novo modelo com a substituição das conexões tubulares

retas simples que se mostraram insatisfatórias por sistema de conexões com orifício interno cônico similares as empregadas por SILVA, 2009 [17].

Conclusão

Um phantom de fluxo sem paredes dotado de canais de 3 e 5 mm de diâmetro interno foi confeccionado com sistema propulsor de fluxo laminar gerado por uma bomba peristáltica associado ao sistema de pressão com provetas do tipo colunas milimetricamente graduadas. Os valores de vazão gerados pela bomba peristáltica e sistema hidráulico do phantom são compatíveis com vazão e pressão na artéria braquial descritos na literatura. Este trabalho visa aperfeiçoar os modelos experimentais para estudo do padrão de aquecimento nos tecidos biológicos, em especial ensaios de segurança de ultrassom terapêutico. Como perspectiva futura, propõe-se o aperfeiçoamento do phantom e do sistema de fluxo e sua aplicação em ensaios de diatermia por ultrassom.

Agradecimentos

Às agências CNPq, CAPES e FAPERJ pelo apoio financeiro.

Referências

- [1] Pennes, H.H. Analysis of tissue and arterial blood temperature in the resting human forearm. *Journal of Applied Physiology*, v.1, p. 93-102, 1948.
- [2] Raine-fenning, NJ; Nordin, NM; Ramnarine, KV; Campbell, BK; Clewes, JS; Perkins, A; and JOHNSON, IR. Determining the relationship between three-dimensional power Doppler data and blood flow characteristics: an in-vitro flow phantom experiment. *Ultrasound Obstet Gynecol.*, v. 32, p.540–550, 2008.
- [3] King, DM; Moran, CM; McNamara, JD; Fagan, AJ; Browne JE. Development of a vessel-mimicking material for use in anatomically realistic doppler flow phantoms. *Ultrasound in Med. & Biol.*, Vol. 37, No. 5, pp. 813–826, 2011.
- [4] Vella, G; Umphrey, VFH; Duck, FA; and Barnett, SB. The cooling effect of liquid flow on the focussed ultrasound-induced heating in a simulated foetal brain. *Ultrasound in Med. & Biol.*, v. 29, n. 8, p. 1193–1204, 2003.
- [5] Ramnarine, KVR; Anderson, T; and Hoskins, PR. Construction and geometric stability of physiological flow rate wall-less stenosis phantoms. *Ultrasound in Medicine and Biology*, v.27, n.2, p. 245-250, 2001.
- [6] Kenwright, DA; Laverick, N; Anderson, T; Moran, CM; and Hoskins, PR. Wall-less flow phantom for high-frequency ultrasound applications. *Ultrasound in Med. & Biol.*, Vol. 41, No. 3, pp. 890–897, 2015.
- [7] Eston, R; Evans, R.; Fu, F. (1994) “Estimation of body composition in Chinese and British men by ultrasonographic assessment of segmental adipose tissue volume”, *Brazilian Journal of Sports Medicine*, v.28, n.1, p. 9-13.
- [8] Miyatani, M.; Kanehis, H; Ito, M.; Kawakami, Y; Fukunaga, T. (2004). “The accuracy of volume estimates using ultrasound muscle thickness measurements in different muscle groups”, *European Journal of Applied Physiology*, v.91, p. 264-272.
- [9] Pequini, S. M. Ergonomia aplicada ao design de produtos: um estudo de caso sobre o design de bicicletas. 2005. Tese (Doutorado) – Departamento de Tecnologia da Faculdade de Arquitetura e Urbanismo da Universidade de São Paulo, São Paulo, 2005.
- [10] Qu, X. (1992) “Morphological effects of mechanical forces on the human humerus”, *Brazilian J. of Sports Medicine*, v. 26, p.51-53.
- [11] Williams, Peter L; Warwick, R.; Werneck, A. L.; *Angiologia*. In Gray, Henry. *Gray anatomia*. 37 ed., Rio de Janeiro:GuanabaraKoogan, 1995.
- [12] Gault, James H.; John Ross, Jr.; Mason, Dean T. Patterns of Brachial Arterial Blood Flow in Conscious human Subject with and without Cardiac Dysfunction. *Circulation*, v.34, 1966.
- [13] Delvo, Eduardo; Diaz, Eddy; Durán, Maria del Pilar; Gonzalez, Lindy; Perez, Karen; Sanchez, Maria del Pilar; Viquez, Cristina. Origem y Morfologia de la artéria braquial profunda em 14 cadáveres de laUniversidad de Costa Rica e de laUniversidad de Ciencias Médicas., v. 29, n.2, p.39-45, 2012.
- [14] Montgomery, Leslie D.; Dietrich, Mary S; Armer, Jane M.; Stewart, B. R. and Ridner, Sheila H. “Segmental Blood Flow and Hemodynamic State of Lymphedematous and Nonlymphedematous Arms”. *Lymphatic Research and Biology*, v.9, n.1, p. 31-42, 2011.
- [15] International Electrotechnical Commission. IEC 60601-2-5:2009. Medical electrical equipment - Part 2-5: Particular requirements for the basic safety and essential performance of ultrasonic physiotherapy equipment. Genebra, Suíça, 2009.
- [16] Souza, R. M.; Santos, T. Q. S; Oliveira, D.P; Monteiro-Souza, R; Alvarenga, A.V.; Costa-Félix, R.P.B. Standard operating procedure to prepare agar phantoms. In: Congresso Brasileiro de Metrologia, 2015, Bento Gonçalves, RS-Brasil. Congresso Brasileiro de Metrologia, 2015.
- [17] Silva, F.A.M. da. Phantom de fluxo para calibração de fluxômetro ultrassônico por tempo de trânsito. 2009. 47 f. Dissertação (Mestrado em Ciências em Engenharia Biomédica) – COPPE, Universidade Federal do Rio de Janeiro, 2009.

STANDARD OPERATING PROCEDURE OF ACOUSTIC PROPERTIES CHARACTERIZATION AND PREPARING OF AGAR PHANTOMS

T.Q. Santos*, D. P. Oliveira*, R.C. Mayworm*, R.M. Souza*, A.V. Alvarega*, R.P.B Costa-Félix*

*Laboratório de Ultrassom (Labus) – Inmetro, Duque de Caxias, Rio de Janeiro, Brazil
e-mail: debora_poliveira@hotmail.com

Abstract: Standard protocols and validated experimental procedures are necessary to provide accurate measurement. Metrology is the base to improve the measurement uncertainty, ensuring quality data in laboratory routine. Agar phantoms are widely used as soft tissue mimics in ultrasound clinical applications. Standard phantom's preparation is required to produce a metrological positive impact on the results of the acoustic properties to be measured. This paper aims to establish a standard operating procedure for agar phantom preparation and characterization of its acoustics properties. The thermal properties (specifically heat and thermal diffusivity) of the agar phantom were also assessed based on metrological principles. The speed of sound and thermal properties were compatible with the literature. The phantom obtained following the standard operation procedure would be applied as a reference material for ultrasound clinical applications.

Keywords: Ultrasound, metrology, tissue mimicking material, phantom.

Introduction

Accurate measurement based on metrology fundamentals, and improvement of expression of uncertainty measurement, is actually required. Inmetro's Laboratory of Ultrasound (Labus) has adopted and encourages the dissemination of metrological essays, using standard protocols and validated experimental procedures to ensure quality data gathering.

Ultrasonic phantoms are probe bodies used to mimic ultrasound properties of biologic tissues, such as acoustic impedance, ultrasound propagation velocity, and attenuation coefficient [1]. In general, the use of these tissues mimicking material (TMM) is intended to many applications, such as calibrating ultrasound imaging diagnostic and therapeutic equipments, evaluating heating generated by ultrasonic transducers, and others.

The advantage of phantoms is the achievement of a standardized biological tissue model with defined acoustic properties, dimensions and internal features, thereby simplifying biological organism environment. Phantoms are commercially available, mimicking many tissues organs and systems. Commercial phantoms costs hundreds to thousands of dollars and are often preferred for training and calibration of ultrasound systems. Agar phantoms are widely used as soft tissue mimics, once

they are easy to prepare, allowing incorporating additional components to achieve a range of acoustic properties, as well as relative durability [2].

The standards IEC 60601-2-5 [3] and IEC 60601-2-37 [4] present a recipe of agar TMM to evaluate safety on ultrasound therapeutic and diagnostic equipment, respectively. Although described in standards, some details of manufacture procedure are not clear, or some aspects that could influence the homogeneity of the TMM and some details on its manufacture process are not well defined, which lead each one to perform different procedures to prepare the agar TMM described in IEC 60601-2-37 [4]. The standardization of the phantom's preparation can produce a metrological impact on the acoustic properties measurement. Therefore, this paper aims to establish a standard operating procedure for preparation and characterization of acoustics properties the agar phantom described in IEC 60601-2-5 [3] and IEC 60601-2-37 [4].

Materials and methods

Phantom preparation standard procedure

The list of materials used to prepare the phantom are: one beaker of 1000 ml; one beaker of 25 ml; one glass rod; one Erlenmeyer of 2 L (RONI ALZI, Rio de Janeiro, RJ, Brazil); one mechanical stirrer 713D (FISATOM, São Paulo, SP, Brazil); and one thermal bath 557 (FISATOM, São Paulo, SP, Brazil).

The ingredients and its weight mass are described in IEC 60601-2-5 [3] and IEC 60601-2-37 [4], and reproduced in Table 1.

Table 1: Components of the Agar phantom

Component	Weight (%)	Weight (g)
Glycerol	11.21	89.19
Deionized Water	82.95	660
Benzalkonium chloride	0.47	3.74
SiC (-400 mesh)	0.53	4.22
Al ₂ O ₃ (0,3µm)	0.88	7
Al ₂ O ₃ (3µm)	0.94	7.48
Agar	3.02	24.03
Sum	100	795.66

The standard procedure to prepare agar phantoms was divided in six steps, described as following:

1) Initially, all the components must be weighed and the deionized water, to add into the mix, heated up to 90 °C (Figure 1A). A calibrated balance shall be used. Thereafter, the components must be mixed together in the following sequence: Add Al₂O₃, SiC, glycerin and benzalkonium chloride in a container and mix them using a glass rod until a homogeneous appearance is obtained (looks like a viscous paste light gray). Then, add the agar and the water homogenizing the mixture.

2) The mixture should be maintained in a water bath under continuous mechanical stirring. The water bath temperature can vary in the range of 90 °C to 100 °C. In the procedure described herein, the water bath temperature was around 97 °C. It is noteworthy that the water bath should be preheated while weighing the components of the mixture for 30 minutes with thermal bath at 120 °C. The rotational speed varies with the volume of the mixture in question. Initially, the mechanical stirring was set at 200 rpm. It is important that no vortex shall occur to avoid the bubbles formation in the mixture. As the viscosity of the mixture increases, the rotational speed must increase. During the phantom preparation, the mechanical stirring was increased in steps of 100 rpm, until it reaches 1000 rpm, according to the viscosity.

3) Heat the mixture for one hour in the temperature range between 80 °C to 90 °C. In the present procedure, the mixture temperature was around 83 °C. To minimize evaporation, it is desirable that the mixture container remains covered during the entire process. An Erlenmeyer was used due to its smaller nozzle diameter, in order to reduce evaporation.

4) Therefore, the mixture should be cooled to 47 °C, under continuous mechanical stirring at 1000 rpm. Once more, it is desirable that the mixture remains covered during this process in order to minimize evaporation.

5) Dump the substance into a mold (Figure 1B) and let it cool down. To avoid water evaporation, the mold is kept covered. After 24h, the phantom can be demoulded, cut (Figure 1C), and it is ready to be stored.

6) The material should be stored in a closed container under normal laboratory conditions (18 °C to 25 °C). While stored, keep the material in a water/glycerol mixture to prevent it from drying out and to avoid air contact. This mixture contains 88.1% (weight) demineralized water and 11.9% (weight) glycerol (purity > 99%).

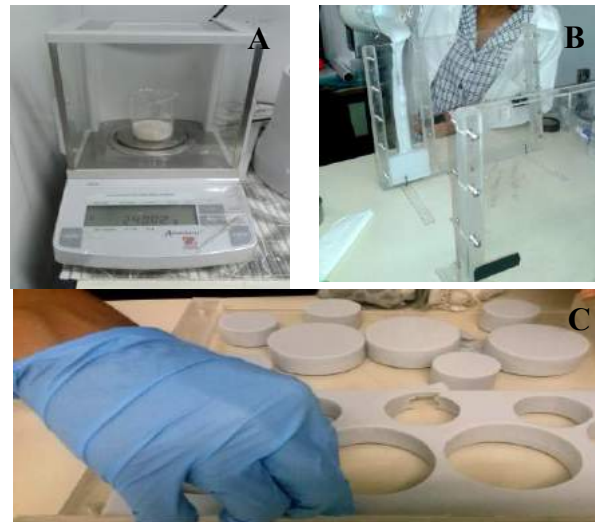


Figure 1: Phantom preparation standard procedure. A) Components being weighed; B) mixture is poured into the mold; and C) phantoms being cut.

The shelf life of the material is at least one year, if it is preserved without air contact. The addition of a 0.5% (weight) solution of benzalkonium chlorid acts as an antifungal agent extending the life of the phantom. Produced samples with shelf lives over 2 years were found [3].

Characterization of thermo-acoustic properties of the phantom

The acoustic measurement system is composed of two ultrasonic transducers (Tx1 and Tx2), acting as a transmitter or receiver at different stages of the method, both with nominal central frequency of 5 MHz (Model v303, Panametrics, Olympus, MA, USA). The transducers and the test body were mounted on a mechanical system constructed to ensure their fixation and alignment. The transmitter transducer is mounted in a positioning with five degrees of freedom, while the receiver transducer and the test body are mounted on two degrees of freedom positioning system (Figure 2).

All measurement system is immersed in a water tank filled with deionized water, and at least 30 min are necessary to achieve the thermal equilibrium before start the measurements. An arbitrary function generator (33250A Agilent Technologies, CA, USA) is used to drive the transmitter transducer with a 20-cycles sine burst at 5 MHz, and 20 V peak to peak. The repetition period is defined as 10 μs. The signals acquired by the receiver transducer are digitized using the oscilloscope DSO 5012A (Agilent Technologies, CA, USA) with a sampling frequency of 500 MSa·s⁻¹.

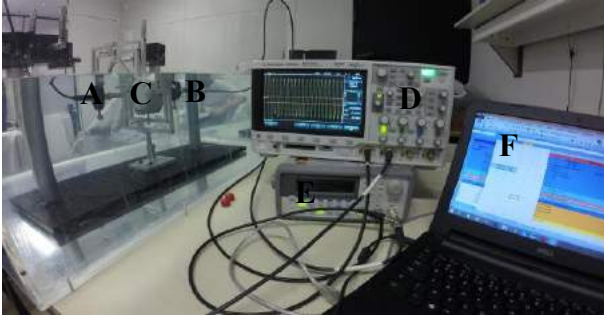


Figure 2: Experimental set-up for acoustic measurement. A, transmitting transducer with five degrees of freedom; B, receiver transducer with two degrees of freedom; C, specimen; D, oscilloscope; E, signal generator; F, computer.

The temperature was monitored throughout the measurements with a thermometer (Thermoschneider, Baden-Württemberg, Germany). The whole procedure was repeated five times by two distinct operators in condition of intermediate precision of measurement.

Different times of flight are determined and are called here: t_{ref1} (reflection at the test body face nearest to the transmitter transducer), t_{ref2} (reflection at the test body face far of the transmitter transducer), t_{CP} (transmission between transmitter and receiver transducers with the test body in the acoustic path) and t_w (transmission between transmitter and receiver transducers without the test body).

The longitudinal speed of sound c [$\text{m}\cdot\text{s}^{-1}$] was calculated by (1).

$$c = \frac{x}{t} \quad (1)$$

in which, x [m] is the thickness of the test body in calculated from (2), and t [s] is the time of flight of ultrasound in the test body calculated from (3).

$$x = [(2t_w - t_{ref1} - t_{ref2}) \cdot c_w] \quad (2)$$

$$t = t_{CP} - \frac{(t_{ref1} + t_{ref2})}{2} \quad (3)$$

The ultrasound propagation velocity in water c_w [m/s] is calculated according to (4) [5].

$$c_w = 1404,3 + 4,7T - 0,04T^2 \quad (4)$$

in which, T [°C] is the temperature in water.

To measure the attenuation coefficient α [$\text{dB}\cdot\text{cm}^{-1}$] two phantom samples of 10 and 20 mm (respectively, samples 1 and 2) were used on experimental procedure described elsewhere [6]. The attenuation coefficient α of the phantom was calculated using (5).

$$\alpha = \frac{TL_{1,2}}{d} + \alpha_w \quad (5)$$

in which, $TL_{1,2}$ [dB] is the transmission loss calculated from (6), α_w [$\text{dB}\cdot\text{cm}^{-1}$] is the water attenuation coefficient calculated with (7), and d [m] is the measured thickness difference from the phantom samples 1 and 2 calculated from (8).

$$TL_{1,2} = -20 \log_{10} \left(\frac{V_{s1}}{V_{s2}} \right) \quad (6)$$

in which, V_{s1} and V_{s2} [V] is US the amplitude voltage when crossing respectively sample 1 and 2.

$$\alpha_w = \frac{1}{5 \cdot 10^{13}} \cdot \frac{f^2(a+bT+cT^2+dT^3+gT^4+hT^5)}{\ln(10)} \quad (7)$$

in which, $a=5.68524 \cdot 101$; $b=3.02545 \cdot 100$; $c=1.17416 \cdot 10^{-0}$; $d=2.95430 \cdot 10^{-0}$; $g=3.96985 \cdot 10^{-0}$; $h=2,11091 \cdot 10^{-0}$; and T [°C] is the water temperature.

$$d = x_2 - x_1 \quad (8)$$

The measurement uncertainty is estimated according to the guide to the expression of uncertainty in measurement [7]. The following sources of uncertainty were considered in measuring the speed of sound, attenuation coefficient, as well the phantom sample thickness: type A evaluation determined as the standard deviation between the five repetitions of the test; type B evaluation of the temperature uncertainty was obtained from the thermometer calibration certificate (0.03 °C); type B uncertainty evaluation of the ultrasound velocity in water (0.018 $\text{m}\cdot\text{s}^{-1}$) [5]; type B uncertainty evaluation of the time base used to determine different times of flight from the oscilloscope calibration certificate (0.06%). The expanded uncertainty was calculated for a coverage probability of 0.95.

Tests for determining the specific heat were performed with differential exploratory calorimeter DSC Q 2000 (TA Instruments, Selb, Germany) calibrated with sapphire, under an inert atmosphere with nitrogen flow of 50 $\text{ml}\cdot\text{min}^{-1}$ in isothermal regime, according to standards E967-08, E968-02 and ASTM E2716-09. The tests were conducted at 20 °C and replicated three times.

The thermal diffusivity of the phantom samples were performed in Nanoflash LFA 447 (NETZSCH, Selb, Germany), a pulse light Xe and InSb infrared detector. The equipment was calibrated with Pyroceran 9606 reference material supplied by the manufacturer. The tests were conducted at 20 °C and replicated three times.

The measurement uncertainty is estimated according to the guide to the expression of uncertainty in measurement [7]. Uncertainty sources type A evaluation was determined as the standard deviation between the three repetitions of the test. Uncertainty sources of type B were obtained from the calibration certificates of the thermohygrometer, the calliper, weight balance and In standard. The expanded uncertainty was calculated for a coverage probability of 0.95.

Results

The phantoms produced following the standard procedure were characterized for thermo-acoustic properties the results are shown in Table 2.

Table 2: Characterization of thermo-acoustic properties of the phantom

Properties	Sample 1	Sample 2	Sample 3
c [m·s ⁻¹]	1547	1546	1549
U_c [m·s ⁻¹]	10	10	11
α [db·cm ⁻¹]	3.70	3.45	3.65
U_α [db·cm ⁻¹]	0.18	0.18	0.22
Thermal diffusivity [mm ² ·s ⁻¹]	0.133	0.133	0.133
$U_{\text{Thermal diffusivity}}$ [mm ² ·s ⁻¹]	0.019	0.019	0.019
Specific heat [J·g ⁻¹ ·°C ⁻¹]	3.80	3.75	3.57
$U_{\text{Specific heat}}$ [J·g ⁻¹ ·°C ⁻¹]	0.11	0.11	0.11

Discussion

The lack of details in the standard of agar phantom preparation [4] could affect negatively on its ultrasonic properties. The aim of this paper is to provide a standardization protocol with step-by-step preparation procedure of an agar phantom disclosed at international standards. Furthermore, a metrological based acoustic characterization (speed of sound and attenuation coefficient) of the phantoms produced was performed.

In literature, there are references mentioning attenuation coefficient and speed of sound results for different materials [8]. However, rarely authors give attention to metrological rigors in their studies, or do not properly report their uncertainty results. Sometimes, uncertainty is expressed, but neither it is explained how the uncertainties were calculated or mistakenly confused with error or standard deviation.

Moreover, some thermal properties (specific heat and thermal diffusivity) of the material were also characterized with validated metrological methods. The values obtained in this measurement are compatible with values described in IEC 60601-2-5 and IEC 60601-2-37.

Conclusion

This work presented the standard protocol of phantom production and its thermo-acoustic characterization with metrological validated measuring

system. The speed of sound and thermal properties are compatible with the literature. The produced phantom and the presented measuring system will be applied for certifying an encapsulated tissue mimicking material as a reference material for ultrasound clinical applications.

Acknowledgements

The authors would like to acknowledge the financial support from the CNPq, CAPES and the FAPERJ.

References

- [1] Petrella, L. I. et al. "Influence of subcutaneous fat in surface heating of ultrasonic diagnostic transducers". *Ultrasonics*, v.54 (6), p.1476–1479. 2014.
- [2] Culjat, M. O. et al. "A review of tissue substitutes for ultrasound imaging". *Ultrasound in Medicine & Biology*, v.36, n.6, p.861–873. 2010.
- [3] International Electrotechnical Commission. Part 2-5: Particular requirements for the basic safety and essential performance of ultrasonic physiotherapy equipment. 3rd Ed. Geneva: IEC, 2009, 66pp, IEC 60601-2-5:2009.
- [4] International Electrotechnical Commission. Part 2-37: Particular requirements for the basic safety and essential performance of ultrasonic medical diagnostic and monitoring equipments. 2nd Ed. Geneva: IEC, 2007, 82pp, IEC 60601-2-37:2007.
- [5] Lubbers J and Graaff R. A simple and accurate formula for the sound velocity in water, 1998. *Ultrasound in Med. and Biol.*, v.24, n.7, p.1065-1068.
- [6] Rajagopal, S; Sadhoo, N; and Zeqiri B. Reference characterization of sound speed and attenuation of the IEC agar-based tissue-mimicking material up to a frequency of 60 MHz. *Ultrasound in Med. & Biol.*, v.41, n.1, p. 317-333, 2014.
- [7] JCGM 2008 Evaluation of Measurement Data – Guide of the Expression of Uncertainty in Measurements – GUM. JCGM 100:2008.
- [8] Cannon LM, Fagan AJ and Browne JE. Novel tissue mimicking materials for high frequency breast ultrasound phantoms, 2011. *Ultrasound in Medicine and Biology*, v.37, n.1, p.122-135.
- [9] Brewin MP, Pike LC, Rowland DE and Birch MJ. The acoustic properties centred on 20 MHz, of IEC agar-based tissue mimicking materials and its temperature, frequency and age dependence, 2008. *Ultrasound in Medicine and Biology*, v.34, n.8, p.1292-1306.

CARACTERIZAÇÃO DE COLÁGENO HIDROLISADO VISANDO SISTEMA DE RECOBRIMENTO DE BIOMATERIAIS

T. E. Watanabe*, L.O. Zuccarello* e C. Ribeiro*

*Centro de Engenharia, Modelagem e Ciências Sociais Aplicadas - Engenharia Biomédica, Universidade Federal do ABC, São Bernardo do Campo, Brasil
e-mail: tatiane.watanabe@ufabc.edu.br

Resumo: Biomateriais com superfície recoberta por colágeno podem ter condição interfacial e estabilidade melhoradas. O implante torna-se mais osteocondutivo e promove a precipitação de fosfatos de cálcio na superfície. Diante disso, para avaliar a capacidade do colágeno hidrolisado para produção de filmes para recobrimento de biomateriais, foram feitas caracterizações por difração de raios X para analisar a presença de fases cristalinas, espectroscopia de infravermelho por transformada de Fourier para analisar os grupamentos químicos, microscopia eletrônica de varredura para avaliar a morfologia e tamanho das partículas, estudo da molhabilidade para avaliar sua hidrofiliabilidade, e análise termogravimétrica para analisar seu comportamento térmico. Os resultados demonstraram que o colágeno hidrolisado possui natureza amorfa, partículas com morfologia esferoide e distribuição variada de tamanhos, presença de porosidade, sofre desidratação a baixas temperaturas e possui alta hidrofiliabilidade. Tais resultados mostram que o colágeno hidrolisado pode ser uma boa alternativa para obtenção de filmes e recobrimento, favorecer o processo de reparação tecidual e melhorar a propriedade osteocondutiva do implante.

Palavras-chave: Colágeno, biomateriais, caracterização.

Abstract: Biomaterials' surface covered by collagen could have interfacial condition and stability improved. The implant becomes more osteoconductive and promotes the precipitation of calcium phosphate on surface. Therefore, to evaluate their ability to produce films for covering biomaterials, collagen hydrolysate was characterized by X-ray diffraction to analyze the presence of crystalline phases, Fourier transform infrared spectroscopy to analyze the functional grouping, scanning electron microscopy to evaluate the morphology and particle size, wettability study to evaluate the hydrophobicity, and thermal analysis to analyze the thermal behavior. The results showed that the collagen hydrolysate has amorphous nature, and spheroid morphology particles and different size distribution, presence of porosity. In addition, the collagen dehydrate at low temperatures and has high hydrophilicity. These results demonstrated that collagen hydrolysate could be a good alternative to acquire film and recoating, enhance the process of tissue repair and osteoconductive property of implant.

Keywords: Collagen, biomaterials, characterization.

Introdução

O colágeno tem sido utilizado como biomaterial na clínica médica e na farmacologia, por ser um polímero atóxico, biodegradável, biocompatível, além de facilitar o início do processo de reparo tecidual, possui alta resistência elástica, fibroorientação, e controle da adição e liberação de outras substâncias. Tais características tornam cada vez mais abrangente a aplicação do colágeno como uma alternativa de biomaterial [1,2].

Uma das alternativas para aplicação deste biomaterial natural refere-se a sua associação com outro material, cujas propriedades buscam um melhor sinergismo na obtenção de biomateriais compósitos de alto desempenho. A associação de hidroxiapatita com colágeno é provavelmente o sistema com a maior potencialidade para substituição óssea e aplicação em terapias regenerativas.

O colágeno na forma hidrolisada (sem a conformação da tripla hélice) pode ser extraído da matriz extracelular de tecidos como osso, tendão e pele, podendo ser obtido a partir de diferentes processos de hidrólise (ácida, alcalina ou enzimática) e liofilização. Nesta configuração, possui baixa viscosidade, é solúvel em temperatura ambiente e não forma gel. Características estas que podem ser exploradas para o recobrimento de biomateriais para melhorar a condição interfacial e auxiliar na estabilização do implante. Este comportamento deve-se, em parte, pela atuação como sinalizador e modulador na adesão celular, além de possuir propriedades osteocondutivas, promovendo a precipitação de fosfatos de cálcio na superfície e baixa antigenicidade [1-8].

Materiais naturais, como o colágeno, utilizados comumente em aplicações na área cosmética e alimentícia, como é o caso do material em estudo, devem ser avaliados criteriosamente para garantir propriedades adequadas, quando destinados ao uso clínico, como no caso de revestimento de biomateriais.

O objetivo deste trabalho foi caracterizar, por diferentes técnicas, o colágeno na forma hidrolisada, com intuito de avaliar sua aplicabilidade na confecção de filmes/recobrimento de biomateriais para aplicações ortopédicas e odontológicas, uma vez que melhora a condição interfacial e auxilia na estabilização de implantes.

Materiais e Métodos

A matéria prima utilizada foi o colágeno comercial (JBS®, origem: derme bovina) na forma em pó. Geralmente durante a etapa de processamento, é possível a obtenção de duas frações diferenciadas do colágeno, a fração com partículas mais finas e outra fração com partículas de maior tamanho, associada às fibras de colágeno. Neste estudo foi avaliada a fração mais fina, que corresponde a sua forma hidrolisada. Para avaliar a matéria prima foram empregadas diferentes técnicas de caracterização físico-química.

O pó foi caracterizado por difração de raios X (DRX) utilizando o difratômetro Bruker AXS modelo D8 Advance; CuK α , adotando parâmetros de 10-80° (2 θ) e passos: 0,05%/5s, com o objetivo de avaliar se o colágeno apresenta natureza semi-cristalina ou amorfa.

A análise da composição química do colágeno foi feita pela técnica de espectroscopia no infravermelho com transformada de Fourier (FTIR) no modo de transmissão (Thermo Nicolet, modelo Nexus 870).

A molhabilidade foi investigada a partir do ângulo de contato (tensiômetro KSV CAM101) pelo método da gota sésil, usando água destilada em filme de colágeno (25% massa).

A morfologia do colágeno foi avaliada por MEV (JSM 6010 LA JEOL), após recobrimento do material com ouro, por *sputtering* (Baltec SCD 050), adotando tempo de 4 minutos para deposição.

O comportamento térmico do colágeno foi analisado por termogravimetria (ATG), em equipamento Shimadzu 50H, adotando taxa de aquecimento de 5°C/min até 700°C, em atmosfera oxidante.

Resultados

A avaliação por DRX (Figura 1) da amostra de colágeno hidrolisado revelou ausência de picos, sendo observada apenas uma banda larga na região de 20° (2 θ), que é típica de estruturas colagênicas. Este comportamento confirmou sua natureza amorfa.

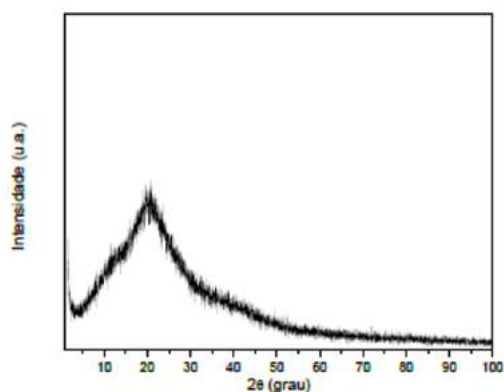


Figura 1: Difratograma de raios X do colágeno hidrolisado.

Na Figura 2 estão apresentadas as bandas típicas do colágeno, obtidas por FTIR, representativas de seus grupamentos químicos.

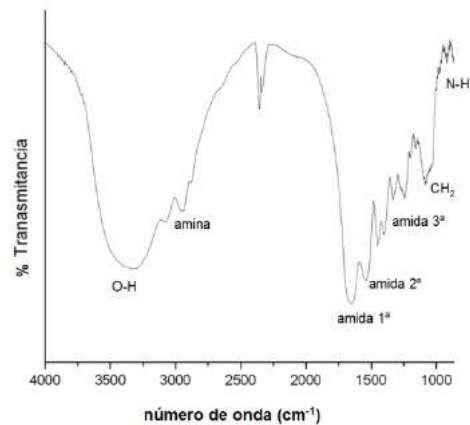


Figura 2- Espectro típico do colágeno hidrolisado obtido por FTIR.

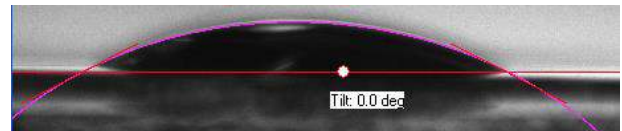
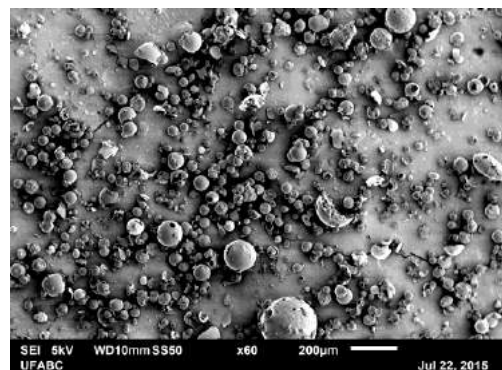


Figura 3: Ângulo de contato entre a gota de água destilada e a superfície do colágeno.



(a)



(b)

Figura 4: Micrografias do colágeno obtidas por MEV. (a) Partículas de colágeno com variada distribuição de tamanho (60x). (b) Topografia das partículas de colágeno (1000 x).

Nenhuma banda anômala foi detectada no colágeno hidrolisado.

O teste de ângulo de contato (Figura 3) confirmou a hidrofobicidade do filme de colágeno, apresentando, após $t=8,2$ s, ângulo de contato $\theta = 27,4^\circ$, revelando grande espalhamento da água destilada sobre sua superfície.

As micrografias obtidas por MEV em diferentes aumentos (Figura 4) revelaram um aspecto de partículas amorfas com morfologia esférica, além de uma distribuição variada de tamanho.

A análise termogravimétrica (Figura 5) apresentou o comportamento de degradação do colágeno com o aumento da temperatura.

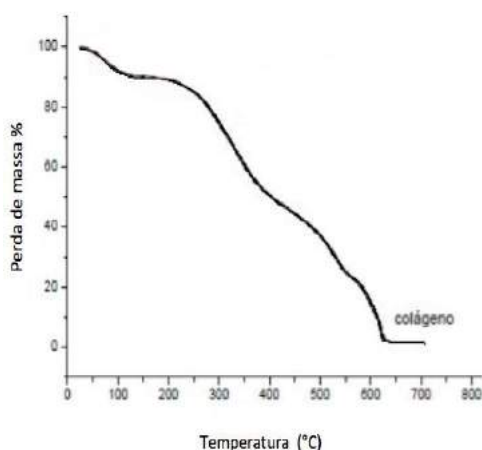


Figura 5: Curva de perda de massa em função da temperatura obtida por ATG para amostra de colágeno.

A curva de ATG revelou a ocorrência de diferentes eventos térmicos, sendo o primeiro evento a baixa temperatura, associado ao processo de desidratação, seguida de uma perda de massa pouco significativa (~10%) em torno de 100°C, resultante provavelmente da desnaturação e início da degradação. Acima de 200°C observa-se uma queda mais acentuada até a temperatura próxima de 600°C, quando toda amostra foi degradada e praticamente toda massa eliminada.

Discussão

O difratograma evidenciou a natureza amorfa do colágeno hidrolisado. Estruturas deste tipo aumentam a adesão e proliferação celular e não apresentam resposta inflamatória exacerbada [9].

O espectro de FTIR revelou a presença de bandas características de um colágeno obtido por hidrólise enzimática. Esta informação está de acordo com as informações do fabricante. A banda em 1235 cm^{-1} é sensível às alterações na estrutura secundária do tropocolágeno (tripla hélice), enquanto a banda 1450 cm^{-1} corresponde às vibrações dos anéis pirrolidínicos de prolina e hidroxiprolina, que diferentemente da banda 1235 cm^{-1} , tem sua intensidade independente das variações estruturais da matriz do colágeno [10].

Admitindo a interface entre duas estruturas diferentes, como o tecido mineral inorgânico e constituinte orgânico, por exemplo, existem interações eletrostáticas entre sítios catiônicos do mineral (cálcio) e domínios aniônicos da proteína (principalmente grupos carboxilatos), como os detectados na amostra analisada por FTIR, que definem uma forte afinidade de adsorção entre a hidroxiapatita e a fase orgânica, condição de grande relevância no desenvolvimento de recobrimentos de biomateriais, visando a reparação de tecidos duros.

A literatura relata que durante o processo de extração do colágeno da matriz, o material resultante apresenta uma reorganização física da estrutura, podendo resultar em uma ampla faixa de distribuição de tamanhos, como foi observada nas micrografias apresentadas na Figura 4 [9].

O colágeno em estudo foi obtido a partir de hidrólise enzimática, de modo que as ligações não covalentes são hidrolisadas e a estrutura da proteína assume uma configuração desorganizada, produzindo um adequado aumento de volume e solubilização do colágeno [9]. Ao passar por este processo, a molécula de colágeno, que tem tipicamente 300.000 Da, pode ser dividida em peptídeos menores, da ordem de até 2.000 Da, havendo uma larga distribuição de tamanho. Tais peptídeos apresentam maior concentração de resíduos polares que, devido à facilidade de formarem ligações de hidrogênio com a água, aumentam sua solubilidade [9].

A molhabilidade do colágeno foi observada pelo espalhamento da gota de água destilada sobre o filme, evidenciado pela diminuição do ângulo de contato. Esse comportamento confirmou a hidrofobicidade do colágeno, o que permite o seu uso como recobrimento de implantes para melhorar as propriedades interfaciais de modo a favorecer sua biocompatibilidade [3-5].

Detectou-se também, a presença de topografias diferenciadas entre as superfícies das partículas, que revelaram superfícies lisas e também rugosas com presença de porosidade. Essas variações morfológicas estão associadas ao processo de hidrólise para obtenção do colágeno, sendo propensas a solubilidade em sistemas aquosos. Este conjunto de características é bastante interessante na obtenção de recobrimento, considerando que o colágeno deverá ser disperso homogeneamente para obtenção de uma fase contínua.

A análise da curva de perda de massa em função da temperatura permitiu um melhor entendimento sobre os eventos térmicos de desidratação e desnaturação que ocorrem à baixa temperatura. A desnaturação pode ser definida como a transição da conformação helicoidal para uma forma com distribuição aleatória, em função do aquecimento. Estes eventos iniciais representam uma perda de massa menor quando comparada ao evento subsequente de degradação do colágeno a temperaturas mais altas [2,3].

É importante salientar que a natureza hidrolisada do colágeno tende a reduzir a temperatura de desnaturação em função da quebra das ligações cruzadas em sua estrutura quando comparado ao colágeno nativo. Além

disso, a hidrólise altera a distribuição de cargas na molécula de tropocolágeno, causando uma desorganização das fibras, diminuindo sua estabilidade térmica. Diante disso, o colágeno hidrolisado pode apresentar uma sensibilidade maior a eventos térmicos que a forma não hidrolisada. Considerando também que a etapa de recobrimento é sensível à temperatura na garantia da formação e integridade do filme, é de extrema necessidade a compreensão do comportamento do colágeno em função da temperatura para estabelecer a melhor condição para o recobrimento.

Conclusão

De acordo com os resultados obtidos pode-se concluir que o difratograma do colágeno confirmou sua natureza amorfa pela ausência de picos.

As micrografias, obtidas por MEV, revelaram partículas com morfologia esferoide, distribuição variada de tamanhos, presença de porosidade e superfícies com diferentes topografias, que aliadas a sua natureza amorfa, contribuem para sua fácil dissolução. Além disso, o teste de molhabilidade confirmou a alta hidrofiliabilidade do material.

A partir do resultado de análise térmica foi possível prever uma melhor condição para obtenção de um sistema de recobrimento a partir do colágeno hidrolisado.

A forma hidrolisada do colágeno pode proporcionar um contato interfacial significativo, sendo uma alternativa em potencial para o uso em recobrimento em biomateriais, podendo facilitar o processo de reparação tecidual e melhorar a propriedade osteocondutiva.

Agradecimentos

Os autores agradecem a Empresa JBS® pelo fornecimento do colágeno e a equipe técnica da Central Experimental Multiusuário da UFABC.

Referências

- [1] Abreu, FAM. Estudo clínico do tratamento de recessões periodontais em humanos e avaliação histológica do biomaterial compostode colageno tipo I em ratos [dissertação]. Belo Horizonte: Pontífica Universidade Católica de Minas Gerais; 2006.
- [2] Rolim AEH. Estudo *in vivo* de materiais biomiméticos, associados ou não à administração enteral de estrôncio, para o reparo de defeito ósseo [tese]. Salvador: Universidade Federal da Bahia; 2013.
- [3] LEE, S. et al. Hydroxyapatite and collagen combination-coated dental implants display better bone formation in the peri-implant area than the same combination plus bone morphogenetic protein-2-coated implants, hydroxyapatite only coated implants, and uncoated implants. *Journal of Oral Maxillofacial Surgery* [internet]. 2014 Jan [cited Apr 13]; v. 72, p. 53-60. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/24331565>.
- [4] Stenport et al. Precipitation of Calcium Phosphates in the Presence of Collagen Type I on Four Different Bioactive Titanium Surfaces: an *in Vitro* Study. *Journal of oral e maxillofacial Research* [internet]; 2015 Dec. [cited 2016 Apr 13]; 6(4):e1. Available from: http://www.ejomr.org/JOMR/arc_hives/2015/4/e1/v6n4e1ht.htm.
- [5] Kweon H. Y. et al, Hydroxyapatite and Silk Combination-Coated Dental Implants Result in Superior Bone Formation in the Peri-Implant Area Compared With Hydroxyapatite and Collagen Combination-Coated Implants. *National Academy of Agricultural Science* [internet]. 2014 Oct [cited 2016 Apr 13]; 72(10):1928-36. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/25234528>.
- [6] Mushahary D, Wen C, Kumar JM, Sravanthi R, Hodgson P, Pande G, Li Y. Strontium content and collagen-I coating of Magnesium–Zirconia–Strontium implants influence osteogenesis and bone resorption. *Clin. Oral Impl* [internet]; 2016 Feb. [cited 2016 Apr 13]; 27(2):e15-24. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/25359716>.
- [7] Sartori M, Giavaresi G, Cassinelli C, Bollati D, Fini M. Collagen type I coating stimulates bone regeneration regeneration and osteointegration of titanium implants in the osteopenic rat. *International Orthopaedics* [internet]; 2015 Jun. [cited 2016 Apr 13]; 39(10):2041-52. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/26206261>.
- [8] Braga FJC, Anahi HA, Silva AC. Partículas de hidroxiapatita recobertas com colágeno tipo I. Em: *A Anais do 6º COLAQB*; 2010 Ago 17-20; Gramado Brasil. 2010. p1-4.
- [9] Batista TM. Mineralização *in vitro* de matrizes de colágeno aniônico derivadas de tecidos biológicos [tese]. São Carlos: Universidade Federal de São Carlos; 2008.
- [10] Ferreira ST, Barretto PAL. Colágeno: Características químicas e propriedades funcionais. *Rev. Inst. Adolfo Lutz (Impr.)* [internet]. 2012 [cited 2016 Apr 13]; 71(3): 530-539. Disponível em: http://periodicos.ses.sp.bvs.br/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S0073-8552012000300014&lng=pt.

MEMBRANAS DE POLIURETANO/ÓXIDO DE GRAFENO PARA APLICAÇÕES BIOMÉDICAS: OBTENÇÃO E CARACTERIZAÇÃO

H. T. T. Oyama*, A. A.Y. Kakoi *, M. J. Maizato *; I. N. Cestari*, S. H. Domingues**, G. J. M. Fchine**e I.A. Cestari*

*C. T. Biomédica/Instituto do Coração (InCor) HC-FMUSP, São Paulo

** Centro de Pesquisas Avançadas em Grafeno, Nanomateriais e Nanotecnologia - MackGraphe da Universidade Presbiteriana Mackenzie, SP, Brasil
e-mail: helena.oyama@incor.usp.br

Resumo: O objetivo deste estudo foi obter e caracterizar as membranas de nanocompósitos de matriz polimérica utilizando o elastômero de poliuretano (PU) com adição de nanocargas de óxido de grafeno (GO). Estas membranas de PU/GO foram caracterizadas por ensaios de tensão-deformação, microscopia eletrônica de varredura (MEV), microscopia óptica e medida do ângulo de contato. A biocompatibilidade foi avaliada pelo cultivo de células endoteliais humanas. Os nanocompósitos poliméricos de PU/GO apresentaram maior tensão de ruptura e tenacidade e menor ângulo de contato quando comparados às membranas de PU. Houve adesão e crescimento celular nas membranas de nanocompósitos, sugerindo uma boa compatibilidade biológica.

Palavras chaves: Poliuretano, óxido de grafeno, nanocompósito, biocompatibilidade.

Abstract: *The aim of this study was to obtain and characterize the nanocomposites polymer matrix membrane using the polyurethane elastomer (PU) plus graphene oxide (GO) nanofillers. These membranes PU / GO were characterized by stress-strain tests, scanning electron microscopy (SEM), optical microscopy and contact angle measurement. Biocompatibility was assessed by culturing human endothelial cells. The nanocomposite PU / GO showed higher stress at break and tenacity and lower contact angles than the PU membranes. The membranes of the nanocomposites showed cell adhesion and growth, suggesting a good biocompatibility.*

Keywords: *polyurethane, graphene oxide, nanocomposite, biocompatibility.*

Introdução

Os elastômeros de poliuretano (PU) estão entre os polímeros mais utilizados na área médica devido a boa compatibilidade associada às excelentes propriedades físicas e mecânicas. Esses elastômeros são formados por blocos alternados de segmentos rígidos e segmentos flexíveis [1-2] conhecidos comercialmente como Pellethane®, Tecoflex®, Chronoflex e Chronothane® [3]. Eles são utilizados na fabricação de dispositivos médicos como catéteres

e dispositivos para assistência ventricular, além de serem empregados como matrizes poliméricas na preparação de nanocompósitos. São também utilizados na fabricação de substratos biomiméticos fornecendo o microambiente apropriado para as células [4].

Os nanocompósitos poliméricos são constituídos por uma matriz polimérica reforçada com uma pequena porção (geralmente inferior a 5% da massa total) de um composto inorgânico, com pelo menos uma de suas dimensões em escala nanométrica. A incorporação de uma pequena quantidade dessas nanopartículas melhora as propriedades mecânicas, devido à sua elevada área superficial por unidade de volume e ao elevado número de pontos disponíveis para interações que podem ocorrer entre elas e a matriz polimérica. [5].

Atualmente, materiais da família do grafeno têm sido extensivamente utilizados como nanocargas para matrizes poliméricas, principalmente o óxido de grafeno (GO) e óxido de grafeno reduzido (rGO) [6-8]. O óxido de grafeno utilizado neste estudo é um alótropo de carbono com uma monocamada planar de átomos dispostos em uma estrutura 2D, que mesmo com uma pequena quantidade podem melhorar as propriedades do material por causa da força das ligações covalentes entre os átomos de carbono [7,8]. A estrutura do GO é altamente dependente do tipo e das condições da reação em que foi preparado [9].

Na engenharia de tecidos, o GO tem sido avaliado como um novo biomaterial com boa biocompatibilidade, que pode melhorar as propriedades mecânicas dos substratos, as condições de adesão e crescimento celular [10-12].

O objetivo deste trabalho foi avaliar o efeito da adição de uma nanocarga de GO nas propriedades mecânicas e biocompatibilidade desse nanocompósito polimérico. As caracterizações das membranas foram realizadas por microscopia ótica, microscopia eletrônica de varredura, ensaios de tração e medida de ângulo de contato. Para a avaliação da biocompatibilidade foram realizados estudos de viabilidade celular sobre as membranas.

Materiais e métodos

1. Síntese das membranas:

Na síntese das membranas foram utilizadas

Chronoflex AR 22% (Advan Source Biomaterials Co.) que são uretanos de policarbonato. Estes materiais são sintetizados na forma líquida proporcionando resistência e alongamento e mantendo as vantagens do policarbonato para utilizações de longo prazo.

O GO foi obtido a partir da esfoliação do grafite e nesse processo, o óxido de grafite (O-Gr) foi preparado segundo metodologia empregada por *Hummers*, usando grafite em pó como material de partida [6]. Após a obtenção do óxido de grafite foi realizada a esfoliação líquida do O-Gr por ultrassom para obtenção do óxido de grafeno (GO).

As membranas foram preparadas através da técnica de mistura de solução e evaporação. O copolímero de poliuretano na forma gel foi dissolvido em N,N-dimetilacetamida, (DMAc - Sigma-Aldrich) na proporção de 1:1 em peso. A mistura foi depositada sobre uma forma retangular de aço inoxidável, a fim de obter uma membrana polimérica plana e de superfície regular. A solução foi mantida em fluxo laminar com exaustão por 4 horas a 55 ° C. Posteriormente as membranas foram colocadas em estufa a uma temperatura 60 ° C por 24 horas para garantir a eliminação completa do solvente.

Para a obtenção dos nanocompósitos (PU/GO), foi utilizado o método de intercalação de polímero por solução que consiste em utilizar um solvente que, além de dissolver o polímero, também dispersa o GO. O GO foi adicionado ao solvente DMAc na fração mássica de 1mg/ml. Posteriormente parte da solução foi misturada na solução polimérica de PU obtendo-se uma solução de PU com 0,1% de GO. De maneira similar foi preparada a solução de PU com 0,5%. A membrana de PU/GO foi obtida pela técnica de evaporação de solvente.

2. Caracterização das membranas de PU e PU/GO:

- **Avaliação da superfície através da microscopia ótica** - as amostras foram colocadas entre as lâminas e lamínula para posterior observação e registro no microscópio *Eclipse TE300*, (Nikon, Japão).

- **Avaliação por Microscopia eletrônica de varredura (MEV)** - as amostras foram cortadas em discos de 5,6 mm de diâmetro e as superfícies examinadas utilizando-se um microscópio eletrônico de varredura modelo *Hitachi TM 3000*, em uma voltagem de 5 kV.

- **Ensaio de Biocompatibilidade in vitro** - Células endoteliais de cordão umbilical humano (HUVEC), imortalizadas espontaneamente por passagens sucessivas, foram cultivadas em com meio RPMI 1640 (Gibco, Life Technologies, EUA) suplementado com 10% (v / v) de soro fetal bovino e 1% (v / v) de penicilina / estreptomicina, em frascos de cultura T-25. Os frascos foram mantidos a 37 °C, em condições estáticas em uma atmosfera hidratada com 5% de CO₂ ao longo de dez ciclos de subcultura.

Os experimentos foram realizados em placas de 96 poços de poliestireno incubadas nas mesmas condições da cultura. Amostras estéreis de elastômero

de PU e as amostras PU/GO foram colocadas nos poços contendo meio de cultura durante duas horas antes do início das experiências. Para realizar o ensaio, as células foram enzimaticamente dissociadas dos frascos de cultura com 0,5% (w / v) de tripsina (Sigma, EUA) e 0,2% (w/v) de EDTA (Sigma, EUA) em tampão fosfato salino pH 7,4 (PBS), centrifugadas e ressuspendidas com RPMI. A concentração celular (células / mL) foi determinada por contagem células com hemocítmetro de Neubauer e uma diluição adequada foi preparada de modo a semear 10.000 células por amostra (em triplicata). Os grupos experimentais foram: 1) os poços da microplaca de poliestireno (controle); 2) membranas de PU; 3) membranas de PU/GO. As amostras foram visualizadas posteriormente por microscopia de varredura.

Propriedades mecânicas – O ensaio de tensão-deformação foi realizado seguindo a norma ASTM D638-10 e corpos de prova tipo V no equipamento de ensaios mecânicos INSTRON modelo 3365, acoplado a um vídeo-extensômetro, conforme ilustrado na Figura 1. O controle e gerenciamento do equipamento é feito pelo software dedicado Bluehill 3 da INSTRON. Foi utilizada célula de carga de 100 N, garras pneumáticas e velocidade de ensaio constante de 10 mm/min. Cinco amostras de cada grupo de membrana foram cortadas com facas de corte apropriada para evitar imperfeições que possam provocar danos prematuros na amostra.

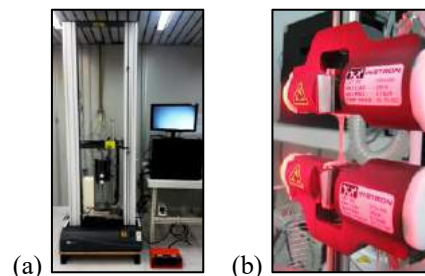


Figura 1 – (a) Vista geral do equipamento de ensaio Instron modelo 3365 com videoextensômetro; (b) Corpo de prova de poliuretano preso com as garras pneumáticas durante o ensaio de tração.

- **Ângulo de Contato** - Utilizou-se o *Drop Shape Analyzer – DSA100 (KRÜSS – Germany)* para a medição dos ângulos de contato. A técnica envolve o equilíbrio sólido - líquido - vapor em uma superfície planar, em que uma gota de água é colocada na superfície polimérica. Para um ângulo de 180°, a gota assume uma forma esférica apresentando uma molhabilidade nula e o sólido é hidrofóbico; uma molhabilidade parcial é representada para ângulos entre 0° e 90°; e para ângulo de 0° a molhabilidade é perfeita e o sólido é hidrofílico. A análise foi realizada utilizando água deionizada a uma temperatura de 20 °C.

Resultados e discussões

As imagens obtidas pelo microscópio ótico, ilustradas na Figura 2, ilustram as membranas de PU,

PU/GO 0,1% e 0,5% respectivamente. O nanocompósito com 0,1% de GO apresentou uma estrutura bem dispersa quando comparado com a membrana com 0,5% GO. Além da diferença na coloração da membrana, a Figura 2(c) mostra uma aglomeração de nanopartículas de grafeno em algumas regiões.

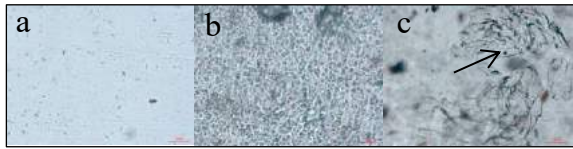


Figura 2: Micrografias das membranas (a) PU, (b) PU/GO 0,1% e (c) PU/GO 0,5%.

As micrografias apresentadas na Figura 3 mostram em (a) imagem da superfície da placa controle de poliestireno, seguida de imagens de membranas de PU e PU/GO, todas com células *HUVEC* após 24 horas de cultura. Em todas as amostras foram observadas adesão e crescimento de células.

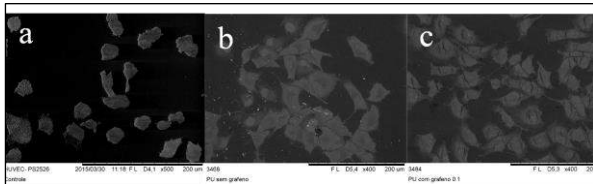


Figura 3: Micrografias obtidas no MEV (a) *HUVEC* controle em placa de poliestireno; (b) PU e (c) PU/GO, com adesão de células *HUVEC* após 24 horas de cultura.

As médias dos valores obtidos nos ensaios mecânicos estão apresentadas na Tabela 1 e os gráficos estão ilustrados na Figura 4.

Tabela 1: Resultados dos ensaios de tensão para membranas fornecidas pelo software *Bluehill 3- Instron*.

Material do corpo de prova	Módulo de Young [MPa]	Tensão de Ruptura [MPa]	Tenacidade [N/text]
PU	6,50±1,76	20,30±12,71	14,38±7,42
PU/GO 0,1%	9,89±3,53	41,13±14,62	33,46±10,88
PU/GO 0,5%	9,53±2,92	47,48±17,42	45,61±16,77

O tratamento estatístico com os resultados dos ensaios de tração dos grupos de membranas de PU com e sem o GO foi realizada por análise estatística multivariada Anova e o Software Sigma Plot 11, sendo os resultados considerados estatisticamente significantes para $P < 0,05$. Análise Anova para o Módulo de Young resultou em diferença não significativa entre os grupos estudados ($P = 0,116$). Para a Tensão de

Ruptura a análise estatística resultou em diferença significativa ($P = 0,009$). A Tenacidade entre os grupos estudados também resultou em diferença significativa ($P = 0,002$).

A comparação por pares foi feita utilizando o Teste Tukey, para tensão de ruptura e tenacidade para determinação do P , conforme apresentado na Tabela 2.

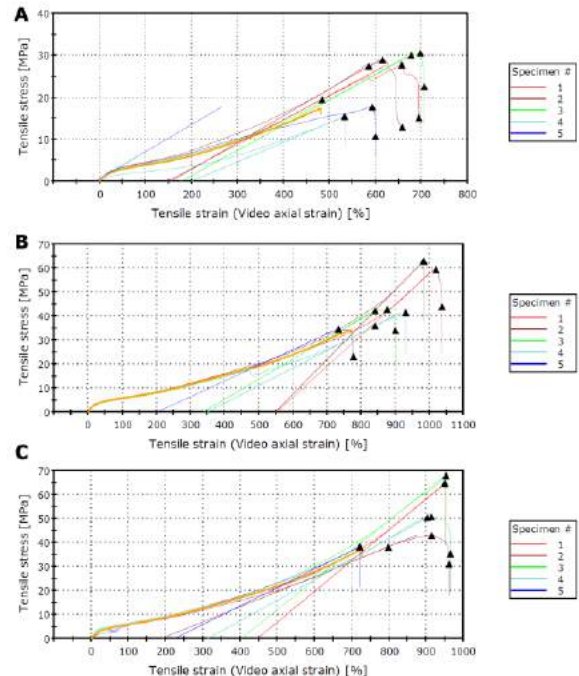


Figura 4: Gráficos de tensão/deformação de membranas de: (A) PU, (B) PU/GO 0,1% e (C) PU/GO 0,5%. A curva amarela é a média calculado pelo software *Bluehill 3* do equipamento Instron.

Tabela 2: Análise comparativa por pares


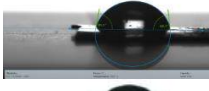

Grupo	Tensão de Ruptura	Tenacidade
PU vs PU/GO 0,1%	$P = 0,037$	$P = 0,03$
PU vs PU/GO 0,5%	$P = 0,01$	$P = 0,002$
PU/GO 0,1 vs PU/GO 0,5%	$P = 0,74$	$P = 0,265$

Apesar do GO possuir excelente módulo de elasticidade (250 GPa) e alta resistência intrínseca (130 GPa) [6] a incorporação de GO nas membranas de PU não elevou de maneira significativa os valores de módulo de elasticidade quando comparadas às membranas de PU. Entretanto a sua incorporação resultou em aumento significativo em relação à tensão de ruptura e tenacidade. A melhoria das propriedades dos nanocompósitos, tais como resistência à tração, compressão, fratura e o módulo de Young têm sido relacionados com a forma, as dimensões, distribuição e dispersão da nanocarga a ser incorporado na matriz polimérica [7].

O estudo estatístico mostrou que o aumento na quantidade de GO na membrana de 0,1% para 0,5% não resultou em diferenças significativas entre os dois nanocompósitos.

Os resultados da medida de ângulo de contato, ilustrados na Tabela 3, mostra uma pequena diminuição do ângulo de contato, entretanto a molhabilidade ainda é parcial.

Tabela 3: Ângulo de contato das membranas de PU e PU/GO.

Material	Ângulo de Contato	
PU	92,42 ($\pm 0,61$)	
PU/GO 0,1%	82,34 ($\pm 0,08$)	
PU/GO 0,5%	84,72 ($\pm 0,12$)	

Um arcabouço ou matriz biocompatível para engenharia de tecidos deve funcionar como um substrato que vai estimular a atividade celular adequada para melhorar a regeneração de tecidos [14]. Conforme *Shin* [15] as propriedades de superfície de um biomaterial, tais como a topografia e rigidez, podem regular comportamentos celulares, incluindo adesão ou diferenciação. As imagens obtidas ao microscópio eletrônico de varredura evidenciam que as membranas permitiram que as células HUVEC se estabelecessem nas superfícies, através da adesão e espraiamento celular, seguida pela extensão de projeções citoplasmáticas. Conforme Yamaguchi et al, a adesão e espraiamento celular estão intimamente relacionados com a energia de superfície, relação hidrofiliicidade/ hidrofobicidade, interações entre cargas e forças eletrostáticas do substrato e geralmente exibem maior viabilidade em materiais com moderada hidrofiliicidade [16].

Conclusão

O resultado das caracterizações dos grupos de materiais estudados permite concluir que a obtenção dos nanocompósitos de PU/GO é viável e suas micrografias mostraram que a morfologia de superfícies varia de acordo com a quantidade de GO adicionado ao substrato do PU. A adição de GO ao PU melhorou significativamente a sua resistência à ruptura e a sua tenacidade. Os estudos de hidrofiliicidade e cultura celular mostram boas tendências de biocompatibilidade do nanocompósito. Outros estudos de biocompatibilidade in vitro e in vivo deverão ser realizados futuramente.

Agradecimentos

Agradecimento a FAPESP, CNPq e à Fundação Zerbini pelos recursos disponibilizados para a realização deste projeto.

Referências

- [1] Maitz MF. Applications of synthetic polymers in clinical medicine. *Biosurface and Biotribology*; 2015 1(3): 161-176.
- [2] Macoinski D, Filip D and Vlad S, Natural Based Polyurethane Biomaterials for Medical Applications, *Biomaterials Applications for Nanomedicine*. Ed. Prof. Rosario Pignatello, Romania; (2011) p.309-332. www.InTech.com.
- [3] Macoinski D, Filip D and Vlad S, Cristea M, Butnaru M. Segmented biopolyurethanes for medical applications, *J Mater Sci: Mater Med.*; 2009, (20):1659–1668.
- [4] Fisher RJ. *Biomimetic systems*. Ed.:Joseph D. Bronzino, CRC Press, Florida; (2006) p 4.1-4.14.
- [5] Papageorgiou DG, Kinloch IA, Young J. Graphene/elastomer nanocomposites *Carbon*; (2015) 95 460-484.
- [6] Goettler, L. A.; Lee, K. Y.; Thakkar, H. *Polymer Reviews*; 2007, 47, 291-317.
- [7] Ramezanzadeh B., et al. Characterization of covalently-grafted polyisocyanate chains onto graphene oxide for polyurethane composites with improved mechanical properties. *Chem. Eng. Journal*; 2015, 869-883.
- [8] Zang M, Li y, Su Z and Wei G, Recent advances in the synthesis and application of graphene-polymer nanocomposites. *Polymer Chem.*; 2015, 6: 6107-24.
- [9] Singh V, Joung D et al. Graphene based materials: Past, present and future. *Progress in Materials Science*, 2011 (56):1178–1271.
- [10] Gao W, Alemany LB, Ci L and Ajayan PM. New insights into the structure and reduction of graphite oxide, *Nat. Chem.*; 2009, 1, 403-408.
- [11] Ruiz ON, Fernando KAS, Wang B, et al. Graphene Oxide: A Nonspecific Enhancer of Cellular Growth, *ACS Nano*; 2011, 5 (10) 8100–8107.
- [12] Yoon OJ, Sohn IY, Kim DJ, Lee NE. Enhancement of thermomechanical properties of poly(D, L-lactic-co-glycolic acid) and graphene oxide composite films for scaffolds. *Macromol Res.*; 2012, 20:789–794.
- [13] Wu S, Zhao X, , et al. Cytotoxicity of graphene oxide and graphene oxide loaded with doxorubicin on human multiple myeloma cells. *Int J Nanomed.*; 2014; 9:1413–21.
- [14] Williams DF. On the mechanisms of biocompatibility. *Biomaterials*, 2008, 1-13.
- [15] Shin S R, Li Y C, Jang HL, P, et al. Graphene-based materials for tissue engineering. *Advanced Drug Delivery Reviews*; 2016, in press.
- [16] Yamaguchi, M., et al. *Artificial Organs*, (2004) 7: 187-193.

ESTUDO DAS PROPRIEDADES DE FILMES DE POLI(ÁLCOOL VINÍLICO) PARA APLICAÇÕES BIOMÉDICAS

T. Zambanini*, C. B. Lombello* e A. P. Romani*

*Universidade Federal do ABC, Santo André, Brasil

e-mail: telma.zambanini@ufabc.edu.br

Resumo: A possibilidade de modificar as características do biomaterial de acordo com sua utilização representa uma ampla área de pesquisa e desenvolvimento. Materiais poliméricos possuem propriedades únicas que possibilitam ampla aplicação biomédica e entre os materiais poliméricos o poli(álcool vinílico) - PVOH, analisado neste trabalho, é um polímero biocompatível e biodegradável, apresenta solubilidade em água, e possui propriedades dependentes dos graus de hidrólise, polimerização e cristalinidade. A fim de analisar as propriedades do PVOH foram produzidos filmes finos a partir de polímeros com mesmo grau de hidrólise, mas com diferentes viscosidades e massas molares. A caracterização dos filmes produzidos foi feita através da difração de raios X (DRX), microscopia eletrônica de varredura (MEV), espectroscopia na região do infravermelho com transformada de Fourier (FTIR), calorimetria diferencial de varredura (DSC) e ensaio de tração. Com os dados das análises realizadas foi possível constatar que o material utilizado apresenta baixo grau de cristalinidade, sendo que a produção dos filmes preservou as características do material particulado utilizado (BASF-Celvol[®] 205 e BASF-Celvol[®] 523). Também foi possível observar diferenças físicas e mecânicas entre os dois tipos diferentes de filmes produzidos e a resposta celular imediata através de contato direto com os filmes produzidos; a observação em longo prazo ficou impossibilitada devido à rápida dissolução dos filmes em ambiente aquoso.

Palavras-chave: poli(álcool vinílico), filmes finos, caracterização, resposta celular.

Abstract: *The possibility of modifying the biomaterial characteristics according to its use is a broad area of research and development. Polymeric materials have unique properties which enable broader biomedical application and among the polymeric materials, poly (vinyl alcohol) – PVOH, analyzed in this study, is a biocompatible and biodegradable polymer with water solubility, and dependent properties of degrees of hydrolysis, polymerization and crystallinity. In order to analyze the PVOH properties were produced thin films of polymers with the same degree of hydrolysis, but with different viscosities and molecular weight. The films were characterized by X-ray diffraction (XRD), scanning electron microscopy (SEM), Fourier transform infrared spectroscopy (FTIR), differential scanning calorimetry (DSC) and tensile testing. The results*

showed that the material used has a low degree of crystallinity, and the film production preserved the characteristics of the particulate material used (BASF-Celvol[®] 205 and BASF-Celvol[®] 523). It was also possible to observe physical and mechanical differences between the two different types of produced films and the immediate cellular response through direct contact with the films; the long-term observation was impossible due to the rapid dissolution of the film in an aqueous environment.

Keywords: *poly(vinyl alcohol), thin films, characterization, cellular response.*

Introdução

A diferença entre um biomaterial (material de interesse biológico) e um material que não apresenta interesse biológico é que o primeiro, quando em contato com tecidos biológicos, não pode causar danos a esse tecido [1]. Materiais não biológicos têm sido utilizados em aplicações dentro do corpo humano desde a pré-história. Sendo que nas últimas décadas o campo de pesquisas em biomateriais tornou-se um campo multidisciplinar organizado e sofisticado, apresentando inclusive regulamentações éticas, como pode ser observado atualmente [2].

Por apresentarem propriedades únicas, os materiais poliméricos são utilizados como biomateriais em diversas aplicações sendo a classe de materiais mais utilizada em aplicações biomédicas. Suas propriedades estão relacionadas a características como arquitetura molecular, composição química e elevada massa molar (cadeias com massa molar maior que da água até mais de 10.000 vezes). Os polímeros podem possuir uma única cadeia principal (lineares), ou com ramificações (ramificados), ou ainda podem apresentar ligações cruzadas entre cadeias (reticulados). A cadeia polimérica pode ser formada por dois ou mais tipos de meros (copolímero). Essas conformações influenciam diretamente nas propriedades apresentadas [2].

O poli(álcool vinílico) é um polímero sintético que foi obtido em 1924, por Haenel e Herrmann, pelo processo de hidrólise do poli(acetato de vinila) (PVAc) [3,4]. As propriedades do PVOH são dependentes de seu grau de polimerização e de seu grau de hidrólise, sendo um dos poucos polímeros semicristalinos que apresentam solubilidade em água [5]. Quando parcialmente hidrolisado, apresenta unidades de acetato de vinila intercaladas na cadeia polimérica [6,7,8].

Hidrogéis de PVOH têm sido empregados na área biomédica nos últimos anos, pois apresentam propriedades de biocompatibilidade e biodegradabilidade [9]. A Figura 1 mostra a estrutura molecular do PVOH com unidades de acetato de vinila intercaladas, ou seja, quando não totalmente hidrolisado.

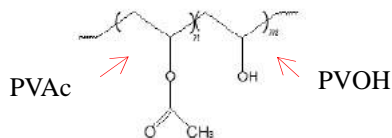


Figura 1: Estrutura molecular do poli(álcool vinílico).

O PVOH é o polímero sintético com maior produção mundial, sendo sua classificação comercial baseada em sua massa molar e seu grau de hidrólise. Utilizado em diversas aplicações industriais, seja como adesivo, no processamento de papel e de fibras, ou como matéria-prima de filmes [10,11], também se destaca em sua aplicação na área biomédica, onde pode ser utilizado para imobilização de enzimas ou para carreamento de fármacos, também utilizado em soluções oftalmológicas, entre outras aplicações [8,10].

A preparação do PVOH afeta diretamente suas propriedades, as quais estão relacionadas às condições de polimerização, de hidrólise e de secagem [6,12]. Quando totalmente hidrolisado, sua temperatura de transição vítrea é de 85°C, e cerca de 58°C quando 87 a 89% hidrolisado. A temperatura de fusão varia entre 220 e 267°C para o PVOH totalmente hidrolisado, dependendo do tamanho dos grãos e do grau de cristalinidade, e se o grau de hidrólise cai para 87 a 89%, a temperatura de fusão também diminui para cerca de 180°C. A solubilidade do PVOH está relacionada ao grau de polimerização e de hidrólise, sendo solúvel em solventes polares [12]. Em relação à solubilidade em água, o PVOH totalmente hidrolisado só é solúvel em água fervente, diminuindo a temperatura em que se torna solúvel, à medida que diminui o grau de hidrólise. Sua viscosidade está relacionada à massa molar e à concentração; com viscosidade altamente estável quando o PVOH apresenta-se parcialmente hidrolisado [4,12].

As propriedades mecânicas dependem do grau de hidrólise, da massa molar e da umidade relativa das amostras. No ensaio de tração, o alongamento não depende do grau de hidrólise, somente da massa molar, sendo sensível à umidade dos corpos de provas, podendo variar de menos de 10% em amostras secas, chegando até a 400% em amostras com 80% de umidade [7].

Este trabalho teve por objetivo a produção de filmes finos de poli(álcool vinílico), sua caracterização físico-química e morfológica (DRX, MEV, FTIR, DSC e ensaio mecânico de tração), além de observar sua interação com células em cultura (células Vero).

Materiais e métodos

Foram utilizadas duas amostras de PVOH, com mesmo grau de hidrólise e diferentes viscosidades: Basf-Celvol® 205 (hidrólise 87-89%; viscosidade 5,2-

6,2Mpa.s; massa molar 31.000-50.000g/mol) e Basf-Celvol® 523 (hidrólise 87-89%; viscosidade 23,0-27,0Mpa.s; massa molar 85.000-124.000g/mol).

Preparação dos filmes– Foram preparadas soluções aquosas (utilizando água deionizada como solvente) com concentração de 7,5% m/v do material particulado (tanto o Celvol® 205, como o Celvol® 523), as quais permaneceram sob agitação em temperatura de aproximadamente 80°C até total solubilização do material. Posteriormente as soluções resultantes foram pipetadas em formas de silicone e levadas à estufa (60-70°C) para evaporação do solvente. Retiradas da estufa foram desmoldadas ao atingirem a temperatura ambiente.

Difração de raios X– Os filmes foram analisados em um Difratorômetro de Raios X Focus 8 - BRUKER, com radiação Cu-K α ($\lambda = 1,5418 \text{ \AA}$), voltagem de 40 kV, corrente elétrica de 40 mA, com intervalo de detecção de $2\theta = 5$ a 35°, passo de 0,02° e tempo por passo de 2s.

Microscopia Eletrônica de Varredura– Os filmes (sem recobrimento condutor) foram analisados em um Microscópio Eletrônico de Varredura Compacto JSM-6010LA - JEOL, em baixo vácuo, com tensão de 2,5kV.

Espectroscopia na Região do Infravermelho com Transformada de Fourier– Os filmes foram analisados utilizando o equipamento FTIR Spectrometer Perkin Elmer - Modelo: UATR Two, com modo de aquisição ATR-FIR, 32 scans, na faixa de 4000 a 400 cm^{-1} .

Calorimetria Diferencial de Varredura– Os filmes foram analisados em um calorímetro DSC 214 Polyma - Netzsch, com taxa de 10°C/min, numa faixa de 25°C a 250°C, em três ciclos: um ciclo de aquecimento, um de resfriamento e um novo ciclo de aquecimento, com atmosfera de gás nitrogênio ultrapuro.

Ensaio Mecânico de Tração– Os filmes foram analisados em um equipamento Tryton 250 Microforce Testing System - MTS System Corporation, com célula de carga de 250N e taxa de 5mm/min. Para o ensaio foram produzidos sete corpos de prova para cada material, com as dimensões visualizadas na Figura 2.

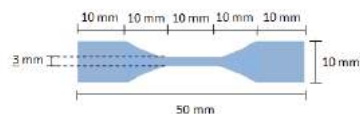


Figura 2: Dimensões dos corpos de prova.

Esterilização– Os filmes foram esterilizados em radiação ultravioleta, em Cabine de Segurança Biológica classe II A1 Filterflux, com cada face permanecendo em exposição à radiação por uma hora. Foram analisadas possíveis modificações ocasionadas pela exposição à radiação através de análises de FTIR.

Cultura celular e influência dos filmes poliméricos– Os filmes esterilizados foram colocados em placas de Petri (mantendo-se em ambiente estéril) e gotejados com suspensão de células Vero em meio de cultura Ham-10. Em seguida foram observados em microscopia de luz, com contraste de fase (Axiovert A1, software Axio Vision Zeiss) para verificar a reação celular imediata.

Resultados

Filmes preparados– O filme preparado com material menos viscoso mostrou-se com maior transparência e menor quantidade de bolhas (Figura 3). Os filmes foram recortados, escolhendo-se as regiões mais homogêneas e com ausência de bolhas para a realização das análises.



Figura 3: Filmes produzidos a partir de Celvol® 205 à esquerda e de Celvol® 523 à direita.

Difração de raios X– Foi realizada a análise do material particulado (Celvol®) e dos filmes produzidos de ambas as amostras, sendo observados largos picos de difração em torno de $2\theta = 19,6^\circ$ (reflexões características do PVOH), indicando a presença de alguns domínios cristalinos em material predominantemente amorfo (baixo grau de cristalinidade). Curvas quase coincidentes do material antes e depois da produção dos filmes (sendo as dos filmes ligeiramente menos intensas) indicam que provavelmente não ocorreram alterações significativas em estrutura e cristalinidade na produção dos filmes (Figura 4).

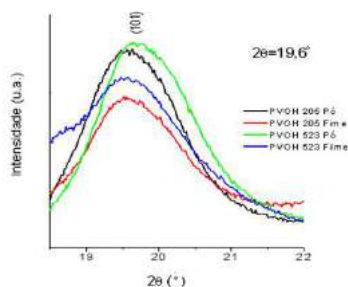


Figura 4: Difratomogramas das amostras de PVOH.

Microscopia Eletrônica de Varredura– As micrografias obtidas permitiram a visualização da superfície dos filmes produzidos. As superfícies mostraram-se regulares, com algumas estruturas globulares na superfície do filme produzido com Celvol® 205 (Figura 5A) e maior rugosidade na superfície do filme produzido com Celvol® 523, provavelmente devido a sua maior viscosidade (Figura 5B).

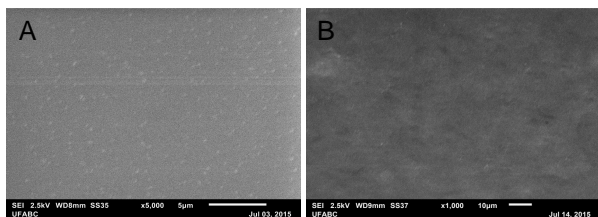
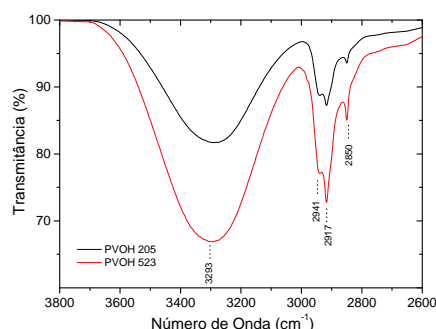


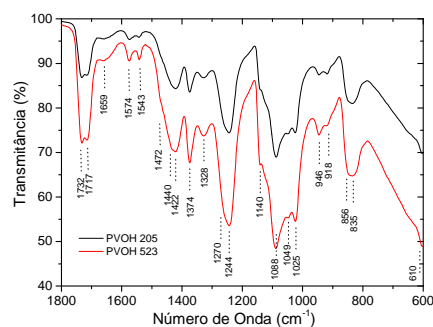
Figura 5: Superfície dos filmes: A- produzido com Celvol® 205 e B- produzido com Celvol® 523.

Espectroscopia na Região do Infravermelho com Transformada de Fourier

– Os resultados mostraram bandas típicas do PVOH em ambos os filmes: bandas largas entre 3550 e 3200 cm^{-1} relacionadas às ligações de hidrogênio intra e intermolecular (O-H); bandas entre 2840 e 3000 cm^{-1} relacionadas à ligação C-H dos grupos alquila; picos entre 1750 e 1735 cm^{-1} relacionados à ligação C=O e picos relacionados à ligação C-O-C entre 1150 e 1085 cm^{-1} devido à presença de grupos acetatos presentes na cadeia do polímero em virtude do baixo grau de hidrólise (87-89%); e picos relacionados ao grupo H-C-H entre 1461 e 1417 cm^{-1} , como pode ser observado nas Figuras 6A e 6B.



6A



6B

Figura 6: Espectroscopia FTIR das amostras de filmes produzidos com PVOH Celvol® 205 e Celvol® 523.

Calorimetria Diferencial de Varredura– Em ambos os filmes foi possível observar um abaulamento endotérmico no primeiro ciclo de aquecimento, associado à evaporação de água contida nas amostras, o qual dificultou a observação da transição vítrea. Também foi possível observar picos endotérmicos relacionados à fusão: no PVOH Celvol® 205, entre $191,6^\circ\text{C}$ e $198,5^\circ\text{C}$, com um máximo em $195,4^\circ\text{C}$ (com entalpia de fusão de $2,616\text{ J/g}$); e no PVOH Celvol® 523, entre $182,0^\circ\text{C}$ e $191,25^\circ\text{C}$, com um máximo em $186,8^\circ\text{C}$ (com entalpia de fusão de $2,507\text{ J/g}$). Esses picos de fusão são indicativos da presença de domínios cristalinos presentes no material (conforme já observado no DRX). No resfriamento não foram observadas transições evidentes, ou seja, não ocorreu a formação de novos domínios cristalinos, fato confirmado pela ausência de picos de fusão no segundo aquecimento. No segundo pico de aquecimento pode ser observada uma transição endotérmica em torno de $70\text{--}75^\circ\text{C}$, que deve estar relacionada à temperatura de transição vítrea.

Ensaio Mecânico de Tração– As curvas com os valores médios obtidos nos gráficos de tensão *versus* deformação são apresentadas na Figura 7. Conforme norma ASTM D368, foram calculados as médias e os desvios padrões para o módulo de elasticidade das amostras analisadas, cujo valor foi maior para o PVOH Celvol® 523 do que para o PVOH Celvol® 203 ($292,6 \pm 103,9 \text{ Mpa} \times 244,8 \pm 56,0 \text{ Mpa}$). Porém, se considerado o desvio padrão, a diferença encontrada torna-se pouco significativa. Por outro lado a deformação foi maior para o PVOH Celvol® 205 que para o PVOH Celvol® 523. Esses fatos provavelmente estão associados às diferentes massas molares dos dois materiais.

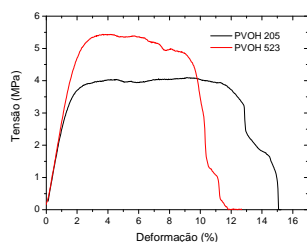


Figura 7: Curva tensão *versus* deformação.

Esterilização– A esterilização em radiação ultravioleta não alterou a composição dos filmes conforme observado em análises realizadas pelo FTIR.

Cultura celular e influência dos filmes poliméricos– Foi possível verificar a inoculação celular sobre os filmes, no entanto, após um intervalo de cinco minutos os filmes sofreram dissolução em contato com o meio de cultura. Pelo grau de hidrólise dos materiais esperava-se maior estabilidade em temperatura ambiente, porém a rápida dissolução observada impediu a análise em longo prazo da interação celular com os filmes de PVOH.

Conclusão

O polímero estudado - PVOH - é biocompatível, não tóxico, apresenta fácil produção com baixo custo. Tem sido estudado para possíveis aplicações biomédicas, seja como revestimento de implantes, ou, com associação a outros materiais para ser utilizado como *scaffold* em engenharia de tecidos, também para a confecção de sistemas de liberação controlada de fármacos.

Em trabalhos onde o PVOH é utilizado em aplicações biomédicas, geralmente o material não é utilizado em sua forma amorfa, sendo que ou os pesquisadores buscam aumentar sua cristalinidade ou fazem sua associação com outros materiais, provavelmente para promover a estabilização em ambiente aquoso, como é o meio biológico. Dessa forma, os filmes produzidos neste trabalho (puros, não reticulados e predominantemente amorfos) tornam-se rapidamente solubilizados em ambiente aquoso. Essa característica limita consideravelmente possíveis aplicações biológicas, sendo então sugeridas aplicações de curto prazo, com necessidade de maiores análises, por exemplo, para a contenção temporária de pequenos sangramentos, permanecendo presente somente até que ocorra a coagulação do sangue, para

que este não invada regiões onde sua presença é indesejada. Outras análises, aumentando a cristalinidade, reticulando o polímero ou associando o PVOH a outros materiais também podem ser realizadas, visando aumentar sua estabilidade em ambiente aquoso.

Agradecimentos

À Universidade Federal do ABC (UFABC) e ao curso de Engenharia Biomédica da UFABC. Aos professores da UFABC, em especial ao Prof. Dr. José Carlos Moreira, à Prof. Dra. Sônia Malmonge e à Prof. Dra. Juliana Marchi; e aos técnicos da Central Multiusuário, pelo auxílio na caracterização dos filmes produzidos.

Referências

- [1] Williams DF. On the mechanisms of biocompatibility. *Biomaterials*. 2008; 29: 2941-2953.
- [2] Ratner BD, Hoffman AS, Schoen FJ, *et al.* *Biomaterials Science: An Introduction to Materials in Medicine*. San Diego: Elsevier Academic Press; 2004.
- [3] Aranha IB, Lucas ES. Poli(Álcool Vinílico) Modificado com Cadeias Hidrocarbônicas: Avaliação do Balanço Hidrófilo / Lipófilo–Polímeros. *Ciência e Tecnologia*. 2001; 11(4): 174-181.
- [4] Thong CC, Teo DCL, Ng CK. Application of polyvinyl alcohol (PVA) in cement-based composite materials: A review of its engineering properties and microstructure behavior. *Construction and Building Materials*. 2016; 107: 172-180.
- [5] Marten FL. Vinyl Alcohol Polymer *in* Mark HF, Bikales NM, Overberger CG, *et al.* (eds.). *Encyclopedia of Polymer Science and Engineering*, vol. 17. New York: John-Wiley; 1985.
- [6] De Jaeghere W, De Beer T, Van Bocxlaer J, *et al.* Hot-melt extrusion of polyvinyl alcohol for oral immediate release applications. *International Journal of Pharmaceutics*. 2015; 492: 1-9.
- [7] Riedo C, Caldera F, Poli T, *et al.* Poly(vinylalcohol)-borate hydrogels with improved features for the cleaning of cultural heritage surfaces. *Herit Sci*. 2015; 3(23): 1-11.
- [8] Brough C, Miller DA, Keen JM, *et al.* Use of Polyvinyl Alcohol as a Solubility-Enhancing Polymer for Poorly Water Soluble Drug Delivery (Part 1). *AAPS PharmSciTech*. 2016; 17(1): 167-179.
- [9] Park JS, Park JW, Ruckenstein E. Thermal and dynamic mechanical analysis of PVA/MC blend hydrogels. *Polymer*. 2001; 42(9): 4271-4280.
- [10] Checchinato F. Síntese, caracterização e incorporação via polimerização em suspensão do poliestireno de materiais bactericidas obtidos a partir da modificação estrutural do poliestireno e do poli(álcool vinílico) [tese] Florianópolis: Universidade Federal de Santa Catarina, 2007.
- [11] Dorigato A, Pegoretti A. Biodegradable single-polymer composites from polyvinyl alcohol. *Colloid Polym Sci*. 2012; 290: 359-370.
- [12] Marten, FL. Vinyl Alcohol Polymers. *Encyclopedia of Polymer Science and Technology*. 2002; 17: 167-198.

AValiação de Modelos Constitutivos para Elastômero de Silicone Grau Médico Utilizado na Confeção de Endopróteses de Vias Aéreas

André Frotta Müller*, Danton Pereira da Silva Junior*, Paulo Roberto Stefani Sanches*, Paulo Ricardo Oppermann Thomé*, Kétner Bendo Demétrio**, Luís Alberto Loureiro dos Santos**

*Hospital de Clínicas de Porto Alegre (HCPA) - GPPG - Serviço de Pesquisa e Desenvolvimento em Engenharia Biomédica, Porto Alegre, Brasil.

**Universidade Federal do Rio Grande do Sul (UFRGS) - Escola de Engenharia - Departamento de Materiais (PPGE3M), Laboratório de Biomateriais (LABIOMAT), Porto Alegre, Brasil.

e-mail: afmuller@hcpa.edu.br

Resumo: O presente trabalho objetiva avaliar uma técnica experimental para obter modelos constitutivos de um elastômero de silicone grau médico, utilizado na fabricação de endopróteses das vias aéreas superiores (*stents*), para serem utilizados em simulações mecânicas com o software de elementos finitos ANSYS. Os resultados finais obtidos nas simulações convergiram para valores reais com diferenças de -20% a +74% do valor experimental dependendo do modelo hiperelástico utilizado.

Palavras-chave: endopróteses de vias aéreas, silicone grau médico, elementos finitos, hiperelástico, ANSYS.

Abstract: This study aims to evaluate an experimental technique for testing the constitutive models of a medical grade silicone elastomer used in manufacturing of the upper airways' stents, through mechanical simulations using the finite element software ANSYS. The final results obtained in the simulations converge to real values with differences of -20% to +74% of the experimental value depending on the hyperelastic model used.

Keywords: airway stents, medical grade silicone, finite elements, hyperelastic, ANSYS.

Introdução

Existem vários tipos de *stents* de vias aéreas utilizados clinicamente em pacientes. Os principais tipos são: metálicos, poliméricos e mistos.

Devido a sua biocompatibilidade os elastômeros de silicone estão sendo cada vez mais utilizados em aplicações biomédicas. Estudos experimentais destinados a analisar a modelagem do comportamento mecânico utilizando elementos finitos de tais materiais são escassos e limitados.

O objetivo deste trabalho foi desenvolver uma metodologia para obter e avaliar os modelos constitutivos do silicone de grau médico utilizado na confecção do *stent* de via aérea modelo HCPA-1 (Figura 1). Viabilizando a realização de simulações mecânicas virtuais em protótipos tridimensionais através do uso da técnica de elementos finitos.

Possibilitando o desenvolvimento de novos *stents* com materiais e geometrias diferentes. Evitando o custo, tempo de confecção de novas matrizes de injeção e posterior trabalho para obter as novas amostras.

Elastômeros de silicone normalmente exibem uma relação de tensão-deformação fortemente não linear característi-

cos dos materiais hiperelásticos. A ampla gama de aplicação deste tipo de material justifica um elevado interesse de pesquisa em sua caracterização através de técnicas experimentais e no estudo de modelos constitutivos precisos capazes de descrever seu comportamento particular.



Figura 1: *Stent* de via aérea modelo HCPA-1.

Materiais do tipo silicone de grau médico exibem o comportamento tensão-deformação fortemente não linear. A sua relação constitutiva pode ser derivada a partir de uma função de densidade de energia por esta razão eles são geralmente referidos como materiais hiperelásticos.

Neste caso a Lei de Hooke não é aplicável, não sendo possível relacionar tensão com deformação utilizando apenas duas constantes do material, como nos materiais metálicos. Por ser um material de comportamento inerentemente não linear, o entendimento das relações constitutivas desses materiais se torna fundamental para a correta utilização em programas de simulação utilizando elementos finitos.

Modelos constitutivos são a representação matemática da resposta de um material a uma carga aplicada. Para ajustar os dados experimentais aos modelos constitutivos, existe uma grande variedade de modelos numéricos disponíveis na literatura.

A resposta para grandes deformações de materiais hiperelásticos em condições quase estáticas e sem fenômenos de deformação irreversível tem sido extensivamente pesquisada por Mooney [3], Rivlin [4] e Treloar [5]. Documentação exhaustiva sobre este tema de pesquisa também pode ser encontrado em Ogden [6,7], Gent [8], Drozdov [9], Boyce e Arruda [10]. Não é objetivo descrever a teoria de materiais hiperelásticos. Para um melhor entendimento recomenda-se consultar as referências bibliográficas.

No ANSYS os modelos constitutivos hiperelásticos são classificados como fenomenológicos baseados na observa-

ção do comportamento do material durante os testes experimentais. Desta forma o material elastômero fica definido nesta aplicação como sendo isotrópico e quase incompressível.

Materiais e métodos

Para caracterizar um modelo constitutivo no software ANSYS é necessário realizar um ou mais ensaios mecânicos. Os principais ensaios realizados em elastômeros são de compressão e tensão. O de compressão é sempre uniaxial e o de tensão pode ser aplicado de forma uniaxial, planar ou equibiaxial [1,2]. Uma visão geral dos métodos mais comuns é apresentada na Figura 2.

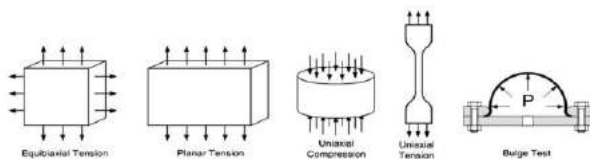


Figura 2: Tipos de ensaios realizados em elastômeros.

O software ANSYS permite caracterizar materiais hipere-lásticos a partir de ensaios experimentais do tipo: tração uniaxial e biaxial, cisalhamento e compressão uniaxial volumétrica. Optou-se por realizar somente o ensaio mecânico de tensão-deformação sobre carga de tração uniaxial com corpos de prova padrão ASTM D412C. Foi utilizada uma máquina de ensaio universal marca Instron como mostra a Figura 3. Posteriormente foram realizadas as avaliações dos modelos constitutivos.



Figura 3: Ensaio realizado na máquina universal Instron.

O ensaio de tração consiste na aplicação gradativa de carga de tração uniaxial nas extremidades de um corpo de prova. O ANSYS solicita como dados de entrada a curva de tensão real versus alongação.

A curva é obtida a partir dos dados experimentais: força de tração (F) em Newtons e deslocamento em mm. Também foi medida a área da seção reta do corpo de prova inicial (A_0) e final (A_f).

Cabem aqui algumas considerações: o ANSYS não utiliza a tensão convencional, também conhecida por tensão nominal ou tensão de engenharia ou simplesmente σ definida pela Equação 1:

$$\sigma = \frac{F}{A_0} \quad (1)$$

Onde F é a carga instantânea aplicada em uma direção perpendicular a A_0 que representa a área da seção reta original antes da aplicação da carga.

Para o ANSYS é necessário calcular a tensão real do material. Para tal devemos conhecer a força de tração F e a

variação da área da seção reta do corpo de prova durante o ensaio de tração uniaxial. O ensaio realizado na máquina Instron fornece a F , mas não fornece a variação da área da seção reta necessária para o cálculo da tensão real.

Há várias maneiras de se obter esta informação. Por exemplo, existe uma técnica sofisticada que utiliza duas câmeras posicionadas a 90° que adquirem imagens do corpo de prova sincronizadas com a máquina de ensaio obtendo via software a variação da A_0 . O método é chamado de *digital image correlation* (DIC). Esta técnica requer acessórios e software dedicados.

Com base nas medidas experimentais A_0 e A_f realizou-se algumas simulações da variação da área da seção reta para mostrar a sua influência no cálculo da tensão real (Figura 4).

Optamos em simplificar o ensaio por não termos meios mais precisos para realizar as medidas. Assumimos que a variação da área da seção reta e a alongação são lineares com base no deslocamento do corpo de prova produzido pela máquina Instron. Utilizou-se no ANSYS a curva linear da Figura 4 como a aproximação da tensão real.

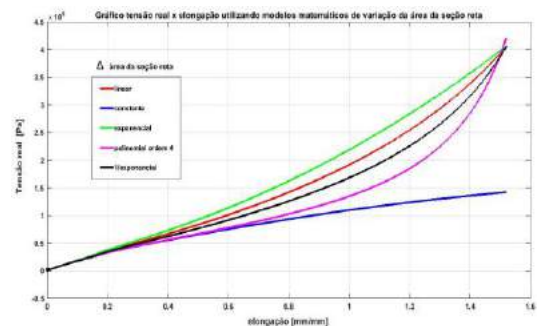


Figura 4: Simulação teórica da curva tensão real versus alongação considerando modelos matemáticos de variação da área da seção reta.

A alongação máxima é obtida da Equação 2 onde o comprimento inicial é igual a 38mm e o final igual a 96mm medidos experimentalmente.

$$\epsilon_{max} = \frac{l_f - l_i}{l_i} = \frac{96\text{mm} - 38\text{mm}}{38\text{mm}} = 1,52 = 152\% \quad (2)$$

Os corpos de prova foram confeccionados com silicone grau médico marca NuSil o mesmo utilizado para produzir o *stent* HCPA-1 com dureza Shore A entre 60 a 65.

O material foi preparado e curado conforme recomendação do fabricante obtendo-se uma lâmina com espessura aproximada de 3 mm que foi utilizada para a confecção dos corpos de prova padrão ASTM D412C.

Foram realizados ensaios em 10 amostras com taxa de tração de 10 mm/minuto e deslocamento total de 76 mm. Para minimizar o efeito Mullins [11,12] as amostras foram pré-tracionadas realizando-se 10 ciclos completos. Os dados experimentais foram tratados matematicamente obtendo-se uma curva média representativa das amostras.

Os dados experimentais foram carregados na tabela "Uniaxial Test Data" conforme mostra a Figura 5. Com base nestes dados obtiveram-se os parâmetros dos modelos constitutivos hipere-lásticos.

A Tabela 1 apresenta as constantes constitutivas de cada modelo matemático obtidas no ANSYS. Todas foram ajustadas para resultar em um deslocamento final próximo do valor experimental de 76 mm.

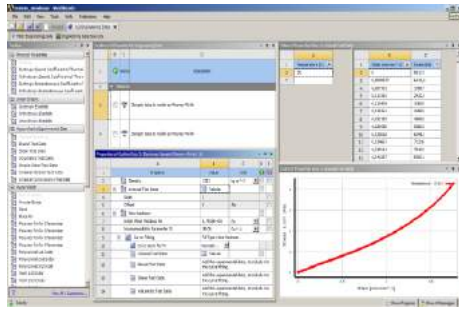


Figura 5: Tabela de dados do teste uniaxial solicitados pelo software ANSYS 15.0.

Tabela 1: Conjunto das constantes constitutivas hiperelásticas obtidas dos ensaios de tração uniaxial.

Neo-Hookean		
$\mu = 0,87916 \text{ MPa}$	$D1 = 0,435 \text{ MPa}^{-1}$	
Arruda-Boyce		
$\mu = 0,54944 \text{ MPa}$	$\lambda_1 = 1,76$	$D1 = 0,595 \text{ MPa}^{-1}$
Mooney-Rivlin 3ª ordem		
$C10 = 0,11516 \text{ MPa}$	$C01 = 0,24665 \text{ MPa}$	$C11 = 0,12136 \text{ MPa}$
$D1 = 1,095 \text{ MPa}^{-1}$		
Mooney-Rivlin 5ª ordem		
$C10 = 0,25112 \text{ MPa}$	$C01 = 9,217e-2 \text{ MPa}$	$C20 = 0,12578 \text{ MPa}$
$C11 = -0,31202 \text{ MPa}$	$C02 = 0,31941 \text{ MPa}$	$D1 = 1,02 \text{ MPa}^{-1}$
Polinomial 2º ordem		
$C10 = 0,25112 \text{ MPa}$	$C01 = 9,217e-2 \text{ MPa}$	$C20 = 0,12578 \text{ MPa}$
$C11 = -0,31202 \text{ MPa}$	$C02 = 0,31941 \text{ MPa}$	
$D1 = 1,38 \text{ MPa}^{-1}$	$D2 = 1,38 \text{ MPa}^{-1}$	
Yeoh 2º ordem		
$C10 = 0,33772 \text{ MPa}$	$C20 = 4,1777e-2 \text{ MPa}$	
$D1 = 1,435 \text{ MPa}^{-1}$	$D2 = 1,435 \text{ MPa}^{-1}$	
Yeoh 3º ordem		
$C10 = 0,3421 \text{ MPa}$	$C20 = 3,6653e-2 \text{ MPa}$	$C30 = 8,3476e-4 \text{ MPa}$
$D1 = 1,459 \text{ MPa}^{-1}$	$D2 = 1,459 \text{ MPa}^{-1}$	$D3 = 1,459 \text{ MPa}^{-1}$
Ogden 1ª ordem		
$\mu_1 = 0,37498 \text{ MPa}$	$\alpha_1 = 3,3177$	$D1 = 1,138 \text{ MPa}^{-1}$
$D1, D2 \text{ e } D3 - \text{ constante de incompressibilidade.}$		

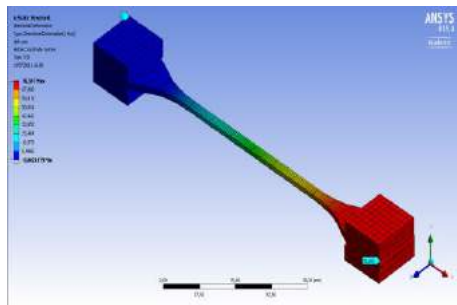


Figura 6: Elongação produzida pela força de tração virtual. Modelo utilizado para simular no ANSYS o ensaio experimental realizado na máquina Instron.

A Figura 6 mostra a malha do corpo de prova padrão ASTM D412C utilizada como modelo de elemento finito. Nas extremidades foram adicionadas as barras metálicas de fixação para simular o ensaio na máquina Instron.

Resultados

Foram realizadas simulações no ANSYS com os seguintes modelos constitutivos hiperelásticos: *Neo-Hookean*, *Mooney-Rivlin*, *Ogden*, *Arruda-Boyce*, *Polinomial* e *Yeoh*.

Para simular o ensaio experimental aplicou-se nas extremidades do modelo virtual uma força de tração com taxa de crescimento linear em rampa e na outra uma restrição mecânica com suporte fixo como mostra a Figura 6. A

medida que a força de tração aumenta produz uma elongação no corpo de prova que foi comparado com a elongação experimental. As simulações foram realizadas com taxas de tração de 76mm/1s e 76mm/100s não ocorrendo diferenças nos resultados obtidos como mostra o exemplo da Figura 7.

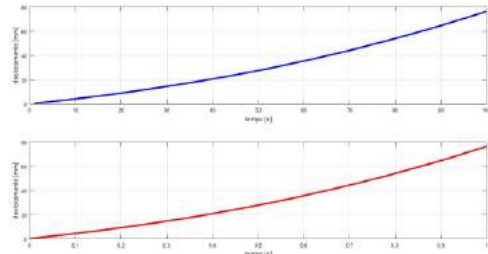


Figura 7: Simulação no ANSYS com taxas de tração de 76mm/100s e 76mm/1s utilizando o modelo *Neo-Hookean*.

A Figura 8 apresenta o conjunto de curvas onde é comparado o resultado do ensaio experimental com as simulações no ANSYS.

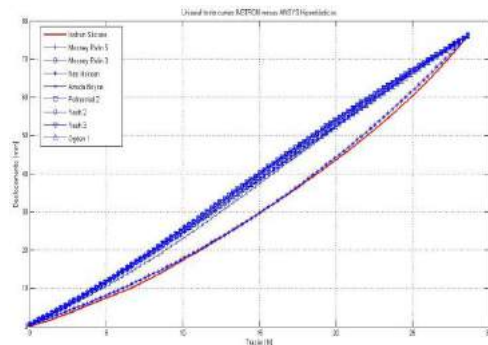


Figura 8: Curvas de força de tração versus elongação. Obtidas experimentalmente e no ANSYS.

A análise gráfica e matemática mostraram que a curva do modelo *Neo-Hookean* apresentou a melhor correlação com a curva experimental conforme mostra a Tabela 2.

Tabela 2: Correlação entre a curva experimental e os modelos hiperelásticos do ANSYS e elongação final (mm).

Instron	Neo	Arruda	Ogden1	Poli2	Rivlin3	Rivlin5	Yeoh2	Yeoh3
1	0,9998	0,9945	0,9931	0,9909	0,9916	0,9933	0,9901	0,9897
76,00	76,075	76,073	76,085	76,09	76,062	76,019	76,014	76,003

A Figura 9 apresenta a diferença entre a curva experimental e os modelos constitutivos simulados no ANSYS obtida a partir da Equação 3.

$$Erro_{relativo} = f(x)_{experimental} - f(x)_{ANSYS} \text{ [mm]} \quad (3)$$

O modelo que mais se aproximou foi o *Neo-Hookean* com uma diferença média de -0,6641mm e desvio padrão de 0,3921mm.

Para avaliar os modelos constitutivos realizou-se um ensaio experimental com uma peça de geometria mais complexa, *stent* HCPA-1 modelo 16x70 mm constituído do mesmo material. Foi aplicada uma carga de compressão através de uma célula de carga (dimensões da base 10x70mm) sobre o *stent* apoiado em uma base fixa como mostra a Figura 10. Com uma carga estática de 10N obteve-se uma deformação máxima no eixo vertical de 3,5mm ($\approx 22\%$).

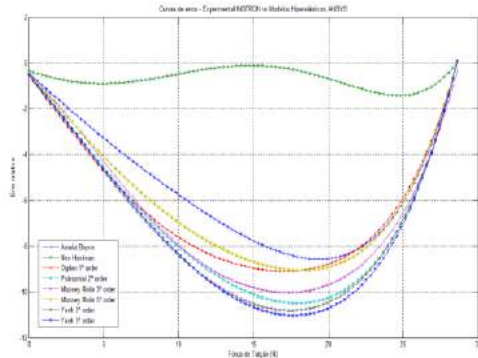


Figura 9: Erro relativo das simulações no ANSYS em relação à curva experimental Instron.

Simulando as condições da Figura 10 no ANSYS utilizando as constantes constitutivas da Tabela 1 obtiveram-se as deformações máximas no eixo vertical conforme mostra a Tabela 3.

Tabela 3: Deformação Vertical (mm) e Erro relativo (%). Resultados obtidos simulando o *stent* HCPA-1 no ANSYS.

Real	Neo	Arruda	Rivlin3	Poli2	Yeoh3	Yeoh2	Ogden	Rivlin5
3,5	2,81	3,85	4,27	4,84	5,05	5,10	5,25	6,10
0%	-20%	+10%	+22%	+38%	+44%	+45%	+50%	+74%

Discussão

Os resultados obtidos nas simulações utilizando o software de elementos finitos ANSYS comparados com o ensaio experimental do corpo de prova ASTM D412C apresentaram uma forte correlação e convergiram para a elongação final de 76 mm conforme mostra a Tabela 2.

Os dados da Figura 9 mostram que o modelo constitutivo hiperelástico *Neo-Hookean* foi o que mais se aproximou do corpo de prova testado experimentalmente. Apresentando a menor diferença média e desvio padrão. Sendo este modelo constitutivo indicado como a primeira opção para realizar simulações no ANSYS em peças confeccionadas com o silicone testado.

As simulações no corpo com geometria complexa (*stent*) utilizando os modelos da Tabela 1 obtidos de uma geometria simples (corpo de prova) convergiram para valores reais. Conforme o tipo de modelo constitutivo utilizado obteve-se variações nos resultados na faixa de -20% a +74% de erro relativo como mostra a Tabela 3. O modelo *Arruda-Boyce* foi o que apresentou o menor erro em relação ao experimento sendo considerado como primeira opção para simular o *stent*.

No ANSYS a análise realizada no modo *Static Structural* utilizando os modelos constitutivos hiperelásticos não considera o efeito da taxa de tração nas simulações. Experimentalmente esta taxa deve ser considerada com muito critério conforme a aplicação, pois será a base responsável em definir o comportamento dos modelos constitutivos.

Conclusões

O método descrito para obter os modelos constitutivos do silicone grau médico utilizado na confecção do *stent* HCPA-1 apresentou uma tendência de convergir para valores reais de deformação nas simulações, porém com variações significativas nos resultados, necessitando sempre uma avaliação experimental para cada nova geometria de modo a obter o melhor modelo hiperelástico a ser utilizado.

Um refinamento da técnica pode ser obtido realizando todos os ensaios experimentais no material de interesse (Figura 2).

Recomenda-se utilizar alguma técnica para obter a variação real da área da seção reta durante o ensaio de tração uniaxial.

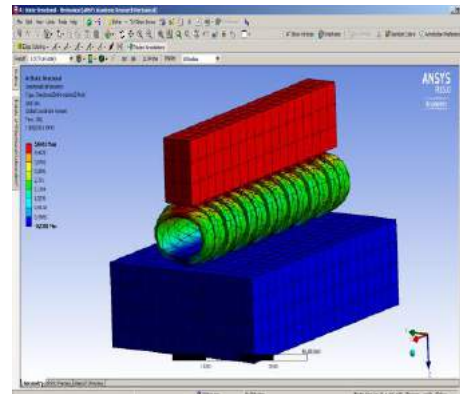


Figura 10: Simulação com o *stent* HCPA-1 no ANSYS.

Agradecimentos

LABIOMAT - Laboratório de Biomateriais - UFRGS - Escola de Engenharia - PPGE3M, CNPq - Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico, Finep - Financiadora de Estudos e Projetos.

Referências

- [1] K. Miller, Testing elastomer for hyperelastic material models in finite element analysis. Axel Products Testing and Analysis Report, 2000.
- [2] I. Pearson, M. Pickering, The determination of a highly elastic adhesive's material properties and their representation in finite element analysis, *Finite Elements in Analysis and Design* 37 (2001) 221–232.
- [3] M. Mooney, A theory of large elastic deformation, *Journal of Applied Physics* 11 (9) (1940) 582–592.
- [4] R.S. Rivlin, Large elastic deformations of isotropic materials IV. Further developments of the general theory, *Philosophical Transactions of the Royal Society of London – Series A* 241 (835) (1948) 379–397.
- [5] L.R.G. Treloar, *Rubber Elasticity*, Oxford University Press, London, 1975.
- [6] R.W. Ogden, Large deformation isotropic elasticity. On the correlation of theory and experiment for incompressible rubber-like solids, *Philosophical Transactions of the Royal Society of London – Series A* 326 (1972) 565–584.
- [7] R.W. Ogden, *Non-Linear Elastic Deformation*, Ellis-Horwood, Chichester, 1984.
- [8] A.N. Gent, *Engineering with Rubber*, Oxford University Press, New York, 1992.
- [9] A.D. Drodzdov, Constitutive equations in finite elasticity of rubbers, *International Journal of Solids and Structures* 44 (2007) 272–297.
- [10] E.M. Arruda, M.C. Boyce, A three-dimensional constitutive model for the large stretch behaviour of rubber elastic materials, *Journal of Mechanics and Physics of Solids* 41 (1993) 389–412.
- [11] Mullins, L. "Softening of Rubber by Deformation." *Rubber Chemistry and Technology*, Vol. 42, pp. 339-362, 1969.
- [12] Diani, Julie; Fayolle, Bruno; Gilormini, Pierre; A review on the Mullins effect. *European Polymer Journal*, 2009, Vol.45(3), pp.601-61.

ESTUDO DA SÍNTESE PARA OBTENÇÃO DE HIDROXIAPATITA EM MEIO DE COLÁGENO

L. Z. Oliveira *, T. E. Watanabe *, D. Santos Gouveia**, A. H. A. Bressiani**, C. Ribeiro*

*Universidade Federal do ABC, Centro de Engenharia Modelagem e Ciências Sociais Aplicadas-CECS, São Bernardo do Campo, SP, Brasil

**Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares - CCTM, São Paulo, SP, Brasil
e-mail: lucas.zuccarello@aluno.ufabc.edu.br

Resumo: A obtenção da hidroxiapatita - HA nanoestruturada pode exigir modificações nas técnicas convencionais de síntese a fim de mimetizar estruturalmente as bioapatitas. A técnica de neutralização já vem sendo explorada em função de sua simplicidade e versatilidade, mas sua reprodutibilidade nem sempre é garantida, sugerindo a formação de fases intermediárias precursoras da HA, e algumas vezes outras fases, como o óxido de cálcio, além do alto estado de aglomeração de suas partículas. Com intuito de obter pós nanométricos de natureza dispersa e garantir a estabilidade da HA foi adicionado colágeno hidrolisado (4% em massa) ao meio de precipitação, variável ainda pouco explorada em processos de síntese. Os pós obtidos foram caracterizados por DRX, sendo observada a presença da fase pura e aumento da cristalinidade após calcinação a 800°C/3h, ainda verificou-se maior perda de massa para esta HA quando comparada a técnica clássica de precipitação (sem colágeno). Os resultados obtidos indicaram a viabilidade da metodologia para obtenção da HA, confirmando a natureza nanométrica dos pós e estabilidade da fase, logo após a síntese, e também após calcinação. A HA sintetizada apresentou cerca de 95% de densificação, microestrutura que pôde ser comprovada por MEV, além de manter sua estrutura cristalina, sem a formação de fase secundária, conforme observado por DRX, após sinterização a 1100°C/1h. A metodologia de síntese, em meio de colágeno, proporcionou a obtenção de pós de HA nanométrica de adequada sinterabilidade e estabilidade, podendo gerar microestruturas densas, mantendo fase única.

Palavras-chave: síntese, hidroxiapatita, colágeno.

Abstract: The obtention of nanostructured hydroxyapatite - HA can be made by changes of the convectional synthesis techniques in order to mimic structurally bioapatites. The neutralization technique has been assessed due to its simplicity and versatility. However, its reproducibility is not always assured, suggesting the formation of secondary phases, such as calcium oxide, in addition to the high state agglomeration of the particles. To obtain nanopowders dispersion nature and ensure stability of the HA was collagen hydrolysate (4% weigh) to the precipitation medium. The addition of the collagen is still a little explored variable in the sythesis process. The obtained powders were characterized by

DRX, being detected the presence of the pure phase and the crystallinity gain after the calcination at 800°C/3h. The HA synthesized with collagen showed greater weight loss when compared to the classic technique of precipitation. The results showed viability of the methodology to obtain nanometric HA and stable crystal structure, after synthesis and calcination. The sintered HA presented densification of the about 95%, as noted by the SEM. Furthermore, the HA remained stable without the formation of secondary phase, after sinterization at 1100°C/1h as observed by DRX. The synthesis with collagen provided nanometric HA powder with suitable sinterability and stability, also an ability to generate dense microstructures, maintaining its pure phase.

Keywords: synthesis, hydroxyapatite, collagen.

Introdução

Derivados de fosfatos de cálcio, como a hidroxiapatita ($\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$ - HA), tem sido empregados na área clínica, em função de uma série de propriedades, como biocompatibilidade, osteocondução e bioatividade, além de estimular o crescimento de novo tecido, permitindo a proliferação de células osteoprogenitoras. Tais características permitem o uso da HA para reposição ou suporte em partes do fêmur, dentes, tendões, reconstrução maxilofacial, aumento da estabilização do maxilar, neurocirurgia do crânio, preenchimento de cavidades ósseas após cirurgia de tumores [1,2].

Devido a sua alta complexidade e diversificação na razão Ca/P as cerâmicas de fosfatos de cálcio podem sofrer modificações em função do método de síntese utilizado. Uma alternativa de síntese que pode mimetizar estruturalmente as bioapatitas considera a inclusão da fase orgânica, o colágeno, em meio reacional, explorando a alta afinidade entre estas fases naturalmente diferentes, como ocorre durante o processo de biomineralização óssea [3,4]. O colágeno já revela, em condições biológicas, uma ótima sinergia com a fase mineral do osso, além disso, pode garantir a dispersão do pó nanométrico, em meio reacional e assegurar a reprodutibilidade e estabilidade na obtenção da fase de hidroxiapatita pura [5,6].

A proposta deste estudo foi sintetizar a hidroxiapatita nanoestruturada pelo método de

precipitação induzida na presença de colágeno em solução aquosa, envolvendo reação de neutralização, entre hidróxido de cálcio e ácido fosfórico para obtenção da fase pura de HÁ para fins de preparação óssea e odontológica.

Materiais e Métodos

A síntese da hidroxiapatita (HA) foi realizada a partir da preparação prévia de uma solução aquosa (0,3M) de ácido fosfórico - Synth® e uma suspensão (0,5M) de hidróxido de cálcio - Synth®, contendo a dispersão de 4% em massa de colágeno hidrolisado (JBS® – origem bovina), com relação à massa de $\text{Ca}(\text{OH})_2$. As quantidades de ácido e base foram calculadas de forma a manter a razão estequiométrica da HA, ou seja, Ca/P igual a 1,67.

O processo de síntese envolveu a precipitação da fase cerâmica de HA-C (hidroxiapatita em meio de colágeno), a partir da adição da solução de ácido fosfórico, mantendo uma vazão de 8 mL/min, sob a suspensão de hidróxido de cálcio que continha a fase dispersa de colágeno, mantendo agitação constante e temperatura ambiente. Para uma análise comparativa outra síntese foi realizada mantendo as mesmas condições, porém na ausência do colágeno.

Durante toda a síntese, o pH foi monitorado (pHmetro Digimed DM-20), após a adição de diferentes volumes de ácido e após a precipitação completa. O precipitado foi mantido em digestão, por 24h, sendo verificado também o pH. Após período de digestão, os pós foram filtrados e secos em estufa (Quimis Q-316 B24) a 60°C/24h e finalmente calcinados a 800°C/3h em forno mufla (QUELME)

Os pós obtidos foram caracterizados por FTIR após etapa de secagem e após calcinação, e as fases cristalinas presentes foram determinadas por difração de raios X. A área de superfície específica foi medida pela técnica de adsorção gasosa, em equipamento (Micromeritics modelo ASAP 2010), utilizando gás N_2 como adsorvedor, e a morfologia e a dimensão das partículas por microscopia eletrônica de transmissão (JEOL JEM 200C). Os pós de HA-C sintetizados foram caracterizados quanto a morfologia e a dimensão das partículas por microscopia eletrônica de transmissão-MET (JEOLJEM200C).

O material obtido foi prensado uniaxialmente (20 MPa) no formato de pastilhas, seguido de prensagem isostática a frio (200 MPa) e sinterizados a 1100°C por 1 hora em forno Lindberg em atmosfera oxidante. As cerâmicas sinterizadas foram caracterizadas quanto a densidade pelo método de Arquimedes, a partir da equação (1):

$$\rho = [m_s / (m_u - m_t)] \cdot \rho_{H_2O} \quad (1)$$

Sendo m_s = massa da amostra seca; m_t = massa da amostra imersa; m_u = massa da amostra úmida; e ρ_{H_2O} = densidade da água na temperatura do ensaio.

Após sinterização os corpos de prova foram caracterizados por DRX e a microestrutura por microscopia eletrônica de varredura, após etapa de recobrimento com ouro (2 minutos), utilizando “sputter coater” (Baltec SCD 050).

Resultados

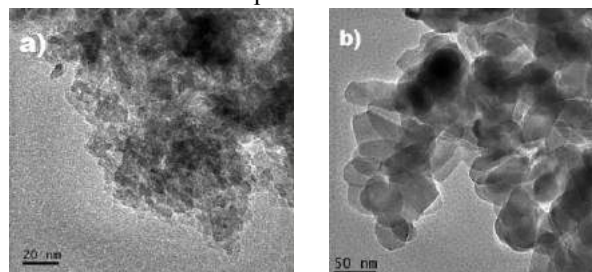
Na Tabela 1 estão apresentados os dados de pH (inicial: pH_i; após adição 70% (vol.ácido): pH₇₀; final: pH_F e após 24h: pH₂₄), durante a síntese na presença e ausência de colágeno para fins comparativos..

Tabela 1: Valores de pH monitorados durante as sínteses e após período de digestão por 24h (1): na presença e (2) ausência, de colágeno.

síntese	pH _i	pH ₇₀	pH _F	pH ₂₄
1	12,2	11,63	10,9	8,7
2	12,4	12,2	10	10,6

Notou-se uma redução nos valores de pH durante a precipitação da HA-C na presença do colágeno, quando comparada a evolução do pH durante a síntese sem o colágeno. Somente o pH_F (10,9) da síntese 1 mostrou-se mais alcalino que o pH_F (10) da síntese 2. A adição do colágeno, induziu uma queda mais expressiva do pH, após 24 horas de digestão, quando comparada a técnica clássica (sem o colágeno).

A Figura 1 apresenta as micrografias da HA-C sintetizada na presença de colágeno, obtida a partir da técnica da microscopia eletrônica de transmissão



(MET). Figura 1(a) - após etapa de secagem e Figura 1(b) após calcinação

Figura 1: Micrografias dos pós-obtidos por MET; (a) após secagem e (b) após calcinação a 800°C por 3 horas.

A análise de adsorção gasosa revelou uma área de superfície específica equivalente a 24,6 m²/g, valor adequado para uma boa sinterabilidade dos pós [3].

A Figura 2 apresenta o espectro gerado por FTIR da HA obtida após o processo de calcinação, revelando os grupamentos típicos da HA, destacando a presença da espécie carbonato, que a torna mais próxima das características da apatita biológica.

Na Figura 3, estão apresentados os perfis de difração de raios X normalizados da hidroxiapatita sintetizada na presença de colágeno e após sua calcinação.

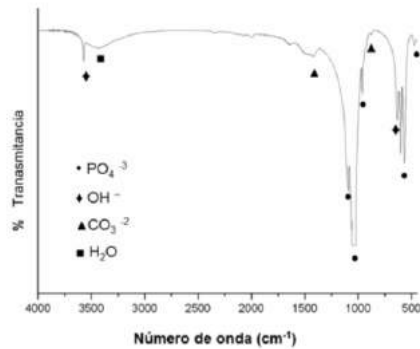


Figura 2: Espectro obtido por FTIR da HA calcinada a 800°C por 3 horas com a identificação das bandas referentes a cada grupamento químico.

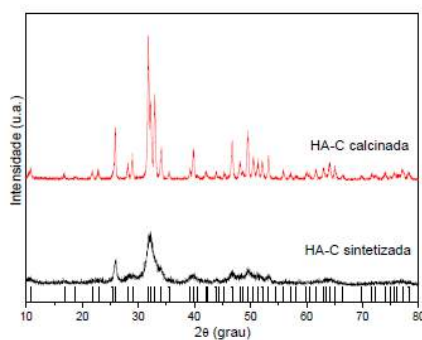


Figura 3: Difratomogramas de raios X dos pós de HA sintetizada com colágeno (HA-C) antes e após calcinação e posição dos picos típicos da HA-ficha JCPDS9-342.

Na Tabela 2, estão apresentados os dados de densidade a verde - D_v e densidade hidrostática após sinterização - D_F , determinada pelo método de Arquimedes, considerando densidade teórica da HA de 3,157g/cm³, e a perda de massa - PM da HA-C.

Tabela 2: Dados de densidades, utilizando triplicatas: D_v (geométrica); D_F (após sinterização) e PM.

	D_v	D_F	PM
HA	54,8% ± 0,8	94,5% ± 0,6	4,6% ± 0,4

A Figura 4 apresenta as micrografias obtidas por MEV de diferentes superfícies da fratura das amostras de HA após sinterização a 1100°C/1h.

O perfil de difração do material após sinterização está apresentado na Figura 5. Observa-se que a fase de HA foi mantida, sendo observado um aumento da cristalinidade do material pela maior definição dos picos quando comparada ao difratograma da Figura 3.

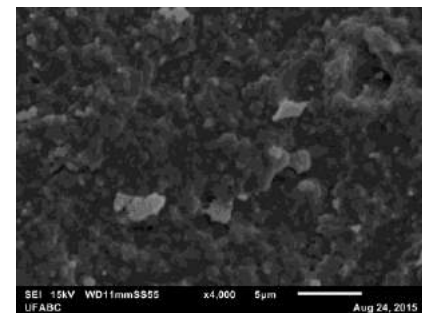
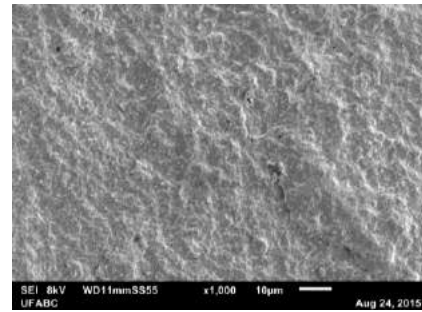


Figura 4: Micrografias obtidas por MEV de diferentes regiões da fratura dos corpos de prova de HA após sinterização a 1100°C/1h, em diferentes aumentos.

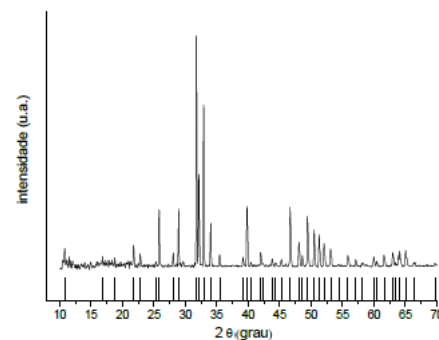


Figura 5: Difrátograma da amostra de HA-C após sinterização a 1110°C/1h e posição dos picos típicos da HA-ficha JCPDS9-342

Discussão

Neste estudo ficou evidente a influência do colágeno na síntese da hidroxiapatita. Notou-se, durante a síntese, uma queda significativa do pH durante a precipitação da HA-C (Tabela 1). Este comportamento pode estar associado a presença de grupamentos ácidos como COO⁻ e C=O presentes na estrutura do colágeno [6]. A natureza amorfa e hidrolisada do colágeno contribuiu também para a fácil solubilidade e melhor interação entre as fases dispersas (orgânica e inorgânica), além de facilitar sua degradação térmica, em função da quebra das ligações cruzadas em sua estrutura, quando comparada ao colágeno nativo [4, 6]. A presença do colágeno influenciou a natureza da HA sintetizada, gerando uma composição mais próxima das características biológicas, decorrente da presença da espécie carbonato (aprox. 875cm⁻¹ e 1400cm⁻¹),

grupamento comumente encontrado em apatitas biológicas, conforme revelado pelo espectro de FTIR (Figura 2), quando comparado a dados da literatura [1, 2, 7].

Comprovou-se o comportamento disperso dos pós pela facilidade de desaglomeração após etapa de secagem, podendo estar associada ao impedimento estérico causado pelas moléculas de colágeno, mecanismo que auxilia no comportamento de dispersão de partículas, o que não ocorre quando se adota a metodologia tradicional (sem colágeno). Além disso, valores alcalinos de pH, como observados durante a síntese, associada também a espécies carregadas em sua estrutura, tendem a reorientar sua conformação de maneira a dificultar a interação entre as partículas do pó, minimizando as forças atrativas entre elas. Nesse caso, estão atuando mecanismos de interação eletrostática, considerados os mais eficientes para garantir sistemas estáveis de dispersão [4,5].

Não foi observada modificação quanto a morfologia entre os pós antes e após a calcinação. Os pós mantiveram morfologia acicular, similar a da apatita biológica, sendo observado um crescimento das partículas após a calcinação, provavelmente resultante do coalescimento das partículas na temperatura utilizada (800°C). Dados da literatura não reavalam mudança significativa quanto ao tamanho e forma das partículas, após mesma condição de calcinação [8]. As imagens (Figura 1) também revelaram a presença de uma distribuição estreita de tamanho de suas partículas, como resultado de uma metodologia capaz de originar pós de maior homogeneidade e uniformidade. O colágeno no meio reacional pode influenciar na velocidade de nucleação, incitando a formação de cristais ultrafinos, causada pela presença da proteína colágena, com tendência a esferoidização das partículas [5]. Materiais com essas características podem revelar estrutura com potencial para a mineralização biomimética de hidroxiapatita em sua superfície [6].

O pó antes da calcinação (Figura 3) apresenta um perfil de difração de raios X composto de bandas largas que pode estar associado a diferentes características, como a presença de cristais de dimensões nanométricas, baixa cristalinidade e presença de defeitos na estrutura, porém preservando a presença da fase única de HA. Após calcinação pode-se constatar a permanência da fase HA e aumento na cristalinidade.

As partículas obtidas são típicas de pós de alta reatividade adequados para obtenção materiais de alta densidade, característica associada à área de superfície específica dos pós. Esta propriedade facilita a sinterização, assegurando microestruturas refinadas e de alta densidade, como mostra a Figura 4, garantindo uma melhor biofuncionalidade quando utilizada para compensar uma disfunção óssea [1, 4, 8]. Estas características estão de acordo com as microestruturas comprovada pelo valor expresso na Tabela 2 e pela presença de porosidade fechada mínima (~5%), característica comum em materiais que atingiram último estágio de sinterização. Após a sinterização não foram

detectadas formação de novas fases, apenas aumento da cristalinidade (Figura 5), revelando alta estabilidade térmica à HA sintetizada preservando sua fase única.

Os resultados obtidos permitem concluir a presença do colágeno durante a síntese da HA teve influência no seu mecanismo de formação, sendo detectada uma variação do pH quando comparada à síntese convencional de neutralização. A rota de síntese obteve pós de fácil desaglomeração, alta estabilidade e presença exclusiva da fase HA, similar a biológica e de baixa cristalinidade. A análise por MET revelou uma tendência a esferoidização das partículas, sendo que a presença do colágeno pode ter favorecido a formação de cristais nanométricos. As características dos pós sintetizados permitiram a obtenção de HA capaz de atingir altas densidades e cristalinidade, após sinterização, preservando a fase desejada.

Agradecimentos

Os autores agradecem a Central Experimental Multiusuário da UFABC, ao Laboratório de Microscopia do IPEN, ao CNPq pela bolsa de IC concedida e a JBS® pelo colágeno fornecido.

Referências

- [1] Dorozhkin SV. Medical Application of Calcium Orthophosphate Bioceramics. *Biomater*. 2011; (1): 1-51.
- [2] Dorozhkin SV. Nanodimensional and Nanocrystalline Calcium Orthophosphates. *American Journal of Biomedical Engineering*. 2012; 2(3): 48-97.
- [3] Costa ACFM, Lima MG, Cordeiro V V, Viana KMS, Souza CV, Lira HL. Hidroxiapatita: Obtenção, caracterização e aplicações *Revista Eletrônica de Materiais e Processos*. 2009; 4(3): 29-38.
- [4] Stenport VF, et al. Precipitation of calcium phosphates in the presence of collagen type I on four different bioactive titanium surfaces: an in vitro study. *Journal of Oral & Maxillofacial Research* [internet]. 2015 Oct-Dez 6(4):e1. Available from: <http://www.ejomr.org/JOMR/archives/2015/4/e1/v6n4e1.pdf>
- [5] Rodrigues V. Análises dos efeitos do colágeno bovino e derivados na proliferação celular e biossíntese de colágeno em fibroblastos humanos [dissertação]. São Paulo: Interunidade em Biotecnologia - Universidade de São Paulo; 2009.
- [6] Prestes RC, Golunski SM, Kempka AP, Luccio MD. Caracterização da fibra de colágeno, gelatina e colágeno hidrolisado. *Revista Brasileira de Produtos Agroindustriais*. 2013; 15(4): 375-382.
- [7] Elliott JC. *Structure and Chemistry of Apatites and Other Calcium Orthophosphates*. London: Elsevier; 1994. P.191-304.
- [8] Gouveia DS. Obtenção de pós nanométricos de hidroxiapatita sintetizados com magnésio utilizando ultrassom [tese]. São Paulo: IPEN - USP; 2008.

INFLUÊNCIA DA POROSIDADE NO CRESCIMENTO DE CÉLULAS ENDOTELIAIS EM MEMBRANAS POLIMÉRICAS

A. A. Y. Kakoi, H. T. T. Oyama, G. Soriano, O. Soriano, I. N. Cestari

Divisão de Bioengenharia - Instituto do Coração (Incor) – Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo, São Paulo, Brasil
e-mail: adelia.kakoi@hc.fm.usp.br

Resumo. Materiais poliméricos como a policaprolactona e o poliuretano são utilizados em engenharia de tecidos para a produção de arcabouços por suas propriedades como tempo de degradação e biocompatibilidade. Esses polímeros são aplicados na medicina com intuito de produzir substitutos viáveis para restaurar, manter ou melhorar a função dos tecidos ou órgãos. Esse trabalho apresenta um estudo da viabilidade de células endoteliais em membranas de policaprolactona e poliuretano. Foram semeadas células endoteliais em membranas poliméricas (policaprolactona e poliuretano) obtidas a partir de soluções com concentrações poliméricas de 10% e 30% em massa por volume com e sem porógeno. A viabilidade celular foi avaliada pela colorimetria por meio da detecção de formazan em 3 e 48 horas após semeadura. Em todas as membranas avaliadas houve adesão das células endoteliais. A presença de poros favoreceu o crescimento celular nas membranas com poliuretano. Os poros permitem que as células se estabeleçam no interior das membranas e interajam entre si de maneira a ocupar os poros. As células semeadas nas membranas de poliuretano com porógeno migraram e se desenvolveram no interior das membranas.

Palavras-chave: Biomaterial polimérico, viabilidade celular, células endoteliais, porógeno.

Abstract. *Polymeric materials such as polycaprolactone and polyurethane are used in tissue engineering for production of scaffolds due its properties as biocompatibility and degradation time. These polymers are used in medicine in order to produce viable substitutes to restore, maintain or improve the function of tissues or organs. This paper presents a study of the viability of endothelial cells in polycaprolactone and polyurethane membranes. Endothelial cells were seeded onto polymeric membranes (polycaprolactone and polyurethane) obtained from polymer solutions with concentrations of 10% and 30% by weight per volume with and without porogen. Cell viability was assessed by colorimetry using formazan 3 and 48 hours after seeding. In all membranes evaluated there was adhesion of endothelial cells. The presence of pores favored cell growth on the membranes with polyurethane. The pores allow cells to establish themselves within the membrane and interact with each other to occupy the pores. Cells seeded on membranes with polyurethane with porogen migrated and developed within the membrane.*

Keywords: *Polymeric biomaterial, cell viability, endothelial cells, porogen.*

Introdução

A utilização de materiais poliméricos sintéticos é uma alternativa para o tratamento de lesões e perda de tecidos biológicos, devido as suas características físico-químicas, versatilidade estrutural e biocompatibilidade [1]. Estudos sobre os mecanismos de interação das células com a matriz extracelular e sua influência no crescimento e diferenciação celular vêm sendo utilizados no desenvolvimento de biomateriais poliméricos que mimetizam as características da matriz extracelular, exercendo assim um papel ativo na restauração tecidual.

Idealmente, polímeros utilizados em aplicações médicas devem ser biocompatíveis e servir de substrato temporário até que uma nova matriz seja produzida pelas células [2]. Estudos mostram que a policaprolactona (PCL) e o copolímero de poli (éter-uretano) (PU) são polímeros promissores para serem utilizados na preparação de arcabouços para engenharia de tecidos [3,4].

Nesse trabalho foi analisada a viabilidade de células imortalizadas endoteliais humanas (HUVEC) em membranas de PCL e PU obtidas empregando diferentes concentrações de porógeno.

Materiais e métodos

Processo de obtenção das membranas de PCL – Foram preparadas duas concentrações diferentes de solução polimérica: uma de 10% e outra de 30% em massa de PCL (peso molecular 37.000 – Solvay) que foram dissolvidas em clorofórmio (Sigma-Aldrich, USA). Dessa solução, foram obtidas a membrana densa e a membrana porosa a partir da evaporação do solvente. Para formar os poros, foram adicionados 3,5 g de NaCl peneirados à solução (diâmetro da peneira: 150 µm) e em seguida, a membrana foi lavada para se retirar o NaCl. O mesmo procedimento foi realizado para produzir as membranas com 30% de PCL. Desse processo obtemos quatro tipos de membrana: com 10% de PCL densa (10PCL) e porosa (10PCLP) e com 30% de PCL densa (30PCL) e porosa (30PCLP).

Processo de obtenção das membranas de PU – Foram utilizadas uretanos de policarbonato Chronoflex AR 22% (AdvanSource Biomaterials Co., USA). O copolímero de poliuretano em gel foi dissolvido em N,N-dimetilacetamida (Sigma-Aldrich, USA) na proporção de 1:1 em peso e misturada até se obter uma mistura

homogênea. A mistura foi depositada sobre uma forma de aço inoxidável para se obter uma membrana polimérica plana e desprovida de irregularidade na superfície. A solução foi mantida em fluxo laminar com exaustão por 4 horas a 55° C. Para obter a membrana de PU com o porógeno (membrana porosa), 3,5 g de NaCl foi adicionado ao solvente e posteriormente diluído em água. A técnica de evaporação de solvente foi realizada na preparação dessas membranas. Desse processo obtemos dois tipos de membrana: PU densa (PU) e porosa (PUP).

Preparação das amostras – As membranas foram cortadas em formatos de discos com área de 0,35 cm² e esterilizadas com solução de etanol 70% por 30 minutos e por radiação ultravioleta por 20 minutos. Em seguida, foram colocadas em microplacas e equilibradas com meio de cultura por 2 horas.

Cultura celular – As HUVECs foram cultivadas em frascos de poliestireno T-75 cm² de cultura de poliestireno, mantidas em meio de cultura RPMI 1640 (Life Technologies, USA) complementado com 10% (v/v) de soro fetal bovino (SFB) (Thermo Fisher Scientific, USA) e 1% (v/v) do antibiótico penicilina/streptomina (Thermo Fisher Scientific, USA) e incubadas em condições estáticas a temperatura de 37° C e ambiente hidratado com 5% de CO₂.

Ensaio de adesão – As HUVECs foram dissociadas enzimaticamente dos frascos T-75cm² com 0,25% (w/v) tripsina-EDTA (Thermo Fisher Scientific, USA) em tampão fosfato pH 7,4 (PBS) (Invitrogen, USA), centrifugadas e ressuspendidas com o meio de cultura RPMI. Uma amostra da suspensão foi corada com azul de Trypan (Sigma-Aldrich, USA) que colore apenas as células mortas. A concentração celular (células/ mL) foi determinada por meio da contagem celular na câmara de Neubauer. Com diluição adequada, foram semeadas 10000 células por amostra (triplicata) e em seguida incubadas por 24 horas.

Ensaio de proliferação – Para determinar a quantidade de células viáveis em proliferação nas membranas de PCL e PU de acordo com a norma ASTM F2739-8 (Standard Guide for Quantitating Cell Viability within Biomaterial Scaffolds), foi utilizado o kit de ensaio MTS (Promega, USA). Nesse ensaio, foram semeadas inicialmente 5000 células em cada grupo experimental: 10PCL, 10PCLP, 30PCL, 30PCLP, PU e PUP, todas em triplicata. Após 3 e 48 horas de incubação em relação ao final da semeadura, foi adicionado o 100 µL de MTS a cada membrana e em seguida incubadas por 3 horas em ambiente hidratado a 37°C e 5% CO₂. Em seguida, a leitura de absorbância foi realizada no espectrômetro FLUOstar Omega (BMG LABTECH, Alemanha) e os dados calculados no comprimento de onda de 490 nm. Uma curva de proliferação padrão foi obtida inicialmente nas mesmas condições do experimento. Utilizando o MTS e sabendo quantidade de células semeadas, têm-se a relação linear entre o número de células e a absorbância. Por meio dessa relação é possível determinar a quantidade de células viáveis em cada membrana.

Microscopia óptica – As membranas de PCL e PU não semeadas foram lavadas com álcool isopropílico antes de serem analisadas. A membrana de PU semeada foi corada com tionina para observar a morfologia celular. A formação dos poros e a presença de células nas membranas foram observadas por microscopia óptica (Nikon TE300, Japão).

Microscopia eletrônica de varredura (MEV) – As amostras foram fixadas com paraformaldeído 4% em PBS por 20 minutos. Em seguida elas foram lavadas com água destilada e colocadas para secar à temperatura ambiente. A microscopia eletrônica de varredura foi realizada utilizando um microscópio modelo TM 3000 (Hitachi, Japão) e permitiu a avaliação da superfície das membranas poliméricas, a visualização dos poros formados e a adesão celular.

Microscopia confocal – As amostras foram fixadas com paraformaldeído 4% em PBS por 20 minutos e lavadas com água destilada. Em seguida, marcadas com Hoechst 33258 (Sigma-Aldrich, USA) por 20 minutos cujos comprimentos de onda de excitação e emissão são respectivamente 352 e 461 nm. As amostras foram colocadas em laminulas de vidro com glicerol/PBS (1:1) e analisadas por microscopia confocal (LSM510 Meta – Zeiss, Alemanha).

Análise estatística – A análise de dados foi realizada por meio da análise de variância ANOVA *one-way* (SigmaPlot 11.0, Systat, USA) com *post-hoc* de Holm-Sidak que compara os valores médios das amostras com o valor médio do controle para identificar se há uma diferença significativa. O nível de significância adotado foi 5% e os dados estão representados como média e desvio padrão.

Resultados

A Figura 1 e a Figura 2 apresentam as imagens das membranas de PU obtidas pelo MEV e com aumento de 180x.

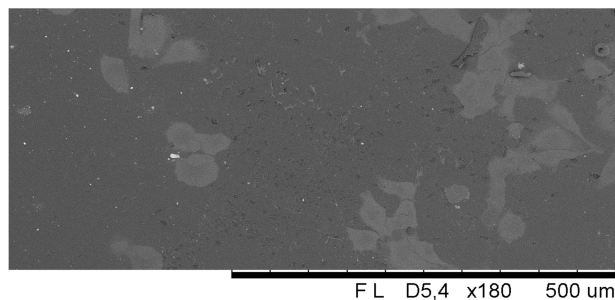


Figura 1: Imagem obtida pelo MEV da membrana de PU densa com células aderidas após 24 horas.

As células semeadas na membrana PU porosa não aderiram na superfície externa devido a presença dos poros, como pode ser visto na Figura 3. Na imagem 3D, é possível observar as células coradas em azul no interior da membrana que tem 1,64 mm de espessura e a região que concentra as células tem dimensão 0,45mm x 0,45 mm x 0,05 mm.

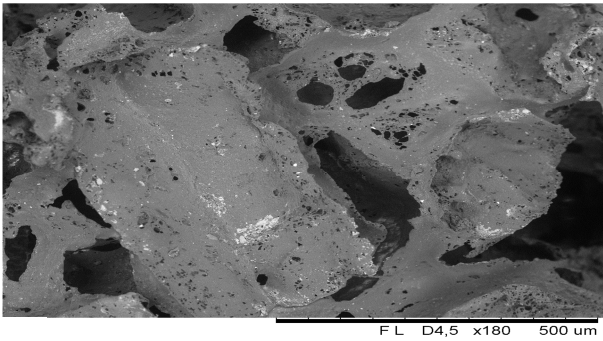


Figura 2: Imagem obtida pelo MEV da membrana de PU porosa com células aderidas após 24 horas. Com essa técnica, não é possível ver as células aderidas na superfície externa da membrana.



Figura 3: À esquerda, imagem da membrana PU porosa aumentada 20x obtida pela microscopia confocal e, à direita, sua respectiva imagem 3D. Os núcleos das células marcadas com Hoechst 33258 indicam que elas estão aderidas ao redor dos poros. Na imagem à esquerda, o contorno em vermelho mostra um dos poros da membrana.

A Figura representa a membrana de PU densa com células aderidas após 24 horas, obtida pelo microscópio óptico com aumento de 20x. Após o período de adesão, as células foram coradas com tionina.

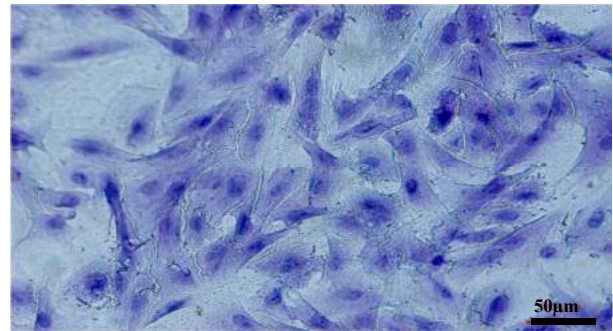


Figura 4: Imagem da membrana PU densa e com células coradas com tionina.

A análise com o MEV mostra as superfícies das membranas de PCL (Figura 5) semeadas, com aumento de 180x. Essas imagens foram obtidas após 24 horas de adesão.

Após 48 horas de adesão, dentre as membranas, a PUP apresentou aumento de 6,6 vezes no número de células em relação à quantidade inicial aderida. As membranas 30PCL e 30PCLP apresentaram o menor aumento, apenas 1,3 vezes.

A quantidade de células viáveis após um período de 48 horas após a semeadura nas membranas de 10PCL, 30PCL e PU é apresentada na Figura 6.

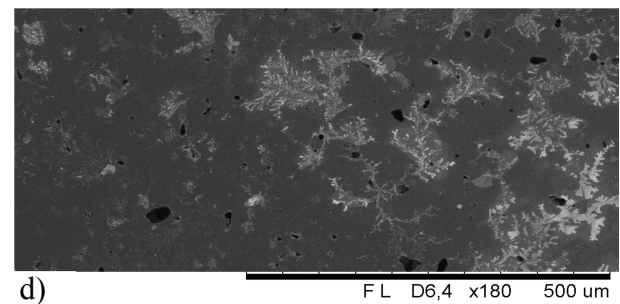
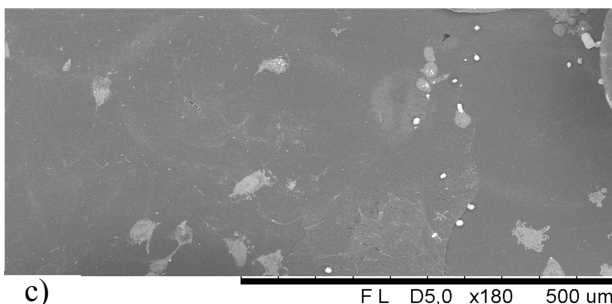
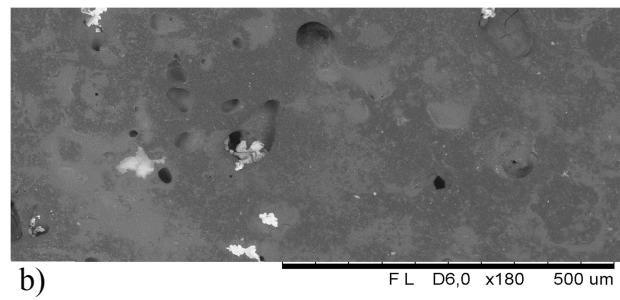
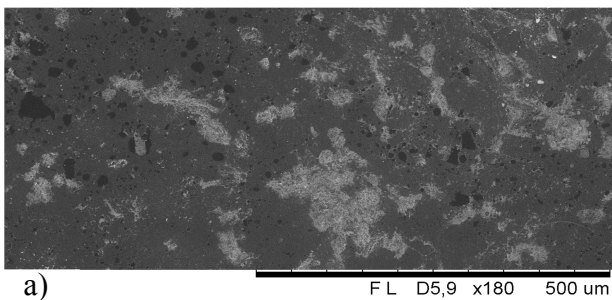


Figura 5: Imagem das membranas de PCL obtidas pelo MEV. a) Imagem da membrana com 10% de PCL densa com células aderidas. b) Imagem da membrana com 10% de PCL porógena com células aderidas. c) Imagem da membrana com 30% de PCL densa com células aderidas. b) Imagem da membrana com 30% de PCL porógena com células aderidas.

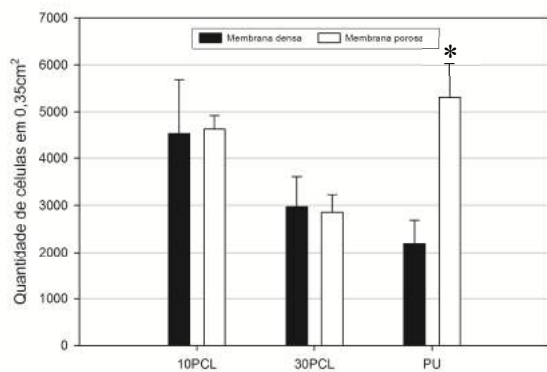


Figura 6: Quantidade de células endoteliais aderidas nas membranas com 10% e 30% de PCL e PU após 48 horas. Os valores foram obtidos a partir das absorvâncias e (*) denota diferença estatística significativa para $P < 0,05$.

Discussão

A resposta biológica das células depende da composição química e a estrutura do biomaterial polimérico. O meio deve apresentar condições fisiológicas favoráveis, para que elas iniciem o processo de adesão e proliferação [5]. Houve adesão e proliferação em todas as membranas avaliadas. Quando a adesão celular nas membranas de PU é comparada com as de PUP para $P < 0,05$. Devido à pequena quantidade de amostras, o desvio padrão aumenta e na diferença estatística não é significativa entre as membranas com 10% e 30% de PCL. Esses resultados preliminares indicam que membranas de PUP são favoráveis ao desenvolvimento celular.

A presença de poros favorece a adesão e proliferação celular. Estudos indicam que os poros são necessários para o crescimento tridimensional das células semeadas em arcabouços poliméricos [6] e que o tamanho adequado dos poros pode variar de acordo com o tipo celular. Nas membranas de PU com poros, as células se aderiram e proliferaram no interior da membrana, como pode ser observado pela microscopia confocal.

Agradecimentos

Agradecemos à FAPESP e CNPq pelo suporte financeiro.

Referências

- [1] Oréfice RL, Pereira MM, Mansur, HS. Biomateriais: Fundamentos e Aplicações. 1ed. Rio de Janeiro:RJ; 2012.
- [2] Oyama HTT, Oyama HS, Lins LCAS, Cestari IN, Cestari IA. Métodos de obtenção de arcabouços biodegradáveis para crescimento de células. In: Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica, 2010, Tiradentes, MG. Anais do XXII Congresso de Brasileiro de Engenharia Biomédica, 2010.
- [3] Ciapetti G, Ambrosio L, Sararino L, Granchi D, Cenni E, Baldini N, Pagani S, Guizzard S, Causa F,

Giunti A. Osteoblast growth and function in porous poly ϵ -caprolactone matrices for bone repair: a preliminary study. *Biomaterials*. 2003; 24(21): 3815-3824.

- [4] Ng KW, Hutmacher DW, Schantz JT, Ng CS, Too HP, Lim TC, Phan TT, Teoh SH. Evaluation of ultra-thin poly(ϵ -caprolactone) films for tissue-engineered skin. *Tissue Eng*. 2001; 7(4): 441-455.
- [5] Lotfi M, Nejb M, Naceur M. Cell Adhesion to Biomaterials: Concept of Biocompatibility, Advances in Biomaterials Science and Biomedical Applications. 2013, cap.8. InTech. Available from: <http://www.intechopen.com/books/advances-in-biomaterials-science-and-biomedical-applications/cell-adhesion-to-biomaterials-concept-of-biocompatibility>
- [6] Joly P, Duda GN, Schöne M, Welzel PB, Freudenberg U, Werner C, Petersen A. Geometry-Driven Cell Organization Determines Tissue Growths in Scaffold Pores: Consequences for Fibronectin Organization. *PLoS One*. 2013; 8(9): e73545.

PRODUÇÃO DE VITROCERÂMICAS PARA MIMETIZAÇÃO DE CARACTERÍSTICAS ACÚSTICAS E MECÂNICAS DE TECIDO ÓSSEO

F. Catelani*, D. S. S. Ferreira**, M. C. Andrade**, M. A. von Krüger* e W. C. A. Pereira*

*Programa de Engenharia Biomédica - COPPE/UFRJ, Rio de Janeiro, Brasil

**Instituto Politécnico do Rio de Janeiro - IPRJ/UERJ, Nova Friburgo, Rio de Janeiro, Brasil
e-mail: fernanda.catelani@peb.ufrj.br

Resumo: As vitrocerâmicas são materiais policristalinos obtidos por um processo de tratamento térmico específico e controlado. Uma das formas de obtenção de sua matéria-prima é a reciclagem do vidro. As vitrocerâmicas são utilizadas em diversos setores da indústria, incluindo a da saúde. O objetivo do presente estudo é reaproveitar o vidro de para-brisa como matéria-prima para a produção de *phantoms* vitrocerâmicos com propriedades acústicas e mecânicas do osso cortical. A obtenção do pó de vidro ocorreu mediante processos de moagem, peneiramento, homogeneização, secagem, conformação, compactação e sinterização. Foram produzidas 5 amostras de cada composição: pó de vidro puro e pó de vidro com adição de 4% de óxido de nióbio (Nb_2O_5). Os parâmetros avaliados no estudo foram: velocidade ultrassônica longitudinal (c_{AM}) e atenuação (α); módulo de elasticidade dinâmico (E_d); densidade aparente (ρ_a); absorção de água (AA); e resistência à flexão (RF). As amostras com Nb_2O_5 foram as que apresentaram resultados de c_{AM} , α , E_d e ρ_a mais semelhantes aos valores do osso cortical. A RF, por sua vez, apresentou resultados satisfatórios, tanto com pó de vidro puro quanto com Nb_2O_5 . A AA também mostrou coerência com os resultados de ρ_a e c_{AM} . Conclui-se que amostras vitrocerâmicas com 4% de Nb_2O_5 têm potencial para serem empregadas como *phantom* de osso cortical com fins terapêuticos e diagnósticos, como alternativa aos materiais comerciais utilizados atualmente. Estudos futuros visam avaliar outras rotas de produção e temperaturas de sinterização.

Palavras-chave: Vitrocerâmica, tecido ósseo, phantom, ultrassom quantitativo, propriedades mecânicas.

Abstract: Glass ceramics are polycrystalline materials obtained by a specific and controlled heat treatment process. One of the fabrication routes to obtain the raw material is by glass recycling. Glass ceramics are used in various industry sectors, including health. The aim of this study is to reuse the automotive windshield glass as a raw material for the production of glass-ceramic phantoms with acoustic and mechanical properties of cortical bone. The obtained glass powder was made through processes of grinding, sieving, mixing, drying, forming, compaction and sintering. Five samples for two different compositions (pure glass powder and glass powder with 4% niobium oxide (Nb_2O_5)) were produced. The parameters evaluated in the study were: ultrasonic

longitudinal velocity (c_{AM}) and ultrasound attenuation (α); dynamic elastic moduli (E_d); density (ρ_a); water absorption (AA); and bending strength (RF). Samples with Nb_2O_5 showed for c_{AM} , α , E_d and ρ_a more similar results compared to the values of cortical bone. RF parameter showed satisfactory outcomes in pure glass powder and Nb_2O_5 . AA showed consistency with the results of ρ_a and c_{AM} . We concluded that glass ceramic samples with 4% Nb_2O_5 has potential to be used as cortical bone phantom for ultrasound diagnostic and therapeutic purposes, as an alternative to commercial materials currently used. Future studies aim to assess other production routes and sintering temperatures.

Keywords: Glass ceramic, bone tissue, phantom, quantitative ultrasound, mechanical properties.

Introdução

As vitrocerâmicas são materiais formados de cristais dispersos em matriz vítrea. Estes cristais são obtidos por tratamento térmico e cristalização controlada das peças formadas de pó de vidro. Dentre as várias aplicações das vitrocerâmicas, destaca-se o uso na odontologia, pela sua alta biocompatibilidade, baixa condutividade térmica e adequação para a estética oral [1]. Estima-se que cerca de 120 mil unidades de para-brisas automotivos sejam descartadas por mês em aterros sanitários. A massa total de um para-brisa é composta por 93% de vidro e 7% de Polivinil Butiral (PVB), o qual demora cerca de 500 anos para ser assimilado pelo meio ambiente, enquanto o vidro não é biodegradável e pode permanecer no local de descarte indefinidamente [2].

O reaproveitamento do vidro de para-brisa após a moagem, por metalurgia do pó, possibilita a produção de vitrocerâmicas, poupando matérias-primas naturais e evitando o desperdício de energia para a produção de matéria-prima amorfa.

Dependendo da metodologia de produção das vitrocerâmicas, estas podem apresentar características acústicas e mecânicas semelhantes às de tecidos biológicos como os ossos. Geralmente os materiais empregados para mimetizar características ultrassônicas ósseas são comerciais à base de resina epóxy (CIRS®; Sawbones®), polimetilmetacrilato (Plexiglas®), poliuretano, cloreto de polivinil (PVC), entre outros; enquanto materiais como cerâmicas de alumina e óxido de zircônio [3], assim como os metais, aço inoxidável e

titânio [4], são usados em implantes por apresentarem características mecânicas e de imagem semelhantes às de ossos.

Assim, o objetivo deste trabalho é a produção de vitrocerâmicas com características acústicas e mecânicas próximas às de tecidos ósseos, a partir do pó de vidro de para-brisa obsoleto com cristalização controlada na matriz vítrea formada e, assim, investigar sua viabilidade para utilização como *phantom* de tecido ósseo para uso diagnóstico e terapêutico ultrassônicos.

Materiais e métodos

Obtenção e moagem da matéria prima – A moagem foi realizada em um moinho de bolas. Os pedaços de para-brisa (o vidro e o PVB) foram colocados no moinho com corpos moedores de alumina com diâmetro médio de 20,90 mm ($n = 30$), 26,66 mm ($n = 20$) e 40,58 mm ($n = 10$). Após 24 horas de moagem, o pó de vidro obtido foi separado em uma peneira com abertura de 0,212 mm. A este pó peneirado deu-se o nome de pó de vidro puro (PVP). A incorporação de óxido de nióbio (Nb_2O_5) se deu por meio da mistura mecânica deste com o PVP. Separou-se 1,00 kg de pó de vidro adicionando-se a ele o equivalente a 4% dessa massa de Nb_2O_5 . A homogeneização foi realizada por via úmida com adição de 500 ml de água e 60 corpos moedores de alumina (PVP/corpos moedores = 0,41 peso/peso). O processo durou cerca de 24 horas e, em seguida, esta mistura foi seca em estufa por mais 24 horas, sendo o pó novamente peneirado na mesma peneira. Desta forma, foram utilizadas duas composições da matéria-prima, uma corresponde ao PVP; e a outra ao pó de vidro com 4% de Nb_2O_5 .

Homogeneização, conformação e compactação – Uma massa de 10% de água foi adicionada aos pós, funcionando como ligante na prensagem uniaxial. A peça produzida com 35 g de pó foi conformada em uma matriz retangular de aço com dimensão 70 mm x 40 mm. A tensão de compactação utilizada foi de 1,8 toneladas (11,9 MPa) durante 60 segundos.

Secagem e sinterização – A secagem foi realizada em estufa, por cerca de 2 horas, em temperatura de aproximadamente 100 °C. A sinterização foi realizada no forno mufla (Jung LF7012) a 700 °C durante uma hora, com uma taxa de aquecimento de 5 °C/min, sem controle de resfriamento. Foram produzidas 5 peças com PVP e 5 com pó de vidro com 4% de Nb_2O_5 . A temperatura de 700°C foi escolhida com base na análise térmica do pó de vidro e cinética de cristalização, realizadas em estudo anterior do grupo de pesquisa [5].

Avaliação da densidade aparente (ρ_a) e absorção de água (AA) – A ρ_a foi determinada pelo princípio de Arquimedes. Três massas foram medidas para cada peça sinterizada: 1) a massa seca após 8 horas em estufa a 100 °C; 2) a massa da peça úmida; e 3) a massa do líquido que a peça deslocou pela imersão em água. Por meio das medidas das massas 2 e 3 foi possível obter o percentual de absorção de água (AA) [6].

Ensaio de resistência à flexão em 3 pontos (RF) – Utilizou-se a adaptação da norma ASTM C1161 - 13. O equipamento utilizado foi uma máquina de ensaios universal (Shimadzu AG X-PLUS). A distância entre os apoios e a velocidade de aproximação do travessão foram 40,51 mm e 0,2 mm/min, respectivamente.

Velocidade longitudinal e atenuação por Ultrassom Quantitativo (QUS) – A técnica de QUS empregada foi a transmissão-recepção com dois transdutores de 1 MHz (V-303-SU Olympus®) excitados por salvas de senoides (3 ciclos), a partir de um gerador de funções (Tektronix AFG3021B) e monitorada em osciloscópio digital (Tektronix TDS2024B). A amostra e os transdutores foram colocados dentro de um tanque com água deionizada e coletados 10 sinais de cada amostra, intercalados com seus respectivos sinais de referência. Estes foram coletados mantendo-se as mesmas condições experimentais, porém, sem a presença da amostra. A temperatura da água foi obtida por termômetro digital (MTH 1362W). Os sinais foram salvos com média de 64 pontos por um programa em Labview® (National Instruments) e depois processados em Matlab® (The MathWorks, Inc).

Para a obtenção da velocidade de propagação da onda de ultrassom na amostra (c_{AM}), em m/s, foi considerado o tempo de vôo do segundo pico detectado (TVP2), tanto no sinal de referência quanto no sinal da amostra. A atenuação (α) foi medida em dB/cm, tendo como referência a intensidade máxima do sinal. A c_{AM} foi estimada a partir da Equação 1, onde x é a espessura da amostra; c_{REF} a velocidade de referência [7]; e Δt a diferença temporal entre TVP2 do sinal da amostra e do sinal de referência.

$$c_{AM} = \left(\frac{1}{c_{REF}} - \frac{\Delta t}{x} \right)^{-1} \quad (1)$$

Módulo de elasticidade dinâmico (E_d) – Para sua estimativa foi empregada a Equação 2, baseada na norma BS-1881 (Parte 203:1986) e NBR 15630:2008, onde o coeficiente de Poisson (ν) considerado foi de 0,25, próximo a valores de vidros de cerâmica (*pyroceram*) e dentro da faixa para o osso humano que, segundo Cowin [8], seria de 0,2 a 0,5.

$$E_d = \rho_a \cdot c_{AM}^2 \cdot \frac{(1+\nu) \cdot (1-2\nu)}{1-\nu} \quad (2)$$

Apresentação dos resultados – O teste de normalidade Kolmogorov-Smirnov foi aplicado (índice de significância estatística de 5%) para a comparação dos sinais de c_{AM} e α de cada composição (PVP e com 4% de Nb_2O_5). Os resultados foram apresentados como medidas de tendência central e de dispersão. As análises foram feitas no programa Action v. 2.9.29.368.534, utilizando como plataforma o Microsoft Excel®.

Resultados

O teste de normalidade da c_{AM} e α , para amostras com a mesma composição, mostrou diferença estatística ($p < 0,05$). A Tabela 1 apresenta os resultados acústicos, mecânicos e físicos das vitrocerâmicas do estudo.

Tabela 1: Parâmetros mecânicos e acústicos das amostras de vitrocerâmica com pó de vidro puro (PVP) e com 4% de óxido de nióbio (4%Nb₂O₅).

Parâmetros	Composição	Mediana	Mínimo	Máximo	AI
c_{AM} (m·s ⁻¹)	PVP	5.898,02	5.749,36	6.070,42	143,62
	4% Nb ₂ O ₅	3.885,13	3.566,56	4.031,97	251,97
α (dB·cm ⁻¹)	PVP	15,59	14,96	16,91	0,64
	4% Nb ₂ O ₅	12,27	11,37	13,84	0,57
E_d (GPa)	PVP	62,22	58,98	63,51	2,87
	4% Nb ₂ O ₅	23,07	18,23	24,60	3,51
RF (MPa)	PVP	59,09	43,68	74,62	15,03
	4% Nb ₂ O ₅	12,83	11,64	14,35	1,19
ρ_a (kg/m ³)	PVP	2.111,31	2.098,91	2.112,28	0,97
	4% Nb ₂ O ₅	1.757,95	1.710,13	1.945,53	31,10
AA (%)	PVP	0,00	0,00	0,00	0,00
	4% Nb ₂ O ₅	0,11	0,10	0,12	0,01

AI - amplitude interquartil; c_{AM} - velocidade longitudinal do ultrassom; α - atenuação do ultrassom; E_d - módulo de elasticidade dinâmico; RF - resistência à flexão; ρ_a - densidade aparente; AA - absorção de água.

Discussão

Com base em estudos anteriores do grupo de pesquisa, pode-se afirmar que no presente trabalho foram produzidas vitrocerâmicas [5]. Estas apresentaram resultados satisfatórios para a α , com valores dentro da faixa de 13 a 26 dB/cm [9] e próximos ao valor de 10 dB/cm [10]. Já para a c_{AM} , as amostras com 4% de Nb₂O₅ foram as que mais se aproximaram dos valores para o osso cortical de humanos e animais, como carneiro e boi que, segundo a literatura, encontram-se em torno de 3.500 a 4.000 m/s [11], coerentes com os resultados de 3.567 a 4.032 m/s obtidos na vitrocerâmica com adição de Nb₂O₅ na sua composição.

O Nb₂O₅ pode atuar como agente nucleante, aumentando a taxa de cristalização do material e diminuindo a temperatura de sinterização da peça. A adição do Nb₂O₅ neste trabalho propiciou a formação de peças com menor densidade e resistência à flexão, o que pode ter ocorrido devido à diferença na distribuição granulométrica entre o PVP ($d(0,5) = 9,297 \mu\text{m}$) e o pó de vidro com 4% de Nb₂O₅ ($d(0,5) = 37,624 \mu\text{m}$), ambas com distribuição monomodal. Como a homogeneização do pó de vidro com 4% de Nb₂O₅ foi a úmida, ocorreu a formação de aglomerados, aumentando a heterogeneidade no empacotamento das partículas durante a etapa de conformação, podendo resultar em uma contração diferencial durante a sinterização, tendo como consequência estruturas não completamente densas. Outra explicação seria que o Nb₂O₅ pode ter

acentuado a cristalização superficial e dificultado a sinterização da peça [12].

A maior c_{AM} foi observada nas amostras com PVP e estava associada a maior densidade das amostras do estudo, assim como verificado em trabalho com corpos cerâmicos de alumina [13]. No presente estudo a porcentagem de densificação das amostras sinterizadas em relação às peças verdes foi de 35,12% e 12,51%, para o PVP e pó de vidro com Nb₂O₅, respectivamente. Cabe ressaltar que tanto a c_{AM} quanto a porosidade das amostras também dependem da temperatura escolhida para a sinterização.

Tendo em vista a imprecisão do módulo de elasticidade estático obtido com o ensaio de flexão em 3 pontos, devido à alta fragilidade das amostras, optou-se pelo cálculo do E_d . Este tende a ser até 40% maior do que o módulo estático, como observado em concretos de baixa à alta resistência ou até 15% superior no caso de madeiras [14].

Em caso de amostras de osso trabecular, por exemplo, estudos chegam a mostrar uma diferença próxima a 141% entre os dois métodos de avaliação do módulo de elasticidade, com valores abaixo de 6,71 GPa [15] ao se usar métodos destrutivos, enquanto por métodos ultrassônicos verifica-se resultados na faixa de 10,70 a 16,20 GPa [8,16,17]. Em relação ao presente trabalho, nota-se uma diferença de 170% entre os resultados do E_d das amostras com Nb₂O₅ na sua composição em relação àquelas com PVP. Cabe também ressaltar, que este parâmetro poderia ser 20% superior em ambas as composições, caso, na Equação 2, a parcela que considera o coeficiente de Poisson ($\nu = 0,25$) fosse descartada.

Em ensaio destrutivo [18] foram encontrados módulos de elasticidade de 13,95 a 20,25 GPa em um total de 16 amostras de osso cortical de fêmur humano, além de uma resistência à fratura entre 147,10 a 237,10 MPa. Estudo posterior [17], ao avaliar propriedades acústicas do osso cortical da tíbia humana, relatou um módulo de elasticidade estático médio de $11,3 \pm 5,8$ GPa, com valor máximo de 18,10 GPa e uma resistência à fratura de $77 \pm 42,20$ MPa. Os resultados encontrados pelos autores [17] também podem ter sofrido alguma influência da idade dos cadáveres utilizados, que possuíam uma média de 81 ± 12 anos.

Desta forma, os resultados obtidos com amostras de vitrocerâmica com adição de 4% de Nb₂O₅ foram os que mais se aproximaram dos valores da literatura para o módulo de elasticidade do osso cortical humano, embora sejam, no mínimo, 12,53% superiores ao relatado [16]; contudo, com resultado semelhante ao valor de 22 GPa verificado para o osso trabecular [19]. Além disto, os valores das amostras com Nb₂O₅ na sua composição também estão dentro da faixa de 17,05 a 35,21 GPa, quando comparados com o osso do fêmur ou tíbia bovinos [18]. Deve-se considerar também que o módulo de elasticidade é influenciado pela forma de medição, se transversalmente ou longitudinalmente ao osso avaliado, o que responderia, segundo a literatura, por valores de 14 e 22 GPa, respectivamente [20,21].

Com relação à tensão máxima de ruptura óssea, observa-se que esta propriedade depende das condições de medida, como posicionamento do travessão durante as medidas e características do tecido no ponto de contato. No caso do presente estudo, todas as amostras apresentaram resultados condizentes com os do osso cortical de tíbias [19]. Os autores encontraram valores na faixa de 9,70 a 134,40 MPa em idosos, embora diverjam de outros estudos que avaliaram o mesmo osso com resultados na faixa de 214 MPa [22]. Estas variações se justificam pela anisotropia do tecido ósseo, pela técnica de análise empregada, bem como diferenças na idade, sexo e nível de atividade física dos donos das amostras analisadas.

Torna-se evidente que a produção de vitrocerâmicas para serem empregadas como *phantoms* ósseos com propriedades mecânicas e acústicas exige um controle rigoroso de todo o processo, desde a produção da matéria-prima até a sinterização. O presente estudo mostra que materiais vitrocerâmicos reciclados podem ser elaborados para apresentarem características mecânicas, acústicas e físicas que mimetizem ossos corticais. Estudos futuros pretendem avaliar outras rotas de produção e temperaturas de sinterização, a fim de obter materiais que possam ser empregados como *phantom* de osso para estudos com fins terapêuticos e diagnósticos por ultrassom, como alternativa aos materiais comerciais utilizados atualmente.

Agradecimentos

Aos órgãos CNPQ, CAPES e FAPERJ pelo apoio financeiro.

Referências

- [1] Kumar P, Singh V, Hira S et al. In vitro cytotoxicity, apoptotic and hemolysis assay of kalsilite-based glass ceramics for dental veneering application. *Int J Appl Ceram Tec*. 2016; 13(1): 78-87.
- [2] Caldas TCC. Reciclagem de resíduo de vidro plano em cerâmica vermelha [dissertação]. Campos dos Goytacazes: Universidade Estadual do Norte Fluminense Darcy Ribeiro; 2012.
- [3] Schewelov TV, Sanzén L, Onsten I et al. Total hip replacement with a zirconium oxide ceramic femoral head: a randomised roentgen stereophotogrammetric study. *J Bone Joint Surg Br*. 2005; 87(12):1631-1635.
- [4] Duyck J, Roesems R, Cardoso MV et al. Effect of insertion torque on titanium implant osseointegration: an animal experimental study. *Clin Oral Implants Res*. 2015; 26(2):191-196.
- [5] Lopes RS, Trindade VA, Nascimento SF, Dias AJN, Andrade, MC. Cinética da cristalização de pó de vidro reciclado de para-brisa para produção de vitrocerâmica. In: *Anais do XVI Encontro de Modelagem Computacional e IV Encontro de Ciência e Tecnologia de Materiais*; 2013 Out 23-25, Ilhéus, Bahia. 2013. p. 1-6.
- [6] Kuhlmann B. *Manual of weighing applications*. Dublin: Sartorius; 1999.
- [7] Zell K, Sperl JI, Vogel MW et al. Acoustical properties of selected tissue phantom materials for ultrasound imaging. *Physics in Medicine and Biology*. 2007; 52:N475–N484.
- [8] Cowin SC. *Bone mechanics handbook*. 2nd ed. Boca Raton, FL: SCD Press, 2001.
- [9] Bushberg JT, Seibert JA, Leidholdt EM et al. *The Essential physics of medical imaging*. 3ª ed. USA: Lippincott Williams e Wilkins; 2012.
- [10] Barnett SB, Rott HD, ter Haar GR et al. The sensitivity of biological tissue to ultrasound. *Ultrasound Med Biol*. 1997; 23(6):805-12.
- [11] Browne JE. Novel tissue mimicking materials for high frequency breast ultrasound phantoms. *Ultrasound Med Biol*. 2011; 37(1):122-135.
- [12] Ghasemzadeh, M, Nemati A, Nozad A et al. Crystallization kinetics of glass-ceramics by differential thermal analysis. *Ceramics – Silikáty*. 2011; 55(2):188-194.
- [13] Berutti FA. Aplicação de métodos de ultra-som para avaliação e caracterização de materiais cerâmicos à base de alumina e sua associação com propriedades mecânicas [tese]. Porto Alegre: Universidade Federal do Rio Grande do Sul; 2004.
- [14] Ballarin AW, Nogueira M. Determinação do módulo de elasticidade da madeira juvenil e adulta de *Pinus taeda* por ultra-som. *Eng. Agríc*. 2005; 25:19-28.
- [15] Choi K, Kuhn JL, Ciarelli MJ et al. The elastic moduli of human subchondral, trabecular, and cortical bone tissue and the size-dependency of cortical bone modulus. *J Biomech*. 1990; 23(11):1103-1113.
- [16] Rho J-Y, Kuhn-Spearing L, Zioupos P. Mechanical properties and the hierarchical structure of bone. *Med Eng Phys*. 1998; 20: 92–102.
- [17] Lee SC, Coan BS, Bouxsein ML. Tibial ultrasound velocity measured in situ predicts the material properties of tibial cortical bone. *Bone*. 1997; 21(1):119-125.
- [18] Reilly DT, Burstein AH, Frankel VH. The elastic modulus for bone? *J Biomech*. 1974; 7:271-275.
- [19] Bayraktar HH, Morgan EF, Niebur GL et al. Comparison of the elastic and yield properties of human femoral trabecular and cortical bone tissue. *J Biomech*. 2004; 37(1):27-35.
- [20] Yoon HS, Katz JL. Ultrasonic wave propagation in human cortical bone II: measurements of elastic properties and microhardness. *J Biomech*. 1976; 9(7):459-464.
- [21] Turner CH, Rho J, Takano Y et al. The elastic properties of trabecular and cortical bone tissues are similar: results from two microscopic measurement techniques. *J Biomech*. 1999; 32(4):437-441.
- [22] Snyder SM, Schneider E. Estimation of mechanical properties of cortical bone by computed tomography. *J Orthop Res*. 1991; 9(3):422-431.

CARACTERIZAÇÃO MECÂNICA E MORFOLÓGICA DE POLÍMEROS BIORREABSORVÍVEIS PARA ENGENHARIA TECIDUAL DE ENXERTOS VASCULARES

F. A. Pimenta, R.C. Carbonari e S. M. Malmonge

Programa de Pós-Graduação em Engenharia Biomédica, Universidade Federal do ABC, São Bernardo do Campo, São Paulo, Brasil

e-mail: f.pimenthas@gmail.com, felipe.pimenta@ufabc.edu.br

Resumo: Os enxertos vasculares biorreabsorvíveis constituem uma importante vertente para o tratamento de doenças cardiovasculares que implicam em acometimento do leito vascular, como arteriosclerose e aneurisma. Grande foco situa-se no entendimento das propriedades mecânicas destes enxertos. Para isso lançamos mãos da avaliação das características morfológicas e mecânicas dos polímeros biorreabsorvíveis, de forma a selecionar o(s) polímero(s) mais adequado(s) para uso como matéria prima na confecção de arcabouços para uso em engenharia tecidual de enxertos vasculares. Filmes densos de poli(hidroxibutirato-co-valerato) (PHBV), poli(ϵ -caprolactona) (PCL), Poli(L-ácido láctico) (PLLA) e poli(L,D-ácido láctico) (PLDLA) foram preparados e caracterizados quanto à morfologia e comportamento mecânico. Os filmes de PCL e PLDLA apresentaram ductilidade bem superior às dos filmes de PHBV e PLLA. Os valores de módulo de elasticidade variaram desde 1,1 MPa (PLDLA) até 552 MPa (PLLA), devido à grande diferença na morfologia do filme. A comparação das propriedades destes polímeros com o colágeno e a elastina, principais componentes dos vasos sanguíneos, permitiu concluir que é necessário a associação de 2 ou mais polímeros para confecção de arcabouços de enxertos vasculares tais como o PLDLA, com elasticidade semelhante à elastina e, pelo menos um segundo polímero que apresente propriedades mecânicas semelhantes às do colágeno, aumentando o módulo de elasticidade e resistência à tração.

Palavras-chave: Biomateriais, enxerto vascular, engenharia tecidual, propriedades mecânicas.

Abstract: Bioabsorbable vascular grafts are an important component for the treatment of cardiovascular disease with involvement of the vascular bed, such as arteriosclerosis and aneurysm. Large focus lies in understanding the mechanical properties of these grafts. This work shows the evaluation of the morphological and mechanical characteristics of the bioabsorbable polymer in order to select polymer (s) more suitable (s) for use as raw material in the manufacture of scaffolds for use in tissue engineering of vascular grafts. Dense films of poly (hydroxybutyrate-co-valerate) (PHBV), poly (ϵ -caprolactone) (PCL), poly (L-lactic acid) (PLLA) and poly (L-lactic acid D-acid)

(PLDLA) were prepared and characterized by the morphology and mechanical behavior analysis. The PCL and PLDLA films showed ductility higher than the PHBV and PLLA films. The elastic modulus values ranged from 1.1 MPa (PLDLA) to 552 MPa (PLLA), due to the large difference in the morphology of the films. A comparison of the properties of these polymers with collagen and elastin, the main components of blood vessels, allowed to conclude about the possibility of association of two or more polymers for use as raw material for vascular grafts scaffolds such as PLDLA, with an elasticity similar to elastin, and at least a second polymer which present mechanical properties similar to collagen, increasing the elastic modulus and tensile strength.

Keywords: Biomaterials, vascular graft, tissue engineering, mechanical properties.

Introdução

Segundo a Organização Mundial da Saúde (OMS), as doenças cardiovasculares atingem o patamar de aproximadamente 30% dos óbitos registrados no mundo. No Brasil, as doenças cardiovasculares representam as principais causas de morte, tendo sido responsáveis por 20% de todas as mortes em indivíduos acima de 30 anos em 2011. Em 2009 as doenças cardiovasculares representavam a terceira maior causa de hospitalizações no Sistema Único de Saúde (SUS) [1].

No caso de doenças que resultam na obstrução de vasos sanguíneos, tais como a arteriosclerose, faz-se necessário a substituição ou regeneração do vaso para restabelecer sua função. A engenharia tecidual aplicada à regeneração vascular vem proporcionando resultados significativos devido aos avanços da micro/nanotecnologia e engenharia de células-tronco [2-3].

O Sistema circulatório é composto por 3 tipos de vasos sanguíneos: artérias, veias e capilares, normalmente compostos por 3 camadas, sendo cada uma delas composta por tipos distintos de células e composição. Simplificadamente descrevendo, a camada interna é recoberta por tecido endotelial, a intermediária constituída de tecido muscular liso alternando com placas de elastina e a camada externa composta por fibras de colágeno [4,5]. No caso de lesões ou processos degenerativos de vasos sanguíneos de pequeno diâmetro

(< 6 mm), as cirurgias empregando autoenxertos constituem o procedimento padrão. No caso das artérias coronárias (3–4mm), quando acometidas por arteriosclerose ou aneurisma, o enxerto é difícil, devido à disponibilidade limitada de vasos sintéticos e de origem biológica de pequenos diâmetros. Assim, a engenharia tecidual representa alternativa para regeneração do tecido e restauração de sua função. Para tanto, são empregados arcabouços para os quais os polímeros biorreabsorvíveis destacam-se como potenciais biomateriais. É importante salientar que esses arcabouços devem possuir propriedades físico-químicas, estruturais e mecânicas similares aos vasos sanguíneos, a fim de garantir recrutamento, adesão e crescimento celular que proporcionem a neoformação do tecido, porém o comportamento mecânico é determinante da funcionalidade de tais arcabouços, de forma a proporcionar a regulação celular.[6].

Este trabalho é parte de um projeto que visa o desenvolvimento de biomateriais e arcabouços poliméricos para uso em engenharia tecidual de enxertos vasculares e teve como objetivo avaliar o desempenho mecânico de diferentes polímeros biorreabsorvíveis, de forma a selecionar o(s) polímero(s) mais adequado(s) para uso como matéria prima na confecção de arcabouços de enxertos vasculares. Foram levantados dados de tensão x deformação sob tração para filmes dos polímeros biorreabsorvíveis poli(hidroxibutirato-co-valerato) (PHBV), poli(ϵ -caprolactona) (PCL), Poli(L-ácido láctico) (PLLA) e poli(L,D-ácido láctico) (PLDLA) e os resultados foram comparados aos valores típicos de tecidos naturais.

Materiais e métodos

Foram preparados e caracterizados filmes dos polímeros PLLA (140.000 Da – Lab Biomateriais PUCSP), PLDLA (100.000 - 160.000 Da – Lab Biomateriais PUCSP), PCL (70.000-90.000 Da -Aldrich) e PHBV (80.000, 18 % valerato – PHB do Brasil). Os filmes foram obtidos através do método de evaporação de solvente em placas de vidro previamente silanizadas. Os polímeros puros foram solubilizados em clorofórmio (CHCl_3) (Synth) resultando em soluções de 5% m/v dos polímeros puros. Em uma placa de petri, foram colocadas 12,5mL da solução e evaporadas em capela de exaustão. Após a evaporação completa do solvente, os filmes obtidos foram armazenados a vácuo e caracterizados quanto à morfologia e comportamento mecânico.

Avaliação morfológica– Os filmes poliméricos foram avaliados por microscopia óptica (MO), utilizando microscópio ZEISS AXIO com ampliação de 50 a 200x, luz refletida e o *software* de aquisição de imagens AXIO VISION, para caracterizar as superfícies inferiores e superiores, isto é, que permaneceram em contato com o vidro e com ar durante a evaporação do solvente.

Avaliação do comportamento mecânico– Foram preparados corpos de prova de cada um dos filmes (n=6), com dimensões aproximadas de 40 mm x 0,7 mm.

Ensaio mecânico de tensão/deformação sob tração foi realizado empregando MTS – Tytron™ 250, com célula de carga de 250 N, seguindo norma ASTM D882. Foram avaliados o módulo de elasticidade (E), tensão (σ_e) e deformação (ϵ_e) no escoamento, tensão (σ_r) e deformação (ϵ_r) na ruptura. O ensaio foi realizado utilizando uma velocidade de 5 mm/min e distância entre as garras de 30 mm.

Resultados

Foram obtidos filmes dos polímeros em estudo, com espessuras variando entre 150 a 350 μm com morfologias características, variando entre amorfo e semicristalino, como apresentado na Figura 1.

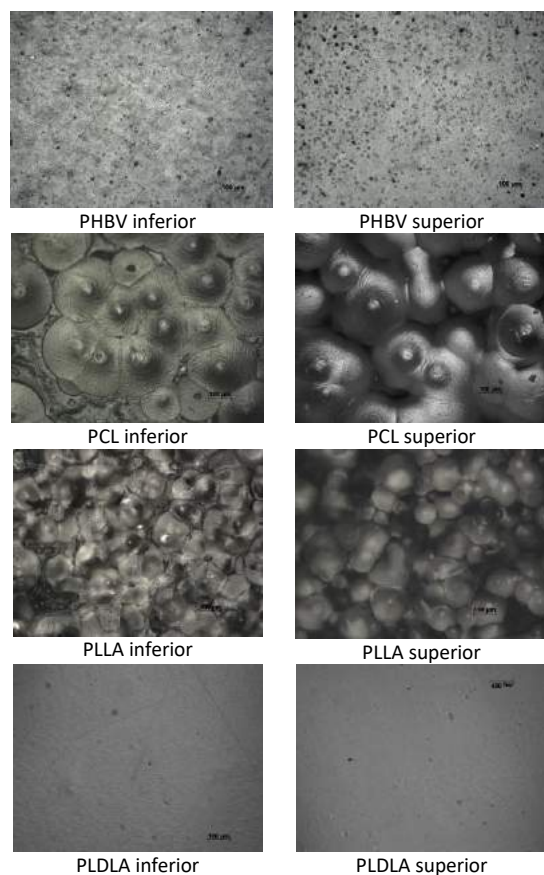


Figura 1 – Microscopia Óptica das superfícies inferiores e superiores dos filmes em estudo.

As curvas médias de tensão x deformação, obtidas no ensaio de tração dos filmes estão apresentadas na Figura 2.

A Tabela 1 apresenta os valores de módulo de elasticidade (E), tensão no escoamento (σ_e), deformação no escoamento (ϵ_e), tensão na ruptura (σ_r) e deformação na ruptura (ϵ_r), obtidos a partir das curvas de tensão x deformação. Além destes valores a tabela apresenta os valores de tecidos naturais, obtidos da literatura. Vale a pena ressaltar que no caso do colágeno e da elastina, os valores se referem à fibras dos biopolímeros e não de tecidos compostos por tais biopolímeros.

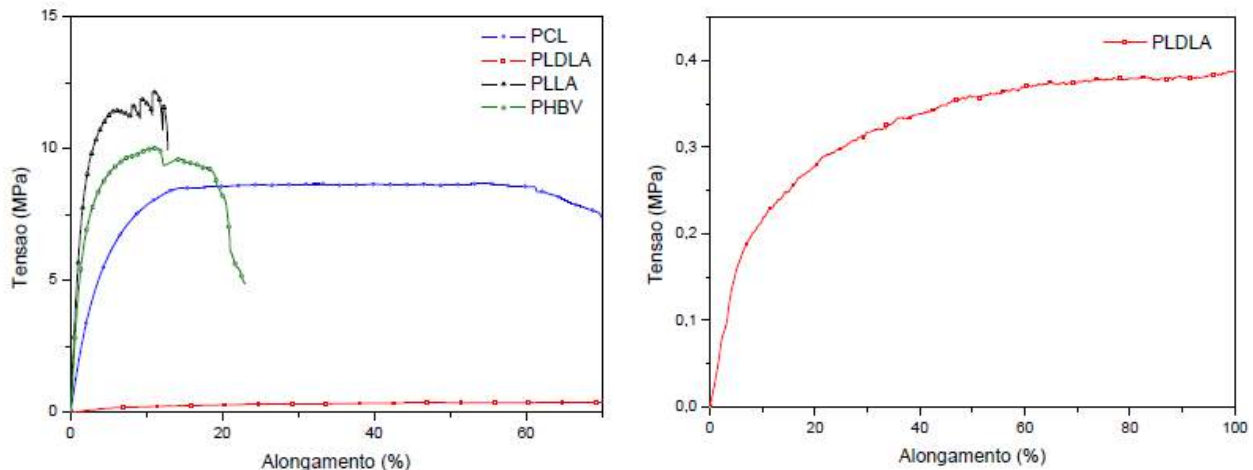


Figura 2 - Curvas médias de tensão x deformação – ensaio de tração dos filmes em estudo.

Tabela 1 – Valores de propriedades mecânicas dos filmes poliméricos obtidos a partir do ensaio de tração e valores obtidos na literatura para tecidos biológicos [7-8].

Filme /tecido biológico	E(MPa)	σ_e (MPa)	ϵ_e (%)	σ_r (MPa)	ϵ_r (%)
PHBV	455,2±54,5	10,6 ±1,1	7,2 ±1,5	6,7±5,5	18,5±13,2
PCL	179,4±9,6	8,6 ±0,7	15,1±10,7	6,7±0,9	105,1±53,1
PLLA	552,1±36,6	11,5 ± 0,8	9,4 ± 1,9	9,4±0,4	10,6±2,0
PLDLA	1,1 ±0,4	0,31±0,04	37,7 ±5,2	Não rompeu	
Elastina [7]	0,6	---	---	1	100
Colágeno[7]	1000	---	---	50-100	10
AFH [8]	1-4	---	---	1,35-1,40	96-100
AAH [8]	0,4-1	---	---	1,35-1,40	96-100

Discussão

Para este estudo foram selecionados quatro polímeros biorreabsorvíveis que, de acordo com a literatura, apresentam comportamentos mecânicos diversos, isto é, polímeros de elevada ductilidade como o PCL e PLDLA e polímeros de baixos valores de ductilidade, o PLLA e PHBV [9-10].

Tendo em vista que o objetivo foi selecionar polímeros para uso como enxerto vascular, foram preparados filmes densos, empregando processo de evaporação de solvente, processo este considerado suficientemente lento, que possibilita a formação de estrutura semicristalina para o caso de polímeros com elevado potencial de cristalização.

A Figura 1 evidencia a formação de estrutura cristalina para filmes de PCL e PLLA e estrutura amorfa para filmes de PLDLA. Já, para o filme de PHBV, a MO não permitiu inferir sobre a morfologia do filme obtido, mas evidenciou a elevada quantidade de defeitos formados na superfície superior do filme. Provavelmente devido à baixa difusividade do solvente na estrutura do polímero, que evapora no interior do mesmo e forma bolhas que resultam em poros superficiais.

A Figura 2 mostra um comparativo entre os comportamentos tensão x deformação, sob tração, apresentado pelos quatro filmes em estudo. Todos os filmes sofreram escoamento, porém com grande

diferença de ductilidade, isto é, os filmes de PCL e PLDLA apresentaram ductilidade bem superior aos de PHBV e PLLA, sendo que no caso do PLDLA, não foi possível atingir o ponto de ruptura do corpo de prova para as condições empregadas no ensaio. Outra diferença evidenciada foi em relação aos valores de módulo de elasticidade. Os valores de módulo de elasticidade variaram desde 1,1 MPa (no caso do PLDLA) até 552 MPa (no caso do PLLA). No caso do PLLA e PLDLA, polímeros da mesma família, a grande diferença de comportamento mecânico é explicada pela diferença na morfologia do filme. A cristalinidade do PLLA proporciona o aumento do módulo elástico e reduz a tenacidade do polímero, diferentemente do que acontece para o PLLA.

A artéria femoral humana (AFH) e artéria abdominal humana (AAH) apresentam valores de tensão de ruptura abaixo dos valores apresentados pelos filmes poliméricos em estudo. Em relação à deformação na ruptura, o único que apresentou valores próximos aos das artérias foi o PCL. Uma análise coerente pode ser evidenciada quando o comportamento mecânico das artérias for comparado com o comportamento do biopolímero elastina; observa-se que apresentam comportamentos muito semelhantes.

Os grandes e médios vasos sanguíneos possuem duas camadas de tecidos que incluem em sua constituição, colágeno e elastina em diferentes proporções [5,7]. Conforme apresentado na tabela 1, a

elastina é o componente que contribui para a elasticidade e complacência do tecido, enquanto que o colágeno contribui para o aumento do módulo de elasticidade e resistência à tração. Assim, para obtenção de biomaterial que mimetize o comportamento dos vasos certamente será necessário empregar uma associação de polímeros com diferentes comportamentos mecânicos, tais como o PLDLA, que apresenta módulo de elasticidade semelhante ao valor da elastina e um segundo polímero que apresente módulo de elasticidade elevado, com propriedades mecânicas semelhantes às do colágeno, como o PLLA ou PCL. Muito embora, o PLLA e PCL tenham apresentado baixos valores de resistência à tração.

Porém, como já comentado, a morfologia do polímero pode ser determinante de seu comportamento mecânico e assim, para mimetizar o comportamento dos tecidos componentes de vasos sanguíneos, uma alternativa a ser estudada é a associação do PLDLA e pelo menos um dos 3 polímeros: PHBV, PCL ou PLLA, como blenda ou compósito. Onde o polímero de elevado módulo elástico pode ser obtido na forma de fibra e utilizado para reforçar uma matriz de PLDLA.

Conclusão

Polímeros biorreabsorvíveis com diferentes comportamentos mecânicos estão disponíveis comercialmente, dentre os quais se destacam os copolímeros da família dos lactídeos, os quais possibilitam a obtenção de estruturas com comportamento diverso, dependendo da morfologia resultante das características químicas, bem como das condições de preparo da estrutura. Em se tratando de enxertos vasculares, ao mesmo tempo em que novos estudos são necessários, os resultados deste estudo demonstram que a associação de diferentes polímeros pode ser muito interessante.

Como perspectivas futuras, temos o emprego destes dados numa posterior avaliação funcional dos enxertos vasculares, com estes polímeros, por modelagem computacional.

Agradecimentos

Os autores agradecem à PHB do Brasil pela doação do PHBV, ao Laboratório de Biomateriais da PUCSP pela doação do PLLA e PLDLA e à UFABC pelo apoio financeiro.

Referências

- [1] Mansur AP eFavarato D. Mortalidade por doenças cardiovasculares no Brasil e na região metropolitana de São Paulo: atualização 2011. Arq. Bras. Cardiol. [online]. 2012; 99(2):755-761.
- [2] Li S, Sengupta D and Chien S. Vascular tissue engineering: from *in vitro* to *in situ*, *WIREs Syst. Biol Med.* 2014; 6:61-76.
- [3] Lee AY, Mahler N, Best C, Lee YU and Breuer CK.

- Regenerative implants for cardiovascular tissue engineering, *Translational Research.* 2014; 163(4): 321-341, 2014.
- [4] Catto V, Farè S, Freddi G and Tanzi MC. *Vascular Tissue Engineering: Recent Advances in Small Diameter Blood Vessel Regeneration.* Hindawi Publishing Corporation ISRN Vascular Medicine Volume 2014, Article ID 923030, 27 pages <http://dx.doi.org/10.1155/2014/923030>.
- [5] Junqueira LC e Carneiro J. *Histologia Básica.* 10ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2004.
- [6] Lanza R, Langer R and Vacanti J. *Principles of Tissue Engineering.* 4a edition. Academic Press, Boston, 2014.
- [7] Bronzino JD. *The Biomedical Engineering Handbook.* CRC Press in Cooperation with IEEE Press, Boca Raton, FL, 1995.
- [8] Black J. and Hastings G. *Handbook of Biomaterial Properties.* Chapman & Hall: London; New York, 1998.
- [9] Sheikh Z, Najeeb S, Khurshid Z, Verma V, Rashid H and Glogauer M. *Biodegradable Materials for Bone Repair and Tissue Engineering Applications Materials.* 2015; 8: 5744-5794.
- [10] Arcos-Hernández MV, Laycock B, Donose BC, Pratt S, Halley P, Al-Luaiibi S, Werker A and Lant PA. *Physicochemical and mechanical properties of mixed culture polyhydroxyalkanoate (PHBV).* *European Polymer Journal.* 2013; 49(4): 904–913.

ANÁLISE DA RESISTIVIDADE ELÉTRICA DE PIGMENTOS UTILIZADOS EM TATUAGEM

C. M. Lacerda*, S. A. Paschuk*, J.N. Correa, V. Swinka Filho**, C.A.M.P. Torres* e A. C. F. Fagundes*

*Universidade Tecnológica Federal do Paraná UTFPR, Curitiba, Brasil

** LACTEC, Curitiba, Brasil

e-mail: camimunhoz@hotmail.com

Introdução: A tatuagem, inicialmente tida como arte exótica, devido aos desenhos que os nativos exibiam em seus corpos, atualmente aparece em diversos contextos sociais. Os componentes dos pigmentos eram predominantemente inorgânicos, os quais apresentam maior risco de toxicidade e reações imunológicas adversas. Atualmente as tintas para tatuagem são constituídas predominantemente de materiais orgânicos, os quais apresentam menor risco à saúde e de metais, os quais determinam as cores respectivas de cada tinta [1]. A aplicação dos pigmentos é comumente realizada por meio de agulhas que penetram a pele depositando a tinta na derme, a qual não se renova como a epiderme. Isto proporciona que o pigmento permaneça estável, não sendo metabolizado nem eliminado pelo organismo com a ação dos glóbulos brancos [2]. Os riscos relacionados às tintas de tatuagem como infecções ou alergias, são bem conhecidos [3]. No entanto, a presença de metais inseridos na pele, devido a sua condutividade, pode ser um problema em exames de ressonância magnética, pois a região tatuada com compostos químicos de metais, pode sofrer ação das ondas eletromagnéticas, gerando corrente elétrica a qual aumenta a temperatura da pele pigmentada, descaracterizando e/ou danificando a tatuagem, além do risco de causar queimaduras e lesões na região da pele tatuada [4].

Materiais e Métodos: A presente pesquisa foi realizada no Laboratório de Física Nuclear Aplicada da Universidade Tecnológica Federal do Paraná, em parceria com Departamento de Eletricidade e Materiais dos Institutos LACTEC. As amostras dos pigmentos (amarelo, vermelho, azul e verde), utilizados para confecção de tatuagens, foram inseridos na superfície de pele artificial, feita de material polimérico semelhante ao EVA (10cm×10cm), de forma a cobrir toda superfície a ser analisada. Após a pigmentação, essas amostras foram submetidas às análises de resistividade usando um equipamento medidor de alta resistência elétrica, modelo Agilent 4339B. Para efeitos de comparação, foram mensurados os valores da resistividade elétrica das amostras antes e após a pigmentação com diferentes cores. As amostras foram posicionadas de forma que a parte pintada recobrisse todo o disco com os eletrodos que fazem a leitura da resistividade e cada amostra foi submetida a quatro medidas. Posteriormente calculou-se a média dos valores obtidos para cada amostra e o erro associado, baseado no cálculo dos desvio-padrão, desvio da média, na correção de Student para quatro valores e erro sistemático do equipamento. O erro final obtido indicou a precisão das médias, que foram explicitadas em termos de seus valores e erros associados.

Resultados: Na pele sem pigmento foi obtido o valor da resistividade elétrica superficial de $(4,65 \pm 0,33) \cdot 10^{14} \Omega$. Esse resultado indicou um valor bastante alto, o que é esperado para materiais não condutores. Dos pigmentos analisados, sem subtração da resistividade da pele artificial, o amarelo apresentou o valor de resistividade de $(1,27 \pm 0,19) \cdot 10^{14} \Omega$ e o vermelho de $(2,96 \pm 0,17) \cdot 10^{13} \Omega$. Já os pigmentos nas cores verde com valor de $(5,94 \pm 0,64) \cdot 10^9 \Omega$ e azul $(5,9 \pm 2,4) \cdot 10^9 \Omega$, apresentaram uma redução significativa de cerca de quatro ordens de grandeza para os valores de resistividade da película de base.

Conclusões: Os resultados obtidos para resistividade elétrica superficial demonstram que os pigmentos amarelo e vermelho não possuem condutividade elétrica significativa, quando comparados com a condutividade da película base e os pigmentos nas cores verde e azul podem interferir significativamente na condutividade da pele na região tatuada. E isto pode favorecer à condução de corrente elétrica e por consequência o aumento da temperatura na região pigmentada, podendo ocasionar lesões por queimaduras em graus variados.

Referências: [1] Herbst W, Hunger K. Industrial Organic Pigments: Production, Properties, Applications. Wiley-VCH: Weinheim, 2004. [2] Forte, G. et.al. Market survey on toxic metals contained in tattoo inks. Science of total environment (407) 5997-6002, 2009. [3] Vasold, R. Health risks of tattoo colors. Anal Bioanal (391), 9-13. 2008 [4] Kreidstein ML, Giguere D, Freiberg A. MRI interaction with tattoo pigments: case report, pathophysiology, and management. Plast Reconstr Surg. 1997;99:1717-1720.

Palavras-chave: tatuagem, pigmentos, resistividade elétrica.

Agência Financiadora: Os autores agradecem ao suporte financeiro da Fundação Araucária e CAPES.

FABRICAÇÃO DE ARCABOUÇOS DE POLI(ϵ -CAPROLACTONA) COM FIBRAS ALINHADAS UTILIZANDO A TÉCNICA DE AIRBRUSHING

M. M. O. Simbara*, E. C. Lins* e S. M. Malmonge*

* Universidade Federal do ABC, Santo André, Brasil
e-mail: marcia.simbara@gmail.com

Resumo: A engenharia tecidual tem como objetivo criar substitutos biológicos para restaurar tecidos lesados, e utiliza para isso células, arcabouços e estímulos químicos/mecânicos. Tais arcabouços devem atender a certos requisitos essenciais, porém sua microestrutura pode variar de acordo com o material e a técnica utilizados. Por este motivo, aperfeiçoar as técnicas de fabricação destas estruturas é algo importante na área da medicina regenerativa. Este trabalho teve como objetivo produzir membranas de poli(ϵ -caprolactona)(PCL) com fibras alinhadas, comprovar este alinhamento utilizando processamento de imagens e verificar o efeito da microestrutura nas propriedades mecânicas das amostras. As membranas foram produzidas pela técnica de *airbrushing* e analisadas com microscópio confocal. O software *ImageJ* foi utilizado para a quantificação do alinhamento das fibras e as amostras indicadas como alinhadas foram submetidas a ensaios de tração para obtenção da curva de tensão x deformação. Os resultados mostraram que foi possível obter membranas com fibras alinhadas, porém só para um dos conjuntos de parâmetros de processo empregados. Quanto às propriedades mecânicas, observou-se que o alinhamento provocou uma diminuição no módulo de Young, porém sem modificar significativamente os valores de deformação na ruptura. Deste modo, concluiu-se que a técnica de *airbrushing* é capaz de produzir fibras alinhadas, porém este alinhamento, no caso do PCL em especial, resulta em alterações nas propriedades mecânicas, as quais podem ser indesejadas dependendo da aplicação.

Palavras-chave: engenharia tecidual, arcabouços fibrosos, *airbrushing*, alinhamento de fibras.

Abstract: *Tissue engineering aims to create biological substitutes to restore damaged tissue and it uses cells, scaffolds and chemical/mechanical stimuli for that. Such scaffolds must meet certain essential requirements, but their microstructure can vary according to the material and the technique used. For this reason, perfecting the fabrication techniques of scaffolds is important for regenerative medicine. This work aimed to fabricate poli(ϵ -caprolactone)(PCL) membranes with aligned fibers, and then prove this alignment using image processing and verify the effect of the microstructure on the samples' mechanical properties. The membranes were produced using the *airbrushing* technique and analyzed with confocal microscopy. The software *ImageJ* was used to quantify fiber alignment*

*and the samples regarded as aligned were submitted to tensile tests in order to acquire the stress-strain curves. Results showed that it was possible to obtain membranes with aligned fibers, but only for one set of parameters employed in the process. Regarding the mechanical properties, it was observed that the alignment caused a decrease in Young's modulus, but without significantly modifying the values of strain in rupture. Therefore, it was concluded that the *airbrushing* technique is able to produce aligned fibers, but this alignment, for PCL in particular, results in changes in the mechanical properties, which may not be desired depending on the application.*

Keywords: *tissue engineering, fibrous scaffolds, *airbrushing*, fiber alignment.*

Introdução

A engenharia tecidual é usualmente definida como "um campo interdisciplinar que aplica os princípios da engenharia e das ciências da vida com o objetivo de desenvolver substitutos biológicos para restaurar, manter ou melhorar a função de um tecido ou um órgão" [1]. Sua abordagem mais comumente utilizada tem como base três elementos básicos: células; arcabouços biorreabsorvíveis, que fornecem um suporte estrutural temporário para organização do neotecido; e estímulos químicos e/ou mecânicos que promovem sua diferenciação [2].

Os arcabouços utilizados para esta finalidade devem possuir certos requisitos essenciais, como: citocompatibilidade, porosidade e tamanho de poro adequados, taxa de biorreabsorção compatível com a taxa de formação do novo tecido, e propriedades mecânicas adequadas para a aplicação desejada. Para obter tais características, é preciso que tanto o material escolhido quanto a técnica de fabricação sejam apropriados [3].

Diferentes métodos de fabricação geram diferentes microestruturas, que, por sua vez, influenciam múltiplos fatores do crescimento celular. Células cultivadas em estruturas fibrosas apresentam morfologia diferente das cultivadas em membranas planas, sendo o diâmetro e o alinhamento das fibras fatores determinantes desse aspecto [4]. Por este motivo, estudos que buscam aperfeiçoar os métodos de fabricação de arcabouços fibrosos são importantes para elucidar os efeitos de suas microestruturas sobre o comportamento celular, algo de

vital importância para o progresso da medicina regenerativa.

O presente trabalho teve como objetivo fabricar membranas fibrosas de poli(ϵ -caprolactona) (PCL) com fibras alinhadas, utilizando a técnica de *airbrushing*, quantificar este alinhamento através de técnicas de processamento de imagens e verificar a influência do alinhamento das fibras no comportamento mecânico da membrana.

Materiais e métodos

Fabricação das membranas fibrosas alinhadas–

Os arcabouços fibrosos foram confeccionados através da técnica de *airbrushing*, utilizando dois conjuntos diferentes de parâmetros para verificar a influência deles sobre o alinhamento das fibras. Soluções poliméricas de duas concentrações diferentes (4% p/V e 6% p/V) de PCL (Aldrich 440744-250G, Mn 70000-90000) em clorofórmio (Merck KGaA) foram alimentadas em um aerógrafo comercial (AB116K - *Royal Airbrush*, bico de 0,8 mm) conectado a um compressor (COMP-1 – Wimpel). Para a concentração de 4% p/V, foi utilizada uma pressão no compressor de 40 psi, enquanto que para a concentração de 6% p/V foi utilizada uma pressão de 30 psi. Estas combinações de parâmetros foram escolhidas porque, quando utilizadas em trabalhos anteriores, permitiram a obtenção de membranas com resistência mecânica superior [5]. Para promover o alinhamento das fibras, foi realizada a deposição em coletores em movimento, fixados em um aparato giratório, o qual foi ajustado para girar a 100 e a 150 rpm. Logo, nesta etapa foram geradas quatro combinações de parâmetros diferentes: 4% p/V 40 psi 100 rpm; 4% p/v 40 psi 150 rpm; 6% p/v 30 psi 100 rpm e 6% p/V 30 psi 150 rpm. Essa será a denominação utilizada para discriminar as amostras ao longo do trabalho.

Obtenção de imagens – As imagens das membranas foram obtidas por um microscópio confocal, modelo LEXT OLS4100 (Olympus Corp. EUA). Para cada amostra, foram capturadas imagens de três regiões diferentes, escolhidas aleatoriamente, para a verificação da homogeneidade da membrana. Nenhum tratamento das amostras foi necessário.

Processamento de imagem – Esta etapa foi realizada como base na metodologia descrita por Ayres *et al* (2014) [6], porém foram realizadas algumas modificações. Inicialmente, para padronizar as imagens que seriam analisadas, uma máscara de 512x512 pixels foi aplicada em cada imagem da microscopia confocal com uso do *software Paint*. Após o carregamento de uma imagem no *software ImageJ*, aplicou-se nesta a ferramenta FFT, a qual realiza o processamento computacional da Transformada Rápida de Fourier Bidimensional (*no inglês, 2D Fast Fourier Transform*). Tal processamento visa calcular a distribuição das tonalidades de uma imagem no domínio da frequência espacial. O resultado da FFT é um mapa bidimensional que apresenta tais distribuições espaciais, e toma como

referência angular (0°) o Leste do mapa. O próximo ajuste foi a rotação deste mapa espacial em 90° para corrigir a rotação inerente à aplicação desta ferramenta. Na sequência, aplicou-se a ferramenta *Oval Profile* sobre o mapa da FFT, na configuração de soma das intensidades radiais. Para a utilização desta ferramenta é preciso escolher uma área circular/oval onde o processamento será aplicado; no caso, selecionou-se uma área circular sobre todo o mapa da FFT, e com a origem do mapa centrada na seleção. O resultado é um vetor com 360 pontos que revela a soma das intensidades radiais com resolução de 1°. Esse vetor foi salvo em um arquivo do tipo ASCII, para posterior análise do alinhamento das fibras no *software Origin 8* (OriginLab, Inc., EUA). Antes da análise os vetores foram ajustados para remover a linha de base e normalizar os dados pelo pico da distribuição, de forma a permitir a comparação das intensidades registradas nos diferentes graus.

Ensaio de tensão x deformação sob tração –

Somente a combinação de concentração/pressão que resultou em melhor alinhamento foi utilizada para os ensaios de tração. As duas velocidades de rotação do coletor foram utilizadas para produzir novas membranas, das quais foram retirados corpos de prova retangulares. A largura e a espessura dos mesmos foram medidas utilizando um paquímetro (Pantec) e um micrômetro (Digimess), respectivamente. O ensaio foi realizado em uma máquina de ensaio universal Tryton 250™ (MTS Systems Corporation), de célula de carga de 205N, a uma velocidade de 1mm/min. Os ensaios foram realizados tomando como base a norma ASTM D882 [7]. Os pontos da curva de tensão x deformação foram obtidos através destes ensaios e processados utilizando o *software Origin 8* para a determinação dos valores de módulo de Young (E) e deformação na ruptura (ϵ_r). Dados obtidos em trabalhos anteriores para amostras não alinhadas foram utilizadas para comparação [5].

Resultados

Dos quatro conjuntos de parâmetros de processo empregados, apenas dois possibilitaram a formação de membrana com homogeneidade satisfatória: as condições de 4% p/V 40 psi e 100 rpm e de 6%, p/V 30 psi e 150 rpm. A amostra foi considerada homogênea quando as curvas de grau de alinhamento do FFT das três regiões escolhidas para cada membrana seguiam o mesmo padrão.

Os gráficos que representam o alinhamento de fibras destas amostras e as respectivas imagens de microscopia confocal são mostrados nas Figuras 1 e 2.

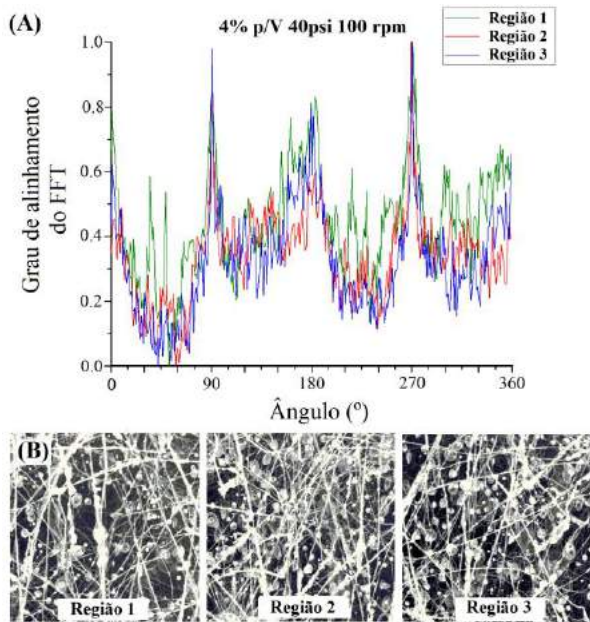


Figura 1: (A) Gráfico mostrando o grau de alinhamento para três regiões diferentes da amostra 4% p/V 40 psi 100 rpm e (B) imagens de microscopia confocal destas regiões.

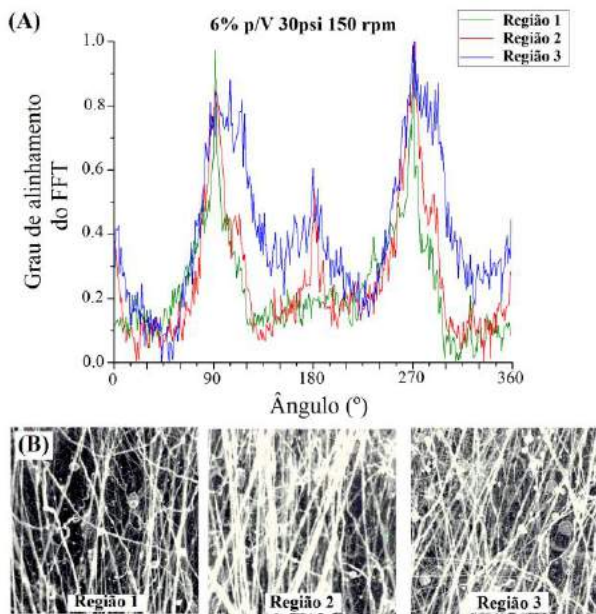


Figura 2: (A) Gráfico mostrando o grau de alinhamento para três regiões diferentes da amostra 6% p/V 30 psi 150 rpm e (B) imagens de microscopia confocal destas regiões.

A membrana 6% p/V 30 psi 150 rpm apresentou o maior alinhamento e, portanto foi selecionada para verificar suas propriedades mecânicas. Os resultados obtidos são mostrados na Tabela 1.

Tabela 1: Propriedades mecânicas das amostras analisadas, todas utilizando os parâmetros 6% p/V e 30psi.

Membrana	E (MPa)	ϵ_r (%)
*Não alinhada – direção 1	3,80±1,22	79,66±4,65
*Não alinhada – direção 2	2,69±0,09	80,76±15,08
Rotação 100 rpm – longitudinal	0,88±0,21	59,07±3,97
Rotação 100 rpm – transversal	0,48±0,09	61,09±11,09
Rotação 150 rpm – longitudinal	1,84±0,19	63,34±2,39
Rotação 150 rpm – transversal	0,33±0,05	94,05±17,03

* direções perpendiculares entre si. Propriedades obtidas em trabalhos anteriores [5].

Discussão

As membranas obtidas empregando os parâmetros 4% p/V 40 psi 150 rpm, assim como 6% p/V 30 psi 100 rpm não mostraram alinhamento significativo ou homogeneidade satisfatória, o que demonstra que não necessariamente uma rotação mais alta promove o melhor alinhamento; a rotação deve ser selecionada para cada condição de pressão/concentração. Dentre as membranas consideradas homogêneas, aquela obtida para a condição 6% p/V 30 psi 150 rpm apresentou alinhamento maior que a obtida com 4% p/V 40 psi 100 rpm. Essa diferença é visível nas imagens de microscopia, e é comprovada pelos dados mostrados nos gráficos: o grau de alinhamento visto em 90° e 270° (que, na verdade, representam o alinhamento em uma mesma direção) é significativamente maior do que o observado para outros graus.

Em relação às propriedades mecânicas, verificou-se que as membranas com fibras não alinhadas apresentaram maiores valores de módulo de Young. Tal fato provavelmente ocorre porque o emaranhamento das fibras gera um ancoramento mecânico, dificultando o deslizamento das fibras quando submetidas a tração e consequentemente conferem uma rigidez maior à membrana. O valor de deformação na ruptura dessas amostras também tende a ser maior do que o valor apresentado pelas membranas alinhadas, pois, conforme elas são esticadas, as fibras primeiramente se desenrolam e depois são estiradas, aumentando assim sua capacidade de alongamento. Como as amostras alinhadas já estão mais organizadas na direção longitudinal, elas não passam por esta etapa, que contribuiria para a maior deformação.

Ainda em relação às propriedades mecânicas, nota-se que quase não há diferença no módulo de Young e deformação na ruptura para as duas direções das amostras não alinhadas. Isso já era esperado, visto que

as fibras são aleatoriamente depositadas, então apresentariam um comportamento mais próximo ao isotrópico.

Já para as membranas com fibras alinhadas, verifica-se que na direção longitudinal (ou seja, na direção do alinhamento da fibra), o módulo de elasticidade é maior que na direção transversal (perpendicular ao alinhamento). Isso deve ocorrer pelo fato de, na direção transversal, as fibras se separarem aos poucos, tornando a deformação da amostra pouco custosa.

Não foram observadas diferenças quanto à deformação, pois considerando os valores de desvio padrão, elas são muito próximas. Os maiores valores de desvios na transversal ocorrem porque a deformação nessa direção tem uma dependência maior da sobreposição das fibras alinhadas, da adesão que elas apresentam em relação uma à outra e também da homogeneidade da densidade de fibras no local.

Outra observação interessante é a maior diferença entre o E e ϵ_r nas direções longitudinal e transversal da membrana obtida com o coletor rotacionado a 150 rpm. Esse fato também contribui para a afirmação de que o alinhamento obtido para a condição 6% p/V 30 psi 150 rpm é superior ao verificado para a condição 6% p/V 30 psi 100 rpm.

Conclusão

Utilizando o conjunto de parâmetros de 6% p/V 30 psi e 150 rpm, foi possível produzir uma membrana composta de fibras alinhadas, o que foi comprovado tanto pela técnica de processamento de imagens quanto pela análise das propriedades mecânicas obtidas pelos ensaios de tração.

Outro fator interessante do trabalho é que todas as ferramentas utilizadas para sua elaboração são relativamente simples e/ou de baixo custo. A técnica de *airbrushing*, mesmo combinada ao método de alinhamento, não demanda equipamentos complexos, custosos ou treinamento longo de usuários. O processamento aplicado para encontrar o alinhamento foi simples e utilizou ferramentas prontas, encontradas em um *software* gratuito. Os ensaios de tração, apesar de mais custosos devido à máquina de ensaios, não apresenta nenhuma preparação ou qualquer arranjo diferente do utilizado nos ensaios de tração padrão.

Se o *airbrushing* já vinha se mostrando interessante para a fabricação de arcabouços fibrosos devido ao seu baixo custo e sua versatilidade, agora, com a comprovação da possibilidade de alinhamento de fibras, seu potencial pode ser considerado ainda maior.

Agradecimentos

Os autores agradecem o doutorando Afonso Chimanski pelo auxílio com o microscópio confocal e o Dr. André Kazuo Takahata pelos esclarecimentos quanto ao processamento de imagens.

Referências

- [1] Langer R, Vacanti JP. Tissue Engineering. Science, 1993; 260(5110):920-926.
- [2] Jana S, Tefft BJ, Spoon DB, Simari RD. Scaffolds for tissue engineering of cardiac valves. Acta Biomaterialia. 2014;10(7):2877-2893.
- [3] Ma PX. Scaffolds for tissue fabrication. Materials Today, 2004;7(5):30-40.
- [4] Beachley V, Wen X. Polymer nanofibrous structures: Fabrication, biofuncionalization, and cell interactions. Progress in Polymer Science. 2010; 35(7):868-892.
- [5] Simbara MMO. Utilização da técnica de airbrushing na fabricação de arcabouço polimérico de válvula cardíaca sem suturas [dissertação]. Santo André: Universidade Federal do ABC; 2015.
- [6] Ayres CE, Jha BS, Meredith H, Bowman JR, Bowlin GL, Henderson SC, Simpson DG. Measuring fiber alignment in electrospun scaffolds: a user's guide to the 2D fast Fourier transform approach. J Biomater Sci Polymer Edn, 2008; 19(5): 603-621.
- [7] American Society for Testing and Materials. **ASTM D 882-02**: Standard Test Method for Tensile Properties of Thin Plastic Sheeting. West Conshohocken, 2002. 10p.

GRAPHENE OXIDE SYNTHESIS: A POTENTIAL NANOFILLER FOR BIOMEDICAL APPLICATIONS

L. D. Maestrelli¹, H. Oyama², I. A. Cestari², G. J. M. Fechine^{1*}

¹Graphene and Nanomaterials Research Center – MackGraphe, Mackenzie Presbyterian University, São Paulo, Brazil

²Heart Institute (InCor) - Bioengineering Division, São Paulo, Brazil

*e-mail: guilherminojmf@mackenzie.br

Abstract: A new generation of nanomaterials such as the allotrope of carbon called Graphene and its derivatives of graphitic structure such as Graphene Oxide (GO) have been exponentially studied due to the high potential for use in a variety of areas including the application on composite materials for biomedical devices. Here we report the synthesis of a new nanofiller based on Graphene Oxide to be used for preparation of cardiac devices and more specifically for ventricular devices used as cardiovascular repairs. The challenge was to produce a nanoscale filler able to combine high performance on fatigue resistance under bending and creep resistance for the long term application as required in this case. In this work two different kinds of commercially available graphite were used as raw material to prepare the graphene oxide material with the objective to use it as nanoscale filler. Graphite on flakes with average particle size specified as $\leq 149 \mu\text{m}$, and graphite on powder $\leq 45 \mu\text{m}$, were the starting materials to produce GO named as GO-I and GO-II respectively. X-ray diffraction, Raman Spectroscopy, Atomic Force Microscopy (AFM) and Scanning Electron microscopy (SEM) were used to characterize the GO obtained. A nanoscale exfoliated GO was successfully obtained based on a new synthesis procedure that looked for using the benefits of this 2D material to reach the best dispersion with low level of impurity and maximum exfoliation of the GO platelets. This filler is a potential candidate to be used on biomedical applications when added on a polymeric matrix.

Keywords: nanocomposites, graphene, biomaterial composite.

Introduction

The graphitic carbon structure single layer graphene is a nanomaterial with great potential for biomedical applications. It has been widely explored since its isolation by Geim and Novoselov in 2004 [1-8] which led to the Nobel Prize for Physics in 2010 came in a way redefine new research perspectives. The knowledge of interface between graphene and biological system is crucial to understand the nano-toxicology of this new system. Relevant properties of graphene for these applications are lightweight, flexibility, high electrical conductivity, ability to control their

permittivity (related to the ability of the material to transmit or allow an electric field flux.), its hydrophilicity (hydrophilic: a material that has an affinity with water, or it has an excellent wettability) and high mechanical strength.

Various characteristics are required for the development of nano-material for use in the biomedical field. This project aims to explore the use of graphene in order to take advantage due to their special properties and that would be compatible with the needs for these applications. Three levels of complexity that are interrelated and need to be carefully considered in the development of graphene for biomedical applications:

1. Characteristics of the material;
2. Interactions with biological components (cells, proteins, muscle tissue);
3. Responses of biological activities by exposure.

Graphene has been developed in various shapes, sizes and chemical modifications that can produce dramatic differences in results when studied biologically. Graphene different materials will have different preferred mechanisms of interaction with cells and tissues and that is not yet known. It is waiting to be explored such as the adhesion to the external surface of the cell membrane and the incorporation of the monolayers of the plasma membrane and others.

Due to biological activity the discrepancy in the type of graphene used can lead to different conclusions on this interaction that may be beneficial or adverse.

The GO has oxygen in abundance in its structure from the hydroxyl functional groups, epoxy groups on the basal plane and carboxyl groups on the side vertices. The presence of these functional groups facilitates anchoring or graphitization of small molecules from imidation and esterification reactions that are reactions of carboxylic acid groups and nucleophilic reactions of the epoxy group ring opening [10]. The presence of functional groups containing oxygen in the graphene oxide (GO) which are highly polar and reactive, reduce the thermal stability of GO, but promote interaction and compatibility with polar solvents and some polymeric matrices [11]. Polar aprotic solvents which do not have in its molecule one hydrogen bonded to a strongly electronegative element, such as the tetrahydrofuran (THF) used, do not solvate or block the nucleophile facilitating the anchoring of epoxy functional groups present in GO to the polymer matrix used on vascular

devices. Recently it has been reported that the variation in the degree of oxidation obtained when using different amounts of oxidizing agent such as potassium permanganate (KMnO_4) in rates of 1: 3 and 1: 6 with respect to the starting graphite leads to a small reduction in agglomeration of the GO nanoplatelets during the synthesis of graphite oxide. The most important result was however observed for the hemo-compatibility that increases with increasing the amount of permanganate or the oxidation degree of the synthesized GO. In this case GO showed to be not toxic to the degrees of oxidation applied [11]. Oxidation appears to ensure that the biocompatibility is also improved with bulk graphite particles size reduction. Different kinds of starting graphite, containing particle sizes varying from 1-2 μm or around 5 μm are reported.

In the chemical exfoliation, graphite is oxidized using strong acids such as sulfuric acid and this procedure inserts oxygen atoms between individual graphene sheets and forces them apart, resulting in a suspension of GO sheets that can be filtered to isolate GO flakes [9]. GO presents oxygen functionalities and it can be well dispersed in organic solvents and water.

In this work, two different kinds of commercially available graphite were used as raw material to prepare graphene oxide with the objective to use it as nanoscale filler.

Materials and methods

Graphite oxidation - Flakes of graphite type-I and the powder of graphite type II were oxidized by modified Hummers method [1,5]. Briefly, 120mL of H_2SO_4 were added to 2,0g of graphite (Sigma-Aldrich flakes-type-I, ref. 332.461, 75% min. 149 μm , \leq ,+ 100 mesh or Sigma-Aldrich powder-type-II, ref. 496596, < 45 μm , \geq 99.99% trace metals basis), under moderate magnetic stirring in ice bath, followed by gradual addition of 7,1g of KMnO_4 . Then this mixture remained under agitation for 2 additional hours at room temperature and in the next step 400 mL of deionized water was added and again reaction was conducted under low temperature (in ice bath) and mild agitation for 15 min. Finally were added slowly 400 mL of an aqueous solution of H_2O_2 (30%) in order to reduce the KMnO_4 excess and dispersion was left stirring for more 30 min. The ice bath and agitation was then removed and the system was left to decant for about 24hrs. After this time, the precipitate was filtered at vacuum and graphite oxide (Gr-O) was isolated. The Gr-O was removed from the filter paper, transferred to a becker and 100 mL of deionized water was added. The material was centrifuged (centrifuge at FANEM®, EXCELSA Babby I, 206 model) to 2000 rpm for 5 min (this process was repeated many times until getting clear washing water). It was used about 600-700 mL of water in the washing process since for each step of centrifugation, the solid was transferred back to the becker and 100 mL of water was added. Then the solid material was slowly washed with the following solvents in this order: 250 mL of an

aqueous solution of HCl (20%), 500 mL of ethanol, 250 ml of acetone and 100 mL of deionized water. The washing procedure with acetone purpose was to keep the structure of the GO with its functional groups such as, epoxylic, hydroxylic and carboxylic acids. The final product was dried in a circulating air oven for 24 hours and 80° C.

Preparation of GO dispersions – the dried powder obtained were dispersed in the organic aprotic solvent tetrahydrofuran (THF), by sonicating (Helma) for 1 hr, at 57°C. After sonication, a very good dispersion of GO in THF was obtained. A relatively high concentration of 2 mg/mL was used due to the purpose of using the GO as a reinforcement filler when incorporated in a polymeric polyurethane nanocomposite to prepare the cardiovascular device. However the GO concentration in the final nanocomposite needs to be defined after creep, fatigue, mechanical tests on devices.

X-Ray Diffraction (XRD) - The X-ray diffraction was used to investigate the graphite oxidation level. In this analysis it is expected to search for crystallographic planes related to graphitic structures such as the peak around 11°, typical for graphite oxide [1,5]. The starting graphites and the GO-I, GO-II solids powder were analyzed. The $\text{CuK}\alpha$ radiation was used at the diffractometer (Rigaku, Miniflex II) and scan range of approximate angles of 0-90°, with 2,0 speed (°/min) on the continuous mode.

Raman Spectroscopy – In order to analyze the disorder and defects in the carbon structure it was used Raman Spectroscopy coupled to an optical microscope with spatial resolution of 1 μm (lens 50x) and wavelength excitation of 532 nm (green laser). The characteristic bands for the GO material obtained from the starting graphite materials are: D, G, D', G', D+G.

Atomic Force Microscopy (AFM) – Topographic measurements were performed by using the AFM Bruker, model ICON DIMENSION and nitrided silicon 20 nm tip for samples GO-I and GO-II in order to analyze nanometric details related to the exfoliation of GO nanoplatelets. The layer depth readings were obtained by sample scanning when using laser frequency of 70kHz at maximum oscillation. The histogram showing the distribution of nanoplatelets layers height was obtained.

Scanning Electronic Microscopy (SEM) – The SEM microscope, JEOL, JSM-6510 was used to evaluate the morphology of the GO obtained.

Results and Discussion

Characterization of solid graphene oxide GO by XRD - The diffractogram of GO-I is showed on Figure 1. This diffractogram indicated the graphite oxidation by the presence of peak around 11° that is typical for GO [1,5] and it is related to the spacing between the graphite sheets due to the inclusion of oxygenated groups and it is associated to the crystallographic planes (200). Another crystallographic plane expected for graphitic structures is detectable at approximately 26°

relative to crystallographic planes (101) of the hexagonal carbon. A peak at 53° respect to the plane (100) of very low intensity but still detectable is due to the graphitic structures and indicates that part of the graphite is still not exfoliated or not completely oxidized. GO-I and GO-II samples presented similar diffractograms.

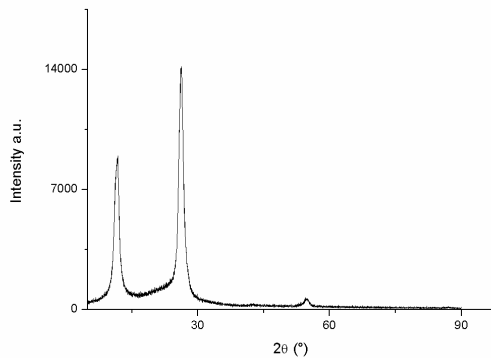


Figure 1: X-Ray Diffractogram for GO-I.

Characterization by Raman Scattering – Figure 2 shows the Raman spectra of GO-I and GO-II. In both curves D and G bands can be seen very clearly. The D band centered at about 1350 cm^{-1} is commonly associated with defects in the graphitic structure (sp^3 bonds) and the edge effect in which the edges have incomplete bonds [1,2]. The G band centered at about 1580 cm^{-1} is attributed to stretching vibration modes of C=C graphitic structures. The G' band centered at approximately 2700 cm^{-1} is characteristic of graphitic structures and it was directly related to the structural organization in the two dimensional plane of graphene. D' and $\text{D}+\text{G}$ bands are also common in this type of material [1,5,12].

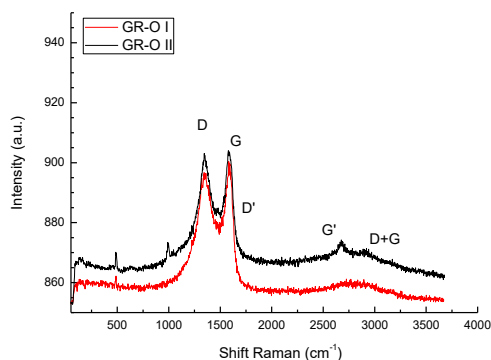


Figure 2: Raman Scattering Spectrum for GO-I and GO-II when using green laser.

Characterization of GO dispersions

Atomic Force Microscopy – AFM analysis were done to verify the number of layers on GO flakes produced. Figure 3 presents the height distribution of GO-I and GO-II after solvent evaporation when the dispersion was deposited on a glass substrate. The narrow distribution obtained at the AFM analysis for GO-II,

indicates us the lower dispersion around the average height and the more homogeneous nanofiller platelets for this sample. Maximum height value for platelets was found to be 602.9 nm for GO-I and 74.3 nm for GO-II (Figure 4) so the height is of 88% lower for GO-II, what means that the GO-I is not exfoliated or expanded when compared to the GO-II. On topographic images of the heights (Figure 4) it is possible to observe that the platelets size are much lower on GO-II when compared to GO-I.

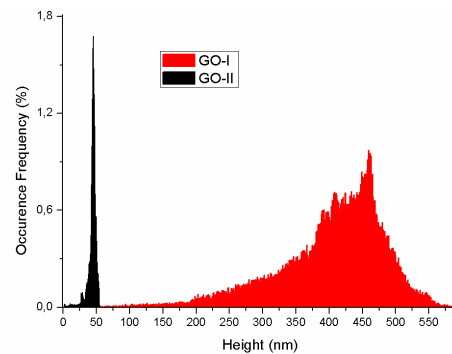


Figure 3: Height histogram from AFM data for GO-I and GO-II at 2 mg/mL in tetrahydrofuran solvent.

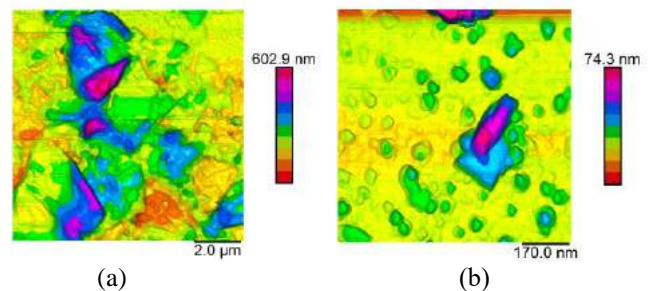


Figure 4: Topographic images of the heights: (a) GO-I and (b) GO-II platelets.

SEM images – SEM images (Figure 5) of the oxidized powders showed each platelet is formed of stacks of individual sheets. The oxidized graphite platelets presented folded edges attributed to formation of hydrogen bonds between platelets at the vicinity and its oxygen-containing functional groups distorting the sheets. Platelets lengths were measured and GO-I is constituted by platelets with lengths about $7\text{--}8\text{ }\mu\text{m}$ and GO-II $5\text{--}6\text{ }\mu\text{m}$. Platelets sizes changes post oxidation process since the bulk graphites for GO-I e GO-II had different particles sizes. GO-I was found densely packed and GO-II showed possessing more exfoliated sheets. Results were very good and completely different when comparing GO-I and GO-II. Differences were attributed to some reasons such as the difficulty found to have the GO-I properly cleaned when washed, since the graphite flakes showed a yellowed washing water when removed during the centrifugation steps at the chemical exfoliation process. This same washing water was clear when removed from the GO-II sample by using the same procedure. However, the many steps of centrifugation and washing applied and probably it was the key for the improvement of the platelets height homogeneity.

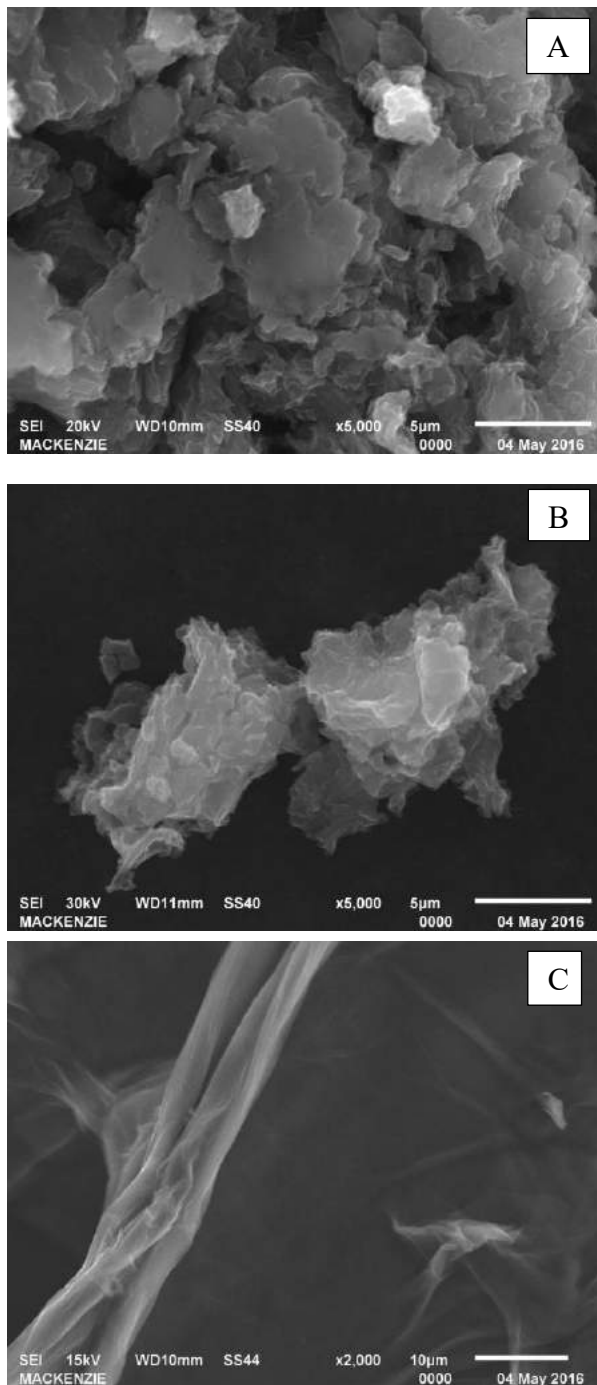


Figure 5: SEM images of GO dry powders of: (A) GO-I platelets at 5000X (B) GO-II platelets at 5000X; (C) GO-I at 2000X showing the folded edges.

Conclusion

Regardless the huge differences between particle sizes and distribution for GO-I and GO-II it seems the graphene oxide was found successfully exfoliated and very well dispersed in a polar organic aprotic solvent (tetrahydrofuran). The GO-II produced here is a potential candidate to be used as filler to produce a polymer nanocomposite since the level of exfoliation found was very high (low values of platelets height distribution). The biomedical application for this

nanofiller is also indicated because the level of impurity is very low.

Acknowledgements

LDM and GJMF acknowledge the financial support from Brazilian Funding Agencies (FAPESP 2012/50259-8, Mackpesquisa 068/2014 and CNPq). The authors also acknowledge to Pablo Andrés Riveros Munhoz by the AFM analyses.

References

- [1] Domingues, S. H., PhD Thesis, Filmes finos transparentes e condutores baseados em grafeno, Department of Chemistry - University of Paraná - Curitiba-PR, Brazil (2013)
- [2] Pinto, A.M. et al., Biocompatibility of poly(lactic acid) with incorporated graphene-based materials, *Colloids and Surfaces B: Biointerfaces* 104, 229-238 (2013).
- [3] Ma, H. B., et al., Preparation and cytocompatibility of polylactic acid/hydroxyapatite/graphene oxide nanocomposite fibrous membrane, *Chinese Science Bulletin*, 57, 3051-3058 (2012).
- [4] Lammel, T., et al, Internalization and cytotoxicity of graphene oxide and carboxyl graphene nanoplatelets in the human hepatocellular carcinoma cell line Hep G2, *Particle and Fibre Toxicology*; 10, 27-32 (2013).
- [5] Mehl, H., et al., Efeito da variação dos parâmetros reacionais na preparação do grafeno via oxidação e redução do grafite, *Química Nova*, 37, 1639-1645 (2014).
- [6] Novoselov, K. S. et al. Electric field effect in atomically thin carbon films. *Science* 306, 666–669 (2004).
- [7] Kostarelos, K.; Novoselov, K. S., Exploring the interface of graphene and biology. *Science* 344, 261–3 (2014).
- [8] Potts, R. J., Dreyer, R. D., Bielwaski, C. W., Ruoff, R. S., Graphene-based polymer nanocomposites, *Polymer Journal*; 52, 15-25 (2011).
- [9] Dubey, N., Bentini, R., Islam, I., Cao, T., Castro Neto, A. H., Rosa, V., Graphene: A versatile carbon-based material for bone tissue engineering, Hindawi Publishing Corporation, *Stem Cells International*, 2015, 1-12 (2015).
- [10] Zhang, M., et al., Recent advances in synthesis and applications of graphene-polymer nanocomposites, *Polymer Chemistry*, 6, 6107-6124 (2015).
- [11] Pinto, M. A. et al., Smaller particle size and higher oxidation improves biocompatibility of graphene-based materials, *Carbon*, 99, 318-329 (2016).
- [12] Chatterjee, N., et al., Screening of toxic potential of graphene family nano-materials using *in vitro* and alternative *in vivo* toxicity testing systems, *Biomaterials*, 35, 1109-1127 (2014).

GRAPHENE – PERSPECTIVES OF ITS APPLICATION IN BIOMEDICAL ENGINEERING

Alves, Gilson J. *, Freitas, Diogo** and Rodrigues, Marco A. Benedetti **

* IFPE, UFPE, Recife-PE, Brasil

** UFPE, Recife-PE, Brasil

e-mail: gilsonj.alves@gmail.com

Abstract: Graphene is one of the allotropic forms of presentation of carbon. Normally presented as a thin, almost transparent and very light sheet, despite of its great mechanical resistance. Recent studies have shown that graphene has strong potential of application in medical industry, not only because of its mechanical resistance and lightness, that suggest its application in proteses and bionic limbs, but still more because of its excellent electrical conductivity, that suggest its application in medical equipments of measurement.

Keywords: Graphene, biomedical engineering, bionic limb, medical equipment, medical treatment.

Introduction

Scientific investigation into graphite has revealed that its unique combination of physical properties stems from its macromolecular structure composed of stacked layers of hexagonal arrays of sp² carbon [1]. The graphene consists in one of these layers, as can be seen on Figure 1.

The graphene is a material with a high quality crystal structure with atomic thickness, composed by carbon atoms. It is a carbon allotropic form, well-characterized for its properties of lightness, high mechanical resistance and excellent conductivity of heat and electricity: it is stronger than diamond, more conductive than copper and more flexible than rubber. It means that graphene can be used into a great number of applications, to improve the efficiency closely related with the flow of heat and electric current [2].

Currently, there are several graphene applications: It has been incorporated in manufacturing of Lithium-ion batteries, solar cells, display screens, aircraft components (for improving the mechanical strength), water desalination (lowering cost), and many others [3]. This article is focused on the perspectives of biomedical engineering applications of the graphene. There are researches about the use of graphene in several biomedical applications, as drug delivery (nano structures for conduction of medicines to a specific part of the body), biological sensing and imaging, antibacterial materials and biocompatible structures for cell culture [4].

An usual problem in the diagnosis of diseases from the analysis of biological signals is the bad quality of the data achieved during its acquisition stage.

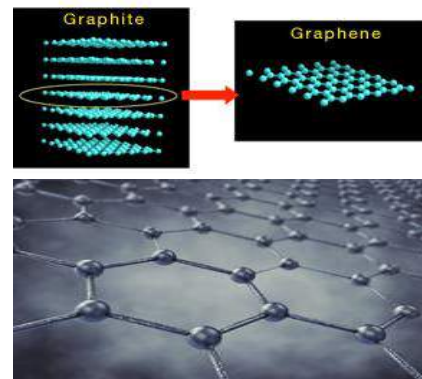


Figure 1: Graphene, graphite layer of one atom thick.

Image Credit: physicsform.com and eng.kyushu-u.ac.jp

This brings up the need to ensure the data quality from acquisition stage. Find a solution to this problem is essential to reach the success in the search of the diagnosis. Once that graphene exhibits excellent electrical conductivities [5], its usage as interface between the patient body and the biological signal sensor pops up as a very good alternative. The Figure 2 shows the transition from graphene to nanotube, making it a great electrical conductor. It means that the graphene can be used for manufacturing excellent electrodes for contact with human body (skin touch), which are frequently used in biological signals acquisition, for example [6].

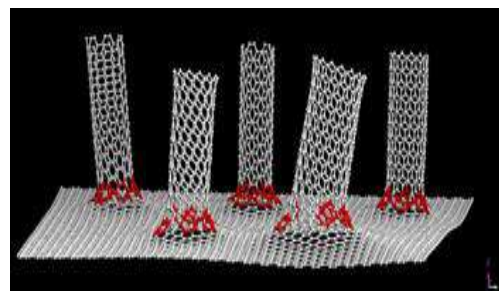


Figure 2: Seven-atom rings (in red) at the transition from graphene to nanotube. Image courtesy of the Tour Group

Recent studies have shown that graphene has a great potential of using in the electronic industry. One reason that will lead this industry to perform its usage is that the graphene has a simple electronic spectra, what means it is a zero-gap semiconductor, with one type of electrons and one type of holes. The Silicon, the main material used in the electronic industry, has a small energy-gap, but it is not a zero-gap – The Table 1 shows

six semiconductors with their energy-gaps [7]. In graphene, the charge carriers can move through thousands interatomic distances without scattering. This fact can be used to obtain low power devices, better and cheaper ones. Because it is flexible, thin and has a very good electrical conductivity, the graphene can be used for developing interfaces between living tissue and bionic limbs, biological signal sensors and accessories for measurement interface. To be best used in biomedical applications, the toxicity of graphene was investigated and now graphene-based nanomaterials has been explored for biomedical applications in tissue engineering, molecular imaging, photothermal therapy, drug/gene delivery, sensing and others, as Figure 3 shows [8].

Table 1: Semiconductor Band Gaps.

Material	Energy gap (eV)	
	0 K	300 K
Si	1.17	1.11
Ge	0.74	0.66
InSb	0.23	0.17
InAs	0.43	0.36
GaAs	1.52	1.43
GaSb	0.81	0.68

Materials and methods

This article makes a review of the use of graphene, as an emergent material with special characteristics, since its discovering, twelve years ago. A brief approach about the production of graphene is held, followed by a discussion about usage of graphene, focused on biomedical engineering applications. It intends to emphasize the importance of graphene as a promising material for improvement of device manufacture that helps in diagnosis and treatment of diseases.

As it is a review paper, the data are from published articles and technical notes of graphene industry. Its investigation was accomplished under a technological analysis. Although focused on biomedical engineering applications, the progress made with the use of graphene in other knowledge fields is also referenced, glimpsing the possibility of similar application in biomedical engineering.

The Graphene production

The Graphene production is stimulated by the need of its use in commercial applications. Currently, there are several techniques, each with different advantages and disadvantages: By exfoliation of graphite [9], by epitaxially growth on suitable substrates, such as boron nitride [10], by chemical vapor deposition, CVD, on metal surfaces such as nickel (Ni) and copper (Cu) [11]. CVD techniques are essentially chemical processes in which a solid material in its gaseous form is sprayed onto a substrate, like copper or nickel. When the solid

materials in their gaseous form come in contact with the heated substrate inside a furnace, or reaction chamber, they turn into their solid form and are deposited on the substrate.

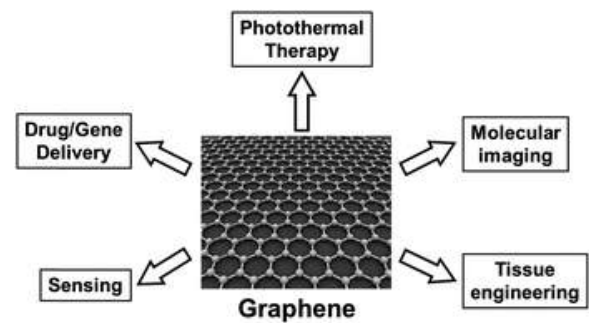


Figure 3: Five potential fields of graphene application.

Image Credit: [8]

Another method is the oxidation of graphite oxide followed by chemical reduction, that has been used to obtain reduced graphene oxide, rGO, or functionalized graphene, CFG [12]. Nowadays, after more than one decade of characterizing properties of graphene, the focus turns towards manufacturing it cheaply and effectively. The goal is to find ways for producing graphene with quality in bulk quantities. In the last three years, from south Korea, April 2014, Samsung Corporation announced a method that allows the production of graphene in industrial scale. At Technology Institute of Samsung and the University of Sungkyunkwan, the researchers mixed a compose of graphene with others chemicals. They obtained a graphene wafer disc that can be seen in Figure 4. It is believed that it can be used for manufacturing electronic devices, such as transistors, Figure 5, integrated circuits and others [13]. At the Massachusetts Institute of Technology, MIT, and the University of Michigan, US researchers developed a technique similar to CVD for Polycrystalline Graphene, where the graphene is mechanically peeled off of the metal layer, what means a breakthrough in terms of utilization of raw materials. It is believed that the ability to produce graphene directly on nonmetal substrates could be used for displays of large-format and touch screens, and for smart devices, like sensors.



Figure 4: A graphene wafer disc produced at Samsung.

Image Credit: <http://canaltech.com.br>

Here in Brazil, the graphene research is still at initial stage, and has focus in developing new techniques for producing high quality graphene. Recently, Brazil has joined the global race to commercially develop graphene, with the opening of the

Graphene and Nanomaterials Research Center, known as MackGraphe, at Mackenzie Presbyterian University in São Paulo.

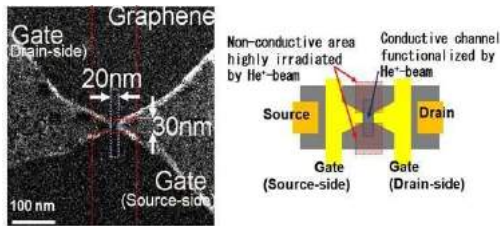


Figure 5: Manufacture of transistor using graphene.

Image Credit: ifsc.usp.br

Graphene applications in biomedical engineering

There are several areas where the graphene shows its utility [4]. Biomedical engineering is one of the most interesting. Two important of its characteristics that lead to this fact are: first, its resistance to the salt ionic solutions inside living tissue, what can increase the lifetime of bionic limbs, unlike the metallic ones, that can corrode in a few years, and additionally may release toxic metal inside body; second, its electrical conductivity, that can allow connections with neurons, that send weak electric signals from cell to cell, what happens when a nerve cell pumps ions to in or outside of itself (mainly Na^+ and K^+), causing an electric potential difference between inside and outside cell [14]. It suggests the possibility of putting an active electronic device, as a transistor made of graphene, along a damaged spinal cord. Such transistor would be able to detect the minimum nerve impulses at the undamaged spinal cord section and conduct them to the nerves and muscles, bypassing the damaged section.

The Figure 6 shows cortical neurons being grown on graphene for use as biological implants (nuclei are stained blues) [15].

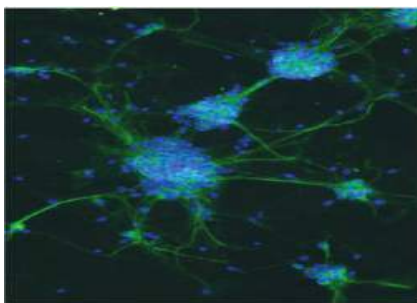


Figure 6: Cortical neurons growth on graphene.

Image Credit: Charles Schmidt [15]

In biomedical field, the great advantage of using graphene oxide, GO, over other carbon-based materials is its more reliable aqueous dispersability.

The application of nanomaterial based on graphene for biomedical sensing involves two alternative technologies: One, that uses a molecule probe on the graphene sheet that interacts with the analyte; another, that is based on measurement of the electrical properties of the graphene part that interacts with the

analyte. Figure 7 shows the most common biomedical applications of graphene, including sensing applications, drug delivery and photothermal therapy [16].

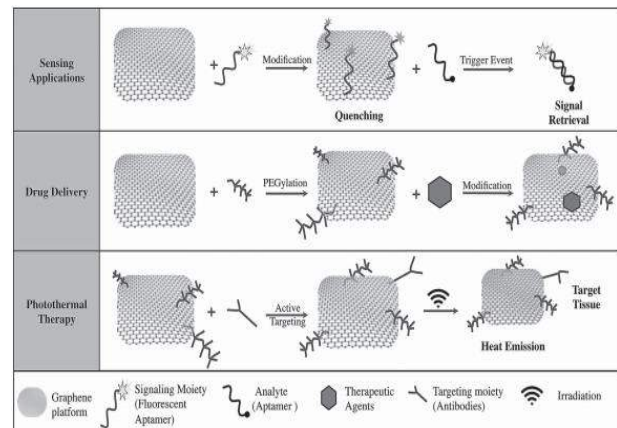


Figure 7: Most common biomedical applications of graphene.

Image Credit: Bitounis et al [16]

The Table 2 lists several applications of graphene in different areas, where the majority of them share influences with biomedical engineering field.

Table 2: Applications of graphene.

Application field	References
OLED – Organic Light Emission Diode	[6]
Nanoelectronics	[13]
Engineering nanocomposite material	[19] [20]
Energy storage	[16][18][21][22]
FET – Field Effect Transistor	[23]
Sensors	[24]
Biomedical (biosensor, biodevices, drug and gene delivery, cancer therapy)	[25][26]

Transparent conductive films is a recent application of graphene that points to a revolutionary family of monitoring parts [27]. Its flexibility, that can be seen in Figure 8, will allow to implement more portable and cheap medical equipment with important easy-to-use characteristics.

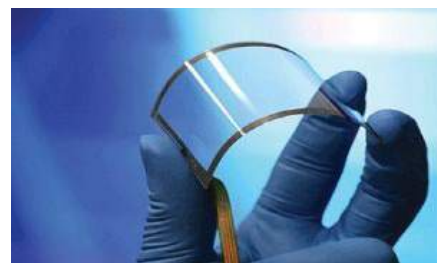


Figure 8: foldable screen from a 30'' piece of graphene.

Image Credit: sciencenordic.com-Byyung Hee Hong

Discussion and results

Nowadays graphene is one of the most important material for industrial application. Its usability is

already proved [28]. The graphene exciting characteristics are achieved with the highest-grade graphene. The technique for producing graphene in industrial-scale is close to be confirmed. The first step is done. Results of the latest research can show that graphene is a very important field for investment in scientific research.

Conclusion

Graphene materials have an undeniable potential for multiple applications in a wide range of industries including biomedical engineering. In the future, not so far, the graphene will can be combined with others materials to obtain compounds with even better characteristics. When it happen, it will be possible its full use. Among many others good things, it will make possible, for example, the implementation of medical equipments for measurement of biological signals in a practical and secured way. Graphene will be, possibly, a robust basis for medical equipment development.

Acknowledgements

The authors would like to thank the Federal University of Pernambuco - UFPE and the Federal Institute of Education and Technology of Pernambuco - IFPE, for the help in producing this paper.

References

- [1] Pierson H.O. Handbook of Carbon, Graphite, Diamond, and Fullerenes: Properties, Processing, and Applications. Noyes Publications. Park Ridge, New Jersey, 1993.
- [2] Lucibella M. This Month is Physics History - October 22, 2004: Discovery of Graphene. American Physics Society-APS News. Vol.18 (9): 2. 2009.
- [3] Boysen E. Graphene: it's Applications and Uses. Understanding Nano. Compiled of Hawk's Perch Technical Writing. 2014. Available from: <http://www.understandingnano.com/graphene-applications.html>.
- [4] Shen H. et al. Biomedical applications of graphene. Theranostics. Vol.2 (3): 283-294. 2012.
- [5] Tour, J. et al. A seamless three-dimensional carbon nanotube graphene hybrid material. Nature Communications. Article 1225 - doi:10.1038/ncomms2234. 2012
- [6] Geim, A. K. and Novoselov, K. S. The Rise of Graphene. Manchester Centre for Mesoscience and Nanotechnology, University of Manchester United Kingdom. 2004.
- [7] Kittel, C. Introduction to Solid State Physics. 6th Ed. page 185, New York. John Wiley, 1986.
- [8] Zhang, Y. et al. Graphene: a versatile nanoplatform for biomedical applications. Nanoscale, 3833-3842, 2012. DOI: 10.1039/C2NR31040F
- [9] Parvez, K. et al. Exfoliation of Graphite into Graphene in Aqueous Solutions of Inorganic Salts. American Journal of Chemistry, Chemistry Society. Vol. 136(16): 6083-6091. 2014.
- [10] Yang, W. et al. Epitaxial growth of single-domain graphene on hexagonal boron nitride. Nature Materials 3695. 14 July 2013.
- [11] Park, S. and Ruoff, R. S. Chemical methods for the production of graphene. Nature Nanotechnology. Vol.4: 217-224. 2009.
- [12] Wang, Y. et al. High-quality reduced graphene oxide-nanocrystalline platinum hybrid materials prepared by simultaneous co-reduction of graphene oxide and chloroplatinic acid. Nanoscale Research Letters, 6:241. 2011.
- [13] Xuan, Y. et al. Atomic-layer-deposited nanostructures for graphene-based nanoelectronics. Applied Physics Letters. 92(1). 2008.
- [14] Tinneland, M. Graphene: the next wonder material?. American Chemical Society - Chem. Matters. 2013.
- [15] Schmidt, C. The bionic material. Nature. Vol. 483, S37. March 2012. Doi:10.1038/483S37a
- [16] Bitounis, D. et al. Prospects and Challenges of Graphene in Biomedical Applications. Advanced Material. Vol. 25: 2258-2268. March 2013.
- [17] Maher, El-Kady. Laser Scribing of High-Performance and Flexible Graphene-Based Electrochemical Capacitors. Science. Vol. 335: 1326-1330. March 2012.
- [18] Pumera, M. Graphene-based nanomaterials for energy storage. Energy & Environmental Science. DOI: 10.1039/c0ee00295. Vol.4: 668-674. 2011.
- [19] Yang, X. M. et al. Well-dispersed chi-tosan/graphene oxide nanocomposites. ACS Mater. Interfaces. Vol. 2 (6):1707-1713. 2010.
- [20] Liu, C. et al. Membraneless enzymatic biofuel cells based on graphene nanosheets. Biosensors Bioelectron. Vol. 25: 1829-1833. 2010.
- [21] Stoller, M. D. et al. Graphene-based ultra capacitors. Nano Letters. Vol.8: 3498-3502. 2008.
- [22] Wang, L. et al. Graphene oxide as an ideal substrate for hydrogen storage. ACS Nano. Vol.3(10): 2995–3000. 2009.
- [23] Lu, C. High mobility flexible graphene field-effect transistors with self-healing gate dielectrics. ACS Nano. Vol. 6(5): 4469-4474. 2012.
- [24] Lu, C. H. et al. A graphene platform for sensing biomolecules. Angewandte Chemie Int. Edn. Vol. 48: 4785-4787. 2009.
- [25] Liu, Z. et al. PEGylated nanographene oxide for delivery of water-insoluble cancer drug. American Journal of Chemistry, Chemistry Society. Vol. 130: 10876-10877. 2008.
- [26] Sun, X. et al. Nanographene oxide for cellular imaging and drug delivery. Nano Res. Vol.1: 203-212. 2008.
- [27] Wu, J. et al. Organic solar cells with solution-processed graphene transparent electrodes. Applied Physics Letters. Vol. 92: 263302-263304. 2008.
- [28] K. Das, Tapan and Prusty, Smita. Recent advances in applications of graphene. International Journal of Chemical Sciences and applications. Vol.4(1): 39-55. 2013.

EFEITOS DO OZÔNIO NAS CARACTERÍSTICAS HISTOLÓGICAS E DESINFECÇÃO DE PELES DE RÃ-TOURO (*RANA CATESBEIANA*) COM FINS TERAPÊUTICOS (MEMBRANAS CURATIVAS)

D.N. de Moraes, A. B. F. Moretti, C. J. de Lima, D. I. Kozusny-Andreani, A. Stefanini, R. B. S. Jacinto, R. S. Navarro

Pós Graduação Engenharia Biomédica, UNICASTELO- Rua Carolina Fonseca, 584, São Paulo-S.P./ Associação Cidade da Ciência Tecnologia e Educação – CITÉ, Parque Tecnológico de São José dos Campos, Estrada Dr. Altino Bondesan, 500, São José dos Campos, S.P.
e-mail: dionekenia@hotmail.com

Resumo: Este estudo avaliou o efeito da água ozonizada (O_3) na desinfecção da pele de rã (*Rana catesbeiana*) usada como membranas curativas terapêuticas em feridas cutâneas. Amostras padronizadas de pele de rã (1cm^2) foram analisadas quando a contaminação microbiana e características histológicas antes e após os diferentes tratamentos: G1: solução salina, G2-antibióticos (AB): penicilina, estreptomicina, gentamicina; G3- $O_3/5\text{min}$; G4- $O_3/10\text{min}$; G5- $O_3/12\text{min}$; G6- $O_3/15\text{min}$; G7- $O_3/20\text{min}$. Os valores da avaliação microbiológica em log de redução foram submetidos à análise de variância e teste de Tukey. A água ozonizada em diferentes tempos promoveu efetiva redução microbiana ($p<0,001$); em O_3 com o aumento do tempo houve aumento significativo na descontaminação ($p<0,001$); AB e $O_3/20\text{min}$ promoveram os maiores valores de redução microbiana ($p<0,001$), sem diferença significativa entre esses grupos ($p>0,001$). O AB e ozônio não promoveram alterações histológicas nas peles de rã. O ozônio foi um método eficaz para a desinfecção da pele de rã, possibilitando seu uso futuro como método alternativo à antibioticoterapia como preparador dessas membranas curativas para serem utilizadas como terapia em feridas cutâneas.

Palavras-chaves: Rã-touro, ozônio, feridas cutâneas, cicatrização, membranas curativas.

Abstract

*This study evaluated the effect of ozonated water (O_3) in disinfection of frog skin (*Rana catesbeiana*) used as therapeutic healing skin wounds membranes. Standardized samples of frog skin (1cm^2) were analyzed when microbial contamination and histological characteristics before and after different treatments: G1: sterile saline solution, G2-antibiotics (AB): penicillin, streptomycin, gentamicin; G3- $O_3/5\text{min}$; G4- $O_3/10\text{min}$; G5- $O_3/12\text{min}$; G6- $O_3/15\text{min}$; G7- $O_3/20\text{min}$. The values of microbiological log reduction were submitted to ANOVA and Tukey test. The ozonated water (O_3) with different times promoted effective microbiological reduction ($p<0.001$); in O_3 the increased of time lead to significant increase of decontamination ($p<0.001$); AB e $O_3/20\text{min}$ promoted*

higher values of microbiological reduction ($p<0.001$), there is no significant difference between them ($p>0.001$). The AB and ozone promoted not histological changes in frog skins. Ozone was an effective method for disinfection of the frog skin, enabling your future use as alternative method to antibiotics as treatment of healing membranes for clinical use as therapy in cutaneous wounds.

Keywords: Bullfrog, ozone, skin wounds, healing, healing membranes.

Introdução

A pele é sempre vulnerável a qualquer lesão que possamos ficar expostos, o que geralmente leva a perda da sua integridade. Portanto a prevenção de infecção de feridas vem se tornando um desafio, devido à facilidade de contaminação por microrganismos até mesmo dentro de hospitais^[1]

Vários materiais de origem biológica vêm sendo estudados como possíveis substitutos de pele (membranas curativas ou curativos biológicos), entre eles estão a membrana amniótica de origem humana e de coelhos, pele de porco, coelho e humana, destacando-se a utilização da pele de anfíbios, sendo o principal a rã-touro^[2]

A rã-touro (*Rana catesbeiana*) é um anfíbio com grande relevância comercial na ranicultura, com boa adaptação em cativeiro, manejo simples, e valor comercial na produção de roupas, calçados, cintos, bolsas, carteiras, luvas, objetos e ornamentos, é uma grande fonte de colágeno e óleos sendo utilizado na indústria de cosméticos e dermo-medicamentos, e estudos mostram a promissora utilização como membrana curativa em lesões cutâneas^[3]

Na pele dos anfíbios há grande quantidade de glândulas mucosas, que produzem fluido aquoso que mantém a umidade da pele, fundamental para a respiração cutânea e a torna escorregadia, sendo uma defesa contra os predadores.^[3]

A utilização da pele rã-touro como membrana curativa vem se mostrando promissora devido a sua composição celular, alta concentração de colágeno, água e nutrientes, biocompatibilidade, interação biológica

com o substrato com a liberação de biomoduladores teciduais, atuando como barreira mecânica protetora aos agentes agressores e contaminação externa, com efetiva troca gasosa com o meio [4].

A substituição de pele é um passo importante para o tratamento de várias etiologias. Esses produtos se destinam a ajudar no processo de cicatrização e até mesmo a cura de lesões cutâneas, dependendo do substituto usado. Atualmente os tipos de pele existentes apresentam vantagens e desvantagens associadas. Ainda são necessários mais estudos e avanços utilizando materiais sintéticos e biológicos, e até mesmo mais testes com os materiais que existem no mercado para melhorias e adequações no seu modo de uso [5].

O ozônio é conhecido por seu alto poder antimicrobiano, ele é um agente oxidante eficaz para inativar vírus, bactérias, fungos, protozoários. A inativação ou redução desses microrganismos irá depender da concentração do ozônio, do tempo de exposição e do microrganismo envolvido. A técnica de desinfecção utilizando o gás ozônio vem demonstrando ser promissora, de acordo com estudos, devido ao seu reduzido custo e tempo de aplicação, o ozônio não promove seleção e resistência microbiana, e não produz resíduos tóxicos e que contaminam o meio ambiente [6].

Estudos prévios mostram a efetiva ação do ozônio em processos de desinfecção de diferentes substratos e amplo espectro de aplicações em diferentes campos na saúde, indústria, ambiental, a partir dessa premissa, o presente estudo, de forma inovadora e pioneira, avalia os efeitos do ozônio, em comparação com antibióticos, como técnica de desinfecção de membranas curativas como a da pele da rã-touro, usada com fins terapêuticos em feridas cutâneas [7].

Materiais e métodos

No presente estudo foram realizadas avaliações microbiológica e histológica da pele da rã-touro (*Rana Catesbeiana*) comparando os processos de desinfecção com antibióticos, de diferentes espectros de ação, com a água ozonizada, em diferentes tempos e concentrações.

O delineamento experimental foi inteiramente casual, nas amostras de pele de rã-touro padronizadas e divididas aleatoriamente nos diferentes grupos experimentais, com sete tratamentos com quinze repetições cada. (tabela 1).

Tabela 1- grupos experimentais.

Grupos	Tratamentos	Tempos
G1	Solução salina estéril (controle negativo)	15 minutos
G2	Antibióticos (controle positivo) (AB)	15 minutos
G3	Ozônio 5 (O ₃ /5 min)	5 minutos
G4	Ozônio 10 (O ₃ /10 min)	10 minutos
G5	Ozônio 12 (O ₃ /12 min)	12 minutos
G6	Ozônio 15 (O ₃ /15 min)	15 minutos
G7	Ozônio 20 (O ₃ /20 min)	20 minutos

Aplicação dos antibióticos para a desinfecção das peles de rã-touro (*Rana catesbeina*)

As soluções dos antibióticos empregados no presente estudo foram penicilina 10.000 UI (63 UI/mL); estreptomicina (100 mg/mL); gentamicina (500 mg/mL) (INLAB, São Paulo, Brasil). O volume final da solução contendo os antibióticos foi de 30 ml sendo que as peles foram submersas nesta solução por 15 minutos.

Ozonização para desinfecção das peles de rã-touro (*Rana catesbeina*)

No processo de ozonização para desinfecção das peles de Rã-touro foram utilizados cinco béqueres contendo 200 mL de água destilada, sendo que em cada um foram imersas 15 amostras padronizadas de pele de rã-touro. O ozônio foi produzido de forma constante pelo equipamento e conduzido por um tubo de silicone para o difusor. A concentração de Ozônio fornecida pelo gerador é constante de 35mg/L.

Análise microbiológica

Análise quantitativa - O material coletado foi adicionado em um tubo contendo 10 mL de salina estéril e realizado o procedimento de diluição seriada, inoculando-se 100 µL das diluições em placas de Petri contendo meios TSA, Baird-Parker (Oxoid®) Eosina Azul de Metileno (EMB, Oxoid®) e Sabouraud-dextrose (Oxoid®). O inóculo foi semeado em superfície, com o auxílio de alça de Drigalski.

Análise qualitativa - As culturas foram avaliadas pela morfologia das colônias e pela coloração de Gram. As bactérias Gram-negativas foram identificadas pelo sistema API20E (*Analytical Profile Index*, BioMérieux®), enquanto que as bactérias Gram-positivas foram submetidas aos testes: coagulase, catalase, NaCl 5%, oxidase, novobiocina e DNase.

Análise histológica - Foram analisadas três amostras para cada grupo experimental, escolhidas aleatoriamente, e posteriormente foram analisadas de forma qualitativa as diferenças histológicas entre os grupos. Foram realizadas seis análises para cada grupo, onde foram respectivamente três antes e três após os tratamentos.

Análise estatística - Os dados quantitativos foram submetidos à análise estatística descritiva, de normalidade e homocedasticidade, para posterior análise inferencial com teste de análise de variância (ANOVA) para dados paramétricos, adotando o teste de Tukey como teste complementar visando à comparação entre os grupos avaliados. Todas as análises foram realizadas utilizando o software estatístico Graph Pad Prism versão 5.0 (colocar país), e o nível de significância considerado foi de 95% (p<0,05).

Resultados

Análise microbiológica quantitativa - A Figura 1 apresenta o gráfico com os valores originais de crescimento microbiano em UFC convertidos em log de redu-

ção a partir das amostras isoladas da pele de rã-touro nos diferentes grupos experimentais.

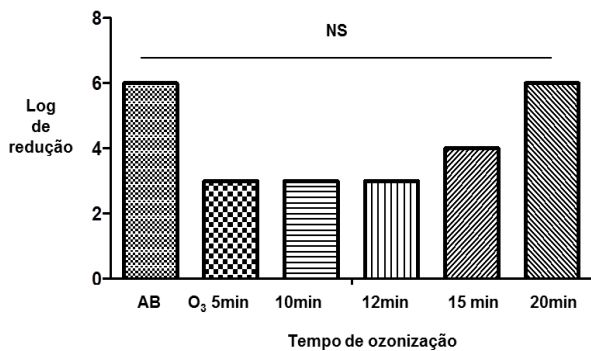


Figura 1- O gráfico apresenta os valores em Log de redução microbiana após os tratamentos com antibióticos (AB) e ozônio (O₃) (com diferentes tempos de exposição).

*NS: Não houve diferença estatisticamente significativa entre os tratamentos com antibiótico e água ozonizada 20 min.

O tratamento com solução salina (grupo 1 controle negativo) apresentou alto crescimento microbiano em UFC, portanto, após conversão em log de redução foi observado valor nulo, e não demonstrado no gráfico (Figura 1).

Nos tratamentos com antibióticos (AB- grupo 2 controle positivo) e com ozônio durante 20 minutos (O₃/20 min- grupo 7) apresentaram valores de 6 log de redução microbiana, portanto os mais efetivos na descontaminação das peles de rã-touro (Figura 1), em comparação com demais grupos analisados no presente estudo ($p < 0,001$) não foi observada diferença estatisticamente significativa entre esses grupos ($p > 0,001$) (Figura 1).

Análise Microbiológica Qualitativa - Foram realizadas análises microbiológicas no sentido de identificar os microrganismos presentes nas amostras de pele de rã-touro (*Rana catesbeiana*). As bactérias presentes na superfície da pele foram identificadas como *Escherichia coli* e *Staphylococcus epidermidis*.

Análises histológicas - Pode-se observar que as amostras das peles de rã-touro (*Rana catesbeiana*) tratadas com solução salina (G1), antibióticos (G2) e ozônio 20 (O₃/20 min) (G7), escolhidas aleatoriamente para serem analisadas com caráter ilustrativo, apresentaram um padrão histológico típico dos anfíbios, com epiderme apresentando um epitélio estratificado pavimentoso (E) fino, pouco queratinizado (lâmina basal) (LB), derme com um estrato esponjoso (tecido conjuntivo frouxo) (EE) com glândulas alveolares bem desenvolvidas (GA), vasos sanguíneos (V) e cromatóforos do tipo melanóforos (C) e um estrato compacto (tecido conjuntivo denso) (EC), como observado na figura 2.

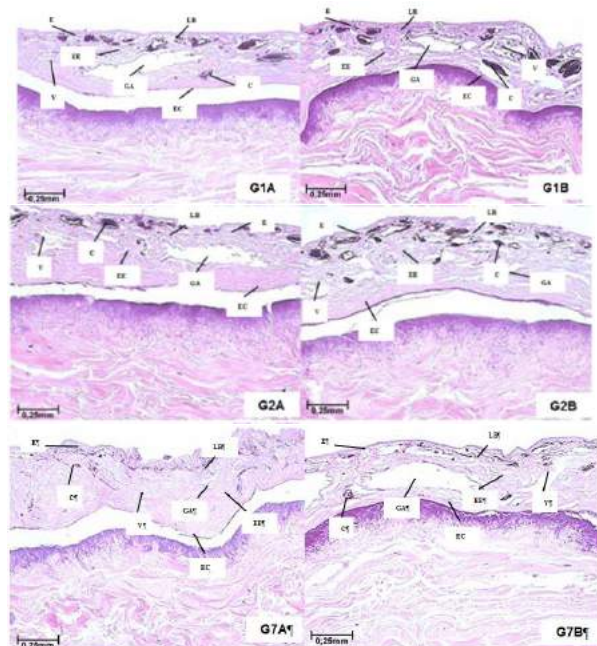


Figura 2- Fotomicrografias ilustrativas das peles da rã-touro (HE, 100X) e suas características histológicas: Epiderme: epitélio estratificado pavimentoso (E), pouco queratinizado (lâmina basal) (LB), Derme: estrato esponjoso (EE), glândulas alveolares (GA), vasos sanguíneos (V), Cromatóforos (C), estrato compacto (EC) (G1- solução salina, G2- antibióticos, G7- ozônio 20, A- antes do tratamento, B- após o tratamento).

Discussão

Neste estudo foram avaliados processos de desinfecção da pele de rã-touro (*Rana Castesbeiana*) comparando antibióticos, de diferentes espectros de ação, com a água ozonizada, em diferentes tempos e concentrações.

O uso de antibióticos é considerado o “padrão ouro”, por ser o método mais utilizado na desinfecção de membranas biológicas, por apresentar resultados efetivos e seguros, porém há alto custo, maior tempo de aplicação, possibilidade da presença de resíduos nas peles de rã-touro que posteriormente atinjam o substrato cutâneo, e pode levar a seletividade e resistência microbiana [5].

O tratamento com O₃/20 min mostrou-se efetivo e viável como método alternativo na desinfecção das peles de rã-touro (*Rana Castesbeiana*), e abrindo perspectivas para sua aplicação em outras membranas de origem animal.

Com caráter ilustrativo, as amostras das peles foram escolhidas aleatoriamente e foram realizadas análises histológicas descritivas, de forma cega, visando verificar se houve efeitos dos diferentes tratamentos nos padrões histológicos nas amostras de pele de rã-touro. Em todos os grupos experimentais analisados não foram observadas mudanças no padrão histológico antes e após os tratamentos realizados, e diferenças entre os diferentes tratamentos, havendo um padrão histológico semelhante entre todos os grupos. Constatando que os

antibióticos utilizados e os tratamentos com o ozônio não promoveram danos celulares e teciduais nas amostras de pele de rã-touro (*Rana catesbeiana*).

Existe uma grande necessidade de produtos que possam substituir a pele, ou serem usados como curativos nas lesões cutâneas agudas ou crônicas, estudos estão associando substratos sintéticos ou biológicos existentes, com novos componentes biológicos.

Estudos mostram que a pele da rã-touro (*Rana catesbeiana*) se mostra como uma alternativa viável de membrana biológica, ressaltando que a grande quantidade de colágeno, água e nutrientes reforçam a sua indicação, tendo efetiva ação bioativa com o substrato danificado devido a liberação de biomoduladores, além de não causar agressões como alergia, inflamação, toxicidade, dor e ter custo acessível^[7,8].

Assim há um interesse pelo estudo e/ou desenvolvimento de materiais curativos que realmente sejam capazes de ocluir a lesão, protegendo assim de agentes externos, mantendo troca de ar entre o meio interno e externo, dificultando assim a contaminação e proliferação de microrganismos. Além de promover condições fisiopatológicas que poderão favorecer associados ou não a medicamentos, e outros recursos terapêuticos, uma efetiva resposta biológica do tecido agredido, e modulação dos processos inflamatórios e reparatórios^[9,10].

Conclusão

De acordo com os resultados obtidos da análise microbiológica pode-se concluir que a água ozonizada foi capaz de promover desinfecção da pele da rã-touro (*Rana catesbeiana*), sendo um processo tempo/dose de ozonização dependente. Os tratamentos com ozônio por 20 minutos e os antibióticos foram os mais efetivos promovendo os maiores valores de redução microbiana.

As análises histológicas demonstraram que os tratamentos com ozônio ou antibióticos não promoveram nenhuma alteração nos padrões histológicos nas peles da rã-touro (*Rana catesbeiana*).

Referências

- [1] Norooz H, Kazemi A, Fadaee R, Alavi S, Mohammadzadeh M. Microbiologic assessment of non-surgical traumatic wound infections and surgical site infections in hospitalized patients. *Arch Clin infect dis.* 2010; 5(2):80-3.
- [2] Chakrabarty K, Dawson R, Harris P, Layton C, Babu M, Gould L. Development of autologous human dermal-epidermal composites based on sterilized human allodermis for clinical use. *Br J Dermatol.* 1999; 141:811–823–186.
- [3] Ferreira R, Fonseca S L, Afonso A M, Silva M G, Saad M H, Lilenbaum W. A report of mycobacteriosis caused by *Mycobacterium marinum* in bullfrogs (*Rana catesbeiana*). *The Veterinary Journal* 2006 171: 177-180.
- [4] Bazaz Mr, Mashreghi M, Shahri Nm, Mashreghi M, Asodeh A, Rassouli MB. Evaluation of antimicrobial and healing activities of frog skin on Guinea Pigs Wounds. *Jundishapur Microbiol*, 2015 August; 8(8): e21218.
- [5] Ovington L. Dressing and skin substitute. In: McCulloch J, editor; Kloth L, editor. , eds. *Wound Healing Evidence-Based Management*, 4th ed. Philadelphia, PA: FA Davis, 2010:183–186.
- [6] Lopes Ms, Ferreira Jr, Silva Kb, Oliveira Bacelar Simplício I, Lima Cj, Fernandes Ab. Disinfection of corrugated tubing by ozone and ultrasound in mechanically ventilated tracheostomized patients. *J Hosp Infect.* 2015 Aug; 90(4):304-9. doi: 10.1016/j.jhin.2015.03.004.
- [7] Haslam Is, Roubos Ew, Mangoni MI, Yoshizato K, Vaudry H, Kloepper Je, Pattwell Dm, Maderson Pfa, Paus R. From frog integument to human skin: dermatological perspectives from frog skin biology. *Biological Reviews* 2014, 89, pp. 618-655.
- [8] Falcão Sc, Lopes Sl, Coelho Arb, Almeida El. Pele de *Rana Catesbeiana* como curativo biológico oclusivo no tratamento de feridas cutâneas produzidas em cães: Alterações macroscópicas e microscópicas resultantes da interação desses tecidos. Estudo preliminar. *Acta Cir. Bras.* 2002 May 17(3): 151-159.
- [9] Balasubramani M, Kumar Tr, Babu M. Skin substitutes: a review. *Burns.* 2001; 27:534–44.
- [10] Hilme Ab, Asma Hassan Mohd. A bilayer engineered skin substitute for wound in an irradiation-impaired healing model on rat. *Discovery express*, 2014.

BIOCOMPATIBILITY ASSESSMENT OF ELECTROSPUN AND SOLVENT-CAST POLY(ϵ -CAPROLACTONE) SUBSTRATA

R. Tahmasebi, L. R. X. Cortella, H. T. T. Oyama, I. N. Cestari and I. A. Cestari

Heart Institute (Incor), University of São Paulo Medical School, Bioengineering Division, São Paulo, Brazil
carleton_ua@mail.ru

Abstract: Recent advances in the field of tissue engineering offer promising alternatives to substitute unhealthy tissues by three-dimensional scaffolds made of biodegradable polymeric substrates. These substrates are seeded with cells and should allow proper growth of a new tissue. In this work we investigate cell attachment and adhesion onto poly(ϵ -caprolactone) substrates, which were produced by electrospinning technique and solvent casting. Following 4 hours of static culture, cell seeded substrates were visualized under scanning electron microscopy and a fluorescence microscope. The developed poly(ϵ -caprolactone) substrates supported cell attachment and adhesion suggesting that this polymer is a good candidate for application in tissue-engineered scaffolds.

Keywords: Electrospinning, Solvent casting, Biodegradable substratum,

Introduction

The main challenge in the field of tissue engineering (TE) is the development of tissue substitutes that may help to regenerate lost or damaged tissues. These substitutes are obtained by the use of scaffolds seeded with cells. TE scaffolds have been explored in the development of a TE heart valve considering they present resistance to infection, do not cause embolism and present cell viability, or enable growth and maintenance of cells [1,2]. The development of a tissue engineered heart valve (TEHV) is based on seeding cells on a biodegradable substrate which is able to mimic the microenvironment of a specific tissue type while being capable of offering low resistance to blood flow and withstanding local blood pressure [3,4].

Currently, many biodegradable polymers are investigated as substrates in TE. Both natural polymers such as collagen, chitosan and synthetic such as thermoplastic polyesters including poly(lactic acid) (PLA), poly(glycolic acid) (PGA), and especially poly(lactic-co-glycolic acid) (PLGA) copolymers, poly(ϵ -caprolactone) (PCL) and poly(hydroxybutyrate/valerate) (PHBV) has been of great interest for their biocompatibility, biodegradability and mechanical strength [5].

The substrate must have pores to enable cell growth, nutrition, and act as a platform allowing cell migration, proliferation and matrix formation. The porosity not

only assures space for cellular infiltration and adhesion but also offers space for the formation of the extracellular matrix [6].

PCL is a biopolymer that has been used in drug delivery and preparation of scaffolds for tissue engineering [7]. Fabricated electrospun scaffolds using biodegradable polymers show promises to support the development of TEHV. The nanofibers obtained by electrospinning have morphological similarities of the fibrous components of the extracellular matrix, thereby the three-dimensional fibrous scaffolds have been studied in tissue engineering applications and the development of three-dimensional cell cultures [8]. The importance of designing scaffolds with anisotropic properties is underlined by the growing evidence that the scaffolding with structural anisotropy play an important role in the cell behavior and morphology [9]. In this study, randomly oriented electrospun and solvent-cast PCL substrates were fabricated by electrospinning and solvent casting methods with the aim of assessing the interaction of immortalized human umbilical vein endothelial cells from (HUVECs) with these substrates.

Materials and methods

Solvent casting – PCL was dissolved (molecular weight 37,000 - Solvay) in Chloroform PA (Merck) to obtain a polymer solution with 20% wt/wt. This polymer solution were poured onto a Petri dish and left at room temperature to obtain the solvent-cast substrate.

Electrospinning process - PCL was dissolved in a mixture of Chloroform and Dichloromethane (DMC, Sigma Aldrich) in the ratio 1:1 under gentle stirring to obtain a polymeric solution. The set up was mounted using a high voltage DC power supply (Faïscas), a syringe pump (Nikkiso PSK- 01) with a blunt needle and a conductive collector as shown in Figure 1. The electrospinning process was carried out within a closed cabinet to allow control of the environmental conditions, which is crucial for successful fiber production. The process consists of applying a high voltage at the tip of a syringe needle, where a polymer solution droplet is held by the surface tension. The increase in the electric field causes positive charges to be induced within the polymer solution resulting in charge repulsion and the formation of electrostatic forces. These forces are

opposed to the surface tension and further increasing the change in the droplet shape - the hemispherical droplet becomes conical, which is referred to as a Taylor Cone. When a critical stress is reached, the charge repulsion overcomes the surface tension, causing initiation of the jet. The polymer jet travels in random motion to the metal collector (counter electrode), the solvent evaporates, and the result is a substrate of nonwoven fibers [10]. With the purpose of obtaining fibers with controlled diameters and reproducible physical and chemical properties, it is necessary to standardize technical parameters including solution concentration, ratio of the polymers and process parameters. Several process parameters such as applied voltage and flow rates were varied during the procedure in order to obtain a membrane with great uniformity, fibrous defect-free with diameters in the nanoscale range. The fabricated electrospun membranes were placed inside a vacuum chamber overnight in order to remove solvent residues prior to further characterization.

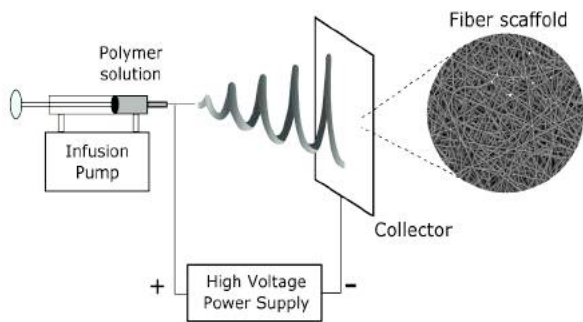


Figure 1: Schematic representation of the electrospinning apparatus.

Scanning Electron Microscopy (SEM) – It was used for characterization of the surface topology of the scaffolds and the presence of cell. To visualize fibers, samples of the substrates were cut from different locations on the electrospun web to obtain representative fibers and placed on a SEM stub covered with double-sided sticky carbon tabs from Hitachi TM3000. SEM was used to check the fiber formation and to observe the defects and morphology of the fibers. To verify the range of fiber size obtained, the diameter of various fibers was measured in order to verify its magnitude. However, statistical analyses were not made.

HUVECs culture and seeding of PCL – biocompatibility assays were performed with all substrate types using HUVECs as source of cells. All procedures were carried out under sterile conditions using a vertical laminar flow chamber and sterile materials. The cells were cultured in RPMI medium (Sigma) at 37°C under static conditioning in a moisturized atmosphere with 5% CO₂ until reach 80% confluence. The cells were harvested with 0.25% trypsin-EDTA solution (Sigma) and were seeded in PCL membranes inside wells of a 96-well microplate at density 10000 cells per well (n = 3). Cell concentration (cells/mL) was determined by cell counting using a hemocytometer.

Immunofluorescence Staining - in order to verify cell distribution in the scaffold, four hours after the start of the experiment samples were fixed with 4% paraformaldehyde (PFA) solution for two hours washed with phosphate buffered saline (PBS). Fluorescence staining was done with HOECHST 33343 (Invitrogen), incubated for 24 hours. After that samples were washed with PBS and placed between two glass coverslips with glycerol/PBS (1:1) for visualization under the optical microscopy (Nikkon TE300).

Results

In order to develop scaffolds for practical applications it was essential to find the most favorable process parameters combination in the electrospinning process resulting in uniform nanofibrous substrates. This was achieved by varying 4 important process parameters: concentration (viscosity), solvent, distance between the collector and the tip of the syringe and the indoor temperature. Ideal values of parameters are given in table 1.

Table 1: Process parameters for electrospinning.

Polymer/solvent System	Flow rate (ml/h)	Distance (cm)	Applied voltage (kv)	Needle Ø (mm)
20%	2	12	16	0.9

Figure 2 shows the morphology of the surface obtained by the electrospinning methods and solvent casting. In figure 2A it can be observed a fibrous structure, with randomly oriented fibers with diameter ranging 1 to 2 µm. Figure 2B shows a smooth and dense surface.

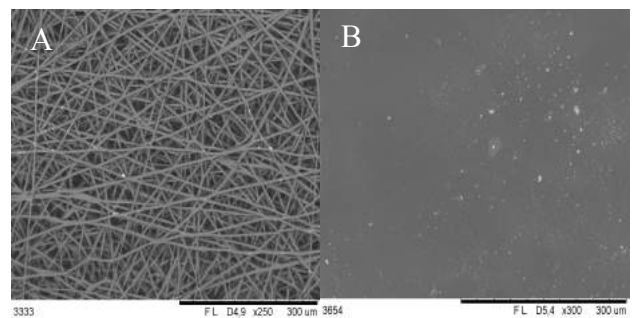


Figure 2: SEM images of fabricated PCL substrates from SEM analysis. 2A) Membrane obtain by electrospinning; 2B) Membrane obtained by solvent casting.

As it can be seen in Figure 3 the substrate obtained by the electrospinning process resulted in the formation of large pores between the fibers due to its fibrous structure that allows infiltration and cell adhesion. In the substrate obtained by evaporation of the solvent was also observed the cell adhesion on its surface, which did not allow growth of cells inside due to its density, shown in Figure 4.

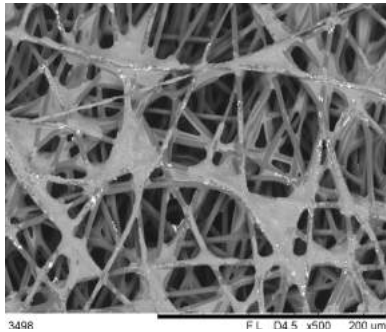


Figure 3: SEM high magnification image of cells adhered to electrospun scaffold after 4 hours of culture.

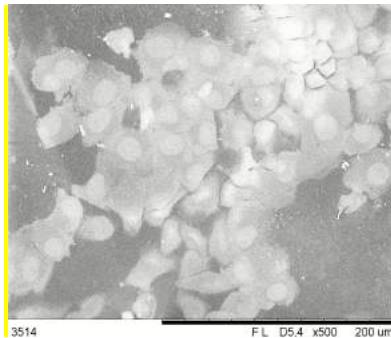


Figure 4: SEM images of cells adhered to solvent casting scaffolds after 4 hours of culture.

In immunofluorescence analyzes cell-seeded electrospun were stained with Hoechst 33343 can be seen in figure 5.

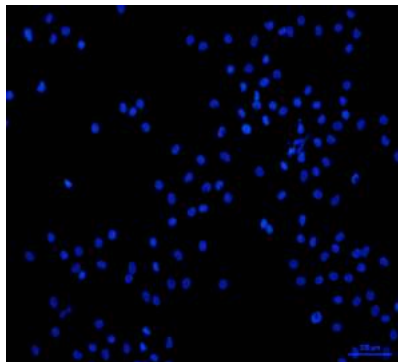


Figure 5: PCL substrates seeded with HUVECs observed by fluorescent microscopy, which demonstrates the cell nucleus in blue.

Discussion

By comparing the SEM images of both substrates obtained by two techniques, different surface morphologies can be observed. The membranes obtained by evaporating solvents present a good cell adhesion and pores with nanometric size due to solvent evaporation [11]. On the other hand, membranes obtained by electrospinning presents fibrous structure and SEM images demonstrate that the pores formed in the membrane

expanded throughout the entire membrane thickness [12].

Studies have shown the need of cell seeding within three-dimensional porous scaffolds since the presence of pores eventually allows cell infiltration into the scaffold [13]. The most suitable size for the pores may vary depending on the cell type studied, fiber diameter and distance between the pores. The 20 μm pit surface showed greater cell migration and proliferation than those observed in samples with a distance of 40 μm [14].

Our results demonstrate the biocompatibility of PCL scaffold and its capability of cell attachment and adhesion, which provides a suitable substrate for cell attachment and migration.

Conclusion

The results presented in this paper show that HUVECs can attach to both substrates and remain vital after cultivation as seen by combined fluorescence microscopy and SEM. The data suggests that PCL nanofibrous scaffolds are capable of supporting the attachment of HUVECs, which allowed the spreading of cells inside the micro-structural scaffolds. These properties may be beneficial for tissue engineering applications and essential for its use as the framework for the development of polymeric prosthetic valves.

Acknowledgements

The authors acknowledge the financial support of CNPq and FAPESP to this work.

References

- [1] Webber MJ, Khan OF, Sydlik SA, Tang BC, Langer R. A perspective on the clinical translation of scaffolds for tissue engineering. *Annals of Biomedical Engineering*. 2015; 43(3): 641-656.
- [2] Sacks MS, Schoen FJ, Mayer JE. Bioengineering challenges of heart valve tissue engineering. *Annual Review of Biomedical Engineering*. 2009; 11: 289-313.
- [3] Mendelson K, Schoen FJ. Heart valve tissue engineering: concepts, approaches, progress, and challenges. *Annals of Biomedical Engineering*. 2006; 34: 1799-1819
- [4] Schoen FJ. Evolving concepts of cardiac valve dynamics: the continuum of development, functional structure, pathobiology, and tissue engineering. *Circulation*. 2008; 118: 1864-1880.
- [5] Mooney DJ, Park S, Kaufmann PM, Sano K, Mcnamara K, Vacanti JP, Langer R. Biodegradable sponges for hepatocyte transplantation. *Journal of Biomedical Materials Research*. 1995; 29: 959-966.
- [6] Schugens CH, Grandfils CH, Jerome R, Teyssie P, Delree P, Martin D, Malgrange B, Moonen G. Preparation of a macroporous biodegradable polylactide implant for neuronal transplantation.

- Journal of Biomedical Materials Research. 1995; 29: 1349-1362.
- [7] Tang ZG, Black RA, Curran JM, Hunt JA, Rhodes NP, Williams DF. Surface properties and biocompatibility of solvent-cast poly[ε-caprolactone] films. *Biomaterials*. 2014; 25: 4741-4748.
- [8] Pham QP, Sharma U, Mikos AG. Electrospinning of polymeric nanofibers for tissue engineering applications: a review. *Tissue Engineering*. 2006; 12: 1197-1211.
- [9] Gaharwar AK, Nikkhah M, Sant S, Khademhosseini A. Anisotropic poly(glycerol sebacate)-poly(ε-caprolactone) Electrospun Fibers promote endothelial cell guidance. *Biofabrication*. 2015; 7(1): 015001.
- [10] Oyama HTT, Cortella LRX, Rosa INS. Assessment of the biocompatibility of bioresorbable PLLA-PLCL scaffold obtained by electrospinning. *Procedia Engineering*. 2015; 110: 135-142.
- [11] Tang ZG, Black RA, Curran JM, Hunt JA, Rhodes NP, Williams DF. Surface properties and biocompatibility of solvent-cast poly[ε-caprolactone] films. *Biomaterials*. 2004; 25: 4741-4748.
- [12] Martins A, Pinho ED, Faria S, Pashkuleva I, Marques AP, Reis RL, Neves NM. Surface modification of electrospun polycaprolactone nanofiber meshes by plasma treatment to enhance biological performance. *Small*. 2009; 10: 1195-1206.
- [13] Agrawal CM, Ray RB. Biodegradable polymeric scaffolds for musculoskeletal tissue engineering. *Journal of Biomedical Materials Research*. 2001; 55: 141-150.
- [14] Berry CC, Campbell G, Spadicino A, Robertson M, Curtis AS. The influence of microscale topography on fibroblast attachment and motility. *Biomaterials*. 2014; 25: 5781-5788.

AVALIAÇÃO DA CITOTOXICIDADE DE DIFERENTES COMPOSIÇÕES DE VIDROS PROPOSTOS PARA APLICAÇÕES BIOMÉDICAS UTILIZANDO CÉLULAS MC3T3

F. N. Ambrosio*, R. Borges**, A. C. S. de Souza**, J. Marchi** e C. B. Lombello*

* CECS, UFABC, São Bernardo do Campo, Brasil

** CCNH, UFABC, Santo André, Brasil

e-mail: felipe.nogueira@aluno.ufabc.edu.br

Resumo: O objetivo deste trabalho é analisar a interação entre células do tecido ósseo e amostras de vidros propostos para aplicações biomédicas de diferentes composições. Para isso foi realizado um teste de citotoxicidade direta. Foram utilizadas células da linhagem MC3T3-E1, que se comportam como precursoras de osteoblastos. Os materiais utilizados neste trabalho foram vidros obtidos pelo método de fusão. Foram testadas duas composições (variação na razão Ca^{2+}/Na^{1+}) de vidros puros (BG1 e BG2), que foram dopados com ferro, com ferro+gadolínio e com ferro+gadolínio+itérbio, totalizando oito composições disponíveis para teste. Foram confeccionadas amostras no formato de pastilhas cilíndricas, por prensagem uniaxial do pó do material. Para determinar a citotoxicidade direta das amostras foram feitas análises qualitativas, com a avaliação da morfologia celular com microscopia de luz e microscopia eletrônica de varredura.

Palavras-chave: Técnicas de Cultura Celular, Células Ósseas, Materiais Biocompatíveis, Citotoxicidade, Vidros Biocompatíveis.

Abstract: *This work's objective is to analyze the interaction between bone tissue cells and samples of biomedical proposed use glasses with different compositions. In order to accomplish this it was made a direct cytotoxicity assay. Cells of the MC3T3-E1 lineage were utilized, since they act as osteoblasts precursors. The samples were made of glasses obtained by oxide fusion method. Two compositions were tested (Ca^{2+}/Na^{1+} variations), in pure forms and also in doped forms (with Fe, Fe+Gd and Fe+Gd+Yb), which totalize 8 compositions available. The samples were made into cylindrical shape by uniaxial compression of powder. The direct cytotoxicity of the samples was determined by qualitative analysis, through evaluation of the cells morphology and growing rate with both light and electron microscope.*

Keywords: *Cell Culture Techniques, Bone Cells, Biocompatible Materials, Cytotoxicity, Bioactive Glasses.*

Introdução

Entre os biomateriais cerâmicos, os vidros biocompatíveis podem ser utilizados devido à sua afinidade e biocompatibilidade com o tecido ósseo. Esse

tipo de material pertence ao sistema $SiO_2-Na_2O-CaO-P_2O_5$, que quando em contato com o sistema biológico pode apresentar diferentes taxas de dissolução, em função de sua composição. Os vidros biocompatíveis também podem apresentar comportamento bioativo ou bioabsorvível no tecido hospedeiro. Estas propriedades permitem a proposição de diversas aplicações clínicas para os vidros biocompatíveis, principalmente para o reparo de falhas ósseas, incluindo fraturas e lesões induzidas por tumores.

Os vidros podem ser utilizados tanto na forma pura quanto em sua forma dopada, ou seja, quando são adicionados outros elementos em sua composição visando conferir propriedades específicas ao material, como alteração de sua taxa de dissolução ou propriedades magnéticas^[1-3]. Desta forma é possível ampliar as aplicações clínicas destes materiais, como por exemplo sua utilização em tratamentos de câncer ósseo, atuando como coadjuvantes em terapias antitumorais, como a hipertermia. Neste processo, a adição de dopantes, como o ferro, confere propriedades magnéticas ao vidro, que quando submetido a um campo magnético induz um aumento de temperatura letal para as células malignas, mas com um baixo risco para o tecido saudável^[4]. A braquiterapia é uma outra opção de abordagem antitumoral e consiste da dopagem do vidro com um radioisótopo, como o itérbio, e permite a entrega seletiva de partículas radioativas para o tecido tumoral através do implante localizado deste material^[5].

A associação com diferentes elementos não deve alterar as propriedades de biocompatibilidade dos vidros, o que pode ser verificado por meio de ensaios de biocompatibilidade, como a citotoxicidade. A citotoxicidade pode ser avaliada por ensaio de contato direto com o material^[6, 7]. Para investigar o comportamento de células do tecido ósseo pode-se utilizar células da linhagem MC3T3-E1, que se comportam como células precursoras de osteoblastos, o principal componente celular do tecido ósseo^[8]. Neste tipo de ensaio podem ser avaliadas a viabilidade e morfologia celular, com a verificação de possíveis alterações na superfície celular, presença de vesículas, prolongamentos celulares, vacuolização citoplasmática, destacamento e/ou lise celular. A avaliação de morfologia celular pode ser realizada com contraste de fase, em microscópio de luz invertido, permitindo a

observação sem a necessidade do uso de corantes e a capacidade de observar as células ainda vivas^[7]. Também existe a possibilidade de se utilizar microscopia eletrônica de varredura (MEV) para a caracterização da morfologia celular, sendo necessário, porém, o processamento prévio das células, incluindo fixação, desidratação e recobrimento com ouro^[9].

Este trabalho tem como objetivo determinar a citotoxicidade de diferentes composições de vidros, tanto em sua forma pura quanto dopada, utilizando linhagem de células precursoras de osteoblastos (MC3T3).

Materiais e Métodos

Composições dos Vidros – Os vidros foram obtidos por fusão de óxidos, a 1600°C/2h, de acordo com os protocolos de pesquisa adotados^[10]. Foram utilizadas 2 composições de vidros base, com diferentes taxas de solubilidade (BG1 e BG2). A partir destas composições base, foram feitas as dopagens com ferro, gadolínio e/ou itérbio, totalizando 8 composições a serem testadas *in vitro* (Tabela 1).

Tabela 1: Composição dos vidros.

Composições	% massa					
	SiO ₂	Na ₂ O	CaO	Fe ₂ O ₃	Gd ₂ O ₃	Yb ₂ O ₃
BG1	47,28	31,39	15,33	-	-	-
BG1+F	47,03	31,22	15,25	0,5	-	-
BG1+F+G	45,77	30,39	14,84	0,5	2,5	-
BG1+F+G+Y	44,51	29,55	14,44	0,5	2,5	2,5
BG2	47,39	26,78	19,83	-	-	-
BG2+F	47,14	26,64	19,72	0,5	-	-
BG2+F+G	45,88	25,93	19,2	0,5	2,5	-
BG2+F+G+Y	44,61	25,22	18,67	0,5	2,5	2,5

*Todas as composições possuem 6% em massa de P₂O₅.

A escolha destes dopantes está associada com as propriedades magnéticas e radioativas almejadas para estes materiais. É esperado que a dopagem com ferro induza a nucleação de fases magnéticas na rede vítrea (após tratamento térmico), as quais possam ser adequadas para aplicações em tratamento de câncer por hipertermia^[4]. Em relação ao gadolínio e itérbio, simulações computacionais realizadas previamente no Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares demonstraram que as porcentagens destes dopantes na rede vítrea confeririam potencial para aplicações em radioterapia, se os mesmos fossem ativados neutrônicamente^[11]. Desta forma, espera-se obter duas terapias de tratamento de câncer em um único material. Além disso, devido às propriedades biocompatíveis destes materiais^[10], espera-se que os mesmos, além de possíveis candidatos para tratamento de câncer, também possam regenerar tecidos ósseos danificados adjacentes à tumores, justificando sua aplicação em tratamento de câncer ósseo.

A prensagem dos pós das diferentes composições dos vidros foi realizada com o auxílio de uma prensa hidráulica e uma matriz metálica de 8 mm de diâmetro, tendo-se 8 amostras por grupo experimental, com aproximadamente 0,2 g cada. As amostras foram esterilizadas por radiação gama (25kGy) (CTRS/IPEN, Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares, SP, Brasil).

Cultura de Células – Foram padronizadas as condições de cultura de células precursoras de osteoblastos, linhagem MC3T3-E1, estabelecida a partir de calvária de rato. As células foram mantidas, com meio alfa-MEM, 10% de soro fetal bovino e 1% de penicilina/estreptomicina a 37°C e 5% de CO₂. O controle da viabilidade celular das culturas foi feito com o corante vital azul de tripan e sua morfologia foi observada com microscópio invertido (Axiovert A1, Zeiss).

Citotoxicidade por Contato Direto – Foi realizado teste de citotoxicidade direta^[6], com a inoculação de 3,5x10⁴ células por poço, em placas de 12 poços. Após 24 horas, com a confluência da monocamada celular, foi depositada uma amostra de vidro por poço. A monocamada celular foi avaliada morfologicamente após 24 horas para verificação dos efeitos do contato com os biomateriais, por microscopia de contraste de fase em microscópio invertido. Como controle negativo de citotoxicidade foi utilizado papel-filtro e como controle positivo foi utilizado fenol 0,25%. Todos os ensaios foram realizados em triplicata. Após a observação com contraste de fase, a monocamada celular foi fixada em glutaraldeído 0,25%, em tampão fosfato, corada com azul de toluidina 0,05% e observada com o microscópio invertido.

Análise da Interação Celular – Para observação da interação celular com os materiais propostos foi utilizado MEV (Jeol 6010). Foram inoculadas 1,75x10⁴ de células sobre as amostras dos vidros, em placa de 12 poços. Após 24 horas as amostras foram fixadas em glutaraldeído 0,25%, em tampão fosfato, desidratadas em série de etanol e acetona e recobertas com ouro (Scancoat Six, Edwards)^[9].

Resultados

Análise da Interação Celular – O MEV permitiu a observação das amostras com resolução superior à microscopia de luz, revelando a degradação da superfície dos materiais em meio de cultura e a ausência de células. O processo de degradação observado provavelmente interferiu na interação celular impedindo a adesão das células MC3T3 (Figura 1).

Citotoxicidade Direta – As análises morfológicas foram realizadas comparando os resultados das amostras dos vidros e os controles positivo citotóxico (fenol) e negativo não-citotóxico (papel-filtro). As micrografias dos BG1 e BG2 puros e dopados podem ser vistas nas Figuras 2 e 3, respectivamente e revelam que as culturas apresentam células com morfologia condizente com efeito citotóxico e grande presença de detritos dos

vidros. A composição que menos liberou detritos para o meio foi a BG2+Fe+Gd+Yb, sendo também o caso em que as células sofreram menos alteração (Figura 3-D).

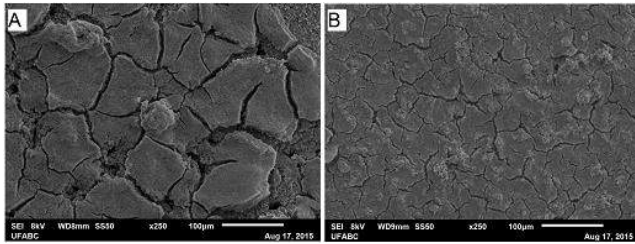


Figura 1: Micrografia obtida por MEV da superfície da amostra do vidro [A] BG1 puro e [B] BG2+Fe+Gd+Yb. Barra de escala de 100 µm.

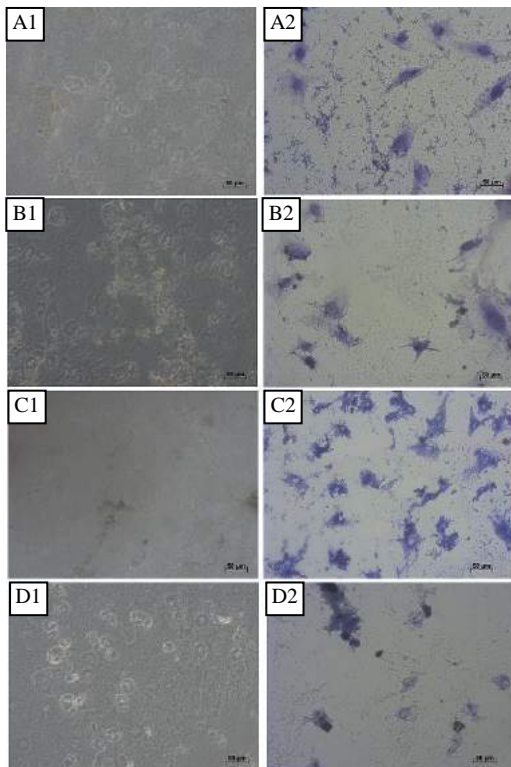


Figura 2: Micrografia das células MC3T3 para citotoxicidade direta com os vidros. [A]: BG2. [B]: BG2+Fe. [C]: BG2+Fe+Gd. [D]: BG2+Fe+Gd+Yb. Células em contraste de fase (coluna 1) e coradas com azul de toluidina (coluna 2). Barra de escala de 50 µm.

Discussão

Foi observada uma liberação de partículas do material para o meio de cultura em todas as composições analisadas. Aparentemente, a deposição de material dificultou a adesão e proliferação das células nos poços, sendo observados muitos detritos e um baixo número de células. Em muitos casos houve dificuldade na observação da morfologia celular devido à grande quantidade de material depositado bloqueando o campo de visão. Em nenhuma condição experimental foi observada confluência da monocamada celular e, no geral, as células apresentaram morfologia com prolongamentos celulares e tamanho reduzido,

indicando células não saudáveis. Era esperado a não observação de efeito citotóxico e que o material não sofresse uma quantidade expressiva de degradação, de acordo com outros trabalhos disponíveis na literatura e experiências prévias do grupo de pesquisa^[10], sendo, portanto, proposta uma investigação do comportamento de degradação do material para trabalhos futuros.

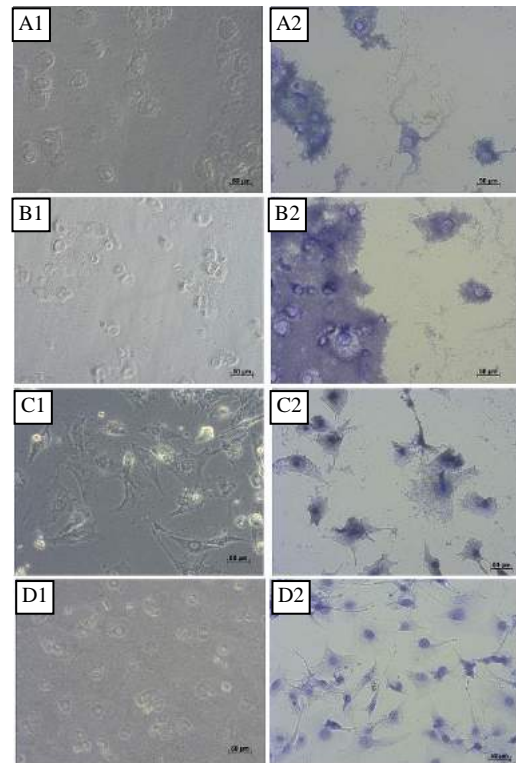


Figura 3: Micrografia das células MC3T3 para citotoxicidade direta com os vidros. [A]: BG2. [B]: BG2+Fe. [C]: BG2+Fe+Gd. [D]: BG2+Fe+Gd+Yb. Células em contraste de fase (coluna 1) e coradas com azul de toluidina (coluna 2). Barra de escala de 50 µm.

De maneira complementar, utilizando o MEV para a observação da interação celular, também foi constatado que as amostras dos vidros, após terem permanecido em contato com o meio de cultura, sofreram degradação, liberando partículas para o meio. A sua superfície acabou se mostrando com um aspecto de rachaduras (com placas na superfície), com detritos do material e aspecto irregular, impossibilitando encontrar e identificar células aderidas. De modo geral, as amostras BG2 pareceram estar mais íntegras do que as BG1, indicando influência da composição na degradação (inclusive entre os dopantes). Em trabalhos anteriores^[10] foi observado que a composição BG2 apresenta uma taxa de dissolução menor que BG1, a qual está associada à maior concentração de cálcio na estrutura vítrea, que devido a uma coordenação maior que o sódio, torna a estrutura vítrea mais coesa. Em relação às composições dopadas, pelo fato do ferro, gadolínio e itérbio apresentarem valência 3, estes elementos atuam como elementos intermediários na rede vítrea, resultando em uma coesão maior do que nas

composições não dopadas, apresentando, por consequência, uma possível diminuição na taxa de degradação. Neste momento não é possível afirmar se o padrão celular está relacionado com algum efeito citotóxico do material ou tendo sido, mais provavelmente, provocado pela degradação superficial. Portanto, infere-se que devido à dificuldade de compactação destes vidros, tornando-os mecanicamente instáveis para testes de citotoxicidade por contato direto, este método talvez não seja o mais indicado, sendo necessário um teste complementar de citotoxicidade indireta para confirmar se o efeito citotóxico observado está relacionado, ou não, com as propriedades físico-químicas destes vidros.

Conclusão

A partir dos resultados foi observado que o método escolhido de citotoxicidade direta não foi adequado para a observação de amostras de vidros não sinterizados devido às dificuldades de análise dos resultados provenientes da degradação das pastilhas. Para um melhor entendimento do comportamento biológico dos materiais é fundamental a realização de estudos sobre seu processo de degradação e de citotoxicidade indireta (em andamento). Pode-se propor para estudos futuros a realização de tratamentos térmicos das amostras, em temperaturas abaixo de sua temperatura de transição vítrea, provocando sinterização das partículas, podendo evitar a ocorrência de uma degradação como observada neste trabalho.

Agradecimentos

Agradecimentos à Universidade Federal do ABC, pela bolsa de pesquisa PIC, pela infraestrutura disponível nos laboratórios e à Central Multiusuário da UFABC pela utilização do MEV.

Referências

- [1] PINTO FILHO F. Estudo do comportamento físico da hidroxiapatita dopada com ferro [dissertação]. Fortaleza: Universidade Federal do Ceará; 2008.
- [2] El-Meliegy E, Farag MM, Knowles JC. Dissolution and drug release profiles of phosphate glasses doped with high valency oxides. *Journal of Materials Science: Materials in Medicine*. 2016; 27(6).
- [3] Goh YF, Akram M, Alshemary AZ, Hussain R. Synthesis, characterization and in vitro study of magnetic biphasic calcium sulfate-bioactive glass. *Materials Science and Engineering: C*. 2015; 53(1): 29-35.
- [4] Sampath KA, Himanshu T, Kevin B, Singh SP. Structural, Magnetic and *In Vitro* Bioactivity of Co-Cu Ferrite and Bioglass Composite for Hyperthermia in Bone Tissue Engineering. *Bioceram Dev Appl*. 2016; 6(1).
- [5] TORRECILLA JJ, ALONSO EB. Situación de la braquiterapia en España: Análisis de complejidad y tiempos de preparación y tratamiento. *Revista de Oncología*. 2014; 3(2):91-99.
- [6] INTERNATIONAL STANDARDS ORGANIZATION. ISO 10993-5. Biological evaluation of medical devices - Part 5: Tests for in vitro cytotoxicity. p.34, 2009.
- [7] FRESHNEY RI. *Culture of animal cells: A manual of basic technique*. 6th ed. New Jersey, Usa: Blackwell, 2010.
- [8] COIMBRA LR, et al. Cytotoxicity of restorative glass-ionomer cements to an odontoblast cell line. *Revista Odonto Ciência*. 2006; 21(54): 338-345.
- [9] DEDAVID BA; GOMES CI; MACHADO G. *Microscopia eletrônica de varredura : aplicações e preparação de amostras: materiais poliméricos, metálicos e semicondutores*. 1st ed. Porto Alegre: Edipucrs; 2007.
- [10] Borges R, Silva AC. Evaluation of the Bioactivity Behavior of a 48 Wt %SiO₂ Bioglass through Experiments in Simulated Body Fluid. *Materials Science Forum*. 2012; 727-728: 1238-1242.
- [11] Khorshidi A, Ahmadinejad M, Hosseini SH. Evaluation of a Proposed Biodegradable ¹⁸⁸Re Source for Brachytherapy Application: A Review of Dosimetric Parameters. *Medicine (Baltimore)*. 2015; 94(28):1-7.

COMPARAÇÃO ENTRE DIFERENTES MÉTODOS PARA OBTENÇÃO DE APATITAS EM SUPERFÍCIES DE FILMES HÍBRIDOS DE CARBONO TIPO-DIAMANTE

F. S. Lopes^{1*}, J. Milani¹, V. J. Trava-Airoldi², A. O. Lobo¹, F. R. Marciano¹

¹ Laboratório de Nanotecnologia Biomédica (NANOBI), Universidade do Vale do Paraíba, Av. Shishima Hifumi 2911, São José dos Campos, 12244-000, SP, Brasil.

² Laboratório Associado de Sensores e Materiais, Instituto Nacional de Pesquisas Espaciais (INPE), Av. dos Astronautas 1758, São José dos Campos, 12227-010, SP, Brasil.
E-mail: lopesfs88@gmail.com

Resumo: Filmes de carbono tipo-diamante (DLC) são de grande interesse no desenvolvimento tecnológico e científico por apresentarem propriedades como baixo coeficiente de atrito, elevada dureza, estabilidade química, alta aderência a superfícies metálicas e biocompatibilidade. A inserção de nanopartículas de dióxido de titânio nos filmes tem como objetivo melhorar a biocompatibilidade. Visando auxiliar no processo de osteointegração, o objetivo desse trabalho foi de comparar duas técnicas distintas para a obtenção de hidroxiapatita na superfície dos filmes. Para isso, foram utilizados o método biomimético e a eletrodeposição. A caracterização das amostras foi realizada utilizando as técnicas de espectroscopia de espalhamento Raman, microscopia eletrônica de varredura, espectroscopia de energia dispersiva e difratometria de raios-X. Os resultados demonstraram que houve diferença na morfologia de formação dos cristais de hidroxiapatita e suas relações de cálcio e fósforo. Conclui-se que os filmes de DLC são bioativos e apresentam-se como alternativa para utilização no revestimento de próteses metálicas e implantes médicos buscando a melhoria do processo de regeneração óssea.

Palavras-chave: Carbono tipo-diamante; bioatividade; apatitas; osteointegração.

Abstract: *Diamond-like carbon (DLC) films are of great interest in scientific and technological development by presenting properties such as low friction coefficient, high hardness, chemical stability, biocompatibility and high adhesion to metallic surfaces. The presence of titanium dioxide nanoparticles in the film improves its biocompatibility. This study compares two different techniques (biomimetic and electrodeposition) to obtaining hydroxyapatite on the film surfaces. Raman scattering spectroscopy, scanning electron microscopy, energy dispersive spectroscopy and X-ray diffraction characterize the samples. The results showed differences in the crystal morphology of hydroxyapatite formation and their relationship to Ca/P. DLC films were bioactive. They presented as an alternative for coating metallic surfaces of medical implants to improve bone regeneration.*

Keywords: *Diamond-like carbon; bioactivity; apatites; osseointegration.*

Introdução

A osteoartrose é a indicação clínica mais frequente para cirurgia de artroplastia com utilização de próteses. Os desafios das próteses para essa finalidade estão relacionados ao custo, qualidade e durabilidade das superfícies do implante [1, 2].

Os implantes médicos são constituídos de diversos materiais, sendo os metálicos os mais comuns. Na busca por um material completo, o revestimento de materiais metálicos por filmes de carbono tipo-diamante (*diamond like-carbon*, DLC) tem recebido grande destaque. Em razão do seu baixo coeficiente de atrito, estabilidade química, resistência à corrosão e biocompatibilidade, a inserção de nanopartículas de TiO₂ nos filmes de DLC visa melhorar ainda mais as suas propriedades mecânicas e químicas. Este novo composto pode ainda ser revestido por fosfatos e carbonatos, que apresentam características de osteointegração e biocompatibilidade com o tecido biológico. Contudo, existem dois métodos para essa deposição: o método biomimético e a eletrodeposição [3, 4]. Ambos os métodos são considerados de baixo custo, e promovem a formação de uma camada homogênea e reprodutível.

Nesse trabalho serão comparados os dois métodos para o recobrimento de filmes de DLC e TiO₂-DLC por fosfatos e carbonatos visando a aplicação biomédica.

Materiais e métodos

Para a realização deste estudo foram utilizados substratos metálicos de aço inoxidável 316 (usados em discos com espessura de 1 mm e diâmetro de 4,6 mm).

Os substratos foram lixados mecanicamente com auxílio de uma politriz (Entex) seguindo uma sequência de lixas com granulometria de 600, 1200 e 2000. O polimento final foi realizado em feltro com uma solução de sílica coloidal (0,25 µm). Em seguida os substratos foram limpos com solução de detergente (remoção das

impurezas gordurosas) e depois sonificados em acetona PA por 10 minutos a fim de garantir a limpeza total. As amostras foram secas em jato de nitrogênio.

A deposição dos filmes finos de DLC foi realizada pela técnica de deposição química da fase vapor assistida por plasma (*Plasma Enhanced Chemical Vapor Deposition*, PECVD). A câmara de vácuo possui um sistema de bombeamento composto por uma bomba difusora e outra mecânica. Para a deposição dos filmes de DLC, foi utilizada a sequência de passos conforme mostrado na Tabela 1 [5, 6].

Tabela 1. Sequência dos parâmetros para deposição dos filmes de DLC pela técnica PECVD.

Elemento	Fluxo (sccm)	Pressão (mTorr)	Tensão (V)	Tempo (min)
Argônio (Ar)	1,00	80	-750	15
Silano (SiH ₄)	1,00	80	-750	30
Acetileno (C ₂ H ₂)	1,00	80	-750	30
Hexano (C ₆ H ₁₄)	-	85	-750	90

Para a deposição dos filmes de TiO₂-DLC, foram seguidos os mesmos passos citados anteriormente, alterando apenas a etapa do hexano, que foi substituída por dispersões de TiO₂ em hexano. Para isso, nanopartículas de TiO₂ (21 nm de diâmetro, Aeroxide® TiO₂ P25 Evonik Degussa) foram dispersas em hexano em diferentes concentrações: 0,3 e 0,5 g/L. Todos os outros parâmetros da deposição foram mantidos.

Para a deposição de apatita pelo método biomimético, foi utilizada a solução de SBF 5x mais concentrada de íons que a solução do fluido acelular, conforme metodologia de Barrere *et al.* [7]. As amostras de aço, DLC e TiO₂-DLC foram imersas na solução de SBF por um período de 7 dias, em temperatura controlada de 36,5 °C e agitação constante de 80 rpm na incubadora com controle de refrigeração e aquecimento (Shaker Cinentec CT713). Após este período, as amostras foram lavadas com água deionizada e secas em estufa de aquecimento por 24 horas a 60 °C.

Para a deposição de hidroxiapatita (HAp) pelo método da eletrodeposição, foi utilizada uma solução de 2,5 mM de Ca(NO₃)₂·4H₂O e 1,5 mM de NH₄H₂PO₄ (Sigma-Aldrich®) [8], seguindo a razão em massa de Ca/P dos sais da HAp estequiométrica (1,67). A eletrodeposição foi realizada em um Potenciostato/Galvanostato (AUTOLAB, PGSTAT 128N) com o módulo px1000. Durante o processo, o eletrólito permaneceu a uma temperatura constante de 70 °C sob agitação contínua, com auxílio de agitador magnético com 250 rpm, por um período de 120 minutos, utilizando uma tensão de -2,0 V.

As amostras foram caracterizadas pelas técnicas de espectroscopia de espalhamento Raman (sistema Renishaw 2000), com laser de Ar⁺ (λ = 514,5 nm), geometria de retroespalhamento, potência do laser sobre a amostra de ~ 0,6 mW e área do laser de ~10 μm²; microscopia eletrônica de varredura (MEV, Zeiss EVO MA10); espectroscopia de energia dispersiva (EDS - Oxford Instruments Inca Penta FET x3); e difratometria

de raios-X (DRX – Panalytical, X’Pert Pro).

Resultados e Discussão

A Figura 1 apresenta as micrografias das apatitas na superfície dos materiais. É possível identificar que as diferentes técnicas resultaram em formas de cristais diferentes.

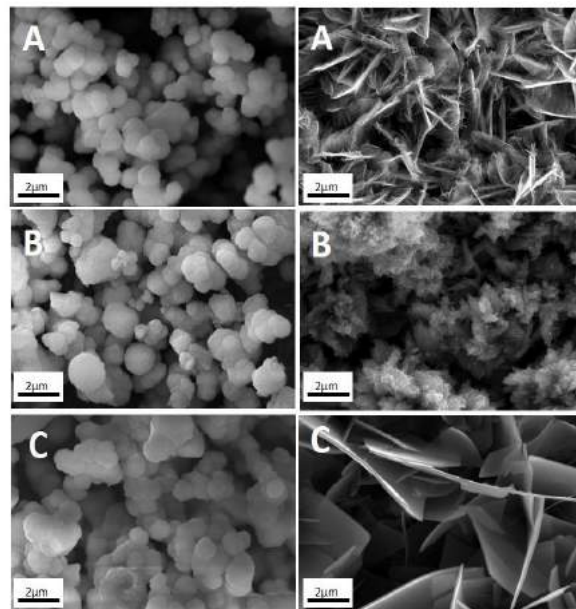


Figura 1. Micrografias dos cristais na superfície dos filmes de (A) DLC; (B) TiO₂-DLC (0,3 g/L); e (C) TiO₂-DLC (0,5 g/L). Na coluna da esquerda, foi empregada a técnica de biomimetismo por SBF 5x. Na coluna da direita, foi utilizada a técnica de eletrodeposição.

A superfície das amostras, independente das técnicas, foi considerada bioativa. Na Coluna 1, os cristais obtidos pelo método de SBF 5x, formaram aglomerados de contornos arredondados. Pela técnica de eletrodeposição (coluna 2), a morfologia dos cristais seguiu uma mesma orientação, formando cristais tipo placas (*plate-like*). A morfologia globular das apatitas está relacionada com a formação dos cristais, onde estas alterações morfológicas sofrem interferência da nucleação de Ca e P. Grãos de pequenas dimensões aumentam a taxa de dissolução e os poros nanométricos podem responder como sítios para início da nucleação e crescimento de apatitas [7, 9].

Na Tabela 2 são apresentadas as composições referentes ao percentual em peso dos elementos químicos cálcio (Ca), fósforo (P) e suas razões (Ca/P). Estes valores foram obtidos pela técnica de EDS. É possível verificar a diferença em porcentagem em peso dos compostos Ca e P nas amostras, demonstrando mais uma vez que os filmes de DLC e TiO₂-DLC (0,3 e 0,5 g/L) são bioativos independente da técnica. Contudo, ao considerar a razão Ca/P com referência pela HAp estequiométrica (Ca/P = 1,67), a técnica que obteve resultados mais próximos foi a eletrodeposição, com o grupo DLC apresentando razão Ca/P de 1,52.

Para a identificação das fases características das apatitas formadas, utilizou-se a técnica de DRX. As Figuras 2 e 3 mostram os difratogramas das amostras obtidos pelas técnicas biomimética e eletrodeposição, respectivamente.

Independentemente da técnica foi possível observar que houve picos característicos de fases da HAP na superfície dos filmes. A presença de apatitas nas amostras é importante para prever a interação do material com relação ao processo de regeneração óssea [10]. Para o cálculo do tamanho médio dos cristais de apatitas formadas, foi utilizada a equação de Scherrer (Tabela 3) [11]. Os cristais obtidos pela técnica biomimética apresentam tamanhos menores comparados à técnica de eletrodeposição, exceto para o grupo TiO₂-DLC (0,5 g/L). Quando há a formação de cristais por biomimetismo, conforme aumenta a concentração de TiO₂ nos filmes, o tamanho do cristal aumenta. Quanto mais nanopartículas estão presentes na superfície do filme, maior é a sua hidrofiliicidade e consequentemente maior é energia de superfície [12]. Isso aumenta a força de adesão durante a formação dos cristais, favorecendo o crescimento dos mesmos. Enquanto que pela eletrodeposição, ocorre a diminuição gradual do tamanho dos cristais com o aumento da concentração de TiO₂. A adição das nanopartículas cerâmicas aumenta a impedância elétrica do material, favorecendo a formação de cristais menores.

Tabela 2. Porcentagem em peso dos elementos químicos Ca e P nas apatitas obtidas pelas técnicas biomimética (B) e eletrodeposição (E).

Grupos	% Ca (B)	% Ca (E)	% P (B)	% P (E)	Razão Ca/P (B)	Razão Ca/P (E)
DLC	58,5	60,4	21,5	39,6	2,71	1,52
TiO ₂ -DLC (0,3 g/L)	53,1	59,5	20,5	40,5	2,59	1,47
TiO ₂ -DLC (0,5 g/L)	55,1	59,2	20,1	40,8	2,74	1,45

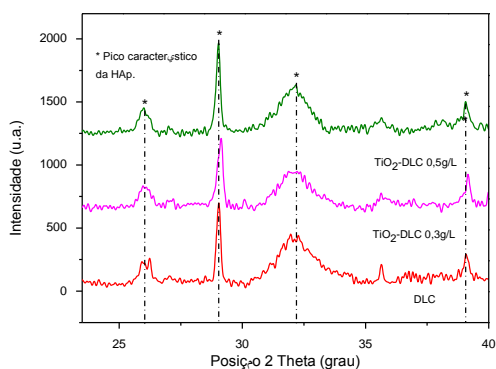


Figura 2. Difratogramas das amostras de DLC e TiO₂-DLC (0,3 e 0,5 g/L) após a biomimetalização por SBF 5x.

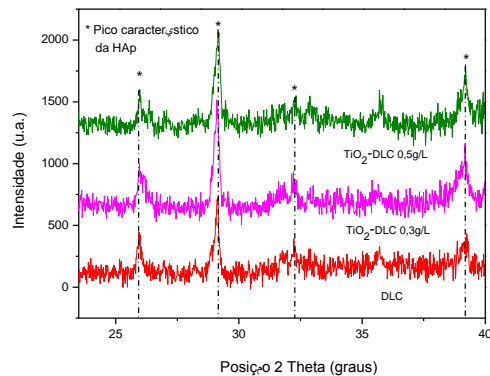


Figura 3. Difratogramas das amostras de DLC e TiO₂-DLC (0,3 e 0,5 g/L) após a eletrodeposição.

Afim de identificar os modos vibracionais referentes aos fosfatos e carbonatos presentes nas amostras nos diferentes métodos para deposição de HAP, foi realizada a espectroscopia de espalhamento Raman, como apresentado nas Figuras 4 e 5.

Tabela 3. Cálculo do tamanho do cristal pela equação de Scherrer, após imersão em SBF 5x.

Superfície	Posição Pico [2θ]	Tamanho do cristal (nm)
DLC	29,06°	6,17 ± 0,06
TiO ₂ -DLC (0,3 g/L)	29,15°	35,1 ± 0,35
TiO ₂ -DLC (0,5 g/L)	29,03°	70,1 ± 0,70

Tabela 4. Cálculo do tamanho do cristal pela equação de Scherrer, após eletrodeposição.

Superfície	Posição Pico [2θ]	Tamanho do cristal (nm)
DLC	29,12°	97,7 ± 0,97
TiO ₂ -DLC (0,3 g/L)	29,12°	82,1 ± 0,82
TiO ₂ -DLC (0,5 g/L)	29,16°	61,3 ± 0,20

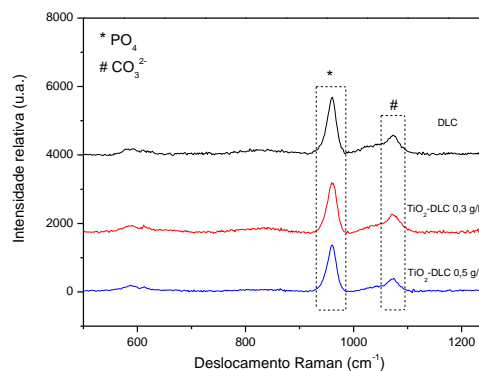


Figura 4. Espectro de espalhamento Raman das amostras DLC e TiO₂-DLC (0,3 e 0,5 g/L) após a biomimetalização por SBF 5x

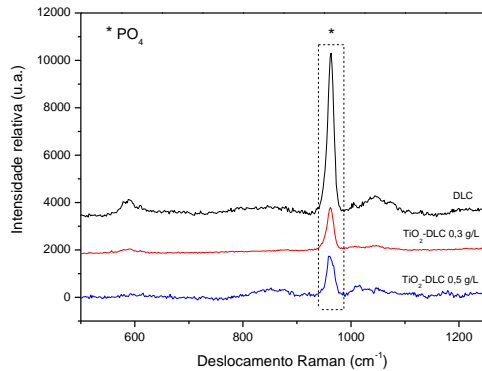


Figura 5. Espectro de espalhamento Raman das amostras DLC e TiO₂-DLC (0,3 e 0,5 g/L) após a eletrodeposição.

O espectro referente a HAp, apresenta bandas características do carbonato e do fosfato. Para ambas as técnicas utilizadas foi possível identificar a presença intensa da banda do fosfato (PO₄) em 960 cm⁻¹. Também foi possível identificar o modo vibracional do carbonato (CO₃²⁻), indicando que a presença destes modos está associada ao aumento da espessura de HAp [13, 14].

As respostas da biomineralização podem sofrer influências de alguns fatores como temperatura, composição da solução e ambiente de preparação da solução [15]. As técnicas para obtenção de HAp neste estudo são de grande interesse por envolverem baixo custo, terem facilidade de reprodução do processo, poder utilizar o SBF que assemelha-se ao fluido corporal acelular, prever respostas de bioatividade e poder associar os resultados com a osteointegração *in vivo*.

Conclusão

As técnicas apresentadas neste estudo para obtenção de HAp demonstraram ser eficientes. Foi possível identificar respostas associadas a presença de hidroxiapatita em todas as caracterizações realizadas, o que demonstra um grande potencial do uso de revestimentos de DLC contendo nanopartículas de TiO₂. Foi possível verificar que a técnica de eletrodeposição apresentou melhor resposta quanto ao revestimento de apatitas de razão Ca/P mais próximas a hidroxiapatita estequiométrica e esta obtenção num tempo menor em comparação com a técnica de biomimetismo.

Agradecimentos

Os autores agradecem a Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de São Paulo (2014/11491-8, 2012/15857-1, 2011/20345-7 e 2011/17877-7), e a Fundação Valeparaibana de Ensino pelo apoio financeiro.

Referências

- [1] Belloti JC. Cenário atual do uso de próteses ortopédicas – Discussão sobre próteses nacionais *versus* importadas. *Diagnóstico & Tratamento*. 2009; 14(1): 9-11.
- [2] Arcos D. *et al.* The relevance of biomaterials to the prevention and treatment of osteoporosis. *Acta Biomaterialia*. 2014; 10(5): 1793-1805.
- [3] Narayan RJ. Hydroxyapatite–diamondlike carbon nanocomposite films. *Materials Science and Engineering C*. 2005; 25: 398-404.
- [4] Ben-Nissan B, Choi AH, Bendavid A. Mechanical properties of inorganic biomedical thin films and their corresponding testing methods. *Surface & Coatings Technology*. 2013; 233:39-48.
- [5] Trava-Airoldi VJ, *et al.* A comparison of DLC film properties obtained by r.f. PACVD, IBAD, and enhanced pulsed-DC PACVD. *Surface and Coatings Technology*. 2007; 202(3): 549- 554.
- [6] Marciano FR, *et al.* The improvement of DLC film lifetime using silver nanoparticles for use on space devices. *Diamond and Related Materials*, 2008; 17(7-10): 1674-1679.
- [7] Barrere F. Nucleation of biomimetic Ca–P coatings on Ti6Al4V from a SBF x 5 solution: influence of magnesium. *Biomaterials*. 2002; 23(2002): 2211–2220.
- [8] Lobo AO, *et al.* Fast Preparation of Hydroxyapatite/Superhydrophilic Vertically Aligned Multiwalled Carbon Nanotube Composites for Bioactive Application. *Langmuir*. 2010; 26(23): 18308–18314.
- [9] Legeros RZ. Calcium phosphates in oral biology and medicine. *Monographs in Oral Science*. 1991; 15: 1-201.
- [10] Kokubo T, Takadama H. How useful is SBF in predicting *in vivo* bone bioactivity?. *Biomaterials*. 2006; 27(2006): 2907–2915.
- [11] Burton AW, *et al.* On the estimation of average crystallite size of zeolites from the Scherrer equation: A critical evaluation of its application to zeolites with one-dimensional pore systems. *Microporous and Mesoporous Materials*. 2009; 117(2009): 75–90.
- [12] Marciano FR, *et al.* Antibacterial activity of DLC films containing TiO₂ nanoparticles. *Journal of Colloid and Interface Science*. 2009; 340: 87-92.
- [13] Lobo AO. Obtenção de super-hidrofilicidade em nanotubos de carbono alinhados e sua aplicação como nanobiomaterial. 2011. 208f. Tese de Doutorado em Física e Química dos Materiais Aeroespaciais – Instituto Tecnológico de Aeronáutica, São José dos Campos.
- [14] Zanin H, *et al.* Assisted deposition of nano-hydroxyapatite onto exfoliated carbon nanotube oxide scaffolds. *Nanoscale*. 2015;7: 10218-10232.
- [15] Amir AZ. Relationship between *in vitro* apatite-forming ability measured using simulated body fluid and *in vivo* bioactivity of biomaterials. *Materials Science and Engineering*. 2014; 35: 134-143.

SÍNTESE DE NANOPARTÍCULAS MAGNÉTICAS

M. C. Silva, R. S. Alves, E. R. C. Déster, F. E. C. Costa

Instituto Nacional de Telecomunicações, Santa Rita do Sapucaí – MG, Brasil.
e-mail: monalisas@get.inatel.br

Introdução: Os materiais nanométricos possuem estruturas de dimensões menores que 100nm, podem ser: filmes finos (uma dimensão nanométrica), nanofios (duas dimensões nanométricas) e nanopartículas (três dimensões nanométricas). As nanopartículas magnéticas (NPMs) permitem a detecção rápida de células malignas em estágios iniciais e quando submetidas a temperaturas em torno de 41- 42°C ocorre o aumento da magnetização [1]. Pode-se fazer uso desta magnetização nos procedimentos terapêuticos de magnetohipertermia [2,3]. As bases utilizadas na coprecipitação das NPMs afetam significativamente a natureza, a homogeneidade, tamanho, comportamento magnético e a energia da superfície das partículas resultantes [3]. Neste contexto, este projeto apresenta o estudo preliminar da produção de NPMs, com foco na eficácia da síntese por coprecipitação utilizando duas bases (NaOH e KOH).

Materiais e Métodos: A preparação das NPMs consiste na coprecipitação dos íons metálicos em soluções aquosas a partir de reações de hidrólise alcalina, seguida de condensação e polimerização [3]. Adicionaram-se 20 ml de FeCl₃, FeSO₄ e, lentamente, as bases (NaOH e KOH). Foram preparadas quatro substâncias trocando a base da reação. Para preparar todas as misturas, utilizou-se um béquer, em banho-maria à temperatura de 65°C a 70°C sob agitação vigorosa entre 5 e 10 minutos com o auxílio de bastão de vidro [3]. Após a alteração da coloração (viragem para cor negra), verificou-se o pH (9 a 14) e as soluções foram transferidas para o agitador magnético, em temperatura ambiente, de 1800 rotações por minuto (rpm) em intensidade máxima entre 10 e 20 minutos. Em seguida, as soluções foram colocadas na cápsula de porcelana e deixadas em estufa a 70°C até a secagem absoluta. Todas as NPMs foram lavadas utilizando 100 ml de água destilada para remoção dos sais. As substâncias sintetizadas com base KOH foram lavadas quatro vezes e as com base NaOH foram lavadas duas vezes. Após as lavagens, obteve-se um precipitado de nanopartículas de magnetita de cor preta [1,3]. Para finalizar a síntese das NPMs foi realizada a lavagem com metanol [3]. Consistiu na adição de 20 ml de metanol no âmbar contendo as NPMs, colocado no agitador magnético, sem aquecimento, a 1800 rpm, também em intensidade máxima entre 2 e 5 minutos. Para avaliar o campo magnético, após as lavagens, as NPMs foram colocadas para secar em contato com um ímã e foi efetuada a secagem em banho-maria à temperatura de 90°C. Ao final de cada etapa da síntese, realizou-se a pesagem das substâncias a fim de calcular o rendimento. O tempo total médio foi de 60 minutos para a coprecipitação e 2h30min para secagem.

Resultados: Observou-se a presença de sais juntamente às NPMs sintetizadas com diferentes bases. Encontraram-se diferenças nos comportamentos magnéticos das NPMs com diferentes bases. As NPMs obtidas com a base NaOH tiveram maior atração ao ímã. As massas das NPMs em modo aquoso após o preparo em banho-maria foram: 67,57 g/l para as sintetizadas com NaOH e 84,97 g/l para as obtidas com KOH. As pesagens finais das NPMs secas foram: 5,55 g/mol para NaOH e 6,7 g/mol para as KOH.

Conclusões: A estrutura das NPMs é pouco conhecida atualmente para o diagnóstico e tratamento de tumores. A presença de sais nas soluções sintetizadas tornou-se um problema a ser resolvido antes de iniciar qualquer experimento *in vivo*. Nota-se a perda de nanopartículas nas lavagens realizadas e desconhecimento nos sais produzidos na síntese destas.

Referências: [1] Duran, N; Mattoso, L.H.C; Morais, P.C. (2006), *Nanotecnologia: introdução, preparação e caracterização de nanomateriais e exemplos de aplicação*, São Paulo: Artliber Editora, p. 87-92. [2] Goya, G. F.; GRAZÚ, V.; Ibarra, M. R. (2008) *Magnetic nanoparticles for cancer therapy. Current Nanoscience*, p. 1-16. [3] Yamaura, Mitiko. (2004) *Preparação de Nanopartículas magnéticas silanizadas para utilização em técnicas de separação magnética. Instituto de Pesquisa Energéticas e Nucleares*, São Paulo.

Palavras-chave: Nanopartículas magnéticas, nanomagnetismo.

Agência Financiadora: Agradecimentos a FAPEMG.

CARACTERIZAÇÃO DOS PARÂMETROS ACÚSTICOS DE UMA SOLUÇÃO DE POLI(ÁLCOOL VINÍLICO)

F. F. F. da Silva*, J. F. S. Costa Júnior*, M. A von Krüger* e W. C. A. Pereira*

*Programa de Engenharia Biomédica - COPPE, Universidade Federal do Rio de Janeiro, Brasil
e-mail: flavia.fernandes@peb.ufrj.br

Resumo: *Phantoms* são materiais que mimetizam propriedades dos tecidos biológicos. O desenvolvimento de *phantoms* é importante pois permite avaliar o efeito de técnicas, como a de ablação de tumores por ultrassom, sem a necessidade de utilizar cobaias vivas. Este trabalho visa a caracterização dos parâmetros acústicos de uma solução de Poli(álcool vinílico), PVA, que será utilizada para a fabricação de *phantoms* acústicos. Através da técnica de Transmissão-Recepção de sinal acústico foi possível concluir que não houve variação significativa da velocidade de propagação do pulso ultrassônico em uma solução aquosa de PVA 15% m/m com a variação de frequência de emissão. Mas houve aumento do coeficiente de atenuação da onda com o aumento da frequência. Trabalhos futuros mostrarão o efeito da reticulação das cadeias poliméricas nas propriedades acústicas do material.

Palavras-chave: *Phantom*, PVA, propriedades acústicas.

Abstract: *Phantoms are materials that mimic biological tissue properties. Phantoms development is important once it makes it possible to evaluate the effect of techniques, such as ultrasonic tumor ablation without experimental animals. This work aims to characterize acoustic parameters of a Poly(vinyl alcohol), PVA, solution that will be used to construct acoustic phantoms. Using the ultrasound transmission-reception technique, it was possible to conclude that ultrasound velocity of an aqueous 15% w/w PVA solution is almost constant during frequency variation. But there was an increase in the attenuation coefficient with the frequency. Further studies will evaluate the effect of polymeric chains cross-linking on the acoustic properties of the material.*

Keywords: *Phantom, PVA, acoustic properties.*

Introdução

O ultrassom é uma ferramenta não invasiva que pode utilizar energia acústica para aquecer tumores visando a morte celular por elevação local da temperatura [1]. Há estudos usando ultrassom na ablação de câncer de próstata [2], fígado [3] e cérebro [4]. Entretanto, ainda há pouco controle do tamanho e forma da região a ser necrosada, o que evidencia a necessidade de pesquisa na área de materiais que mimetizem as propriedades acústicas, tais como velocidade e coeficiente de atenuação da onda longitudinal. *Phantoms* são materiais que simulam certas propriedades dos tecidos vivos com a finalidade de servir como objetos de estudo e

desenvolvimento de novas técnicas sem a necessidade de cobaias vivas [5].

Os hidrogéis são capazes de absorver uma quantidade de água, ou fluido biológico, centenas de vezes maior que sua massa seca; vêm sendo estudados para aplicações biomédicas como a liberação de fármacos [6], substrato para crescimento celular [7], fabricação de dispositivos bioeletrônicos [8] e confecção de *phantoms* acústicos [9,10]. O Poli(álcool vinílico), PVA, é comumente utilizado para aplicações biomédicas; é um polímero sintético e de baixa toxicidade [11]. Por ser hidrossolúvel, após reticulado, o PVA resultará em um hidrogel que conterá grande quantidade de água, assim como os tecidos humanos, sendo, portanto bons candidatos à fabricação de *phantoms* ultrassônicos.

Para avaliar o desempenho desses hidrogéis é necessário caracterizar os materiais que os compõem. Para posteriormente avaliarmos o efeito da reticulação das cadeias nas propriedades acústicas dos hidrogéis, primeiro foi caracterizada a solução polimérica. Sendo assim, este trabalho visa caracterizar as propriedades acústicas de uma solução de Poli(álcool vinílico) que será utilizada para o preparo de hidrogéis de PVA.

Materiais e métodos

Preparo das soluções – Para o preparo de soluções de PVA (Mw 89.000-98.000, 99+% hidrolisado) (Sigma-Aldrich, St. Louis, Missouri, EUA), 15 g deste polímero foram solubilizadas em água destilada a 90°C sob forte agitação magnética durante 2 h.

Preparo das amostras – Para os experimentos, 10 mL da solução aquosa 15% m/m de PVA foram vertidos para o interior do porta amostra cilíndrico de poliacetal, com comprimento de 27,53 mm, câmara interna com diâmetro de 19,80 mm e as duas faces abertas. Este porta amostra é exibido na Figura 1.



Figura 1: Fotografia do porta amostra. (a) parede lateral com 27,53 mm de comprimento; (b) face com janela de 19,80 mm de diâmetro; (c) conjunto com as tampas.

Sistema de aquisição de sinais – A técnica transmissão-recepção de sinais ultrassônicos foi utilizada

para caracterizar as propriedades acústicas de uma solução de PVA. O gerador de funções modelo AFG 3021B (Tektronix INC., Beaverton, OR, EUA) gerou o sinal de excitação do transdutor emissor.

O sinal ultrassônico produzido pelo transdutor emissor foi coletado pelo transdutor receptor após atravessar o porta amostra contendo PVA ou água. Em seguida, este sinal foi exibido e capturado no osciloscópio modelo TDS 2024B (Tektronix INC., Beaverton, OR, EUA), o qual apresenta memória de 2,5 kbyte e frequência de amostragem de 100 MHz. Por fim, os sinais foram transferidos para um *notebook*, onde foram processados empregando o *software* Matlab (Mathworks; Natick, MA, EUA).

Os transdutores usados nos experimentos (Harisonic, Waltham, MA, EUA) possuem diâmetro de 1,40 cm, cerâmicas planas e focalização natural. Durante a realização dos experimentos foram empregados pares de transdutores com a mesma frequência central. Tanto as amostras quanto o par de transdutores ficaram submersos em água destilada por 30 min e com a temperatura mantida em 23°C, antes da realização dos experimentos. Tanto as amostras de PVA quanto água destilada foram acondicionadas no interior de um porta amostra (Figura 1), o qual apresentava duas janelas de filme de poli(cloreto de vinila) (PVC). Essas janelas foram posicionadas paralelamente à face do par de transdutores. A Figura 2 ilustra a montagem experimental empregado neste trabalho.

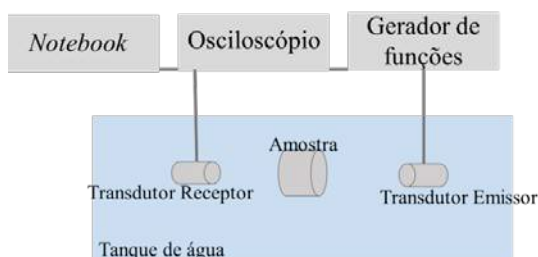


Figura 2: Montagem do sistema de aquisição de sinais ultrassônicos empregado neste trabalho.

O gerador de funções foi configurado para gerar uma salva de senóides com frequência de 1 MHz, período de repetição de pulsos de 1 ms, amplitude de 10 V_{PP} e 10 ciclos. O procedimento experimental consistiu em, inicialmente, registrar a temperatura da água do tanque acústico e, em seguida, coletar 10 sinais ultrassônicos após atravessarem o porta amostra contendo apenas água destilada (S_{REF}). Por fim, após a substituição da água destilada por PVA no porta amostra, foi necessário adquirir 10 sinais ultrassônicos ($S_{Amostra}$). Esses procedimentos foram repetidos com par de transdutores com frequência nominal de 3,5, 5,0, 8,0 e 10 MHz

Processamento de sinais– A diferença temporal (t) entre os sinais S_{REF} e $S_{Amostra}$ correspondeu ao máximo da função de correlação cruzada entre esses sinais. Desta forma, os valores obtidos de t foram empregados no cálculo da velocidade da onda longitudinal em uma solução de PVA utilizando a Equação (1):

$$V_{Amostra} = \frac{x \cdot V_{ref}}{x - t \cdot V_{ref}}, \quad (1)$$

na qual x é distância entre as janelas de PVC e V_{ref} é a velocidade de referência, a qual pode ser calculada usando um polinômio, de 2ª ordem, em função da temperatura (T) [12]:

$$V_{ref} = 1404,3 + 4,7T - 0,04T^2 \quad (2)$$

O cálculo do coeficiente de atenuação da onda longitudinal na amostra (α) pode ser realizado empregando-se o valor máximo do módulo da *Fast Fourier Transform*, FFT, dos sinais S_{REF} e $S_{Amostra}$, chamados aqui de A_{ref} e $A_{Amostra}$, respectivamente, na Equação (3):

$$\alpha = \frac{20 \log_{10} \left(\frac{A_{ref}}{A_{Amostra}} \right)}{x} \quad (3)$$

Cálculo da incerteza de medição– A incerteza padrão combinada, u_c , representa a dispersão dos valores que podem ser atribuídos ao mensurando e é calculada usando a equação (4).

$$u_c = \sqrt{\sum_{n=1}^3 \left(\frac{\partial y}{\partial x_n} \right)^2 u^2(x_n)}, \quad (4)$$

tal que a derivada parcial é denominada coeficiente de sensibilidade, n é número de fontes de incerteza consideradas na estimativa, y pode ser V_{ref} ou α e $u^2(x_n)$ é a incerteza padrão do tipo A (obtida a partir do desvio-padrão experimental do mensurando) ou do Tipo B (fornecida nas especificações do fabricante). A Incerteza do tipo B do paquímetro digital usado é de 0,02 mm, as do osciloscópio são de 50 ppm (escala horizontal) e (3% do valor medido + 0,1 div + 1 mV, escala vertical) e a do termômetro é 0,1% do valor medido somado com 0,7. Vale ressaltar que x_1 , x_2 e x_3 são equivalentes as variáveis x , t e T , respectivamente.

A incerteza expandida (IE) é o produto do fator de abrangência, k , por u_c . Sendo que k é determinado a partir da utilização do grau de liberdade efetivo da distribuição t , o qual pode ser calculado usando a Equação (5).

$$v_{eff} = \frac{u_c^4}{\sum_{j=1}^3 \frac{u_j^4}{v_j}} \quad (5)$$

onde u_j são as incertezas-padrão e v_j os graus de liberdade das incertezas padrão (N-1 quando a distribuição é normal e infinito quando a distribuição é retangular).

Resultados

Considerando o nível de significância de 0,05, todos os valores do fator de abrangência obtidos neste trabalho foram de 1,96.

As Tabelas 1 e 2 exibem a média, IE e o coeficiente de variação (CV) da velocidade e do coeficiente de atenuação da onda ultrassônica longitudinal se

propagando em uma amostra de PVA, respectivamente, em função da frequência do transdutor ultrassônico.

Tabela 1: Média, IE e o CV da velocidade longitudinal em uma amostra de PVA em função da frequência do transdutor

Frequência (MHz)	Velocidade (m/s)	IE (m/s)	CV (%)
1,0	1572,1	4,5	0,03
3,5	1571,2	4,5	0,05
5,0	1559,9	4,5	0,03
8,3	1560,8	4,5	0,04
10,0	1560,4	4,5	0,07

Tabela 2: Média, IE e o CV do coeficiente de atenuação de uma amostra de PVA em função da frequência do transdutor

Frequência (MHz)	Atenuação (dB/m)	IE (dB/m)	CV (%)
1,0	7,8	2,2	47,00
3,5	14,7	1,4	19,25
5,0	45,3	20,6	16,61
8,3	103,4	13,2	19,06
10,0	174,1	20,9	22,80

Observa-se que não houve uma grande variação da velocidade de propagação da onda ultrassônica com a variação da frequência. A Figura 3 ilustra a média e o desvio padrão da velocidade da onda em função da frequência do transdutor.

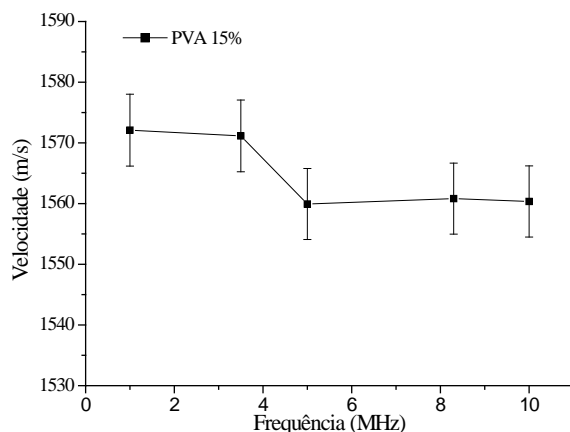


Figura 3: Variação da velocidade de propagação da onda ultrassônica em um solução aquosa de PVA 15% m/m com a variação de frequência do transdutor.

Por outro lado, a Figura 4 apresenta os valores de atenuação da onda longitudinal em função da frequência. Como era esperado, houve um aumento nos valores de α com o incremento na frequência.

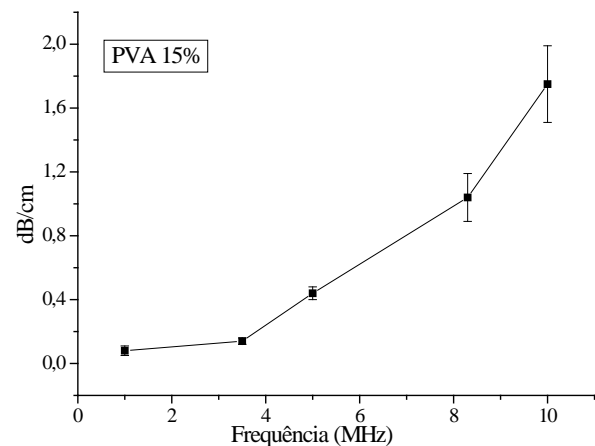


Figura 4: Variação do coeficiente de atenuação de uma solução aquosa de PVA 15% m/m com o aumento da frequência do transdutor.

Discussão

Através da técnica de Transmissão-Recepção de sinal acústico foi possível concluir que a velocidade de propagação do pulso ultrassônico em uma solução aquosa de PVA 15% m/m se manteve em torno de 1565 m/s e que não houve variação significativa da mesma com a variação da frequência de análise. O coeficiente de atenuação, como esperado, variou entre $0,08 \pm 0,03$ e $1,75 \pm 0,24$ dB/cm entre 1 e 10 MHz.

Já foi relatado na literatura que um criogel preparado a partir de uma solução aquosa de 20% de PVA (Mw 85.000-140.000, 99+% hidrolisado) apresentou velocidade de propagação de $1,56 \pm 0,02 \times 10^3$ m/s a 1,76 MHz. E que essa velocidade aumentou para $1,58 \pm 0,03 \times 10^3$ m/s, quando o solvente usado era uma mistura de água e dimetil sulfóxido (DMSO) [14]. Zell e colaboradores encontraram valores em torno de $1,58 \pm 0,02 \times 10^3$ m/s na faixa entre 4 e 14 MHz para criogéis com 15% de PVA (145 kDa) [15]. O coeficiente de atenuação destes materiais variou conforme a quantidade de ciclos de congelamento das soluções e os cristais gerados durante esse processo. A comparação entre esses resultados sugere que a reticulação das cadeias poliméricas não influencia diretamente a velocidade de propagação do pulso ultrassônico, provavelmente, porque a quantidade de água retida entre as cadeias reticuladas também é alta. Estudos de viscosidade são, então, necessários para complementar a discussão e avaliar o efeito da gelificação sobre as propriedades acústicas.

Conclusão

Este trabalho concluiu que é possível caracterizar as soluções de PVA através da técnica de transmissão-recepção. Não houve variação significativa da velocidade de propagação do pulso ultrassônico em uma solução aquosa de PVA 15% m/m com a variação de frequência de emissão. Mas houve aumento do coeficiente de atenuação da onda com o aumento da frequência. Os resultados encontrados são similares aos já relatados para

hidrogéis de PVA de concentrações e massas molares próximas às utilizadas nesse trabalho, indicando que há pouca diferença entre a velocidade de propagação da onda ultrassônica em uma solução e em um hidrogel. Trabalhos futuros mostrarão o efeito do aumento da viscoelasticidade nas propriedades acústicas após a gelificação de uma solução aquosa de PVA.

Agradecimentos

À FAPERJ pelo apoio financeiro.

Referências

- [1] Yeo SY, Moreno AJA, Van Rietbergen B, Ter Hoeve ND, Van Diest PJ, Grull H. Effects of magnetic resonance-guided high-intensity focused ultrasound ablation on bone mechanical properties and modeling. *Journal of Therapeutic Ultrasound*. 2015; 3(13):1-10.
- [2] Crouzet S, Chapelon JY, Rouvière O, Mege-Lechevallier F, Colombel M, Tonoli-Catez H, Martin X, Gelet A. Whole-gland Ablation of Localized Prostate Cancer with High-intensity Focused Ultrasound: Oncologic Outcomes and Morbidity in 1002 Patients. *European Urology*. 2014; 65(5): 907-14.
- [3] Hoang NH, Murad HY, Ratnayaka SH, Chen C, Khismatullin DB. Synergistic Ablation of Liver Tissue and Liver Cancer Cells with High-Intensity Focused Ultrasound and Ethanol. *Ultrasound in Medicine & Biology*. 2014; 40(8):1869-81.
- [4] Christian E, Yu C, Apuzzo MLJ. Focused Ultrasound: Relevant History and Prospects for the Addition of Mechanical Energy to the Neurosurgical Armamentarium. *World Neurosurgery*. 2014; 82(3-4): 354-65.
- [5] Sun MK, Shieh J, Lo CW, Chen CS, Chen BT, Huang CW, Chen WS. Reusable tissue-mimicking hydrogel phantoms for focused ultrasound ablation. *Ultrasonics Sonochemistry*. 2015; 2:399-405.
- [6] Samanta HS, Ray SK. Synthesis, characterization, swelling and drug release behavior of semi-interpenetrating network hydrogels of sodium alginate and polyacrylamide. *Carbohydrate Polymers*. 2014; 99:666-78.
- [7] Li G, Zhao Y, Zhang L, Gao M, Kong Y, Yang Y. Preparation of graphene oxide/polyacrylamide composite hydrogel and its effect on Schwann cells attachment and proliferation. *Colloids and Surfaces B: Biointerfaces*. 2016; 143:547-56.
- [8] Ahn Y, Lee H, Lee D, Lee Y. Highly Conductive and Flexible Silver Nanowire-Based Microelectrodes on Biocompatible Hydrogel. *ACS Applied Materials and Interfaces*. 2014; 6(21): 18401-7.
- [9] Guntur SR, Choi MJ. An Improved Tissue-Mimicking Polyacrylamide Hydrogel Phantom for Visualizing Thermal Lesions with High-Intensity Focused Ultrasound. *Ultrasound in Medicine & Biology*. 2014; 40(11):2680-91.
- [10] Shieh J, Chen SR, Chen GS, Lo CW, Chen CS, Chen BT, Sun MK, Huang CW, Chen WS. Acrylic acid controlled reusable temperature-sensitive hydrogel phantoms for thermal ablation therapy. *Applied Thermal Engineering*. 2014; 62(2):322-329.
- [11] Rafique A, Zia KM, Zuber M, Tabasum S, Rehman S. Chitosan functionalized poly(vinyl alcohol) for prospects biomedical and industrial applications: A review. *International Journal of Biological Macromolecules*. 2016; 87: 141-54.
- [12] Lubbers J, Graaff RA. Simple and Accurate Formula for the Sound Velocity in Water. *Ultrasound in Medicine and Biology*. 1998; 24(7): 1065-8.
- [13] INMETRO. "Expressão da Incerteza de Medição - Norma N° NIT-DICLA-021," pp. 1 - 30, Ago 2007.
- [14] Kharine A, Manohar S, Seeton R, Kolkman RGM, Bolt RA, Steenberg W, de Mul FFM. Poly(vinyl alcohol) gels for use as tissue phantoms in photoacoustic mammography. *Physics in Medicine and Biology*. 2003; 48, 357-70.
- [15] Zell K, Sperl JJ, Vogel MW, Niessner R, Haisch C. Acoustical properties of selected tissue phantom materials for ultrasound imaging. *Physics in Medicine and Biology*. 2007; 52, N475-84.

QUANTIFICATION OF EKG ALTERATIONS, ARRHYTHMIAS, AND LETHALITY IN *IN-VIVO* ISCHEMIA-REPERFUSION PROCEDURE

José Gustavo Padrão Tavares^{1, 2, 3}; Beatriz Jordão Alves¹; Ênio Rodrigues Vasques⁴; Ivarne Luis dos Santos Tersariol⁵ and Carlos Marcelo Gurjão de Godoy⁶;

¹Dep. de Farmacologia, UNIFESP, São Paulo, SP, Brasil.

²Universidade Iguçu, Campos V, Itaperuna, RJ, Brasil.

³Faculdade de Minas, Muriaé, MG, Brasil.

⁴Dep. de Gastroenterologia, LIM 37, Fac. de Medicina, USP, São Paulo, São Paulo, SP, Brasil

⁵Dep. de Bioquímica, UNIFESP, São Paulo, SP, Brasil

⁶Dep. de Ciência e Tecnologia, UNIFESP, São José dos Campos, SP, Brasil

e-mail: gurjao.godoy@unifesp.br

Abstract: The myocardial infarction is the ultimate result of a prolonged ischemia that provokes alterations in blood pressure and cardiac rhythm. Unfortunately, the heart reperfusion process after ischemia can lead to cardiac complications such as severe arrhythmias or death. In the present work, it was quantified alterations of EKG, arrhythmias, and lethality in a group of thirty-three (33) rats submitted to ischemia-reperfusion procedure. Ischemia was performed by a ligature close to the origin of the left coronary artery using silk suture. Coronary reperfusion was resumed after 10 minutes by cutting the suture externally exposed in a polyethylene tube. It caused the occurrence or worsening of ventricular arrhythmias (ventricular extrasystoles, ventricular tachycardia, ventricular fibrillation and Torsades de Pointes) in 28 out of 33 (85%) rats and total AV-blocking in 26 out of 33 (79%) rats. The lethality was high in the rats under these experimental conditions (23/33, 70%). EKG intervals RR and PR did not alter in the process of ischemia or reperfusion, except the average of the QT interval that increased from 70ms (before ischemia) to 106 and 104ms during ischemia and reperfusion, respectively. It is concluded that this experimental quantification supports further studies of ventricular arrhythmias and EKG alterations that occur in *in vivo* (rat) ischemia-reperfusion method.

Keywords: EKG, arrhythmia, post-ischemia reperfusion

Introduction

The myocardial infarction, which normally results from a prolonged and untreated cardiac ischemia, provokes alterations in blood pressure and cardiac rhythm [1 - 4]. Unfortunately, the reperfusion process after ischemia can lead to even worse clinical cardiac complications, such as severe arrhythmias (Torsades de Pointes) or death [5, 6].

The systematic studies or managements of those clinical complications have been performed by diversified post-ischemia reperfusion approaches [7, 8]. In an important study of Guarini and colleagues [9] it was revealed a useful *in vivo* (rat) method of ischemia-

reperfusion. In that method, the EKG can be obtained and, therefore, quantitatively evaluated. Even though that work and others have studied EKG alterations due reperfusion in controlled situations, there are still quantitative aspects to be assessed, such as the moment of measurement of the EKG that might reveal additional and relevant information to help those kinds of studies.

In the present work, it was performed a quantification focused in fiducial points of the EKG, arrhythmias, and lethality, throughout the process of ischemia/reperfusion. Especial attention was given for QT alteration during post-ischemia reperfusion.

Materials and methods

A group of thirty-three (33) rats was tested to identify and quantify EKG alterations, arrhythmias, and lethality induced by the ischemia-reperfusion procedure. The animal preparation followed what was described by Guarini and colleagues (9). Briefly, in anesthetized rats under mechanical ventilation and after thoracotomy, a ligature was made close to the origin of the left coronary artery using silk suture. The ends of the silk suture utilized in the ligature were passed through a polyethylene tube, and its ends were exteriorized (Fig 1).

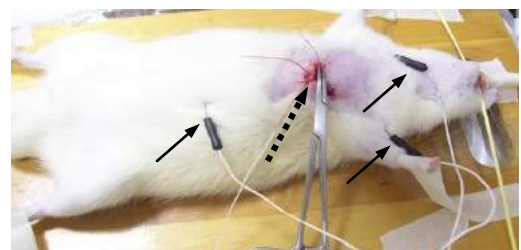


Figure 1. Photograph of the animal preparation. The continuous arrows indicate the EKG needle electrodes, whereas the dashed arrow indicates the surgical spot where a kelly tweezer fixes the silk suture exteriorized through a polyethylene tube.

Recordings of EKG and carotid pressure were

performed since the beginning of the experiment using a microcomputer acquisition system (Fig 2). The carotid pressure was monitored for the animal's viability follow up.

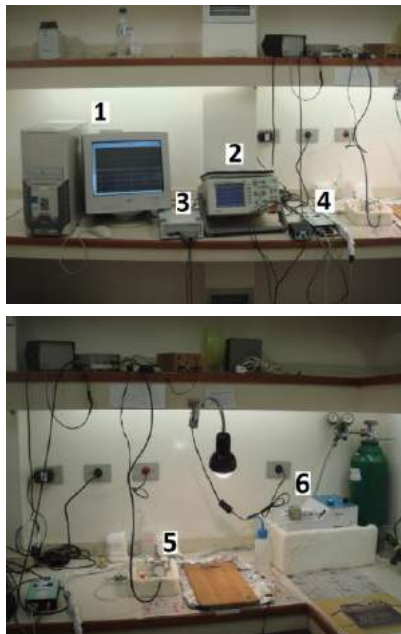
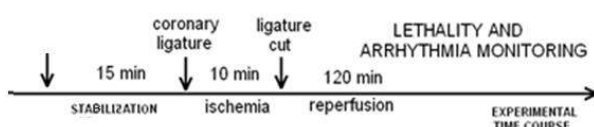


Figure 2- Photographs of the experimental setup. 1- Microcomputer (Pentium 4, 1.6 GHz; 100 GB RAM); 2- Oscilloscope (Agilent® DS03152A); 3- A/D Converter – Lynx AC1160; software AqDados® 7.02 and AqDAnalysis® 7; Lynx Tecn. Electr. Ltda., São Paulo, SP, 4- biopotential amplifier; 5- pressure amplifier (Narco® Bio-systems, model P100B) and 6- mechanical ventilator (Insight®; Model EFF 312).

Reperfusion was performed, as illustrated in Fig 3, after 10 minutes of coronary occlusion by cutting the suture externally to the polyethylene tube. The animals



were further monitored during 2 hours for evaluation of lethality and the occurrence of arrhythmias.

Figure 3. Diagram of the experimental protocol.

The heart rate and incidence of post ischemia-reperfusion-induced ventricular arrhythmias (ventricular fibrillation; ventricular tachycardia, Torsades de Pointes, and ventricular extrasystoles) and atrium-ventricular block were evaluated. The EKG measurements were performed according to Lambeth conventions [10]. The EKG intervals were measured throughout the experiments, except for the short transitory periods at the start of coronary ligature or cut when the intervals were not stationary. All animal procedures were approved by The Committee of Ethical in Animal Research of UNIFESP (proc.: 0361/12 and 1130/11).

Results

Figure 4 shows carotid pressure and EKG recordings representing a typical arrhythmia (Torsades de Pointes) obtained in the experiments during reperfusion.

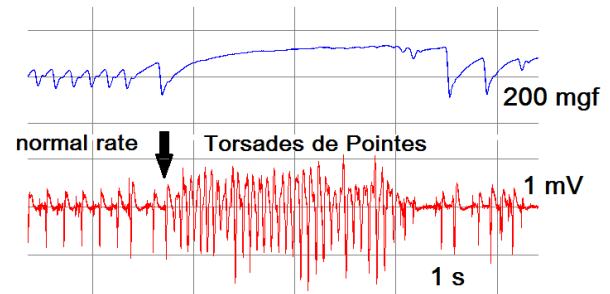


Figure 4. Carotid pressure (up) and EKG recordings (down). The arrow indicates the reperfusion moment and the beginning of "Torsades de Pointes".

Table 1 summarizes the effect post-ischemia reperfusion on ventricular arrhythmias and lethality induced by post-ischemia reperfusion.

Table 1 - Summary of Ischemia/Reperfusion Data

N	Ventricular Arrhythmia	Total AV-Block	Death
33	28/33 ^a	26/33 ^a	23/33 ^a

^aThe numbers represent the proportions of arrhythmia or death events in relation to total number of rats.

Coronary reperfusion following a 10 min occlusion caused the occurrence or worsening of ventricular arrhythmias (ventricular extrasystoles, ventricular tachycardia, ventricular fibrillation and Torsades de Pointes) in 28 out of 33 (85%) rats and total AV-blocking in 26 out of 33 (79%) rats.

The lethality was high in the rats under these experimental conditions (23/33, 70%).

Table 2 summarizes the effect of Ischemia and Reperfusion in rat EKG intervals (RR, PR, and QT).

Table 2 - Summary of EKG Intervals Data

	EKG INTERVAL (ms)		
	RR	PR	QT
Before Ischemia	189 ± 6	52 ± 2	70 ± 1
End of Ischemia	193 ± 3	51 ± 2	106 ± 4*
Reperfusion	200 ± 3	50 ± 1	104 ± 3*

EKG intervals are expressed as the means ± standard error. *QT obtained before Ischemia is significantly different from that of During Ischemia and Reperfusion (ANOVA; The two-sided P values > 0.05).

The normal RR, PR intervals were unchanged either before, during or after ischemia. The QT interval before ischemia was smaller than QT interval during or after ischemia. Figure 5 shows a graph illustrating the time course of the effect QT interval during the reperfusion.

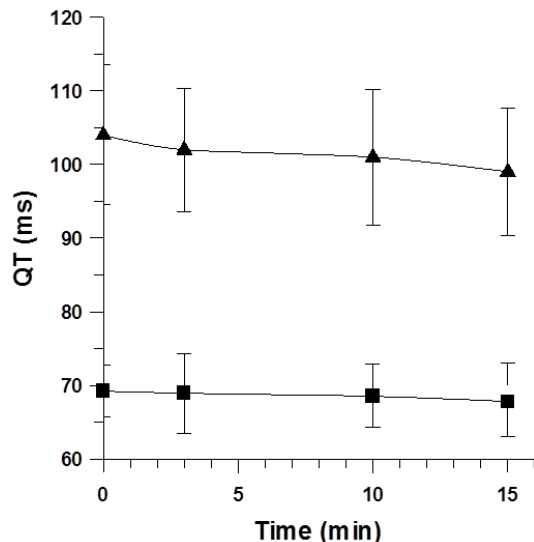


Figure 5. Values of the QT interval from EKGs after reperfusion. Data points indicate the QT interval before ischemia (■) and during reperfusion (▲).

The QT interval before the ischemia/reperfusion procedures (square symbol) was included in figure 4 as a reference of a normal QT interval time course. The statistical analysis (ANOVA) showed that the QT interval did not return to the control value during 15 minutes of reperfusion. After that period, events of ventricular arrhythmia and/or lethality occurred.

Discussion and Conclusion

This work presented experimental data that characterize arrhythmias, EKG alterations, and lethality due to ischemia-reperfusion procedure. The results quantitatively show a substantial incidence of ventricular arrhythmias and total atrioventricular block (TAVB) as well as rat deaths attributable to the procedure. Such occurrences of ventricular arrhythmias and lethality using equivalent *in vivo* methodology have been observed before qualitatively [9]. Thus, the quantitative information of the present work provides further experimental data to help arrhythmia studies that relies on ischemia-reperfusion methods.

The EKG alterations quantified in the present work were also qualitatively seen by other authors in studies of drug effects [11, 12]. Such data were verified to be equivalent to those obtained in a recent survey of epilepsy, as the EKG alterations were evaluated using the same *in vivo* methodology [13]. Therefore, the present work data appears to represent an important characterization of the EKG for diversified purposes in which ischemia-reperfusion method may be used.

The increase of QT interval is, among other factors, known to precede ventricular arrhythmias, including Torsades de Pointes, which is a specific form of polymorphic ventricular arrhythmia in patients with a long QT interval [14]. Thus, the increase of QT value (104 ± 3 ms) after ten min-ischemia from a normal QT value (70 ± 1 ms) might explain, at least in part, the occurrence of ventricular arrhythmias. However, further

experiments are still necessary to determine the exact mechanism of those arrhythmias.

Finally, taking the results a whole, it is concluded that the present work offers an experimental quantification that supports further studies of ventricular arrhythmias and EKG alterations that occur in *in vivo* (rat) ischemia-reperfusion method. Also, the results raise a word of caution to the use of *in vivo* post ischemia-reperfusion methods as the animal lethality (70%) is elevated in such approaches.

Acknowledgements

This work was supported in part by FAPESP (Brazil), CNPq (Brazil) and CAPES (Brazil).

References

- [1] Opie, LH. Reperfusion injury and its pharmacologic modification. *Circulation*. 1989; 80:1049–1062.
- [2] Hearse DJ. Myocardial ischemia: can we agree on a definition for the 21st century? *Cardiovasc Res.* 1996; 28:1737–1744.
- [3] Jennings RB, Reimer KA, Hill ML, and Mayer SE. Total ischemia in dog hearts, in vitro: Comparison of high energy phosphate production, utilization, and depletion, and of adenine nucleotide catabolism in total ischemia in vitro vs. severe ischemia in vivo. *Circ Res.* 1981; 49:892–900.
- [4] Ganz P and Braunwald E. Coronary blood flow and myocardial ischemia, in *Heart Disease: A Textbook of Cardiovascular Medicine* (Braunwald E ed) pp 1161– 1183, WB Saunders, Philadelphia. 1997.
- [5] Ferdinandy, P; Schulz, R; Baster, G.F. Interaction of Cardiovascular Risk Factors with Myocardial Ischemia/Reperfusion Injury, Preconditioning, and Postconditioning. *Pharmacol Rev.* 2007; 59(4):418–458.
- [6] Derek J. Hausenloy, Derek M. Yellon. Myocardial ischemia-reperfusion injury: a neglected therapeutic target. Published January 2, 2013. Citation Information: *J Clin Invest.* 2013;123(1):92-100.
- [7] Ibáñez B, Heusch G, Ovize M, Van de Werf F. Evolving therapies for myocardial ischemia/reperfusion injury. *J Am Coll Cardiol* 2015; 65:1454.
- [8] Bell RM, Yellon DM. There is more to life than revascularization: therapeutic targeting of myocardial ischemia/reperfusion injury. *Cardiovasc Ther.* 2011; 29:e67.
- [9] Guarini, S; Martini, MC and Bertolini, A. Reperfusion-Induced Arrhythmias and Lethality Are Reduced by a 2kDa Heparin Fragment. *Life Sciences.* 1995; 57(10): 967-972.
- [10] Walker MJ, Curtis MJ, Hearse DJ, Campbell RW, Janse MJ, Yellon DM, Cobbe SM, Coker SJ, Harness JB, Harron DW, Higgin AJ, Julian DG,

- Lab MJ, Manning AS, Northover BJ, Parrat JR, Riemersma RA, Riva E, Russel DC, Sheridan DJ, Winslow E, Woodward B. The Lambeth Conventions: guidelines for the study of arrhythmias in ischaemia infarction, and reperfusion. *Cardiovasc Res.* 1988. 22(7):447-55.
- [11] Anyukhovskiy EP. Early prediction of proarrhythmic cardiotoxicity in the drug development process. *Cardiovasc Res.* 2011; 91(1):7-8.
- [12] Gussak I, George S, Bojovic B, Vajdic B. Phenomena of the Early Ventricular Repolarization in the 21 Century. *Indian Pacing Electrophysiology Journal.* 2008; 8: 149-157.
- [13] Tavares, JGP; Vasques, ER, Arida, RM; Cavaleiro, EA; Cabral, LB; Torres, FS; Menezes-Rodrigues, A; Jurkiewicz, A; Caricati-Neto, A; Godoy, CMG; Gomes da Silva, S. Epilepsy-induced electrocardiographic alterations following cardiac ischemia and reperfusion in rats. *Braz J Med Biol Res.* 2015; 48(2): 140–145.
- [14] Passman R, Kadish A. Polymorphic ventricular tachycardia, long Q-T syndrome, and torsades de pointes. *Med Clin North Am.* 2001;85(2):321-41.

FERRAMENTAS COMPUTACIONAIS PARA ESTUDO DOS CANAIS IÔNICOS UTILIZANDO DIAGRAMAS DE ESTADOS: MATLAB® vs PYTHON

R.A.R. Júnior^{1,2}, D.G. Goroso^{1,3}, J.L. Puglisi^{1,4}, R.R. Silva¹

¹Núcleo de Pesquisas Tecnológicas da Universidade de Mogi das Cruzes, Mogi das Cruzes, Brasil

²Instituto Federal de São Paulo, IFSP, São Paulo, Brasil

³Universidade Federal de São Paulo, UNIFESP, São Paulo, Brasil

⁴School of Medicine, California North State University, CA, USA

e-mail: ricardo.agostinho10@gmail.com

Resumo: Este projeto de pesquisa apresenta a implementação em Matlab® e Python, dos canais de cálcio do tipo L usando diagramas de estados. O objetivo é apresentar a linguagem de programação Python como uma alternativa ao uso do Matlab®. Pode-se observar que ambos possuem funcionalidades semelhantes e que geram resultados próximos e dentro do esperado, além de terem uma grande comunidade interagindo e com vasta documentação. O Python apresentou melhor tempo de processamento e por ser uma plataforma *Open Source*, permite que o código fonte de todas as suas funções seja analisado e adaptado de acordo com a necessidade do programador, além de permitir a integração com outras plataformas e linguagens de programação. Desta forma foi possível concluir que o Python é uma alternativa válida ao Matlab®, exceto pelo fato de não ter uma ferramenta que seja similar ao Simulink.

Palavras-chave: Python, Matlab®, Canal de cálcio, Runge Kutta, Diagramas de Estados

Abstract: *This research project presents the implementation in Matlab and Python of a state diagram for calcium type L channels. Our aim is to present the Python programming language as an alternative to Matlab. Our results showed that both have similar features and generate comparable results. Both languages have a large support community with extensive documentation. Python showed better processing time and being an Open Source platform, allows the source code of all its functions to be analyzed and adapted to the needs of the programmer. Moreover, it allows integration with other platforms and programming languages. We concluded that Python is a valid alternative to Matlab, except that it does not have a tool that is similar to Simulink.*

Keywords: *Python, Matlab®, Runge Kutta, calcium channel; state diagram*

Introdução

Os modelos matemáticos para célula cardíaca começaram a incluir em suas representações diagramas de estados para descrever o comportamento dos canais

iônicos em substituição às formulações tradicionais propostas por Hodgkin e Huxley em 1952. Há muitas razões para isso: os diagramas de estados não se restringem à ideia de portas independentes que definem o canal, eles permitem uma descrição mais detalhada, caracterizando as transições específicas entre os estados aberto, fechado ou inativo, descrevendo assim as estruturas subjacentes do canal bem como suas alterações conformacionais [1]. Cita-se como exemplo o canal de cálcio (Ca^{2+}) de longa duração (LTCC) responsável pela entrada de Ca^{2+} na célula cardíaca durante o acoplamento da excitação-contração (ECC) [2]. Esse canal desempenha um papel importante no desenvolvimento da força de contração e sua ativação ocorre pela despolarização da membrana. Já o decaimento do influxo de Ca^{2+} por esse canal, ocorre tanto devido à inativação pela voltagem como a inativação por Ca^{2+} [3], um processo que pode ser melhor descrito quanto utilizamos os diagramas de estado.

Por outro lado, o avanço computacional permite aos pesquisadores trabalharem com modelos cada vez mais completos, resolvendo de forma eficiente os sistemas descritos por um grande número de equações diferenciais acopladas [4]. Como consequência, esses modelos anteriormente destinados apenas ao campo da pesquisa também foram incorporados ao campo educacional, no processo de ensino e aprendizagem dos conceitos básicos das ciências, em particular na biologia. Cita-se como exemplo os modelos que foram desenvolvidos com foco na fisiologia e biofísica da célula cardíaca: os simuladores LabHeart® [5] e MioLab® [6] que descrevem as propriedades das correntes iônicas e força contrátil para miócito ventricular de coelho e rato.

Em geral, a base para esses modelos são equações diferenciais descritas em alguma linguagem de programação (Fortran, C, C++) ou ambiente computacional (Matlab®, LabView® ou CellmL®). Contudo, nos últimos anos, tem se destacado entre os grupos de pesquisa o Python, uma linguagem de programação OpenSource e com uma sintaxe mais simples.

Assim, com base no que foi exposto anteriormente, o objetivo desse trabalho é apresentar a implementação, em Matlab® e Python, dos canais de Ca^{2+} do tipo L, utilizando diagramas de estados, permitindo uma melhor análise dos estados desse canal bem como uma comparação entre os dois ambientes computacionais: Matlab® vs Python. Espera-se com essa proposta oferecer mais uma possibilidade para a realização de experimentos “*in silico*” envolvendo o estudo dos canais iônicos, seja para fins de pesquisa ou educacionais.

Materiais e métodos

Modelagem do LTCC – Os diagramas de estados possibilitam o estudo, de uma forma mais completa, dos modelos de subunidades e assim descrever melhor o comportamento dos canais iônicos. Para o LTCC a corrente de Ca^{2+} é modelada utilizando sete estados, descrevendo a transição entre os estados aberto (O), fechado (C1 e C2) e inativo (I1Ca, I2Ca, I1Ba e I2Ba), sendo que I1Ca e I2Ca indicam a inativação por Ca^{2+} , causada após a ligação desse íon ao “buffer” calmodulina (CMD) e cuja alteração conformacional, facilita a rápida inativação do canal. Já, I1Ba e I2Ba indicam a inativação (lenta) dependente da voltagem [7]. A figura abaixo indica a transição entre esses estados.

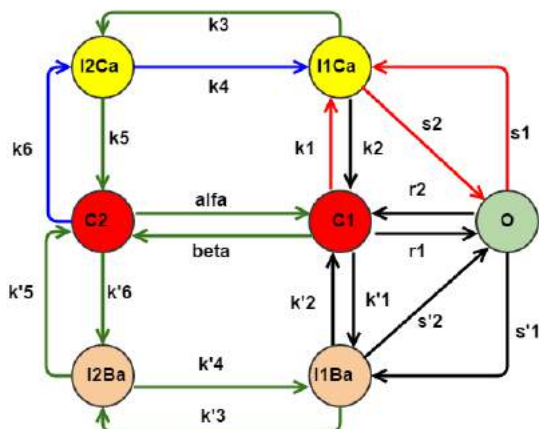


Figura 1: Diagrama de estados indicando a transição entre os estados do canal de Ca^{2+} do tipo L.

A transição entre esses estados é descrita por um conjunto de seis equações diferenciais (E.D.) acopladas, como indicado no exemplo abaixo (equação 1), cuja solução fornece a probabilidade de encontrarmos o canal no estado de inativação por Ca^{2+} (I2Ca). Os parâmetros utilizados na modelagem ($k_1, k_2, k_3, k_4, k_5, k_6, k'1, k'2, k'3, k'4, k'5, k'6, \alpha, \beta, r_1, r_2, s_1, s_2, s'1$ e $s'2$), bem com a descrição das outras equações diferenciais, podem ser encontradas na referência [7].

$$\frac{dI_{2Ca}}{dt} = k_6 C_2 + k_3 I_{1Ca} - (k_4 + k_5) \cdot I_{2Ca} \quad (1)$$

Implementação do modelo em Matlab® – Foi utilizada a versão 2015a do Matlab®. As E.D. foram implementadas utilizando-se recursos próprios da

plataforma e separadas em arquivos, sendo um arquivo principal para entrada de parâmetros como o tempo de simulação, definido em 10.000 milissegundos. Foi utilizada a funcionalidade *odeset*, que consiste em receber parâmetros de integração para resolver as E.D. Entre os parâmetros estabelecidos estão os valores de erros absolutos, através do parâmetro *AbsTol* e valores de erros relativos, através do parâmetro *RelTol*. Para ambos foi considerado o valor 10^{-5} . Para realizar a chamada e resolução das E.D. com passo de integração de 10^{-5} , foi utilizada a função *ode45* que implementa, por padrão, o método de *Dormand-Price*, um membro da família de métodos Runge-Kutta de 4ª e 5ª ordem. A versão implementada em Matlab® está disponível no link: <https://goo.gl/si4SYe>

Implementação do modelo em Python – Para implementar o modelo em Python foi utilizada a versão 3.4 que está integrada com a distribuição Anaconda para Windows. Essa distribuição possui pacotes para desenvolvimento científico que estão na biblioteca *SCIPY* e pode ser baixada através do endereço: <https://www.continuum.io/downloads>. Todo esquema de instalação segue o padrão do sistema operacional Windows®, não sendo necessária nenhuma configuração posterior. Integrado ao pacote de instalação é disponibilizado o ambiente de desenvolvimento *Spyder* que é semelhante ao ambiente do Matlab®, conforme apresentado na Figura 2.

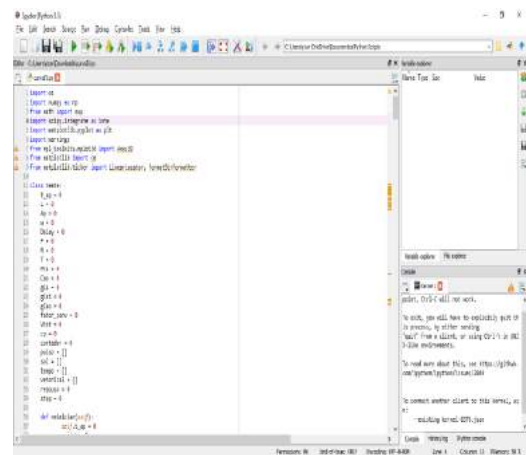


Figura 2: Ambiente de desenvolvimento Spyder.

As equações foram implementadas e separadas em funções, sendo que na função principal foram definidos os parâmetros iniciais, e em uma função específica, as E.D. O tempo de simulação utilizado foi o mesmo para o Matlab® (10.000 ms). Também foi utilizada a função *ode* que faz parte do pacote *scipy.integrate* do Python, considerando os mesmos valores para os parâmetros *rtol* e *atol* (10^{-5}). O método de *Dormand - Price* é chamado a partir da função *dopri5*. A versão do modelo implementada em Python está disponível no link: <https://goo.gl/OGZS3x>

Matlab® vs Python – As simulações foram realizadas em um computador com processador i5 modelo 5200U, 8Gb de memória, ddr3 e sistema Operacional Windows 10®.

Python é uma linguagem de programação e com código fonte aberto, já o Matlab®, além de ser uma linguagem de programação é um ambiente de desenvolvimento [8][9][10][11]. A Figura 3 apresenta a diferença entre os sistemas.

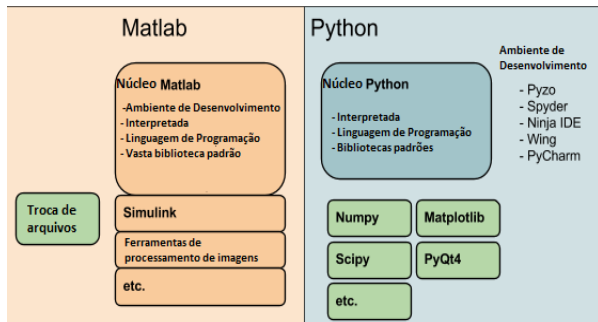


Figura 3 – Comparativo entre Python e Matlab®. Adaptado de [10]

Resultados

Após a implementação das E.D. obtidas a partir do diagrama de estados do canal de Ca²⁺ do tipo L, para simular a corrente de Ca²⁺, foi aplicado um pulso despolarizante de 15 mV, com duração de 200 ms e frequência de 1 Hz. Os resultados das simulações são apresentados nas Figuras 4 e 5.

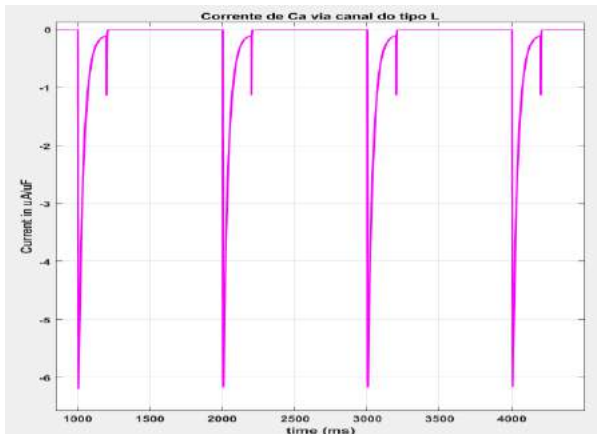


Figura 4 – Corrente de Ca²⁺. Implementação em Matlab®

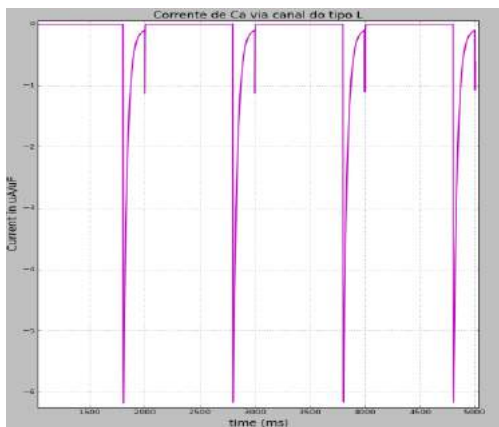


Figura 5 – Corrente de Ca²⁺. Implementação em Python.

Já, a dinâmica dos estados referente aos canais de Ca²⁺ do tipo L, podem ser visualizados nos gráficos das Figuras 6, 7 e 8.

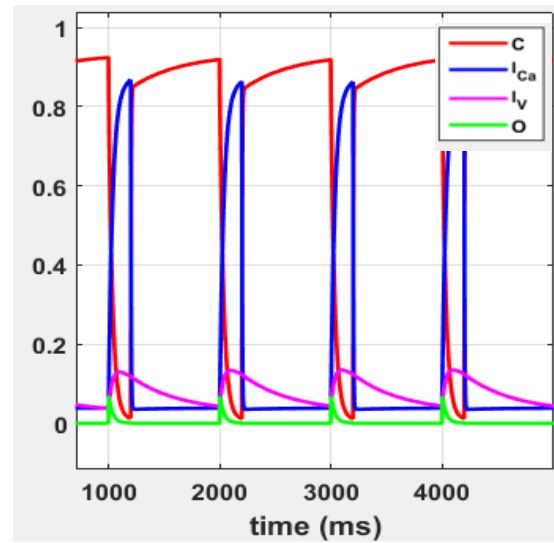


Figura 6 – Simulação em Matlab® dos estados do canal de Ca²⁺: fechado (C = C1 + C2); inativado por Ca²⁺ (I_{Ca} = I1Ca + I2Ca); inativado por voltagem (I_V = I1Ba + I2Ba) e aberto (O).

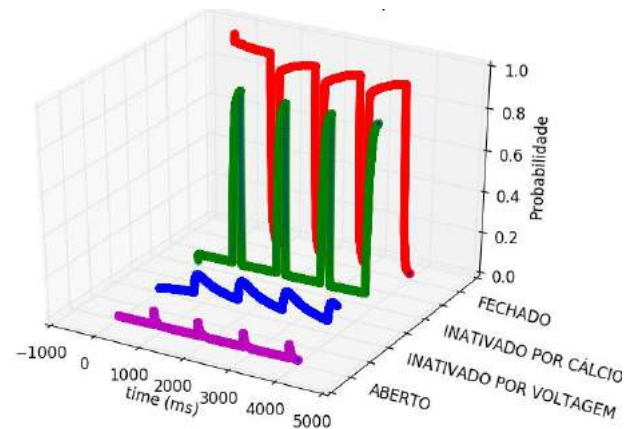


Figura 7 – Estados dos canais de Ca²⁺. Visualização 3D implementada em Python.

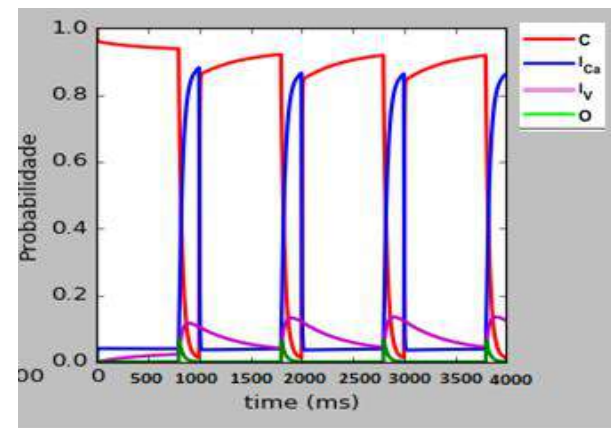


Figura 8 — Estados dos canais de Ca²⁺. Visualização 2D em Python.

Discussão

As duas linguagens possuem documentação adequada para iniciar o desenvolvimento [10]. Cabe observar que *Python* é uma linguagem de programação *Open Source*, gratuita e possui um amplo conjunto de bibliotecas disponibilizadas pela sua comunidade. O Matlab® é um ambiente de desenvolvimento proprietário e com um grande número de bibliotecas. Para programar em Python não existe um único ambiente de desenvolvimento, desta forma cada programador pode escolher aquele que melhor se ajusta as suas necessidades. Devido a facilidade de uso e a similaridade com o ambiente Matlab®. Para esse projeto foi utilizado o ambiente Spyder [9][10][11].

O fato do Python ter código fonte aberto permite aos desenvolvedores visualizarem como foi realizada a implementação de determinada funcionalidade, podendo inclusive, adicionar outros pontos para atendê-lo. A portabilidade do código é outro ponto relevante, uma vez que as aplicações podem interagir com outras linguagens de programação, algo que é restrito no Matlab® [10].

O Matlab® é um ambiente consagrado no auxílio de implementações científicas e isso traz segurança para o desenvolvimento de novas soluções [10], embora ainda possa se destacar o Scilab (<http://www.scilab.org>), um software livre e de código aberto para computação numérica fornecendo um ambiente de computação muito semelhante ao Matlab®.

Em relação ao tempo de processamento (tempo de simulação), quando comparamos as implementações em Matlab® e Python, foi observada na plataforma Matlab® a execução em 3 min e 40 segundos e na linguagem de programação Python em 1 min 50 segundos.

Conclusão

Pode-se concluir que o Python é uma alternativa viável e eficiente quando comparado com o Matlab®. Devido ao Python ser uma linguagem de programação com código fonte aberto e conseqüentemente permitir acesso a esse código, mostra-se interessante para realizar ajustes e poder implementar em diversas situações. O Matlab® já é uma plataforma consagrada na comunidade científica e esse é um atrativo a seu favor, mas com a necessidade de integração dos sistemas e utilização de diferentes plataformas, além do alto custo para adquirir sua licença. Já o Python torna-se mais atrativo, pois permite a integração com Sistemas Operacionais e com linguagens de programação diferentes. Verifica-se também que a implementação do modelo biofísico de Ca^{2+} utilizando diagramas de estados, permite uma melhor visualização da dinâmica dos estados desse canal, fato que pode ser observado nas simulações realizadas em Matlab® ou Python, além de facilitar a descrição por meio das E.D.

Agradecimentos

Os autores agradecem ao apoio financeiro da Fundação de Amparo ao Ensino e Pesquisa (FAEP) da Universidade de Mogi das Cruzes e a Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de São Paulo (FAPESP) Processos nº 2006/02830 - 7 e 2013/20220 - 5.

Referências

- [1] Wilders, R. Computer modeling of the sinoatrial node. *Med Biol Eng Comput*, 2007. 45(2): p. 189-207.
- [2] Bers, D.M. (2001). *Excitation-Contraction Coupling and Cardiac Contractile Force*. Kluwer Academic Press, Dordrecht, The Netherlands.
- [3] Morotti, S. et al. Theoretical study of L-type Ca^{2+} current inactivation kinetics during action potential repolarization and early afterdepolarizations. *J Physiol* 590.18 (2012) pp 4465–4481
- [4] Noble, D., Garny A., Noble, P. J. How the Hodgkin–Huxley. Equations inspired the cardiac physiome project, *J. Physiol. (Lond.)* 590 (11) (2012) 2613–2628.
- [5] Puglisi, J.L.; Bers, D.M. LabHEART: an interactive computer model of rabbit ventricular myocyte ion channels and Ca^{2+} transport, *Am. J. Physiol.: Cell Physiol.* 281 (6) (2001) 2049–2060.
- [6] Silva, R.R.; Bissaco M.A.S.; Goroso, D.G. MioLab, a rat cardiac contractile force simulator: Applications to teaching cardiac cell physiology and biophysics. *Computer methods and programs in biomedicine* 122.3 (2015): 480-490.
- [7] Mahajan, A. et al. A Rabbit Ventricular Action Potential Model Replicating Cardiac Dynamics at Rapid Heart Rates. *Biophysical Journal* Volume 94, 392–410, 2008.
- [8] Albanese, D. et al (2012). Minerva and minepy: a C engine for the MINE suite and its R, Python and MATLAB wrappers. *Bioinformatics*, bts707.
- [9] Peirce, J.W. (2007). PsychoPy - psychophysics software in Python. *Journal of neuroscience methods*, 162(1), 8-13.
- [10] Pyzo. Python vs MATLAB [Internet]. 2016 Apr [cited 2016 Apr 20]; Available from: http://www.pyzo.org/python_vs_MATLAB.html.
- [11] MathWorks. Matlab [Internet]. 2016 Apr [cited 2016 Apr 20]; Available from: www.mathworks.com/products/matlab/index.html

AN EXPLORATORY STUDY INSIDE A LEFT VENTRICULAR MODEL USING TWO-DIMENSIONAL PARTICLE IMAGE VELOCIMETRY

O. Bazan, J. P. Ortiz, N. K. Fukumasu, A. L. Pacifico and J. I. Yanagihara

Department of Mechanical Engineering, Escola Politécnica of the University of São Paulo, São Paulo, Brazil
e-mail: ovandir.bazan@gmail.com

Abstract: A left heart simulator was applied to characterize the intraventricular flow fields using two-dimensional particle image velocimetry (2D PIV). This work describes the experimental setup used for the 2D PIV measurements and some flow mapping results. The ventricular states were established for three heart rates (HR) and a blood analog fluid based on glycerol was employed at $36.5 \pm 0.5^\circ\text{C}$. Two mitral bioprostheses (27 and 31 mm diameter) and an aortic bileaflet mechanical valve (27 mm diameter) were used. Each mitral valve was installed in two orientations, rotated by 180° . Averaged velocity vector maps ($N = 50$) and related streamlines were obtained from instantaneous 2D velocity fields at the upper part of the left ventricular model (LVM), mainly for the end of rapid ejection phase and for the beginning of diastole. Flow variations were observed according to the different HRs, bioprostheses and their orientations. In conclusion, the results prove the relevance of mitral valve orientation in the intraventricular flow fields, and the importance of simulating the LVM for different conditions.

Keywords: Left heart simulator, Prosthetic heart valves, Hydrodynamic testing, Two-dimensional particle image velocimetry.

Introduction

The hydrodynamic testing of prosthetic heart valves requires an in vitro environment able to mimic some physiological conditions, and to allow the application of laser velocimetry techniques, e.g., particle image velocimetry (PIV). It allows to obtain instantaneous velocity fields in a large area of the flow [1]–[4].

The purpose of this work is to perform an exploratory study in a left ventricular model (LVM), mainly for the end of rapid ejection phase (during systole) and for the beginning of diastole (intraventricular filling through the mitral valve), using 2D PIV. These experiments, in the left heart simulator of the Escola Politécnica of the University of São Paulo [5], [6], allowed a more detailed study recently published [7].

Materials and methods

The cardiac simulator control and data acquisition (DAQ) module, as well as the description of the instrumentation were described previously [5]. An aortic bileaflet mechanical valve (Carbomedics Inc.,

Austin, TX, 27 mm diameter) and two stented mitral bioprostheses of bovine pericardium (confidential information, 27 and 31 mm diameter) were used. A blood analogue fluid based on 47.6 % by volume of glycerin in water at $36.5 \pm 0.5^\circ\text{C}$ was employed. It represents a dynamic viscosity of 4.0 mPa.s [8], [9].

The LVM was established for three heart rates (HRs): 60, 70 and 90 bpm (beats per minute). Since the systolic duration was 360 ms for all HRs, the duration of diastole was proportionally adjusted [10]. The systemic and intraventricular pressures range were 80 to 120 mmHg and 10 to 120 mmHg, respectively [11]. Figure 1 shows the left ventricular pressure (LVP) and the aortic pressure (AP) concerning to 60 bpm (sampling rate of 1 kHz based on 1,000 samples).

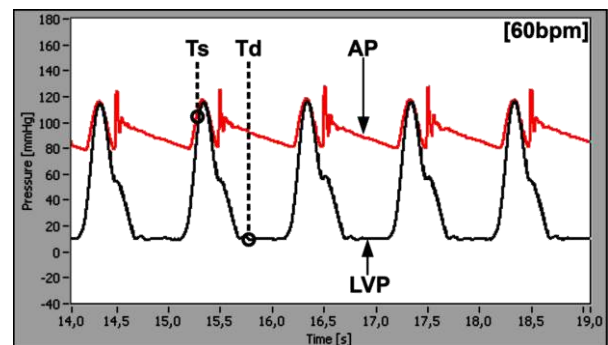


Figure 1 – Pressure responses and trigger references for the PIV measurements synchrony from the cardiac simulator, partial front panel (LabVIEW). Left ventricular pressure (LVP), aortic pressure (AP), and triggers adopted for systole (Ts) and diastole (Td).

A ventricular stroke volume (SV) of 70 mL [11] was established for each HR. Three cardiac outputs (CO): 3.93, 4.71 and 6.13 L/min, respectively for 60, 70 and 90 bpm were achieved. The end diastolic volume (EDV) was 195 mL.

In order to analyze the intraventricular flow fields for some time instants during the cardiac cycles an experimental setup was designed, according to Figures 2 and 3. The 2D PIV measurements were conducted for the upper part of the LVM. Mitral bioprostheses were positioned as a function of two orientations, rotated by 180° (see Fig. 2, B1 or B2 scheme, and Fig. 3E).

The PIV system (two pulsed Nd:YAG lasers, 532 nm, 1200 mJ, 15 Hz, from Litron Lasers Ltd., Rugby, England), the CCD camera (2048 × 2048 pixels, focal

length of 500 mm) and an optical filter (532 nm) were obtained from Dantec Dynamics A/S (Skovlunde, Denmark), besides the DynamicStudio software (version 3.20.89) and the seeding particles to be used within the blood analog fluid (silver-coated hollow glass spheres, 10 μ m).

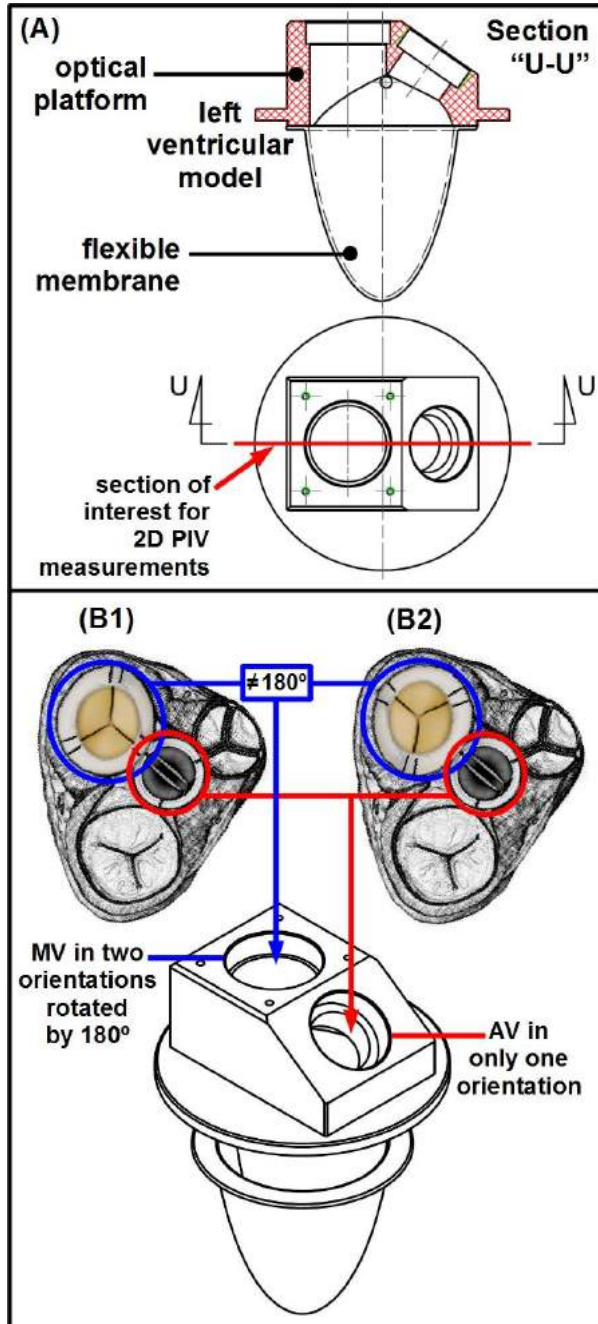


Figure 2 – Mitral and aortic valves positioning for 2D PIV measurements at the LVM central plane. LVM parts and section of interest for 2D PIV setup (A), two different orientations (B1 and B2) for the bioprosthetic mitral valves (MV) and only one orientation for the bileaflet aortic valve (AV) related to the schematic sectional view of the human heart

Satisfied the seeding particles concentration requirements, the PIV system was configured as a

double frame mode, in which time between pulses was 850 μ s. Some preliminary experiments were performed during the cardiac cycles, according to Figure 4 (with bioprosthesis of 27 mm diameter in the B2 orientation).

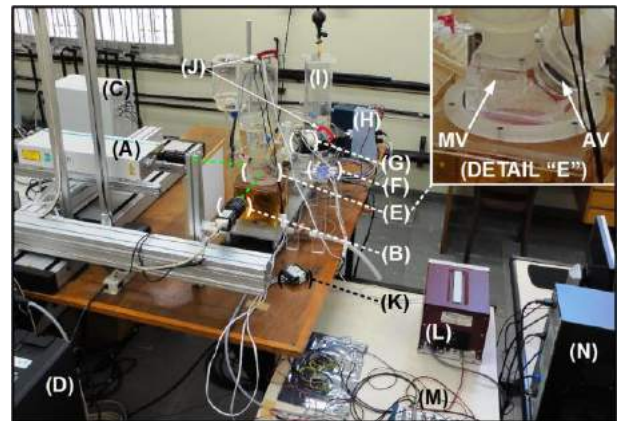


Figure 3 – Experimental setup for the 2D PIV measurements. Nd:YAG laser (A), CCD camera for 2D PIV measurements (B), laser cooler and controller (C), PIV computer (D), left ventricular model – optical platform (E), pressure transducers (F), electromagnetic flowmeter probe (G), servomotor drive (H), arterial compliance (I), arterial resistances (J), heater digital controller (K), electromagnetic flowmeter (L), DAQ module (M), computer for DAQ and control of the cardiac simulator (N), bioprosthetic mitral valve (MV) and mechanical aortic valve (AV)

Although the experimental setup was effective to analyze specific instants such as the mitral valve opening and a regurgitation fraction due to aortic valve closure (according to Fig. 4a and 4d, respectively), the beginning of diastole (with bioprosthesis fully open) and the end of rapid ejection phase (during systole) were considered in more detail, in which velocity fields can be observed in Fig. 4b and 4c, respectively.

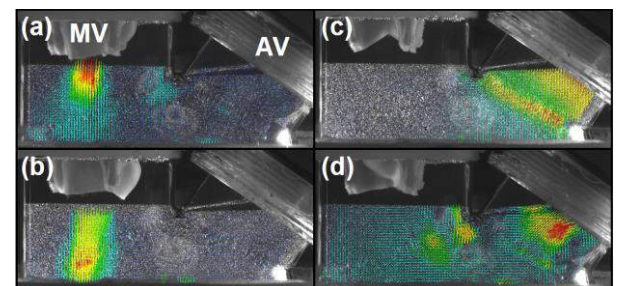


Figure 4 – Averaged velocity vector maps (N = 50) for some instants during the cardiac cycles at 60 bpm. Mitral valve (MV), aortic valve (AV), time instants related to MV aperture (a), beginning of the diastole (b), end of rapid ejection phase during systole (c) and aortic regurgitation (d)

For each experimental setup (i.e., phase-locked time instants of interest, diameters and orientations of the bioprostheses, and for three HRs), the averaged velocity vector maps were calculated from a number N = 50 of 2D instantaneous velocity measurements. The

synchrony between the cardiac cycles at specific time instants (according to Fig. 1Td, Ts) and the PIV system was performed by a digital trigger (TTL, 5 Vdc), in which the DAQ module was associated with the control of the cardiac simulator. The movement of the LVM, actuated by a servomotor, was referenced to the TTL waves generated by the servomotor encoder. A pulse counter input was configured in the DAQ module to recognize the pulses from the encoder and to run the trigger output at the selected time instants [6], [7].

Autocorrelation vectors were obtained by the

DynamicStudio software from the digital images related to the LMV central plane. The final interrogation area was 32 x 32 pixels, in which high accuracy subpixel refinement was applied.

Results and Discussion

Figure 5 shows the averaged velocity vector maps (N = 50) and related streamlines for the main setups (see Fig. 1Td, Ts). These results represent the precondition for the specific analysis performed in our last work [7],

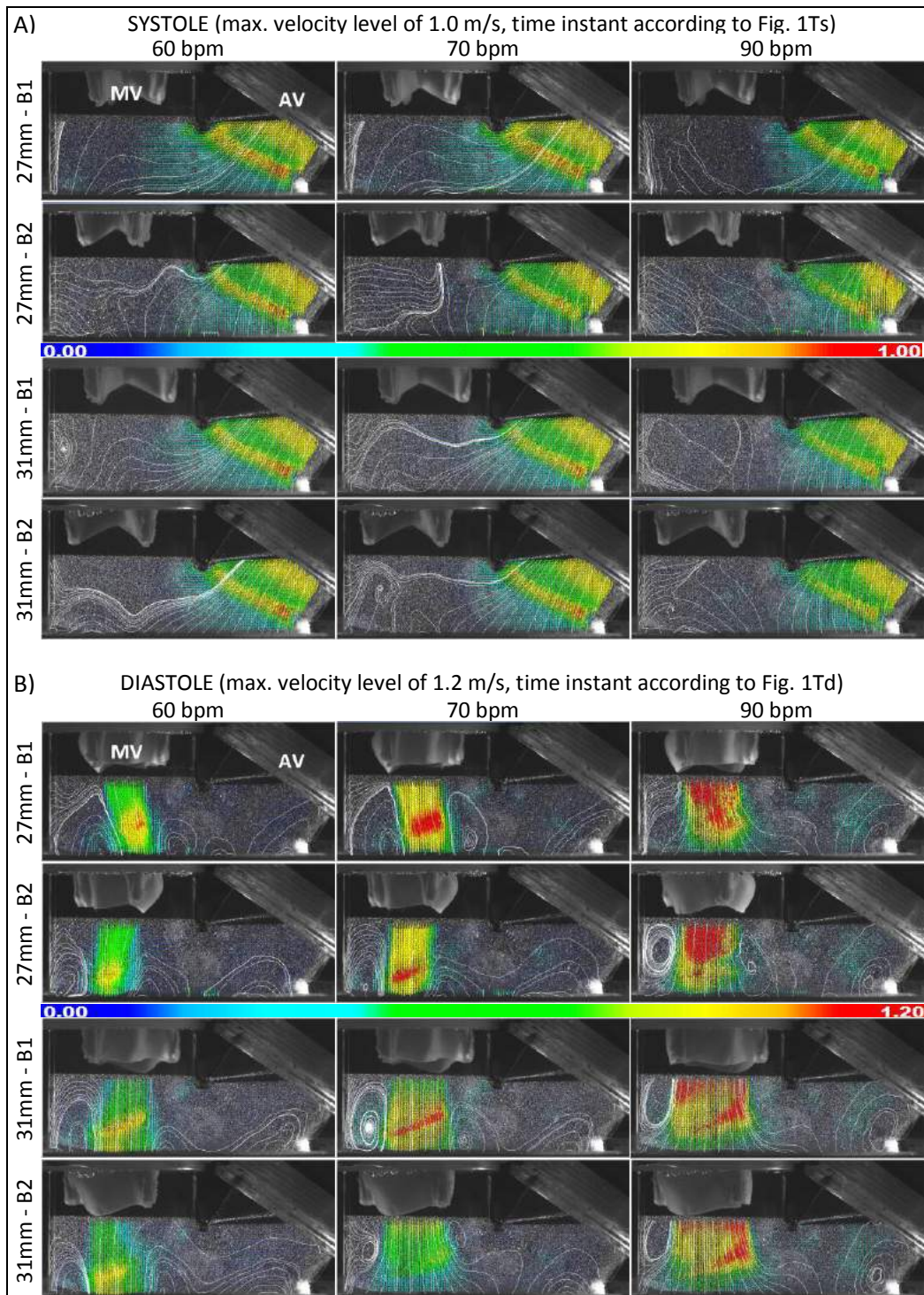


Figure 5 – Averaged velocity vector maps (N = 50) and streamlines for different conditions

in which two conclusions were achieved using mitral bioprostheses of bovine pericardium. First, the relevance of MV orientation in the LVM flow fields at the beginning of diastole. Second, MV orientation influences also the flow through the AV during systole. However, neither the images concerning the intraventricular averaged velocity vector maps, nor the streamlines related to them were shown.

In Fig. 5, the maximum level of velocities concerning systole and diastole were, respectively, 1.0 and 1.2 m/s (for vectors in red) so as to allow color-based comparison between changes in HR. Since the duration of diastole is more influenced by changes in HR [10], the magnitude of the velocity vectors (noticed by the colors) during systole was similar regardless the HR selected.

Concerning the systole (see Fig. 5A), MV orientation induced different streamlines (in white) through the AV. In the B1 orientation, the streamlines were more aligned to the longitudinal axis of AV, mainly for the 27 mm valve up to 70 bpm.

Higher magnitude of velocity vectors during diastole occurs as HR increases (rainbow colors distribution in Fig. 5B). Mainly for the 27 mm valve up to 70 bpm, the inflow jets were directed to the right in the B1 orientation. For this reason, vortex formation [12] based on the streamlines (in white) downstream the MV was different depending on MV orientation. Moreover, also during diastole, there were vortices closer to AV in the B1 orientation up to moderated HRs, except for the 31 mm valve. For this valve diameter, at each increase in HR, the scattering field expands. Furthermore, the rainbow colors distribution in Fig. 5B allows concluding that, for the B1 orientation up to 70 bpm, the magnitude of velocity vectors was higher than in B2 orientation.

Conclusion

The synchrony established between the left heart simulator and the PIV system allowed the 2D PIV measurements for specific time instants of the cardiac cycle. The results of averaged velocity vector maps and related streamlines for the end of rapid ejection phase and for the beginning of diastole showed the relevance of MV orientation in terms of intraventricular flow fields and the importance of simulating the LVM for different conditions. The two time instants related to systole and diastole investigated in this work allowed a more detailed study recently published [7].

Acknowledgements

The first author acknowledges the Postdoctoral Program at Escola Politécnica of the University of São Paulo.

References

- [1] American National Standard. ANSI/AAMI/ISO 5840:2005/(R)2010: Cardiovascular implants - cardiac valve prostheses. *Association for the Advancement of Medical Instrumentation*, 2010:85 p.
- [2] Yoganathan AP, Chandran KB, Sotiropoulos F. Flow in prosthetic heart valves: state-of-the-art and future directions. *Ann Biomed Eng* 2005;33(12):1689–94.
- [3] Dasi LP, Ge L, Simon HA, Sotiropoulos F, Yoganathan AP. Vorticity dynamics of a bileaflet mechanical heart valve in an axisymmetric aorta. *Phys Fluids* 2007;19(6):067105: 1–17.
- [4] Falahatpisheh A, Kheradvar A. High-speed particle image velocimetry to assess cardiac fluid dynamics in vitro: from performance to validation. *Eur J Mech - B/Fluids* 2012;35:2–8.
- [5] Bazan O, Ortiz JP. Design conception and experimental setup for in vitro evaluation of mitral prosthetic valves. *Rev Bras Cir Cardiovasc* 2011;26(2):197–204.
- [6] Bazan O, Ortiz JP, Yamashita DY. Pulse duplicator system for in vitro evaluation of prosthetic heart valves - data acquisition system developed in LabVIEW. In: Proceedings of the 22nd International Congress of Mechanical Engineering (COBEM 2013 - ABCM); 2013 Nov 3-7; Ribeirão Preto, Brazil. 2013. p. 7653–61.
- [7] Bazan O, Ortiz JP, Fukumasu N, Pacifico A, Yanagihara J. Influence of tricuspid bioprosthetic mitral valve orientation regarding the flow field inside the left ventricle: in vitro hydrodynamic characterization based on 2D PIV measurements. *Artif Organs* 2016;40(2):175–9.
- [8] Rand PW, Lacombe E, Hunt HE, Austin WH. Viscosity of normal human blood under normothermic and hypothermic conditions. *J Appl Physiol* 1964;19(1):117–22.
- [9] Cheng N-S. Formula for the viscosity of a glycerol-water mixture. *Ind Eng Chem Res* 2008;47(9):3285–8.
- [10] Husmann L, Leschka S, Desbiolles L, Schepis T, Gaemperli O, Seifert B, Cattin P, Frauenfelder T, Flohr TG, Marincek B, Kaufmann PA, Alkadhi H. Coronary artery motion and cardiac phases: dependency on image reconstruction. *Radiology* 2007;245(2):567–76.
- [11] Guyton AC, Hall JE. Heart muscle; the heart as a pump and function of the heart valves. In *Textbook of medical physiology*, 11th Ed. Philadelphia: Elsevier Inc., 2006;103–15.
- [12] Gharib M, Rambod E, Kheradvar A, Sahn DJ, Dabiri JO. Optimal vortex formation as an index of cardiac health. *Proc Natl Acad Sci USA* 2006;103(16):6305–8.

ANÁLISE NÃO LINEAR NO DOMÍNIO DA FREQUÊNCIA DE UM NÚCLEO DE MOTONEURÔNIOS

R.N. Watanabe* e A.F. Kohn*

* Lab. de Engenharia Biomédica, Escola Politécnica, Universidade de São Paulo, São Paulo, Brasil
e-mail: renato.watanabe@usp.br

Resumo: Recentemente foi mostrado que um modelo de um núcleo de motoneurônios tem a capacidade de utilizar entradas sinápticas na faixa de 20 Hz (ou maior) para a geração de força com média constante. Neste trabalho é apresentado o método de análise no domínio da frequência para sistemas não lineares que permitiu que esse efeito fosse encontrado, sendo baseado no conceito de funções de resposta em frequência generalizada.

Palavras-chave: modelo computacional, análise não linear, controle motor, domínio da frequência.

Abstract: *Recently, it was found that a motoneuron pool has the ability to use 20 Hz (or higher) synaptic inputs to generate a constant mean muscle force. This finding was based on the results to be presented here on a frequency-domain analysis method for nonlinear systems based on the generalized frequency response function.*

Keywords: *computational model, nonlinear analysis, motor control, frequency-domain.*

Introdução

Durante a execução de uma determinada tarefa motora, os motoneurônios (MN) recebem entradas de diferentes fontes. Como não existe nenhuma técnica direta para medir as entradas sinápticas dos MNs [1], a pesquisa sobre o papel das diferentes frequências contidas nos sinais das entradas sinápticas dos MNs pode ser difícil. Para este propósito, o uso de modelos computacionais tem sido útil para estudar a relação entre as entradas sinápticas e a saída dos MNs. Nos últimos anos, modelos computacionais realistas foram desenvolvidos [2–5] e utilizados com sucesso para reproduzir e explicar alguns comportamentos motores e aspectos do mapeamento das entradas pré-motoneuronais em força muscular [6–8].

Apesar das dificuldades em se medir as entradas dos MNs, as de origem cortical podem ser estimadas com diferentes técnicas, como o EEG [9], e as saídas dos MNs costumam ser medidas utilizando EMG de superfície ou intramuscular [10]. Utilizando estes sinais, diversos trabalhos reportaram coerência corticomuscular na banda beta (20 Hz) durante contrações isométricas [11–13], indicando que a atividade muscular nesta frequência tem, ao menos em parte, origem nas entradas corticais aos MNs.

Recentemente foi encontrada uma relação não linear entre as entradas sinápticas dos MNs e a força muscular [14] utilizando um modelo computacional neuromuscular [3] e métodos de identificação de sistemas não lineares. Além disso, foi mostrado que esta relação não linear encontrada tem um efeito de demodulação das entradas motoneuronais na banda-beta em força muscular [15]. Este efeito de demodulação não é fácil de ser deduzido das equações diferenciais do modelo neuromuscular realista ou mesmo da equação de diferenças do modelo identificado. Uma análise no domínio da frequência pode explicitar este comportamento do núcleo de MNs. Entretanto a análise no domínio da frequência de sistemas não lineares não obteve tanto progresso em seu desenvolvimento teórico quanto a análise no domínio do tempo e por este motivo não é tão utilizada quanto a análise no domínio da frequência de sistemas lineares. Neste trabalho será apresentada uma análise no domínio da frequência de um sistema não linear biológico formado por um núcleo de MNs. Esta análise permitiu que um mapeamento das entradas comuns oscilatórias em torno de 20 Hz em força isométrica constante (frequência nula) fosse descoberto, e comprovado por simulação de todos os elementos do núcleo em [15].

Materiais e métodos

Função resposta em frequência generalizada – A análise no domínio da frequência é largamente utilizada em sistemas lineares. Em sistemas não lineares pode ser utilizada uma extensão do conceito de função resposta em frequência, a função resposta em frequência generalizada (FRFG). A partir de um modelo autoregressivo não linear com entradas exógenas (NARX – nonlinear autoregressive with exogenous input) do sistema analisado, é possível obter as FRFGs $H_n(f_1, \dots, f_n)$ do sistema [16]. O programa utilizado para a obtenção das FRFGs pode ser encontrado em <https://github.com/rnwatanabe/FROLSIdentification>.

Analisando as FRFGs do sistema é possível prever alguns de seus comportamentos. Isto pode ser escrito utilizando a seguinte equação, deduzida em [16]:

$$Y(f) = \sum_{n=1}^{\infty} Y_n(f)$$

$$Y_n(f) = \left[\frac{1/\sqrt{n}}{(2\pi)^{n-1}} \right] \cdot \left(\int_{f=f_1+\dots+f_n} H_n(f_1, \dots, f_n) \prod_{i=1}^n U(f_i) d\sigma_n \right) \quad (1)$$

em que $Y_n(f)$ é a transformada de Fourier da parte do sinal de saída correspondente aos termos no modelo NARX de ordem n , $U(f)$ é a transformada de Fourier do sinal de entrada, $H_n(f_1, \dots, f_n)$ é o ganho de ordem n do sistema nas frequências f_1, f_2, \dots, f_n e $d\sigma_n$ é uma área infinitesimal no hiperplano $f = f_1 + \dots + f_n$, notando que os valores de f_1, f_2, \dots, f_n podem ser positivos ou negativos.

O modelo neuromuscular realista – Um modelo realista do sistema neuromuscular previamente reportado [3,8,17] foi utilizado neste trabalho para analisar os efeitos de oscilações na banda-beta sobre as entradas dos MNs. Apenas uma parte do modelo foi utilizada (ver Figura 1), os parâmetros são os mesmos utilizados em [8] e as equações-diferenciais foram resolvidas com método de Runge-Kutta de quarta-ordem com 0,05 ms de passo de integração.

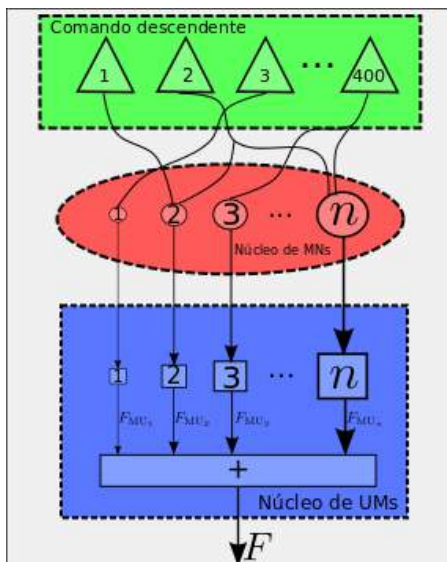


Figura 1: Estrutura do modelo neuromuscular utilizado. Cada comando descendente consiste em um processo pontual com distribuição de Poisson. Cada unidade motora consiste em um MN e sua respectiva UM. A força muscular é resultado da soma das forças individuais das unidades musculares.

Resumidamente, o sistema utilizado é composto por um núcleo de unidades motoras do músculo sóleo. 400 comandos descendentes se conectam a aproximadamente 30% dos MNs, de forma aleatória. Cada unidade motora é composta por um MN e uma unidade muscular (UM). Os modelos dos MNs são baseados em condutâncias, apresentando dois compartimentos para representar a árvore dendrítica e o soma. A força produzida por cada unidade muscular é obtida pela convolução dos disparos do MNs com um sistema de segunda ordem criticamente amortecido. As

forças de unidades motoras individuais são somadas para se obter a força muscular.

Recentemente foi utilizado um método de identificação de sistemas não lineares para obter um modelo NARX que reproduziu o comportamento entrada-saída do modelo neuromuscular realista [14]. Como sinal de entrada foi utilizado o sinal de condutância sináptica de um MN recebendo todos os comandos descendentes e como sinal de saída foi utilizado a força muscular.

Os termos do modelo NARX encontrados na identificação de sistemas, juntamente com os seus coeficientes, estão na Tabela 1, com o sinal de entrada sendo indicado por u e o sinal de saída por y . Neste modelo NARX, a frequência de amostragem é de 400 Hz e os sinais de entrada e saída estão normalizados.

Tabela 1: Termos do modelo NARX para o comportamento entrada-saída do núcleo de unidades motoras, juntamente com seus coeficientes.

Termos	Coefficiente
$y(k-1)$	2,16
$y(k-2)$	-1,48
$y(k-3)$	$4,55 \cdot 10^{-1}$
$y(k-4)$	$-1,37 \cdot 10^{-1}$
$u(k-9)$	$6,68 \cdot 10^{-5}$
$u(k-10)$	$2,41 \cdot 10^{-5}$
$u(k-6)u(k-7)u(k-8)$	$-6,53 \cdot 10^{-3}$
$u(k-6)u(k-6)u(k-7)u(k-2)$	$-4,02 \cdot 10^{-3}$
$u(k-6)u(k-6)u(k-7)u(k-7)u(k-8)$	$1,14 \cdot 10^{-1}$
$u(k-6)u(k-7)u(k-7)u(k-8)y(k-1)$	6,77
$u(k-6)u(k-7)u(k-7)u(k-8)y(k-3)$	8,06
$u(k-6)u(k-7)u(k-7)u(k-8)y(k-2)$	-14,8
$u(k-6)u(k-6)u(k-7)u(k-7)u(k-7)y(k-1)$	43,5
$u(k-6)u(k-6)u(k-7)u(k-7)u(k-7)y(k-2)$	-85,8
$u(k-6)u(k-6)u(k-7)u(k-7)u(k-7)y(k-3)$	42,1
$u(k-6)u(k-6)u(k-7)u(k-8)u(k-9)y(k-1)$	-14,5
$u(k-6)u(k-6)u(k-7)u(k-8)u(k-9)y(k-3)$	14,6

Utilizando o modelo com os termos mostrados na Tabela 1 são obtidas as FRFGs H_n do núcleo de unidades motoras. Da mesma forma que em [15], foi testada uma oscilação de 20 Hz na entrada dos MNs:

$$u(t) = \begin{cases} 0,25 & , 0 \leq t < 60s \\ 0,25 + 0,1 \cdot \text{sen}(20\pi t) & , 60s \leq t \leq 120s \end{cases} \quad (1)$$

Este sinal foi utilizado na Eq. (1) para obter a estimativa do sinal de saída no domínio da frequência. O mesmo sinal é utilizado no modelo computacional neuromuscular realista como média da frequência de disparos dos comandos descendentes (ver Figura 1), para verificar a previsão obtida com o uso da Eq. (1).

Resultados

Na Figura 2 é mostrado o gráfico da FRFG de primeira ordem e na Figura 3 são mostrados alguns trechos da FRFG de terceira ordem. Nestes gráficos, os eixos das frequências têm as cores em função da

frequência do sinal de entrada. Além disso, a curva (no caso de $n = 1$) e as superfícies (para $n = 3$) são mostradas com as cores em função da frequência do sinal de saída correspondentes às frequências do sinal de entrada mostrados nos eixos e nos títulos de cada gráfico. Os pontos que têm a mesma cor nas superfícies correspondem ao hiperplano $f = f_1 + \dots + f_n$, que são os pontos de integração da integral na Eq. (1). As FRFGs de ordem $n \geq 4$ têm aparência similar.

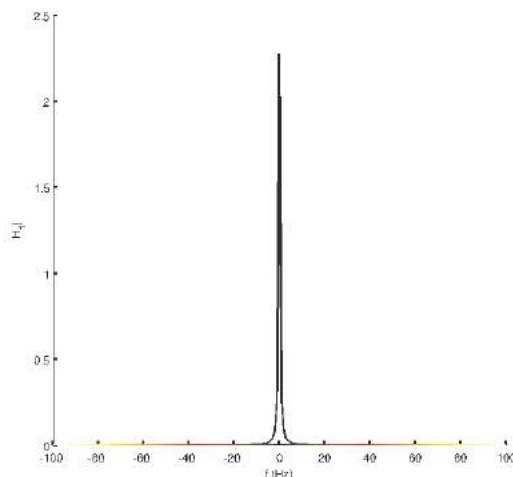


Figura 2: Função de resposta em frequência generalizada de primeira ordem.

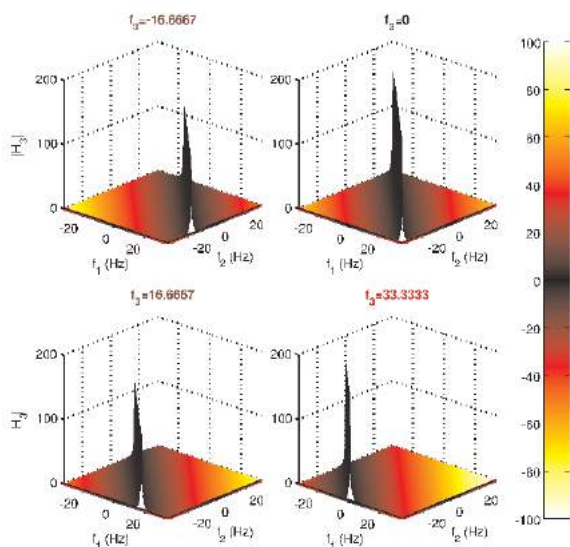


Figura 3: Função de resposta em frequência generalizada de terceira ordem.

Na Figura 4(a,b) são mostradas, as previsões do sinal de saída no domínio da frequência utilizando a Eq. (1) e tendo como entrada o sinal dado pela Eq. (2). Na Figura 4(c) é mostrado o sinal de saída obtido do modelo neuromuscular realista com o mesmo sinal de entrada. Nesta figura é possível observar que até 60 s o nível médio da força muscular é em torno de 350 N, causado pelos disparos dos comandos descendentes com frequência de disparo com média constante (ver Eq. (2)). Após 60 s de simulação do modelo realista, com o

início da oscilação de 20 Hz na frequência de disparo dos comandos descendentes, o nível médio da força muscular aumenta, correspondente ao aumento na componente em 0 Hz observado da Figura 4(a) para a Figura 4(b) na estimativa do sinal de saída no domínio da frequência obtida com a Eq. (1).

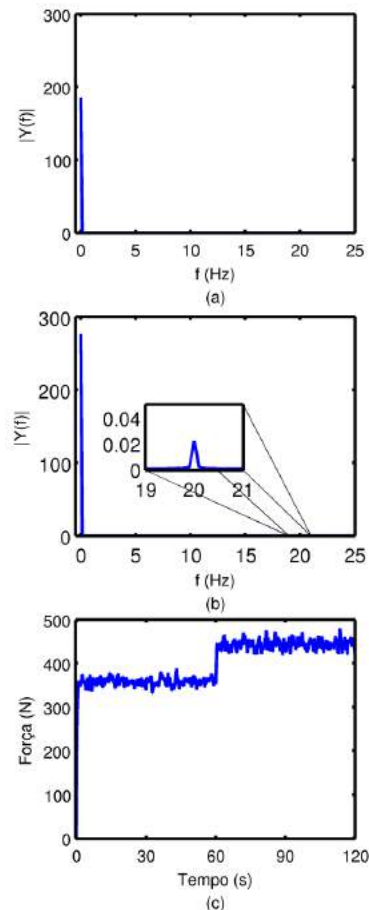


Figura 4: Sinal de saída do núcleo de unidades motoras tendo (a) entrada constante, obtido da Eq. (1), (b) entrada oscilatória, mostrado no domínio da frequência, obtido da Eq. (1) e (c) tendo o sinal completo da Eq. (2), obtido de simulação do modelo realista.

Discussão

Este trabalho apresentou uma técnica de análise no domínio da frequência para sistemas não lineares que permitiu que se chegasse ao recente achado da capacidade que o núcleo de MNs tem de demodular as suas entradas na banda-beta [15]. O mecanismo que permite esta demodulação é o princípio do tamanho e o recrutamento dos MNs e foi explicado em detalhes em [15]. Esta análise foi realizada utilizando as FRFGs do núcleo de MNs, obtidas do modelo NARX identificado do modelo computacional neuromuscular realista [14]. O modelo NARX identificado pode ser visto na Tabela 1 e tem termos não lineares, indicando um comportamento dinâmico não linear do núcleo de MNs. Ao contrário dos sistemas lineares, em sistemas não lineares a potência contida em certa frequência no sinal de entrada pode ser transferida para outras frequências no

sinal de saída. Na Figura 3, pode ser visto que o maior ganho de $H_3(f_1, f_2, f_3)$ está no plano $f_1 + f_2 + f_3 = 0$ (em preto nas superfícies da Figura 3). O mesmo fenômeno aparece em todas as outras ordens n : o maior ganho está no hiperplano $f_1 + \dots + f_n = 0$. Isto significa que se o sinal de entrada contiver componentes em frequências que somem 0 Hz (considerando frequências positivas e negativas), a potência contida nestas frequências será transferida para 0 Hz, e conseqüentemente a média do sinal de saída (força muscular) irá aumentar. Este fenômeno pode ser visto na Figura 4 com o aumento da componente em 0 Hz da saída (força) quando uma oscilação de 20 Hz está presente à entrada.

Conclusão

Em princípio, este efeito de demodulação, mostrado em [15], poderia ter sido encontrado utilizando somente o modelo realista, sem o auxílio do modelo NARX e das FRFGs. Entretanto, modelos computacionais realistas têm sido utilizados em diversos trabalhos, e mesmo assim o comportamento que permite que o sinal de entrada na banda beta seja demodulado e gere força muscular não havia sido mostrado antes de [15]. Este achado só foi possível devido à análise no domínio da frequência utilizando as FRFGs obtidas do modelo NARX ter mostrado um comportamento não linear passa baixas.

Agradecimentos

Este estudo foi financiado pela FAPESP (#2011/17193-0) e pelo CNPq (#303313/2011-0). RNW recebeu bolsa da FAPESP (#2011/21103-7) e recebe bolsa da FAPESP e CAPES (# 2015/21819-3).

Referências

- [1] Heckman CJ, Enoka RM. Motor Unit. *Compr. Physiol.* 2012; 2(October): 2629–2682.
- [2] Stienen AHA, Schouten AC, Schuurmans J, van der Helm FCT. Analysis of Reflex Modulation with a Biologically Realistic Neural Network. *J. Comput. Neurosci.* 2007; 23(3): 333–348.
- [3] Cisi RRL, Kohn AF. Simulation System of Spinal Cord Motor Nuclei and Associated Nerves and Muscles, in a Web-Based Architecture. *J. Comput. Neurosci.* 2008; 25(3): 520–542.
- [4] Williams ER, Baker SN. Circuits Generating Corticomuscular Coherence Investigated Using a Biophysically Based Computational Model. I. Descending Systems. *J. Neurophysiol.* 2009; 101(1): 31–41.
- [5] Negro F, Farina D. Decorrelation of Cortical Inputs and Motoneuron Output. *J. Neurophysiol.* 2011; 106(5): 2688–97.
- [6] Elias LA, Watanabe RN, Kohn AF. Spinal Mechanisms May Provide a Combination of Intermittent and Continuous Control of Human Posture: Predictions from a Biologically Based Neuromusculoskeletal Model. *PLoS Comput. Biol.* 2014; 10(11): e1003944.
- [7] Williams ER, Baker SN. Renshaw Cell Recurrent Inhibition Improves Physiological Tremor by Reducing Corticomuscular Coupling at 10 Hz. *J. Neurosci.* 2009; 29(20): 6616–6624.
- [8] Watanabe RN, Magalhães FH, Elias LA, Chaud VM, Mello EM, Kohn AF. Influences of Premotoneuronal Command Statistics on the Scaling of Motor Output Variability during Isometric Plantarflexion. *J. Neurophysiol.* 2013; 110(11): 2592–2606.
- [9] Niedermeyer E, Lopes da Silva FH. *Electroencephalography-Basic Principles, Clinical Applications, and Related Fields.* Baltimore: Williams and Wilkins 1998.
- [10] Mezzarane RA, Elias LA, Magalhães FH, Chaud VM, Kohn AF. Experimental and Simulated EMG Responses in the Study of the Human Spinal Cord. In: Turker H (ed). *Electrodiagnosis New Front.* Clin. Res. Intech 2013; 57–87.
- [11] Salenius S, Portin K, Kajola M, Salmelin R, Hari R. Cortical Control of Human Motoneuron Firing During Isometric Contraction. *J. Neurophysiol.* 1997; 77: 3401–3405.
- [12] Baker MR, Baker SN. The Effect of Diazepam on Motor Cortical Oscillations and Corticomuscular Coherence Studied in Man. *J. Physiol.* 2002; 546(3): 931–942.
- [13] Wu X, Li W, Shen S, Zheng X, Zhang Y, Hou W. Corticomuscular Coherence Modulation with the Pattern of Finger Force Coordination. *IEEE Trans. Neural Syst. Rehabil. Eng.* 2013; 21(5): 812–819.
- [14] Watanabe RN, Kohn AF. Identificação de Um Modelo Em Tempo Discreto de Um Pool de Motoneurônios. In: XXIV Congr. Bras. Eng. Biomédica. Uberlândia: 2014; 1–4.
- [15] Watanabe RN, Kohn AF. Fast Oscillatory Commands from the Motor Cortex Can Be Decoded by the Spinal Cord for Force Control. *J. Neurosci.* 2015; 35(40): 13687–13697.
- [16] Billings SA. *Nonlinear System Identification.* Chichester, UK: John Wiley & Sons, Ltd, 2013.
- [17] Elias LA, Chaud VM, Kohn AF. Models of Passive and Active Dendrite Motoneuron Pools and Their Differences in Muscle Force Control. *J. Comput. Neurosci.* 2012; 33(3): 515–531.

AVALIAÇÃO *IN SILICO* DO CAMPO ELÉTRICO NA ELETROQUIMIOTERAPIA: MODELO DE TUMOR REAL ASSOCIADO A TECIDO ADIPOSEO E HEPÁTICO

T. B. Damiani, J. A. Berkenbrock e D. O. H. Suzuki

Instituto de Engenharia Biomédica (IEB), Departamento de Engenharia Elétrica e Eletrônica,
Universidade Federal de Santa Catarina (UFSC). Florianópolis-SC, Brasil
e-mail: suzuki@eel.ufsc.br

Resumo: Uma terapia empregada recentemente no tratamento de câncer é a eletroquimioterapia (EQT). A EQT é um tratamento local que utiliza a combinação de quimioterapia e pulsos de campos elétricos. Estes pulsos induzem a abertura de poros na membrana celular, aumentando sua permeabilidade. Neste trabalho, foi reconstruído um modelo de tumor real a partir de imagens de tomografia computadorizada. Foi avaliada a influência do tecido no qual o tumor está inserido na efetividade da EQT. A medicina na era da eletrônica permite a resolução de modelos numéricos no planejamento cirúrgico. Os resultados mostraram que características elétricas e geométricas, tanto dos tecidos quanto dos eletrodos influenciam a distribuição de campo. O uso de eletrodos de agulhas pode causar problemas da distribuição de campo, e resultar na perda de efetividade do tratamento.

Palavras-chave: Eletroquimioterapia, modelo numérico, modelo tridimensional, tumor.

Abstract: *A novel therapy used in the treatment of cancer is the Electrochemotherapy (ECT), which is a local treatment that uses chemotherapy drugs in combination with pulses of electric fields. These pulses induce the opening of pores in the cell membranes, increasing its permeability. In this work, a real tumor model was rebuilt from CT images. It was evaluated in effectiveness of the ECT the influence of the tissue in which tumor was inserted. Nowadays in the electronic age, the medicine allows the resolution of numerical models for surgical planning. The results showed that electrical and geometric characteristics of tissues and electrodes had influenced the electric field distribution. The use of needle electrodes may cause problems in field distribution, and result in loss of treatment effectiveness.*

Keywords: *Electrochemotherapy, numerical models, tridimensional model, tumor.*

Introdução

Os tratamentos de câncer atualmente disponíveis podem ser divididos em diferentes categorias, de acordo com seus objetivos e modos de ação. Um desses tratamentos é a eletroquimioterapia (EQT). O câncer é o crescimento descontrolado e disseminado de células que pode afetar qualquer parte do corpo. A disseminação

pode invadir tanto tecidos próximos quanto locais distantes, caracterizando a metástase, ocasionando consequências graves para a saúde. Quando diagnosticado precocemente, o tratamento da doença pode ser favorecido.

A EQT é definida como um tratamento local que utiliza a combinação de duas técnicas, a quimioterapia e a aplicação de campos elétricos intensos, para potencializar a ação dos fármacos e induzir a regressão de tumores [1]. A base teórica por trás destas aplicações é a eletroporação. A eletroporação consiste no aumento da permeabilidade da membrana celular. Na eletroporação, uma perturbação na membrana é gerada quando a célula é submetida a um campo elétrico de alta intensidade e curta duração, permitindo, assim, a abertura dos poros para a passagem e transporte dos fármacos para o interior da célula [2]. Já a quimioterapia consiste em um método de administração de compostos químicos, chamados quimioterápicos.

A tomografia computadorizada (TC) é um exame não invasivo de diagnóstico por imagem em alta definição, hoje em dia é amplamente utilizado na investigação de patologias e lesões. As regiões de interesse provenientes da TC devem ser identificadas e extraídas através de um método de segmentação de imagens. A composição da sequência de imagens captadas na TC forma um objeto sólido tridimensional (3D) [3].

Os tumores apresentam formatos distintos e estão localizados em diversas regiões do corpo. Dessa forma, a TC permite identificar a extensão das lesões com maior precisão da região prejudicada. Ao transformar as imagens de uma TC em modelo real 3D, utilizado como estudo, torna-se possível a análise da influência dessas formas reais nos estudos de simulações numéricas. Logo, em posse do molde real do tumor interno, obtém-se uma verificação fiel da distribuição dos campos elétricos e do arranjo adequado da disposição dos eletrodos empregados, a fim de propiciar uma maior confiabilidade dos resultados obtidos das simulações, aprimorando a eficiência e segurança do tratamento. À vista disso, um dos objetivos dessa pesquisa é verificar a distribuição de campos elétricos de um tumor interno real oriundo de metástase, segmentado de uma TC. Neste trabalho é discutida a influência do tecido no qual o tumor está inserido, avaliando a efetividade da EQT.

Materiais e métodos

As imagens para a realização deste estudo foram cedidas pelo Centro de Diagnósticos do Hospital Veterinário Cães e Gatos, de um cão da raça Golden Retriever, sexo masculino, 9 anos de idade, diagnosticado com tumor interno, já em metástase, alojado na região do pulmão no limite dorsal do lobo pulmonar direito medindo 30 mm x 25 mm. As imagens foram registradas por um tomógrafo de 16 canais realizada em filtro para partes moles, com espessura de 1 mm e avaliada com auxílio de reconstruções multiplanares com 1 mm de espessura e 0,5 cm de incremento. Uma vez registradas, essas imagens são exportadas no formato DICOM (*Digital Imaging Communications in Medicine*) para posterior analisando o método dos elementos finitos.

Segmentação da imagem – A segmentação foi realizada através do *software* livre 3D Slicer. Na Figura 1A é apresentado a imagem do tumor metastático visível na TC do pulmão do cão no *software* 3D Slicer. Inicialmente foram selecionadas apenas as fatias contendo o tumor e, em seguida, aplicado o filtro de detecção de superfícies, a qual é baseada no valor de densidade de limiarização (*threshold*) atribuído à densidade de cada tecido, visto na Figura 1B. Após a segmentação, objeto recebeu ajustes, como a remoção de ruídos e suavização do formato, garantindo a apresentação do sólido com a geometria de malha em triângulos e a transformação em formato *Initial Graphics Exchange Specification* (IGES).

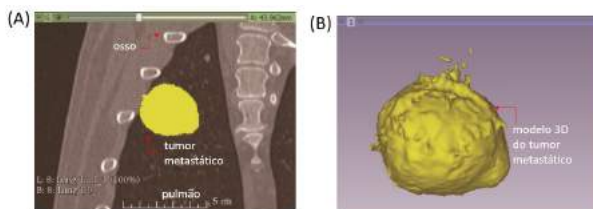


Figura 1: TC do pulmão de um cão com metástase visto no plano Coronal (A) e o objeto 3D formado após a segmentação (B).

Modelo matemático – O cálculo por método de elementos finitos da distribuição de campo elétrico foi realizado através do *software* COMSOL *Multiphysics* (COMSOL, Inc., Burlington, MA, USA). O programa foi executado em um computador pessoal (Intel Core i5-2500, CPU@3,3 GHz e RAM de 4GB) com sistema operacional Windows 7 (x64, Microsoft, Inc., Redmond, WA, EUA). A malha de 115,301 elementos tetraédricos foi gerada automaticamente pelo *software*. A distribuição do campo elétrico nos tecidos causada pela aplicação dos pulsos elétricos (frequência de 1 Hz e 1000 V/cm [2]) foi determinada pela resolução da equação de Laplace:

$$-\nabla \cdot (\sigma \cdot \nabla V) = 0 \quad (1)$$

Em que σ é a condutividade elétrica do tecido (S/m) e V é tensão elétrica (V). Foram aplicadas as condições de contorno de Neumann, superfícies externas isolantes, e de Dirichlet, contato entre eletrodos e tecidos circundantes.

Propriedades elétricas e geométricas do modelo – O modelo geométrico de tumor representado na Figura 2 foi obtido através da TC visível na Figura 1. Para todos os tecidos estudados foi empregado o modelo de eletroporação [4]. No tratamento de eletroquimioterapia, os pulsos elétricos devem eletroporar reversivelmente todo o volume do tumor, dessa forma, o campo elétrico deverá estar dentro dos limiares em que $E_{rev} < E < E_{irrev}$.

Após a simulação, o valor do campo elétrico local é representado por cores. Os valores inferiores a 350 V/cm são apresentados na cor preta, nos quais não existe campo elétrico suficiente para que a eletroporação ocorra. A eletroporação inicia quando o limiar está dentro da faixa de 350 V/cm e 1000 V/cm, apresentada por uma área na cor cinza, onde haverá efetividade do tratamento, uma vez que o campo elétrico local está entre os limiares de reversibilidade e irreversibilidade. Para áreas brancas, os campos elétricos locais são superiores ao limiar de irreversibilidade, implicando na morte celular. Durante a definição das propriedades elétricas dos materiais, é aplicado um modelo matemático que atribui a dependência sigmoideal da condutividade do tecido em função do campo elétrico local $\sigma(E)$ [4], definida como:

$$\sigma(E) = \sigma_0 + \frac{\sigma_{\max} - \sigma_0}{1 + 10^{-e} \left(\frac{E - (E_{irr} + E_{rev})}{E_{irrev} - E_{rev}} \right)^2} \quad (2)$$

Em que σ_0 e σ_{\max} são as condutividades inicial e máxima para determinado tecido (S/m). Os limiares de eletroporação e de irreversibilidade são representados por E_{rev} e E_{irrev} (kV/m). Na tabela 1 estão os valores dos parâmetros que caracterizam eletricamente cada tecido segundo o modelo de eletroporação utilizado.

Tabela 1: Parâmetros elétricos dos tecidos.

Tecido	σ_0 (S/m)	$\frac{\sigma_{\max}}{\sigma_0}$	E_{rev} (kV/m)	E_{irrev} (kV/m)	$\epsilon \times 10^3$
Fígado	0,067	3,6	46	70	5 [4][5]
Gordura	0,018	3,5	10	90	40 [6]
Tumor	0,300	2,5	40	80	0,7 [7]

ϵ é a permissividade relativa do material.

A geometria dos eletrodos de agulha baseada nas disponíveis comercialmente, mostrada na Figura 2A, modela a aplicação da eletroquimioterapia com eletrodos de agulha em um tumor.

As dimensões da geometria na Figura 2B são as seguintes: tecido circundante (cubo) com 60 mm por aresta; agulhas com 0,7 mm de diâmetro, e organizadas em duas linhas paralelas; distância entre linhas é de 10 mm e entre agulhas na mesma linha é de 7 mm [8].

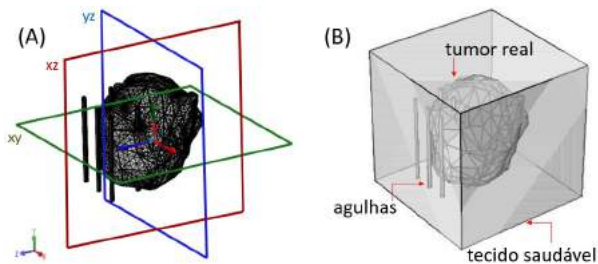


Figura 2: Geometria 3D de um tumor metastático com aplicação de campos elétricos por eletrodos com três pares de agulhas (A). Este modelo foi inserido em tecido adiposo e tecido hepático representados por um cubo (B) com 60 mm por aresta. Na Figura 2A é apresentado os cortes YZ, XY e XZ [2][8]. Os cortes representam fatias bidimensionais retidas da estrutura 3D.

Resultados

A Figura 2A apresenta o resultado do processo de reconstrução 3D do tumor metastático real a partir das imagens de TC, e a disposição das agulhas inserida no mesmo. A geometria para a simulação é apresentada na Figura 2B, na qual o modelo 3D foi associado a outros elementos e tecidos biológicos.

A Figura 3 apresenta os resultados do experimento em que o eletrodo foi deslocado para o outro extremo do nódulo tumoral. As Figuras 3A e 3B demonstram, indicado por setas, a diferença do recuo de campo entre agulhas inseridas no tumor. Na Figura 3A há ainda outra seta indicando forte recuo de campo na fronteira tumor/gordura. Este recuo está também representado na Figura 3C. A seta indica região do tumor onde o tratamento não será efetivo.

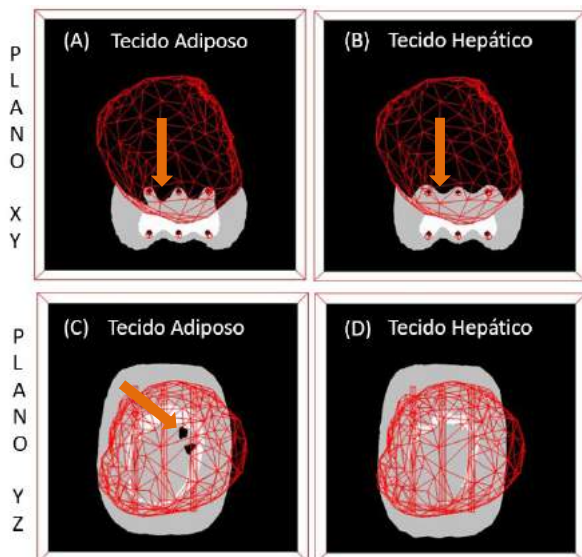


Figura 3: Distribuição de campo elétrico local na aplicação de campo elétrico com eletrodos de agulhas de 1000 V/cm com tumor metastático. Os campos elétricos locais para campos menores que E_{rev} e maiores

que E_{irrev} são representados pelas cores preta e branca, respectivamente. A Figura 3C apresenta inviabilidade do tratamento em parte do tumor (seta).

No experimento representado pela Figura 4 o eletrodo está inserido numa das fronteiras entre o tumor e o tecido saudável. As setas nas Figura 4A e Figura 4B indicam a região preta próxima ao eletrodo. É possível observar que o recuo do campo suficiente para eletroporação transpassa a linha de agulhas.

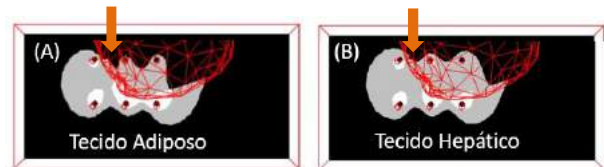


Figura 4: Distribuição de campo elétrico local na aplicação de campo elétrico com eletrodos de agulhas de 1000 V/cm com tumor metastático. Os campos elétricos locais para campos menores que E_{rev} e maiores que E_{irrev} são representados pelas cores pretas e brancas respectivamente. Em A é observado um grande recuo de campo entre agulhas (seta), não tão acentuado em B.

Em ambos os resultados, pôde-se observar uma maior área branca nos experimentos com tecido adiposo em comparação ao tecido hepático. Ou seja, tanto na Figura 3 quanto na Figura 4 se observa diferença no alcance da eletroporação irreversível nos tecidos.

Discussão

O estudo *in silico* da EQT analisa o comportamento do campo elétrico gerado por pulsos elétricos aplicados em regiões com incidência de tumores. Atualmente, esses experimentos em EQT são realizados a partir de simulações utilizando modelos em forma geométrica no software COMSOL [2][6][7][8].

Este estudo utiliza técnicas capazes de transformar imagens de uma TC em um modelo sólido 3D, utilizado como objeto de estudo de EQT, a fim de identificar a influência de modelos tridimensionais reais.

Um estudo similar [7] utilizou objetos 3D das estruturas de tumor, músculo e tecido adiposo localizados na região da fáscia muscular da coxa. Naquele estudo, os tecidos foram considerados homogêneos e os valores de condutividade similares aos apresentados na Tabela 1. A escolha do eletrodo ou agulha a ser aplicado é de extrema importância no planejamento, diferentemente, neste estudo foi empregado eletrodo pré-definido e já utilizado na prática clínica [8].

Pode-se ainda constatar que o deslocamento do eletrodo resulta em alterações significativas da distribuição de campo, dada a não simetria do nódulo. Em estudos nos quais foram feitas simplificações na geometria do nódulo, essas alterações não são tão evidentes [2][7][8]. Também é importante notar que para tumores maiores do que os eletrodos, relatos clínicos mostram menor eficiência do que para tumores

pequenos [9]. Podendo haver relação com os problemas de distribuição de campo mostrados neste estudo.

Elevadas intensidades de campo elétrico local nas interfaces tecido saudável/tumor, são visíveis marcadas em branco e significam valores superiores ao limiar de eletroporação irreversível. A irreversibilidade é evitada em tratamentos de EQT por resultar em necrose [7]. Os resultados nos permitem concluir que para um mesmo protocolo de aplicação dos pulsos elétrico, o tratamento de um tumor alojado em tecido adiposo levaria à maior ocorrência de morte celular por eletroporação irreversível do que se estivesse em tecido hepático.

Segundo Berkenbrock et al. (2016), é importante considerar o recuo de campo entre agulhas de mesma polaridade, uma vez que o campo entre linhas de agulhas pode não ser homogêneo como esperado [8]. Para eletrodos de placas paralelas, o campo ao longo da placa é relativamente homogêneo, se comparado com eletrodos de agulhas [2]. A reafirmação deste efeito é importante para alertar médicos e veterinários da necessidade de sobrepor o posicionamento do eletrodo entre aplicações ao utilizar agulhas. Se o eletrodo for deslocado apenas para uma posição lateral a atual, possivelmente um volume tumoral não terá sido exposto à eletroporação necessária para efetividade da EQT. O tratamento parcial de um tumor é perigoso, tendo em vista a ampla região de necrose. A procura por sinais de recorrência é dificultada pelo processo inflamatório e cicatrização que prejudicam o acompanhamento por exames de imagem [10].

Por fim, há uma importante alteração na distribuição de campo em função do tecido no qual o nódulo está alojado.

Conclusão

Na execução do presente trabalho, foi possível reconstruir um modelo 3D de um tumor a partir de uma TC, incorporar a geometria real para estudo *in silico* da distribuição de campo elétrico e avaliar diferenças entre tecidos adiposo e hepático no tratamento por EQT.

Características elétricas e geométricas, tanto dos tecidos quanto dos eletrodos, influenciam a distribuição do campo elétrico. Em especial, o tecido adiposo apresenta uma distribuição de campo elétrico local menos homogênea, quando comparado ao tecido hepático. Eletrodos de agulhas estão susceptíveis a problemas de distribuição de campo, os quais podem resultar na não efetividade total do tratamento.

Dessa forma, ressalta-se pela importância das simulações numéricas utilizando sólidos com formatos reais, uma vez que informações, como a disposição dos eletrodos, intensidade do campo elétrico, tecido biológico do entorno, sua localização e molde do tumor interno, são fatores determinantes que influenciam nas simulações e no planejamento pré-clínico, tornando o tratamento da EQT mais eficiente e seguro para estes tipos de tumores.

Assim sendo, este trabalho mostrou-se uma importante etapa de evolução das pesquisas realizadas por este grupo, auxiliando no aprimoramento e progresso das mesmas.

Agradecimentos

Agradecemos a clínica Hospital Veterinário Cães e Gatos por ceder as imagens de TC e, aos órgãos de fomento CAPES e CNPq.

Referências

- [1] Marty M, et al. Electrochemotherapy - An easy, highly effective and safe treatment of cutaneous and subcutaneous metastases: Results of ESOPE (European Standard Operating Procedures of Electrochemotherapy) study. *European Journal of Cancer, Supplement*, v. 4, n. 11, p. 3–13, 2006.
- [2] Suzuki DOH, Marques CMG, Rangel MMM. Conductive Gel Increases the Small Tumor Treatment With Electrochemotherapy Using Needle Electrodes. *Artificial Organs*, v. 000, p. 1-7, 2015.
- [3] Buzug TM. *Computed Tomography: From Photon Statistics to Modern ConeBeam CT*. Springer, 2008.
- [4] Miklavcic D, Sel D, Cukjati D, Batuskaite D, Slivnik T, Mir LM. Sequential Finite Element Model of Tissue Electroporation. In *The 26th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, 2004, vol. 4, no. 5, pp. 3551–3554.
- [5] Gabriel C, Gabriel S, Corthout E. The dielectric properties of biological tissues .1. Literature survey. *Phys. Med. Biol.*, vol. 41, no. 11, pp. 2231–2249, 1996.
- [6] Corovic S, Lackovic I, Sustaric P, Sustar T, Rodic T, Miklavcic D. Modeling of electric field distribution in tissues during electroporation. *Biomed. Eng. Online*, vol. 12, no. 1, p. 16, Jan. 2013.
- [7] Miklavcic D, Snoj M, Županič A, Kos B, Čemažar M, Kropivnik M, Bračko M, Pečnik T, Gadžijev E, Serša G. Towards treatment planning and treatment of deep-seated solid tumors by electrochemotherapy. *Biomed. Eng. Online* 9: 10, 2010.
- [8] Berkenbrock JA, Rangel MMM, Suzuki DOH, Numerical Study for Needle Electrode in Treatment of Cutaneous Tumor Model. In *1st World Congress on Electroporation and Pulsed Electric Fields in Biology, Medicine and Food & Environmental Technologies*, T. Jarm and P. Kramar, Eds. Portorož: Springer-Verlag Singapur, 2016, pp. 433–436.
- [9] Matthiessen LW, et al. Electrochemotherapy for large cutaneous recurrence of breast cancer: A phase II clinical trial. *Acta Oncologica*, v. 51, n. 6, p. 713–721, 26 jul. 2012.
- [10] Jahangeer S, et al. Review of current thermal ablation treatment for lung cancer and the potential of electrochemotherapy as a means for treatment of lung tumours. *Cancer Treatment Reviews*, v. 39, n. 8, p. 862–871, dez. 2013.

PERMEABILIZATION OF WISTAR RATS LIVER TISSUE USING MONOPOLAR PULSES – ANALYSIS OF THE INFLUENCE OF 1 HZ AND 1 KHZ REPETITION RATE ON ELECTROPORATION

G. B. Pintarelli*, M. Negreiros*, J. A. Berkenbrock*, G. Oliveira**, F.R.M.B. Silva** e D. O. H. Suzuki*

* Institute of Biomedical Engineering – Federal University of Santa Catarina – Florianópolis, Brazil

** Hormone and Signals Transduction Laboratory – Federal University of Santa Catarina – Florianópolis, Brazil

e-mail: suzuki@eel.ufsc.br

Abstract: The electroporation phenomenon increases the cell permeability through the application of an electrical field, one common application is to execute the electrochemotherapy. Even though this technique is used in clinics, some concepts of this phenomenon are not fully established. For instance, the efficiency of the method for different configurations of electrical pulses. It is known that amplitude, frequency, shape, number and repetition rate of pulses directly influence electroporation, and also muscular responses and patient comfort. In this study, the impact of the pulse repetition rate was studied in liver tissue of Wistar rats by investigating the average conductivity change before and during the last electroporation electrical pulse. A comparison was made between eight rectangular monopolar pulses protocols with duration of 100 μ s. One with 1 Hz repetition rate, and the other with 1 kHz. After an experimental analysis, it was possible to detect similar changes for both protocols.

Keywords: Electroporation, Electrochemotherapy, Electric Fields, Conductivity, Liver Tissue.

Introduction

The electroporation (EP) is the cellular permeability increasing phenomenon that occurs when the cell is exposed to electric fields with magnitude greater than tens of kV/m and duration of nanoseconds to seconds. The permeability rise is explained by the formation of pores in the cell membrane. Depending on the applied pulse configuration, the membrane can close, characterizing a reversible electroporation, or can not recover, causing an irreversible electroporation and cell death [1] [2].

It is known the relationship of EP with the pulse amplitude, frequency, shape, number and repetition rate [3]. In the case of electrochemotherapy, a protocol of eight pulses with duration of 100 μ s, repetition rate of 1 Hz and amplitude of 100 kV/m to 130 kV/m are used [4] [5]. Currently, this protocol is used for treatments of cutaneous and subcutaneous tumours in European clinics [3] [5] and in veterinary clinics in Brazil [6].

Some patients report that electrochemotherapy causes unpleasant sensations during the application of electric

pulses [5]. This is due the low repetition rate used for the treatment (1 Hz). As a result, each of the eight pulses of the traditional protocol excites nerve fibres located close to the electrodes. The nerve fibres carry the excitation (action potential) to neuromuscular junctions, causing muscle contraction and pain. Furthermore, these contractions can significantly modify the positioning of the electrodes needles and may cause treatment failure.

Despite the usual electrochemotherapy protocol, different electrical pulses configurations (EP protocols) can result in similar cell permeability changes [4] [7].

It is possible to change the electrical pulses parameters in order to reduce the number of muscle contractions during treatment. This reduces the patient unpleasant sensations and reduces failures by electrodes mechanical displacement. An EP protocol with repetition rate above the rate of contraction tetanic could solve this situation. Hence, the eight pulses protocols would cause a single muscle contraction [5].

The objective of this study was to evaluate changes in the electrical conductivity of the Wistar rats liver tissue due changes in the repetition rate of EP protocols. The comparison was performed between two protocols of eight rectangular 100 μ s unipolar pulses, one with 1 Hz repetition rate, and other with 1 kHz repetition rate, as shown in Figure 1. For both protocols, the total stimulation time is 800 μ s (8 pulses of 100 μ s).

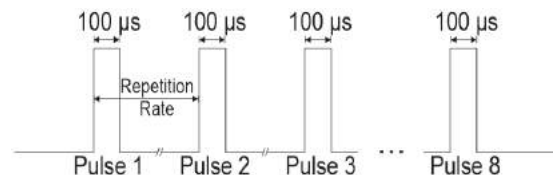


Figure 1 – EP Protocol: Eight 100 μ s rectangular pulses. Two repetition rates were analyzed, 1 Hz and 1 kHz.

The currently available technology does not allow directly visualization of pore opening, since they have a diameter of nanometres and occur in nanoseconds. Therefore, the electroporation analysis should be done indirectly through an investigation of: Electric impedance and/or conductivity changes, computer simulations, and fluorescent markers intake during the procedure [4] [8]. For this work, the change in electrical

conductivity due to electroporation was analysed for 1 Hz and 1 kHz EP protocols. Moreover, the change in the current distribution was simulated.

Materials and methods

The change in the voltage/current ratio of 14 samples during application of two protocols of electroporation was analysed in this study. This change is an indicator of conductivity change.

Furthermore, a comparison between electrical current changes was done. Since the conductivity changes alters the electric field distribution and current distribution.

Two identical protocols were chosen, with the exception of the repetition pulse rate. Firstly, 1 Hz one was chosen because it is usually employed in the electrochemotherapy treatment [3] [5]. Secondly, a 1 kHz, because this repetition rate is much higher than the muscle excitation frequency (40 Hz), consequently muscle contraction due to eight pulses merge into a single one [5].

Ex-vivo experiment – Wistar rats (*Rattus norvegicus*), males, 49 days old, were euthanized. All procedures were performed according to the Brazilian College of Animal Experimentation guidelines (COBEA) and protocol of the Animal Use Ethics Committee (CEUA) PP00398, approved by the UFSC's Ethics Committee on Animal Use.

Each animal liver was separated into slices. Two animals were studied, and the organs were divided into a total of 14 slices. For experimentation, the parts were analyzed in a maximum of four hours time, then avoiding possible differences in electrical conductivity of the ex vivo tissue [9].

For the trial of tissue electroporation needle-like electrodes were used as shown in Figure 2.

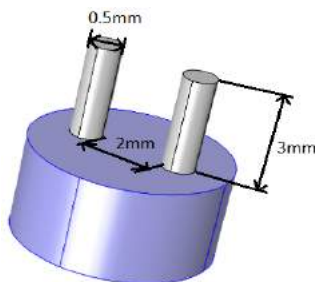


Figure 2 – Electrodes used for the electrical pulse application.

Firstly, electrodes were inserted into the samples and a first single monopolar pulse of 100 μ s and low amplitude (20 kV/m) were applied for measuring the initial conductivity. Secondly, were applied electroporation protocols of eight unipolar pulses of 100 μ s and amplitude of 120 kV/m.

Five samples were subjected to protocol with repetition rate of 1 Hz and five others to the 1 kHz repetition rate. In addition, four samples were used as

control, for those a first measuring pulse (20 kV/m) and a second measuring pulse was applied (20 kV/m).

The amplitude of the measurement electrical pulse, with an amplitude of 20 kV/m is not enough to cause changes in the sample [10].

Once inserted in the sample, the electrodes were not moved between the applications. Moreover, the electrodes were cleaned and dried before needles insertion.

The current and voltage readings were performed using a TDS 2004C digital oscilloscope (Tektronix Inc., USA). The signal processing was done in software using MATLAB (Mathworks, USA). A fifth-order 80 kHz low pass Butterworth filter was applied in the high amplitude of the signals. In addition, an average of each pulse current/voltage ratio (V/I) was calculated.

Finally, to analyse and compare the results, the V/I ratio during the last pulse of EP protocol (or measuring pulse, in the case of control samples) was divided by the initial measuring pulse V/I. Consequently, the result of this operation shows the change in conductivity of the sample. The farther from the '1', greater is the sample conductivity change.

It was also observed the probability of obtaining the observed value in the experiment regarding the null hypothesis (random). Significant differences between protocols were determined using analysis of variance (ANOVA). The p value less than 0.05 means a very tough evidence that the tests follow a pattern behaviour.

In-silico experiment – The change in the tissue conductivity observed in the ex vivo experiment, due to the occurrence of electroporation, affects the electric field and the electrical distribution in the sample.

To verify this change, steady-state simulations were executed to solve the Laplace equation (1), using tetrahedral elements mesh in the software COMSOL Multiphysics® version 4.4 (COMSOL Inc., Sweden). A Windows 10 64-bits operating system (Microsoft Corporation, WA USA) and Core i7 processor (Intel Corporation, CA USA) evaluated the simulation.

$$-\nabla \cdot (\sigma \nabla V) \quad (1)$$

Where σ and V are the tissue electrical conductivity [S/m] and the electric potential [V], respectively.

A three-dimensional geometry according to the practical electrode of Figure 2 was built. The parameters and indication of materials needed to compute the simulation are as shown in Table 1 and Figure 3.

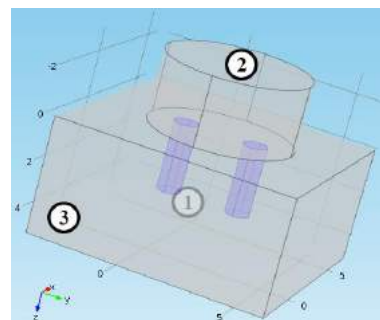


Figure 3 – Material used: ①, ②, and ③.

Material	Property	Value
Electrodes (Stainless Steel 405)¹ ①	Electrical conductivity	1,74*10 ⁹ S/m
	Relative permittivity	1
Insulating material (Nylon)¹ ②	Electrical conductivity	10*10 ⁻²¹ S/m
	Relative permittivity	4
Rat liver tissue ③	Electrical conductivity	0,02 S/m [11]
	Relative permittivity	4 [11]

Table 1 – Parameters used for simulation. ¹Materials from the COMSOL library.

Three electric field and electrical current simulations were executed as the electrical conductivity changed (Control, 1 Hz and 1 kHz).

Results

Figure 4 shows an experimental result of the electrical current change over time due to the repetition rate of the EP protocol. It is possible to verify that to the protocols of 1 Hz and 1 kHz have a similar performance, based on the voltage/current (V/I) ratio change.

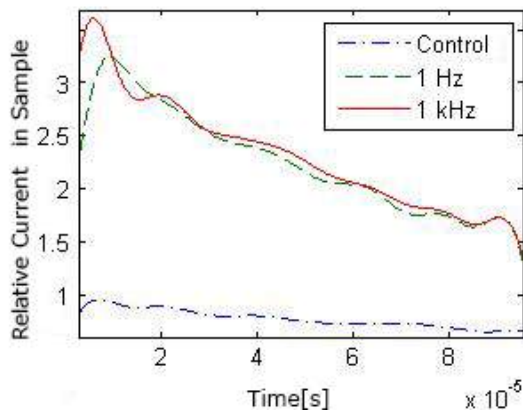


Figure 4 – Experimental result of the current waveform during application of a control pulse, and last pulse of 1 Hz and 1 kHz protocols. Those intensities are relative to the first applied pulse (measuring pulses).

Figure 5 shows the V/I rate change between before and after the EP protocols investigated (or the rate between two consecutive measuring pulses, in the case of control samples). This indicates the sample conductivity change.

Figure 5 also shows that the 1 kHz protocol causes a 3.7% higher permeability change than 1 Hz protocol. Table 2, shown the absolute values that are present in Figure 4.

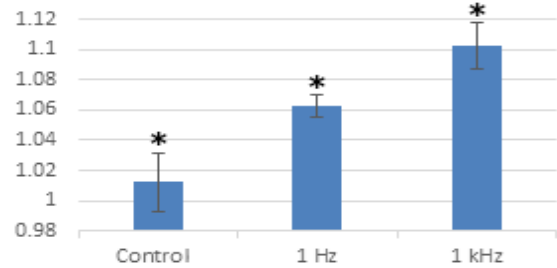


Figure 5 – Values of V/I rate of EP protocols (eight rectangular unipolar pulses of 100 μs at 1 Hz and 1 kHz) and control samples. Those intensities are relative to the first applied pulse (measuring pulses). The bars shown the standart deviation. Statistical analysis (ANOVA) were obtained and p < 0.05 between groups (*).

Protocol	Average	Standard deviation	Repetition (N)
Control	1.012	0.020	4
1 Hz	1.063	0.008	5
1 kHz	1.102	0.015	5

Table 2 – Absolute values of V/I rate. Those intensities are relative to the first applied pulse (measuring pulses).

Table 3 shows the average current flow change obtained from the ex-vivo experiments. Using COMSOL the samples conductivities (for EP protocols) were determined.

	Current Change (Normalized)	Simulated conductivity	Conductivity increase
Control 40 V	1 X	0,02 S/m [11]	-
Protocol 250 V 1 Hz	6 X	0,022 S/m	10 %
Protocol 250 V 1 kHz	6,21 X	0,023 S/m	15 %

Tabela 3 – Current flow and the simulated conductivities.

Figure 5 shows the electric field distribution when applying 250V between electrodes when the electric conductivity of the liver sample is 0.022 S/m.

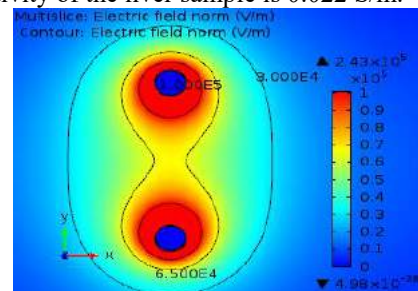


Figure 5 – Simulation of the absolute electric field distribution in the liver sample when the electric conductivity is 0.022 S/m. This figure refers to the cross-sectional level of 1,5 mm (the middle of the

electrodes height). Representing the application of 1 Hz protocol. Boundary contour are from outside to inside: 30 kV/m, 65 kV/m and 100 kV/m.

Discussion

One possible explanation for the results is that when applied the highest repetition rate protocol, pores do not have time to close between the EP pulses, thus facilitating current diffusion. As a result, more cells are affected, increasing the change of the V/I.

Others authors have also experimented the repetition rate frequency impact in the electroporation. Vernhes [7] experimented that for repetition rates above 10 Hz the fluorescent intake is slightly higher using Chinese hamster ovary cells. Pucihar [5] using Chinese hamster fibroblasts cells observed an optimum repetition rate of 10 Hz for maximum fluorescent intake, and claims that for higher repetition rate a higher amplitude is necessary to use. Asavasanti [8] experimented in plants tissue that for repetition rates above 10 Hz no significant changes were detected. Silve [4] testing mice liver claims the relative current increase decreases for higher repetition rate.

The liver was chosen to be one of the most homogeneous organs, and has already been proven to be an effective model to detect the permeation of drugs, and reliable measurement of passive electrical properties [12].

Conclusion

This paper proposes to observe and discuss the repetition rate influence in electroporation. A higher repetition rate protocol is desired to improve the electrochemotherapy therapy, consequently reducing the muscle contraction.

The experimental analysis found that there is minor difference in effectiveness for 1 Hz and 1 kHz repetition rates protocols, based on V/I changes (an indirect measurement of the electroporation level).

In addition, the in-silico experiment supported this analysis, as current change was 3,5 % (6X to 6,21X).

In conclusion, the electroporation level by the 1 Hz and the 1 kHz protocols were similar, consequently, the proposed higher frequency could be used in an alternative protocol for electrochemotherapy, which would be expected to be less unpleasant.

Moreover, with further analysis, mathematical models proposed for traditional 1 Hz repetition rate EP protocols could be calibrated and used for high repetition rates protocols.

Acknowledgements

Thanks to CNPq for financial support.

References

- [1] C. Chen, S. W. Smye, M. P. Robison and J. A. Evans, "Membrane Electroporation Theories: A Review," *Med Biol Eng Comput*, vol. 44, pp. 5-14, 2006.

- [2] A. Ivorra, L. M. Mir and B. Rubinsky, "Electric Field Redistribution due to Conductivity Changes during Tissue Electroporation: Experiments with a Simple Vegetal Model," *O. Dössel and W.C. Schlegel (Eds.): WC 2009, IFMBE Proceedings*, vol. XIII, no. 25, pp. 59-62, 2009.
- [3] C. Suárez, A. Soba, F. Maglietti and N. Olaiz, "The Role of Additional Pulses in Electroporation Protocols," *PLOS One*, no. DOI:10.1371/journal.pone.0113413, pp. 1-13, December 1, 2014.
- [4] A. Silve, A. Guimerà Brunet, B. Al-Sakere, A. Ivorra and L. M. Mir, "Comparison of the effects of the repetition rate between microsecond and nanosecond pulses: Electroporation-induced electro-desensitization?," *Biochimica et Biophysica Acta*, vol. 1840, no. 7, pp. 2139-2151, 2014.
- [5] G. Pucihar, L. M. Mir and D. Miklavcic, "The effect of pulse repetition frequency on the uptake into electroporated cells in vitro with possible applications in electrochemotherapy," *Bioelectrochemistry*, vol. 57, pp. 167-172, 2002.
- [6] D. O. H. Suzuki, C. M. G. Marques and M. M. M. Rangel, "Conductive Gel Increases the Small Tumor Treatment With Electrochemotherapy Using Needle Electrodes," *Artif. Organs*, Nov 2015.
- [7] M. C. Vernhes, P. A. Cabanes and J. Teissie, "Chinese hamster ovary cells sensitivity to localized electrical stresses," *Bioelectrochemistry and Bioenergetics*, vol. 48, pp. 17-25, 1999.
- [8] S. Asavasanti, W. Ristenpart, P. Stroeve and D. M. Barrett, "Permeabilization of Plant Tissues by Monopolar Pulsed Electric Fields: Effect of Frequency," *Food Engineering & Physical Properties*, vol. 76, no. 1, pp. E98-E111, 2011.
- [9] A. Surowiec, S. S. Stuchly and A. Swarup, "Radiofrequency dielectric properties of animal tissues as a function of time following death," *Phys. Med. Biol.*, vol. 30, no. 10, p. 1131-1141, Oct. 1985.
- [10] D. Pavliha, B. Kos, A. Zupanic, M. Marcan, G. Sersa and D. Miklavcic, "Patient-specific treatment planning of electrochemotherapy: Procedure design and possible pitfalls," *Bioelectrochemistry*, vol. 87, pp. 265-273, 2012.
- [11] S. Gabriel, R. Lau and C. Gabriel, "The dielectric properties of biological tissues: III. Parametric models for the dielectric spectrum of tissues," *Phys. Med. Biol.*, vol. 41, p. 2271-2293, 1996.
- [12] A. Ivorra and B. Rubinsky, "In vivo electrical impedance measurements during and after electroporation of rat liver," *Bioelectrochemistry*, vol. 2, no. 70, p. 287-295, May 2007.

SISTEMA DE MEDIÇÃO DA FORÇA DE CONTRAÇÃO EM MIÓCITOS CARDÍACOS ISOLADOS

G. S. Marchini*, I. N. Cestari** e I. A. Cestari ***

*Programa de Engenharia Biomédica da Escola Politécnica da USP, São Paulo, Brasil

** Divisão de Bioengenharia do Instituto do Coração HCFMUSP, São Paulo, Brasil

e-mail: gustavo.marchini@usp.br

Resumo: Os miócitos cardíacos isolados permitem o estudo de propriedades mecânicas devido a sua homogeneidade e independência do tecido conjuntivo e endotélio. Este trabalho apresenta um sistema de medição de força de contração isométrica de miócitos cardíacos isolados. O miócito é fixado mecanicamente em suas extremidades por micropipetas revestidas com cola de silicone e estimulado por alteração da concentração de Ca^{2+} na solução de perfusão. O aparato experimental conta com um sistema de perfusão automatizado para a troca de soluções utilizadas para induzir contração celular em diferentes concentrações de Ca^{2+} . Os resultados obtidos usando a metodologia apresentada demonstram sua utilização para medição da força de contração isométrica em miócitos cardíacos isolados.

Palavras-chave: força de contração isométrica, miócito cardíaco isolado, sistema de perfusão.

Abstract: *The use of isolated cardiac myocytes allows the study of mechanical properties due to their homogeneity and independence from connective tissue and endothelium. This work presents a system for measuring isometric contractile force of isolated cardiac myocytes. The cell is mechanically fixed at both ends by micropipettes coated with silicone adhesive and stimulated by altering the Ca^{2+} concentration in perfusion solution. The experimental setup includes an automated perfusion system for exchange of solutions used to induce contraction of the cells with different concentrations of Ca^{2+} . The results obtained using the methodology presented demonstrates its use for the measurement of isometric contractile force in isolated cardiac myocytes.*

Keywords: *isometric contractile force, isolated cardiac myocyte, perfusion system.*

Introdução

Miócitos cardíacos isolados são uma preparação importante para estudos eletrofisiológicos, morfológicos, bioquímicos e das propriedades mecânicas das células [1-3]. No último caso, as células representam um modelo importante porque estão livres do tecido conjuntivo e do endotélio, permitindo um acesso mais fácil aos mecanismos básicos envolvidos no desenvolvimento e regulação da força de contração [4]. No entanto, a medição deste tipo de força é uma tarefa desafiadora

que envolve diversas dificuldades independentemente da técnica utilizada.

Dentre as técnicas usadas para medição da força de contração é possível diferenciá-las, por exemplo, quanto ao tipo de contração da célula durante a medição, quanto à forma como a medição da força é realizada e quanto ao método de fixação mecânica da célula. No primeiro, a contração pode ser isotônica (força de contração é mantida constante) [4], isométrica (comprimento da célula é mantido constante) [5] e auxotônica (há variação tanto no comprimento quanto na força) [4]. No segundo critério a medição da força pode ser direta, com o transdutor medindo a força diretamente na célula [1] ou indireta, com a medição da deflexão de uma estrutura com complacência conhecida [6]. No terceiro critério, a célula pode ser fixada por adesão [5] ou sucção [7], sendo que neste último apenas as micropipetas podem ser utilizadas para tanto.

Neste trabalho é apresentado um método de medição de força de contração isométrica utilizando um transdutor fixado diretamente no miócito cardíaco isolado. A fixação mecânica das células é feita por adesão com o uso de micropipetas e cola de silicone. O sistema inclui o controle de perfusão para troca de soluções e estimulação química dos miócitos cardíacos isolados permeabilizados.

Materiais e métodos

Preparação celular – Miócitos cardíacos isolados são obtidos por dissociação mecânica de fragmentos de coração de ratos Wistar, como descrito previamente [5,8]. O animal é anestesiado através de injeção intraperitoneal de tiopental sódico, sacrificado por deslocamento cervical e, após toracotomia, o coração é retirado e colocado em solução relaxante sem Ca^{2+} (Tabela 1). O coração é suavemente pressionado para remoção do sangue e, em seguida, cortado em pequenos pedaços (~3-5 mm²). Um pedaço é colocado em 5 ml de solução relaxante sem Ca^{2+} gelada (~0°C) e homogeneizado por 3s utilizando um triturador. A suspensão de células obtidas da dissociação é centrifugada durante 60s a 120 g. Após isso, os miócitos são permeabilizados através da agitação manual com 0,3% de Triton X-100 em solução relaxante sem Ca^{2+} . Depois, duas lavagens com solução relaxante são feitas para remoção do detergente. Todos os experimentos foram realizados de acordo com o Comitê de Ética no Uso de

Animais da Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo (Protocolo CEUA 061/15).

Sistema de perfusão – O sistema de perfusão é composto por uma placa microcontroladora (Arduino UNO, Arduino), um controlador de motor ponte H (L298N), duas bombas peristálticas e duas válvulas solenóides pneumáticas em miniatura (X-Válves, Parker, EUA). A placa microcontroladora é conectada a um computador que conta com uma interface de usuário personalizada feita no Processing, uma linguagem de código aberto. Para iniciar a perfusão, o computador envia um sinal para a placa microcontroladora que abre a válvula da solução selecionada e aciona as bombas. O controlador do motor aciona as bombas alimentando-as com uma determinada tensão elétrica, sendo que este valor é previamente escolhido para cada bomba de modo a manter constante o volume da solução na câmara experimental. A Figura 1F ilustra esquematicamente o sistema de perfusão automatizado. O sistema muda automaticamente a solução de perfusão na câmara experimental com o fechamento da válvula previamente aberta e abertura da válvula correspondente à nova solução.

Sistema de medição de força de contração – Além do sistema de perfusão, o sistema de medição é composto por um microscópio invertido (Nikon TE300, Japão) com uma câmera analógica (Myocam, Ionoptix, EUA), uma câmara experimental, dois micromanipuladores motorizados (MM-285, Sutter Instrument Company, EUA e Burleigh PCS-5000,

Thorlabs, EUA), um transdutor de força (403A, Aurora Scientific, Canadá, resolução de $0,1 \mu\text{N}$, frequência de ressonância de 600 Hz e escala total de $\pm 5\text{mN}$) e um conversor analógico-digital (DSI-300, Ionoptix, EUA).

Micropipetas (com diâmetro externo de $3 \mu\text{m}$) são utilizadas para a fixação mecânica das células. Uma das micropipetas é presa ao transdutor de força com parafina. O transdutor de força é montado sobre um dos micromanipuladores para um preciso posicionamento nos três eixos. O sinal do transdutor de força é enviado para o conversor analógico / digital que é responsável pela interface de comunicação entre o sistema do transdutor de força e o computador onde os valores de força são armazenados. A segunda micropipeta é presa em uma haste, que está montada no outro micromanipulador motorizado. Miócitos são observados através do microscópio invertido e imagens captadas pela câmera permitem a medição do comprimento do sarcômero. A câmara experimental é composta por três poços: o poço de entrada onde a solução chega; o poço principal, onde os miócitos são colocados; e o poço de sucção, onde a solução é removida. A Figura 1 ilustra esquematicamente a configuração experimental para medição da força de contração em miócitos cardíacos isolados.

Fixação mecânica do miócito cardíaco – Uma gota de solução relaxante contendo miócitos dissociados é colocada na câmara experimental. Uma célula é selecionada para fixação se apresentar um formato

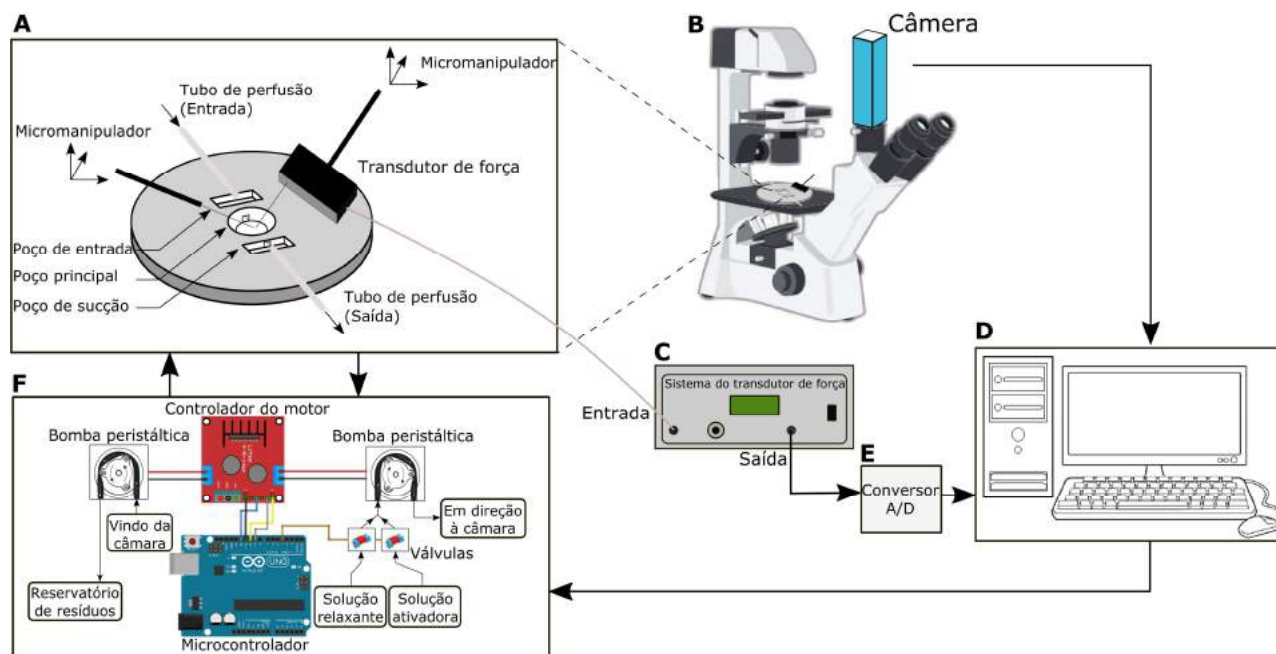


Figura 1: Representação esquemática do sistema para medição da força de contração isométrica em miócitos cardíacos isolado. A: detalhes da câmara experimental composta por três poços (poço de entrada para chegada da solução, poço principal onde os miócitos são colocados e poço de sucção para retirada da solução) e do transdutor de força. B: microscópio invertido com uma câmera para medição do comprimento do sarcômero. C: sistema do transdutor de força para amplificar o sinal enviado pelo transdutor. D: computador com o software para controlar o sistema de perfusão e armazenar os valores de força enviados pelo transdutor. E: conversor analógico-digital. F: sistema de perfusão automatizado composto por uma placa microcontroladora, um controlador de motor, duas bombas peristálticas e duas válvulas solenóide miniatura.

típico de bastonete e se for possível visualizar o padrão estriado resultante da organização das proteínas no sarcômero. Micropipetas com as pontas revestidas com cola de silicone (Silastic Medical Adhesive type A, Dow Corning Corp., EUA), são gentilmente pressionadas contra as extremidades do miócito escolhido. Depois de 40 minutos, o selo entre a célula e a micropipeta é testado através do movimento do miócito com alguns ciclos de alongamento e encurtamento da célula.

Protocolo experimental – Após a fixação mecânica do miócito, o comprimento do sarcômero é medido com o uso do software IonWizard (Ionoptix, EUA). A perfusão é iniciada com a solução relaxante (pCa 9,0 com $pCa = -\log[Ca^{2+}]$) (Tabela 1). Inicialmente, a medição da força é feita com o miócito isolado em solução relaxante (pCa 9,0). Depois, a perfusão com solução ativadora (pCa 4,5) (Tabela 1) é iniciada até que a solução atinja o poço principal da câmara experimental e substitua completamente a solução relaxante. A perfusão é interrompida durante 20 segundos para medição da força de contração com solução ativadora. Após este intervalo a perfusão é reiniciada com solução relaxante (pCa 9,0).

Tabela 1: Composição das soluções experimentais utilizadas na medição da força de contração de miócitos cardíacos isolados [5].

	Solução relaxante s/ Ca^{2+}	Solução relaxante (pCa 9,0)	Solução ativadora (pCa 4,5)
Na ₂ ATP (mM)	4,00	5,41	5,49
MgCl ₂ (mM)	1,00	5,37	5,26
EGTA (mM)	2,00	7,00	7,00
KCl (mM)	100,00	114,20	100,22
Imidazol (mM)	10,00	20,00	20,00
Na ₂ CrP (mM)	-	14,50	14,50
KOH (mM)	-	11,04	24,77
CaCl ₂ (mM)	-	0,02	7,01
pH a 22°C	7,0	7,0	7,0

Resultados

Sistema de perfusão – Para mostrar e avaliar o funcionamento do sistema de perfusão foi feita a medição da condutividade elétrica da solução no poço principal. Para a medição, um resistor de 10KΩ é colocado em série com a câmara e uma tensão elétrica de 5V é aplicada no circuito. Alterações na condutividade da solução provocam uma variação da corrente elétrica que altera a tensão elétrica no resistor e esta variação é utilizada para verificar a troca da solução no poço. O gráfico da Figura 2 mostra a variação da condutividade durante a troca de água destilada para solução salina para diferentes intervalos de tempo de abertura da válvula. Esta válvula separa a bomba peristáltica da solução salina. Para um intervalo de

tempo de 5 segundos, a tensão elétrica no resistor não atingiu o valor máximo, ou seja, o intervalo não foi suficiente para a troca completa no poço principal. Para 6 e 10 segundos o intervalo de tempo é suficiente para atingir o valor máximo. Com isso, o intervalo de tempo de 6 segundos é o valor mínimo necessário para substituir a solução no poço principal e é utilizada para programar o microcontrolador.

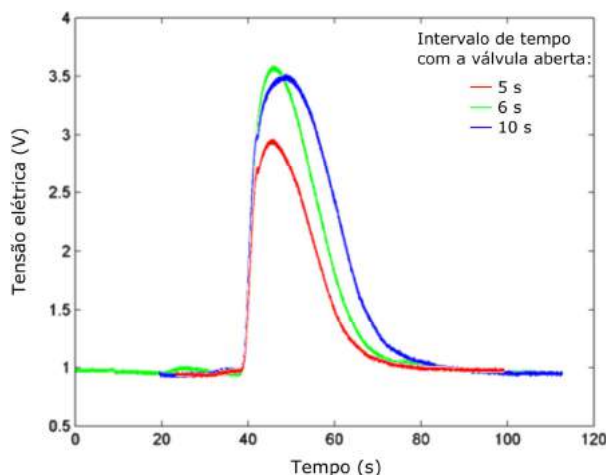


Figura 2: Gráfico com a variação da condutividade elétrica da solução no poço principal durante a troca de água destilada para solução salina. A curva em vermelho mostra a variação da condutividade quando a válvula, separando a solução salina da bomba peristáltica, é aberta durante 5 segundos. A curva em verde mostra a mesma variação com a válvula aberta por 6 segundos. A curva em azul mostra a mesma variação com a válvula aberta durante 10 segundos.

Fixação mecânica do miócito cardíaco e medição do comprimento do sarcômero – A Figura 3 mostra um miócito cardíaco isolado fixado em ambas as extremidades por micropipetas com as pontas revestidas com cola de silicone. A colagem foi avaliada e a célula se manteve firme ao longo do processo de encurtamento e alongamento. A figura mostra ainda a medição do comprimento do sarcômero do miócito cardíaco isolado. É possível visualizar o padrão estriado presente na célula sendo que o comprimento do sarcômero indicado pelo software IonWizard está em 2,133 μm.

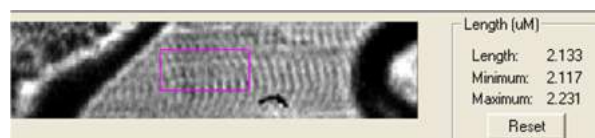


Figura 3 – Imagem do software responsável pela medição do comprimento do sarcômero. À esquerda a imagem da célula com seu padrão estriado fixada em suas extremidades. À direita o valor atual do comprimento do sarcômero e os valores máximos e mínimos encontrados durante a medição.

Medição da força de contração – Usando o sistema de perfusão automatizado e seguindo o protocolo experimental foi possível obter o sinal mostrado na

Figura 4. A força de contração alcançou um valor máximo de 23 μN aproximadamente durante o intervalo de tempo em que o miócito esteve em solução ativadora ($\text{pCa} = 4,5$).

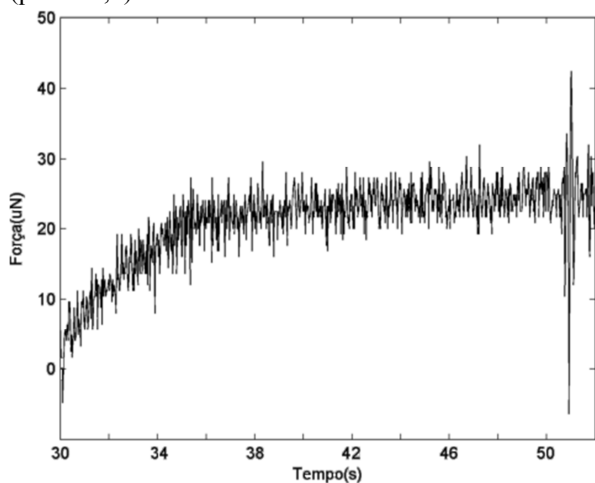


Figura 4: Sinal obtido pelo transdutor de força de um miócito cardíaco isolado. A força de contração alcançou um valor máximo de 23 μN aproximadamente durante o intervalo de tempo em que o miócito esteve em solução ativadora ($\text{pCa} = 4,5$).

Discussão

Este estudo apresenta um sistema de medição de força de contração isométrica com um sistema de perfusão automatizado. O miócito cardíaco isolado é fixado mecanicamente em suas extremidades por micropipetas revestidas com cola de silicone e estimulado por alteração da concentração de Ca^{2+} na solução em que a célula está imersa.

O sistema de perfusão criado permite automatizar a troca de soluções para a estimulação química dos miócitos cardíacos permeabilizados. Com a utilização deste tipo de sistema é possível estimular as células com diferentes soluções de pCa e determinar os efeitos do Ca^{2+} na força de contração e sobre algumas propriedades cinéticas do miócito [9]. Comparado a outros modelos, como a perfusão por gravidade, este sistema permite uma perfusão a fluxo constante enquanto que na perfusão por gravidade, o fluxo depende da altura da coluna de líquido da solução. E, pelo fato do fluxo da perfusão na medição da força ser alto, para garantir uma troca rápida de solução para estimular ou relaxar a célula, há uma grande variação na altura da coluna de líquido, alterando o fluxo ao longo da perfusão. Como o valor de pressão negativa para sucção no poço com as células é fixo, as células podem não ficar imersas em nenhuma solução. Este problema é evitado pela perfusão com bombas, já que o fluxo depende do volume da solução.

Quanto à fixação mecânica do miócito cardíaco isolado, a utilização de micropipetas, apesar da sua fragilidade, auxilia no processo de fixação devido ao seu reduzido diâmetro. Comparado com outras estruturas utilizadas para fixação, como alfinetes

entomológicos [5], as micropipetas apresentam grande vantagem.

Para a medição da força de contração, o sistema com medição direta da força apresenta a vantagem de ser menos custoso e mais fácil de ser implementado. Entretanto, como pode ser visto na Figura 4, o sinal obtido apresenta um ruído de fundo que atrapalha a determinação do valor preciso de força de contração do miócito cardíaco isolado. Parte deste ruído é intrínseco ao equipamento e parte dele pode ser gerada por vibrações mecânicas que atrapalhem a medição. Dessa maneira, para sistemas deste tipo, é importante contar com dispositivos anti-vibração que auxiliem na medição.

Agradecimentos

Os autores agradecem o apoio financeiro concedido pela Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de São Paulo (Processo 2013/24543-3).

Referências

- [1] Prosser BL, Ward CW, Lederer WJ. X-ROS signaling: rapid mechano-chemo transduction in heart. *Science*. 2011; 333(6048):1440-1445.
- [2] Bollensdorff C, Lookin O, Kohl P. Assessment of contractility in intact ventricular cardiomyocytes using the dimensionless Frank Starling Gain index. *Pflugers Archiv*. 2011; 462(1): 39-48.
- [3] Choisy SC, Cheng H, Orchard CH, James AF, Hancox JC. Electrophysiological properties of myocytes isolated from the mouse atrioventricular node: L-type ICa, IKr, If, and Na-Ca exchange. *Physiological Reports*. 2015;3(11): 1-18.
- [4] Iribe G, Helmes M, Kohl P. Force-length relations in isolated intact cardiomyocytes subjected to dynamic changes in mechanical load. *AJP: Heart and Circulatory Physiology*. 2006;292(3):H1487-H1497.
- [5] Leite MRCR. Sistema para medição da força de contração, velocidade de encurtamento e morfometria de miócitos cardíacos isolados [tese]. São Paulo: Universidade de São Paulo; 2004.
- [6] Iribe G, Kaihara K, Ito H, Naruse K. Effect of azelnidipine and amlodipine on single cell mechanics in mouse cardiomyocytes. *European Journal of Pharmacology*. 2013;715(1):142-146.
- [7] Brady AJ. Mechanical properties of isolated cardiac myocytes. *Physiological reviews*. 1991;71(2): 413-428.
- [8] McDonald KS, Wolff MR, Moss RL. Force-velocity and power-load curves in rat skinned cardiac myocytes. *J Physiol*. 1998;511(2):519-531.
- [9] Brandt PW, Colomo F, Piroddi N, Poggesi C, Tesi C. Force Regulation by Ca^{2+} in Skinned Single Cardiac Myocytes of Frog. *Biophysical Journal*. 1998;74(4):1994-2004.

SIMULADOR HIDRÁULICO DA CIRCULAÇÃO SISTÊMICA PEDIÁTRICA COM PARÂMETROS CONTROLADOS COMPUTACIONALMENTE

D. S. Torres* e I. A. Cestari* **

*Programa de Engenharia Biomédica da Escola Politécnica e **Divisão de Bioengenharia do Instituto do Coração (InCor), Universidade de São Paulo, São Paulo, Brasil
e-mail: danielseitorres@msn.com

Resumo: Esse artigo apresenta o desenvolvimento de uma interface de controle computacional aplicada a um simulador hidráulico do laço sistêmico da circulação pediátrica. O sistema desenvolvido possibilita o controle computacional das pressões atrial e aórtica e do fluxo sistêmico. Um dispositivo de assistência ventricular (DAV) com 15 ml de volume de ejeção acionado pneumáticamente é utilizado para simular o comportamento mecânico do ventrículo esquerdo. A pressão de enchimento (pré-carga) e a complacência aórtica são simulados respectivamente através de um reservatório com fluido e uma câmara com relação volumétrica ar/líquido definida. Um pistão motorizado proporciona o ajuste da resistência do laço e, uma bomba de ar regula a complacência aórtica e a pré-carga. Os sinais instantâneos dos fluxos de entrada e saída no ventrículo e das pressões atrial, ventricular e aórtica são medidos por transdutores e digitalizados em um microcontrolador. Os sinais de comando são enviados para os atuadores motorizados para realização do controle de resistência, complacência e pressão de enchimento. Uma interface apresenta ao usuário os sinais em tempo real ou gravados, permitindo também a escolha dos parâmetros e condições de simulação. O projeto do sistema de controle é apresentado juntamente com os resultados obtidos nas simulações em condições de interesse. O sistema desenvolvido permitiu simular o laço sistêmico da circulação pediátrica com precisão e fácil operação podendo ser utilizado para testes de dispositivos mecânicos de assistência circulatória ou para ensino e treinamento.

Palavras-chave: simulador hidráulico, controle computacional, dispositivo de assistência ventricular, circulação pediátrica, modelo de windkessel.

Abstract: *This paper presents the design and results of a computer controlled hydraulic simulator of the left branch of the pediatric circulation. The simulator allows computational control of the atrial and aortic pressures and the systemic flow. Left ventricle mechanics, atrial filling (preload) and aortic compliance are simulated by a 15 cc pneumatically driven pulsatile VAD, a fluid filled reservoir and an air and fluid chamber, respectively. A brushless DC motorized clamp provides the adjustable loop resistance and a diaphragm air pump adjusts the aortic compliance and the atrial filling pressure. Flow and pressure transducers are used to measure left ventricle inflow and outflow signals and, atrial,*

ventricular and aortic pressures that are analog-to-digital converted by a microcontroller. Commands to motorized actuators control resistance, compliance and filling pressure. A user interface displays real time or recorded signals, and allows the setting of simulation parameters and conditions. The system developed allows accurate simulation of the left branch of the pediatric circulation. It is easy to operate and useful as an environment for testing mechanical circulatory assist devices or as a teaching and training tool.

Keywords: *hydraulic simulator, computational control, ventricular assist device, pediatric circulation, windkessel model.*

Introdução

Os simuladores hidráulicos do sistema circulatório são muito utilizados como ferramenta para avaliação *in vitro* de dispositivos mecânicos de assistência circulatória. Os primeiros simuladores foram criados nas décadas de 1960 e 1970 e consistiam de ambientes simples para avaliação de válvulas cardíacas artificiais para adultos [1-2]. O uso de ventrículos artificiais transparentes [3-4] permitiu ampliar o uso desses simuladores, no entanto, os modelos pediátricos surgiram somente no fim da década de 1990 [5-7], inicialmente a partir de adequação dos simuladores para adultos.

Os modelos hidráulicos da circulação são largamente utilizados durante as etapas de desenvolvimento dos dispositivos de assistência ventricular (DAV). O uso de simuladores simples permite avaliar o desempenho hidrodinâmico de DAVs de forma rápida e eficiente, sem no entanto, avaliar o seu efeito em situações de assistência [8-10]. A concepção de ambientes em que são incluídos parâmetros fisiológicos ajustáveis de resistências e complacências vasculares juntamente com ventrículos artificiais pulsáteis permitiu desenvolver simuladores sensíveis a variações na pré-carga, pós-carga e frequência cardíaca [11-12]. Nestes modelos podem ser simuladas situações de normalidade, como condições de descanso e de exercício ou patológicas, como insuficiência cardíaca (IC), avaliando o desempenho do DAV no reestabelecimento das pressões e fluxos fisiológicos.

O desenvolvimento de ventrículos artificiais com geometrias e comportamento mais próximos ao humano, respeitando a Lei de Frank-Starling [13-15] contribuiu para a utilização dos simuladores em estudos de

fisiologia. O controle manual dos parâmetros simulados, no entanto é um processo complexo e demorado.

Este artigo apresenta o desenvolvimento de um simulador do laço sistêmico da circulação pediátrica (até 1 ano de idade) baseado em um modelo hidráulico, com componentes eletrônicos e com uma interface de controle computadorizada. O sistema permite ajustes precisos e simples nas pressões e fluxos usando um microcontrolador para acionar atuadores mecânicos. A interface computacional opera em Windows 7 (Microsoft Corporation, Redmont, WA, USA) e permite escolher as opções de simulação, podendo ser utilizada durante ensaios de dispositivos de assistência circulatória ou como ferramenta de ensino. Este aplicativo apresenta em tela as formas de onda instantâneas e os sinais registrados da pressão ventricular (PVE), aórtica (PAo) e atrial (PAE) e dos fluxos de entrada e saída do ventrículo.

Materiais e métodos

O simulador hidráulico – O simulador utiliza um DAV acionado pneumaticamente para recriar o comportamento mecânico do ventrículo esquerdo. O DAV consiste de uma câmara pneumática e uma sanguínea, com 15 ml de volume de ejeção, separadas por uma membrana elástica de poliuretano. Válvulas biológicas (Biocardio, Lauro de Freitas, BA, Brasil) são posicionadas em conectores nas vias de entrada e saída da câmara sanguínea, a qual possui uma conexão para medição da PVE. Um acionador fornece pulsos de ar para a câmara pneumática, criando as fases de ejeção e enchimento do bombeamento pulsátil.

Um circuito hidráulico é utilizado para simulação da complacência e da resistência, baseado do modelo de Windkessel. O circuito utiliza duas câmaras fechadas para a atmosfera: 1) câmara atrial, preenchida com fluido fornecendo a pressão atrial e 2) câmara aórtica, definindo a complacência aórtica através da relação entre pressão de ar e volume de líquido. Atuadores controlados eletronicamente ajustam a resistência, complacência e pré-carga. O sistema é preenchido com solução análoga sanguínea (viscosidade 3,5 cps, 21°C).

Configuração experimental – Dois fluxômetros ultrassônicos (ME 10 PXN, Transonic systems, Ithaca, NY, EUA) medem os fluxos de entrada e saída no ventrículo. Transdutores de pressão do tipo Strain Gauge (DTH4, Edward Lifesciences, Irvine, CA, EUA) e um condicionador de sinais (5900 Card Cage, Gould Electronics, Valley View, OH, EUA) medem os valores das PAE, PVE e PAo. Os dados são digitalizados com uma taxa de amostragem de 1800 Hz em uma placa microcontrolada (Arduino) com comunicação serial (56000 bps, USB) com a interface do usuário. O acionador pneumático controla o DAV em frequência fixa (120 BPM, 50% de intervalo de sistole) e pressão pneumática entre 120 mmHg e 180 mmHg, dependendo da situação simulada.

Sistema de controle computacional – Os valores instantâneos das pressões e fluxos são retificados e enviados para uma placa microcontrolada para

determinação dos valores sistólico e diastólico da PAo. Um código de controle comanda a aquisição, conversão analógico-digital (A/D) e processamento dos sinais de pressão e fluxo ajustando os valores da resistência, complacência e pré-carga de acordo com os parâmetros definidos pelo usuário.

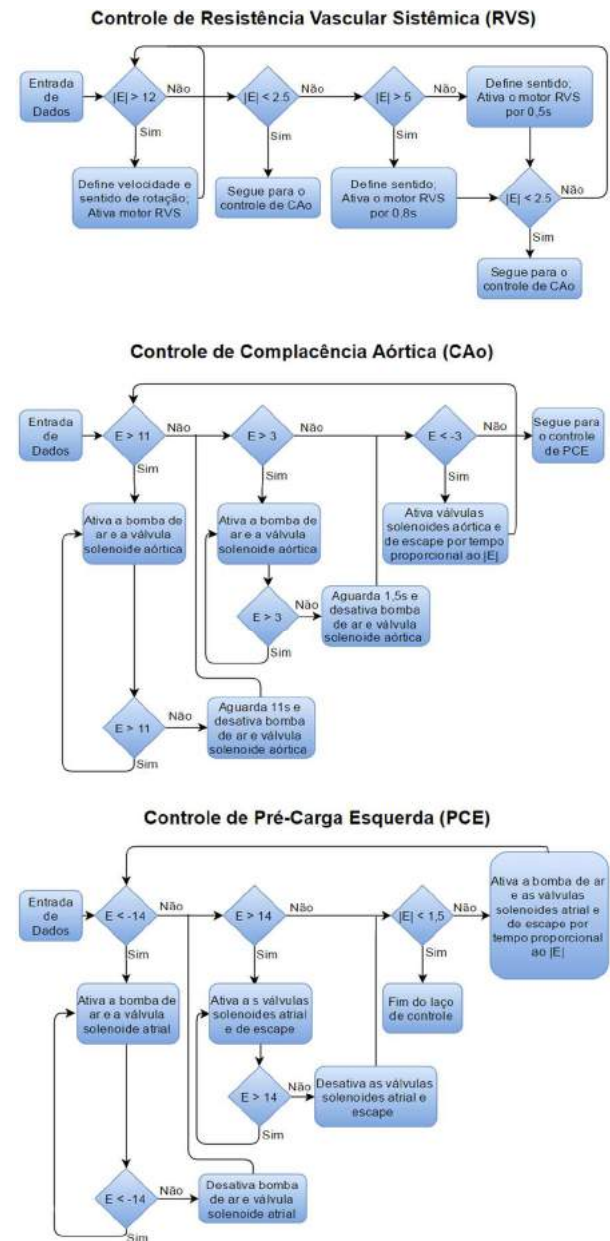


Figura 1: Diagramas de blocos das etapas de controle do simulador, a unidade dos erros é (mmHg). RVS, Resistência vascular sistêmica (superior); CAo, complacência aórtica (meio); PCE, Pré-carga esquerda (inferior); E, erro de aproximação.

Sinais de comando são enviados aos atuadores: 1) motor brushless DC que movimenta um pistão para ajustar resistência vascular sistêmica (RVS) através da variação da compressão de uma seção de tubo, 2) bomba de ar motorizada (E155-11-060, Parker, Cleveland, OH, EUA) para ajustar a complacência aórtica e a pré-carga

esquerda através da variação do volume de ar nas câmaras e, 3) válvulas solenoides de 2-vias normalmente fechadas (8262C014, Asco, Florham Park, NJ, EUA) acionadas por relés são posicionadas em vias de acesso nas câmaras para direcionar o fluxo de ar. Um módulo de comando para motores compatível com Arduino permite controle de velocidade e sentido de rotação destes elementos. Uma interface de usuário criada através de ferramenta de desenvolvimento (QT, Oslo, Noruega) para Windows OS permite a escolha dos parâmetros de simulação, monitoramento em tempo real dos sinais medidos e, processamento de sinais gravados.

Simulação de condições normal e patológica – Três situações são simuladas no circuito hidráulico: normal, insuficiência cardíaca (IC) grau 1 e, IC grau 2 (Tabela 1). Valores de estudos prévios (Pantalos et al. (7)) foram adotados para os parâmetros de simulação normal e de IC grau 1 para crianças de até 1 ano de idade e os parâmetros para IC grau 2 são obtidos por aproximações desses valores. A simulação é definida via interface de usuário e o sistema de controle opera os atuadores individualmente para atingir e manter os valores das pressões enquanto ajustes manuais na pressão pneumática são orientados pelo aplicativo para ajuste do valor do fluxo.

Tabela 1: Intervalos fisiológicos para os parâmetros hemodinâmicos em condições normais e de insuficiência cardíaca. PAo, pressão aórtica (mmHg); PAE, pressão do átrio esquerdo (mmHg); Q, fluxo (L/min); RVS, resistência vascular sistêmica (mmHg.s/mL).

Parâmetro	Normal	IC1	IC 2
PAo média	70 – 75	50 – 55	40 – 45
PAE média	10 – 12	18 – 25	18 – 25
Q médio	0,8 – 1,0	0,6 – 0,7	0,5 – 0,6
RVS	3,5 – 4,9	2,1 – 3,7	1,5 – 3,2

Resultados

O sistema de controle – Os controles da resistência sistêmica e da complacência aórtica ajustam o valor da PAo sistólica e da sua amplitude de pulso respectivamente, enquanto a PAE média é ajustada através da pressão de ar na câmara atrial. O algoritmo executa as seguintes etapas: 1) os parâmetros de simulação são definidos pelo usuário e enviados para o microcontrolador, 2) aproxima a PAo sistólica através do controle da RVS, 3) ajusta a amplitude de pulso aórtico através do controle de complacência, 4) ajusta o valor médio da PAE através do controle da pressão na câmara atrial. As etapas 2 a 4 são executadas sempre que o sistema sair da condição de estabilidade ou quando ajustes manuais na pressão pneumática são realizados. A diferença entre o valor medido e o alvo é usada como erro na realimentação de um controle do tipo proporcional.

O algoritmo de controle da resistência inicialmente atua com uma tolerância de 12,0 mmHg, usando o erro na determinação da velocidade e sentido de deslocamento do cilindro. Após esta etapa, o sistema aperfeiçoa a aproximação acionando o motor por passos até o erro ser inferior à 2,5 mmHg. Um intervalo de

acomodação de 2,2s é aplicado ao atingir a tolerância e a cada passo de aproximação, estabilizando os sinais para medição (Figura 1, superior).

O processo de controle da complacência aórtica apresenta duas situações: 1) entrada de ar a partir do acionamento de sua válvula solenoide e da bomba de ar e, 2) saída de ar a partir do acionamento das válvulas solenoides da câmara e de escape. O intervalo de acomodação antes de cada medição é de 4s e a tolerância de 3 mmHg (Figura 1, meio). O controle da PAE utiliza a bomba de ar e duas válvulas solenoides, uma na câmara atrial e uma para escape. O intervalo de acomodação é de 4s e a tolerância é de 1,5 mmHg (Figura 1, inferior).

Interface de usuário – A interface do usuário (Figura 2) apresenta três gráficos em tempo real. O primeiro exibindo as ondas de PVE e PAo, o segundo da PAE média e o terceiro dos fluxos de entrada e saída do ventrículo esquerdo (parte esquerda da tela). As formas de onda obtidas em experimentos anteriores são apresentadas na parte direita da tela. Nos gráficos de fluxo existe a opção de apresentar o valor da RVS. Por padrão são apresentados 3s de dados com resolução de 86 pontos por segundo por sinal. O usuário pode selecionar uma das três situações fisiológica pré-definidas ou escolher valores arbitrários de PAo e PAE. Os estados do controle e do atuador ativo estão indicados em todas as fases do processo. É possível modificar diretamente o valor da resistência e complacência caso o controle tenha sido desativado, opção no canto inferior direito da tela. Através do menu “arquivo” o usuário define o idioma (inglês ou português), carrega um experimento prévio e encontra informações sobre o controle, incluindo os diagramas de blocos.

Simulações – Alguns ajustes nos componentes do circuito hidráulico foram realizados pelo sistema de controle e as ondas de pressões e fluxos geradas apresentam valores consistentes ao esperado para as três situações de simulação. A Tabela 2 apresenta os valores alvo e medidos (10 experimentos) do fluxo sistêmico médio e das PAE média e PAo nas simulações de situação normal e de IC. A diminuição nos valores da PAo, PVE e fluxo simula a perda da contratilidade do ventrículo obtida através da diminuição da pressão pneumática fornecida ao DAV e dos ajustes de RVS e complacência aórtica. Um aumento na PAE é observado em decorrência da menor capacidade de bombeamento do ventrículo.

Tabela 2: Valores alvo (A) e medidos (M) no simulador em condições normais e de insuficiência cardíaca. PAo, pressão aórtica (mmHg); PAE, pressão do átrio esquerdo (mmHg); Q, fluxo (L/min); RVS, resistência vascular sistêmica (mmHg.s/mL).

Parâmetro	Normal		IC1		IC2	
	A	M	A	M	A	M
PAo média	75,0	75,0	52,5	52,7	40,0	39,8
PAo sistólica	90,0	89,9	75,0	75,6	55,0	54,5
PAo diastólica	60,0	60,0	30,0	29,8	25,0	25,1
PAE média	12,0	12,5	19,0	19,3	21,0	20,8
Q médio	0,90	0,86	0,65	0,69	0,55	0,53
RVS	4,2	4,4	3,1	2,9	2,1	2,2

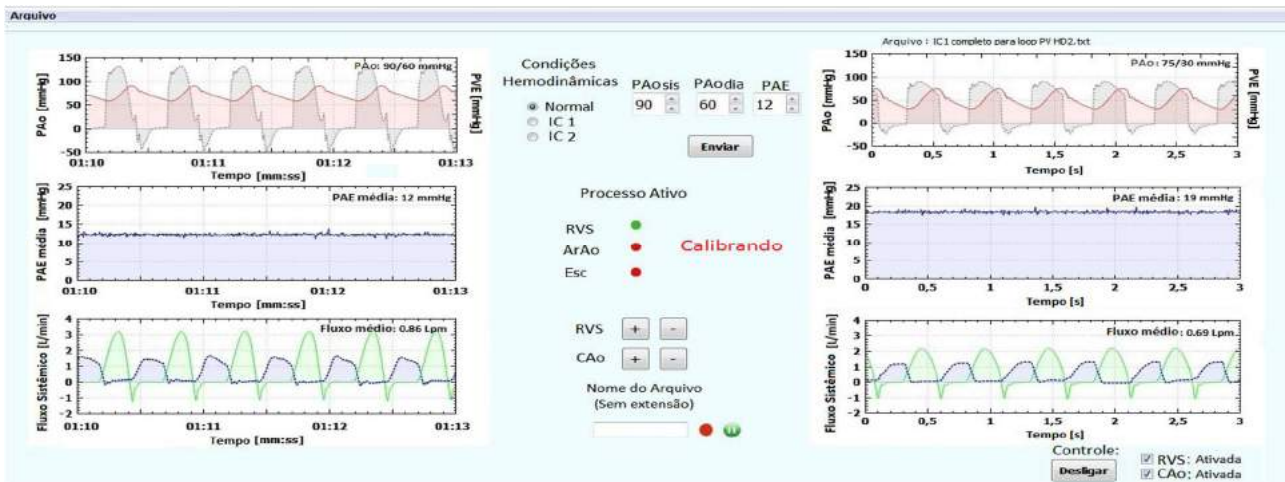


Figura 2: Interface do usuário apresentando as formas de onda em tempo real para uma simulação de condição normal (esquerda) e gravadas durante simulação de insuficiência cardíaca (direita). As formas de onda da pressão aórtica (PAo, superior, vermelho), pressão do ventrículo esquerdo (PVE, superior, cinza), pressão do átrio esquerdo (PAE, meio) e os fluxos de entrada (inferior, azul) e saída do ventrículo (inferior, verde) são apresentados juntamente com as opções de definição dos parâmetros e condições de simulação.

Discussão

Este estudo apresenta um novo simulador do sistema circulatório associando um modelo hidráulico pediátrico e um sistema de controle computacional de pressões e fluxos a uma interface que apresenta e registra as formas de onda e permite a seleção dos parâmetros de simulação.

Os resultados obtidos demonstram que o ajuste dos valores das PAE e PAo são realizados de forma precisa com a utilização de atuadores motorizados e de circuitos microcontrolados programados com estratégias de controle em malha fechada. Todas as etapas de controle são realizadas em menos de 50 segundos. O ajuste do fluxo é manual com modificações na pressão pneumática orientadas pelo sistema. As flutuações nas PAo e PAE são compensadas pelo sistema de controle.

A interface do usuário permite escolher os valores de simulação e acompanhar as formas de ondas do circuito hidráulico de forma prática. Esta característica, permite que o simulador torne a avaliação de dispositivos de assistência circulatória mais eficiente ao reproduzir com exatidão o ambiente necessário para os ensaios. A opção de acionar os atuadores sem o processo de controle, permite ao usuário estudar dinâmicas do sistema circulatório úteis para treinamento e aprendizado.

As simulações das condições fisiológicas normal e de insuficiência cardíaca demonstram a capacidade do sistema de ajustar os valores de fluxos e pressões escolhidos pelo usuário. Os resultados apresentados têm o objetivo de demonstrar a precisão do sistema de controle na simulação de IC.

Agradecimentos

O projeto tem apoio da FAPESP, CNPq e Fundação Zerbini. O primeiro autor recebe bolsa de estudos da FAPESP (2014/00695-1).

Referências

- [1] Cornhill J. An Aortic-left Ventricular Pulse Duplicator Used in Testing Prosthetic Aortic Heart Valves. *J Thorac Cardiovasc Surg.* 1977;73:550-8.
- [2] Scotten LD, Walker DK, Brownlee RT. Construction and evaluation of a hydro-mechanical simulation facility for the assessment of mitral valve prostheses. *J Med Eng and Technol.* 1979;3:11-8.
- [3] Naemura K, Umezumi M, Dohi T. Preliminary study on the new self-closing mechanical mitral valve. *Artif Organs.* 1999;23:869-79.
- [4] Morsio YS, Sakhaeimanesh AA. Flow characteristics past jellyfish and St. Vincent valves in the aortic position under physiological pulsatile flow conditions. *Artif Organs.* 2000;24:564-74.
- [5] Goodwin JA, Meurs WL, Couto CS, Beneken JEW, Graves SA. A model for educational simulation of infant cardiovascular physiology. *Anesth Analg.* 2004;99:1655-64.
- [6] Pantalos GM, Bartkoviak R, Royall M, Minich LL. Pediatric cardiovascular simulator for device evaluation and training. *ASAIO J.* 1997;43:53.
- [7] Pantalos GM, Ionan C, Koenig SC, Gillars KJ, Horrell T, Sahetya S, et al. "Expanded pediatric cardiovascular simulator for research and training". *ASAIO J.* 2010;56:67-72.
- [8] Yoshino M, Uemura M, Takahashi K, Watanabe N, Hoshi H, Ohuchi K. Design and evaluation of a single-pivot supported centrifugal blood pump. *Artif Organs.* 2001;25:683-7.
- [9] Makinouchi K, Ohara Y, Sakuma I, Damm G, Mizuguchi K, Jikuya T, et al. Internal hydraulic loss in a seal-less centrifugal gyro pump. *Artif Organs.* 1994;18:25-31.
- [10] Svitek RG, Smith DE, Magovern JA. In vitro evaluation of the tandem heart pediatric centrifugal pump. *ASAIO J.* 2007;53:747-53.
- [11] Rosenberg G, Phillips W, Landis D, Pierce W. Design and evaluation of the Pennsylvania State University mock circulatory system. *ASAIO J.* 1981;4:41-49.
- [12] Pantalos GM, Altieri F, Berson A, Borovetz H, Butler K, Byrd G, et al. Long-term mechanical circulatory support system reliability recommendation. *Ann Thorac Surg.* 1998;66:1852-9.
- [13] Balao LA, Boston JR, Antaki JF. Elastance-based control of a mock circulatory system. *Annals of Biomedical Engineering.* 2001; 29:244-51.
- [14] Timms D, Hayne M, McNeil K, Galbraith A. A complete mock circulation loop for the evaluation of left, right, and biventricular assist devices. *Artif Organs.* 2005; 29:564-72.
- [15] Pantalos GM, Koenig SC, Gillars KJ, Giridharan GA, Ewert DL. Characterization of an adult mock circulation for testing cardiac support devices. *ASAIO J.* 2004;50:37-46.

MÉTODO PARA AVALIAÇÃO DA DINÂMICA DO CÁLCIO POR FLUORESCÊNCIA EM CULTURAS DE CÉLULAS ELETRICAMENTE ESTIMULADAS EM UM LEITOR DE MICROPLACAS

¹D. M. Veronez, ²I. N. Cestari e ^{1,2}I. A. Cestari

¹Programa de Engenharia Biomédica da Escola Politécnica e ²Divisão de Bioengenharia do Instituto do Coração (InCor), Universidade de São Paulo, São Paulo, Brasil
e-mail: douglas.veronez@usp.br

Resumo: Este trabalho descreve um novo método aplicado ao estudo da dinâmica do cálcio em culturas de mioblastos eletricamente estimulados utilizando medições de fluorescência com um leitor de placas. Foram desenvolvidos eletrodos especiais e um estimulador elétrico adaptado a uma microplaca de 96 poços. A intensidade de fluorescência de células H9c2 plaqueadas em poços contendo indicador de Ca^{2+} citoplasmático Fluo4-AM foi medida com um leitor (Fluostar Omega, BMG Labtech, Alemanha) usando filtros de 485 nm para excitação e 520 nm para emissão. Estímulos elétricos monofásicos em onda quadrada (1 Hz, 8 V/cm, 5 ms) foram aplicados a poços com células cultivadas. A estimulação elétrica resultou em diminuição da intensidade de fluorescência de $0,85 \pm 0,09$ para $0,66 \pm 0,06$ em células sem tratamento com cálcio e de $0,93 \pm 0,06$ para $0,73 \pm 0,03$ em células tratadas com cálcio. Os resultados obtidos sugerem que a metodologia desenvolvida pode ser aplicada ao estudo da dinâmica do cálcio associada à estimulação elétrica em culturas de mioblastos.

Palavras-chave: mioblastos, estimulação elétrica, dinâmica de cálcio, fluorescência, leitor de microplaca.

Abstract: *This paper describes a method to study calcium dynamics in cultured stimulated myoblasts using fluorescence measurements with a plate reader. Special electrodes and an electrical stimulator were developed and embedded on a 96 well microplate having cells plated in wells with and without electrodes. The fluorescence intensity of H9c2 cultured cells containing cytoplasmic Ca^{2+} indicator Fluo-4AM, was measured with a plate reader (FluoStar Omega, BMG Labtech, Germany) using 485 nm excitation and 520 nm emission filters, respectively. An electric squared monophasic pulse (1 Hz, 8 V/cm, 5 ms) was applied to the wells with cultured cells. Electrical stimulation resulted in decreased fluorescence intensity from 0.85 ± 0.09 to 0.66 ± 0.06 in cells treated with no calcium and from 0.93 ± 0.06 to 0.73 ± 0.03 in calcium treated cells. This methodology may be applied to study calcium dynamics associated with electrical stimulation in myoblasts.*

Keywords: *stimulated myoblasts, cell culture, calcium dynamics, fluorescence measurements, plate reader.*

Introdução

O cálcio é o principal íon envolvido no acoplamento excitação-contração das células cardíacas. Disfunções no ciclo do cálcio são observadas em estados patofisiológicos, tais como a insuficiência cardíaca (IF) [1] [2]. O tratamento inicial da IF é em geral farmacológico e a combinação de drogas leva à redução dos sintomas com manutenção da função cardíaca [3]. Nos pacientes que não respondem à terapia medicamentosa, a alternativa é o transplante cardíaco ou implante de um Dispositivo de Assistência Ventricular (DAV) como ponte para o transplante. Uma parcela pequena dos pacientes em suporte circulatório (5 - 10%) pode apresentar recuperação do miocárdio, processo conhecido como remodelamento reverso da IC. [4].

Alguns estudos mostram que a insuficiência cardíaca e o uso dos DAVs afeta a forma e a duração do potencial de ação dos cardiomiócitos [4] [5] e a regulação do fluxo de cálcio [6]. Após implante do DAV, observa-se aumento no conteúdo de cálcio do retículo sarcoplasmático, o que gera transientes de cálcio maiores e contrações mais fortes. Além disso, a inativação das correntes geradas pela abertura dos canais de cálcio tipo-L é mais rápida e a redução da sobrecarga mecânica do coração aumenta a função do trocador Na^+/Ca^{2+} [7] [8].

O estudo do ciclo do cálcio é importante para entender os mecanismos do remodelamento reverso da IC e de outras patologias cardíacas. Além disso, é importante que existam métodos eficientes que mimetizem as condições existentes no coração para a avaliação do efeito de drogas sobre a regulação do cálcio intracelular. Frequentemente utilizam-se camadas de tecido do coração como modelos biológicos do músculo cardíaco [9] e também culturas primárias de cardiomiócitos de ratos neonatos [10], as linhagens celulares HL-1 e H9c2 (2-1) [11] e culturas de cardiomiócitos derivados de células tronco pluripotentes induzidas (iPS) [12].

Este trabalho descreve um método desenvolvido para estudo da dinâmica do cálcio em culturas de células. A medição do cálcio é realizada pelo método de fluorescência utilizando-se um leitor de microplacas durante a estimulação elétrica das células em cultura. O uso de um leitor automático de microplacas permite que esta análise possa ser realizada de maneira rápida e relativamente simples, em amostras diversas ou ainda em diferentes condições, como por exemplo em diversas concentra-

ções de uma droga, para o estabelecimento de curvas de dose-resposta.

As células H9c2 (2-1) foram selecionadas como modelo celular por apresentarem canais tipo-L com características cardíacas e propriedades eletrofisiológicas similares as dos cardiomiócitos neonatos [11] [13] [14].

Materiais e métodos

Cultura de células – Mioblastos H9c2 (ATCC) são cultivados em garrafas T75 com meio DMEM (Dulbecco's modified Eagle's medium) suplementado com soro fetal bovino e penicilina/estreptomicina em atmosfera saturada de água com 5% de CO₂ a 37°C até atingirem aproximadamente 80% de confluência. As células são coletadas utilizando solução de Tripsina EDTA 0,25% e plaqueadas em uma microplaca customizada contendo eletrodos para estimulação elétrica. Em seguida, as células são incubadas por 24h a 37°C com 5% de CO₂ antes da realização dos experimentos.

Marcação com o corante fluorescente – O procedimento de marcação das células com o indicador de cálcio intracelular Fluo-4AM (Life Technologies) segue protocolo do fabricante.

O meio de cultura dos poços é aspirado e as placas são incubadas por 45 minutos em atmosfera saturada de água a 37°C com 5% CO₂. Em seguida, a solução de marcação é aspirada e as células são incubadas em solução de leitura contendo probenecid para permitir a desesterificação dos ésteres AM. As células tratadas com cálcio são incubadas mais uma vez por 15min em solução contendo 1,8 mM de cálcio a 37°C.

Estimulação elétrica das células – As células são submetidas a um campo elétrico pulsado gerado por um estimulador desenvolvido para essa finalidade e que funciona em conjunto com a microplaca customizada. Os pulsos são quadrados, monofásicos com frequência de 1 Hz, duração de 5 ms e amplitude de 8 V/cm. A estimulação é realizada por 20 min durante a medição da fluorescência, após um período de estabilização de 10 min.

Medição do Ca²⁺ em culturas de células – A fluorescência é medida com o leitor de microplacas FluoStar Omega utilizando filtros de 485/520 nm para excitação/emissão e ganho fixo em todos os experimentos. Inicialmente é realizada uma varredura e cada poço é representado como uma matriz 5x5 de intensidades de fluorescência para identificar a uniformidade do plaqueamento e a qualidade da marcação. Células marcadas são comparadas com controles negativos e os poços com fluorescência adequada são selecionados para medição ao longo do tempo.

A fluorescência das células é registrada continuamente ao longo de 70 minutos. O estimulador é mantido desligado nos primeiros 10 minutos, em seguida é ligado por 20 minutos, e depois da fase de estimulação as células são medidas por mais 40 min.

Análise Estatística – Os resultados são apresentados como “médias ± Erro Padrão da Média” de pelo menos três medidas. Os testes estatísticos são feitos utilizando

o GraphPad Prim, as comparações são realizadas utilizando teste U de Mann-Whitney para grupos distintos e o teste pareado de Wilcoxon dentro do mesmo grupo. As diferenças são consideradas significativas quando *p<0,05.

Resultados

Projeto da Microplaca de Estimulação – A microplaca desenvolvida é utilizada para acomodar as culturas de células a serem estimuladas no interior do leitor de microplacas sem que nenhuma alteração seja feita no equipamento, nem nos procedimentos comuns de plaqueamento de células.

A microplaca é construída a partir de modificações realizadas em microplacas de 96 poços comerciais, os poços são removidos de modo que o circuito estimulador possa ser colocado no interior da placa, como mostrado na Fig.1A. Os poços das colunas 1 e 2 têm furos na base para inserção dos eletrodos de platina-irídio com diâmetros entre 0,8 e 0,9 mm construídos a partir da fusão de fios de 0,15 mm de diâmetro (Fig. 1B).

Uma pequena placa de circuito impresso na parte inferior da microplaca conecta os eletrodos ao estimulador (Fig.1C). Os furos e as partes eletrônicas da placa recebem silicone para isolamento.

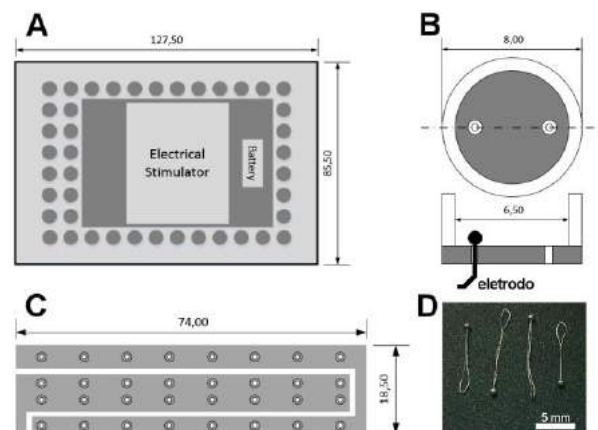


Fig.1: (A) Microplaca modificada com indicação do espaço ocupado pelo circuito estimulador e pelas baterias; (B) Posicionamento dos eletrodos e dos furos no interior de um poço da microplaca. (C) Módulo de conexão para até 16 poços, posicionado na parte inferior da microplaca. (D) Eletrodos de platina-irídio.

O estimulador desenvolvido é utilizado para gerar um campo elétrico (pulsos quadrados) que despolariza as membranas das células. O circuito estimulador contém um módulo gerador de pulsos e um detector de bordas construídos a partir de portas NAND Schmitt Trigger, além de um estágio de saída na configuração seguidor de emissor para amplificação de corrente.

Medição do cálcio intracelular – As alterações do cálcio presente na cultura são medidas através da intensidade de fluorescência emitida pela molécula de Fluo-4 AM vinculada ao íon Ca²⁺ livre. O indicador está inicialmente ligado a um éster acetoximetil, que permite que

ele seja internalizado na célula. No citoplasma esterases eliminam o grupo éster deixando o fluo-4 na forma livre para se ligar ao cálcio. O probenecid inibe a saída do fluoróforo da célula garantindo que a fluorescência medida está relacionada com a quantidade de cálcio livre presente no citoplasma.

O leitor de microplaca registra as intensidades de fluorescência como valores de Unidades Relativas de Fluorescência (URF) que representam a fluorescência global das células presentes no poço. Como o sistema não é capaz de fazer imagens das células, a marcação é verificada comparando a fluorescência das amostras de interesse com a intensidade de fluorescência de células que foram previamente tratadas com solução de paraformaldeído por 5 min antes da marcação com o fluoróforo. O controle negativo não deve ser tratado com soluções ácidas, pois isso causa precipitação do probenecid.

A intensidade de fluorescência das células marcadas é de $0,73 \pm 0,04$ e do controle negativo é de $0,09 \pm 0,01$ ($n=9$). Como esperado as células fixadas não conseguem desesterificar o fluoróforo, que permanece na forma inativa com baixa intensidade de fluorescência. A diferença significativa entre os grupos sugere que a marcação está adequada e a intensidade de fluorescência é alta o suficiente para que sejam observadas alterações no cálcio citoplasmático das células vivas.

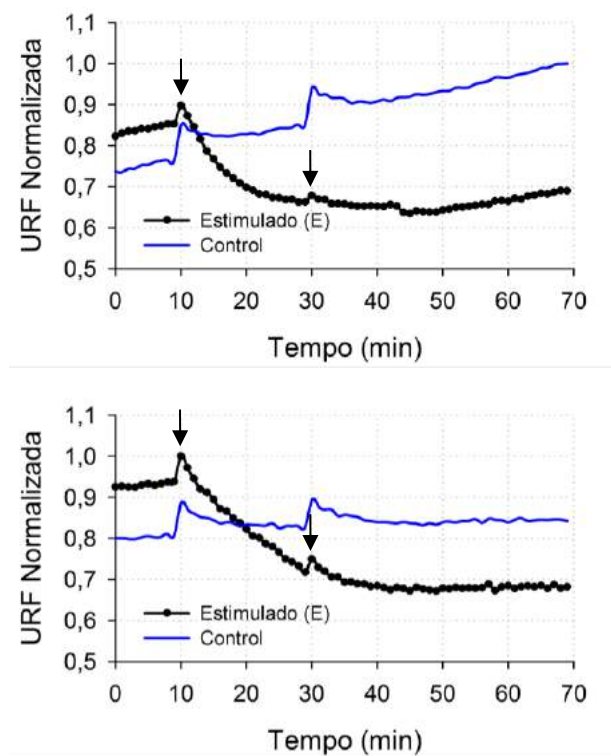


Fig.2: (A) Alterações na fluorescência em resposta à estimulação em células tratadas com solução sem adição de cálcio. (B) Células tratadas por 15 minutos em solução com adição de 1.8 mM de cálcio. As setas indicam o início e o fim da estimulação. Nos instantes 10 e 30 min observam-se artefatos resultantes da exposição a

luz ambiente durante a manipulação da placa para ligar e desligar o estimulador.

A Fig. 2 ilustra a média da variação na concentração de cálcio citoplasmático no tempo para os experimentos realizados. Durante a estimulação das células em solução sem adição de cálcio mostrada na Fig. 2A ($n=6$), observa-se uma redução de $0,85 \pm 0,09$ para $0,66 \pm 0,06$ na intensidade de fluorescência do grupo estimulado. No grupo controle a intensidade de fluorescência aumenta progressivamente com o tempo. A Fig. 2B ($n=5$) mostra as células tratadas com solução contendo cálcio. Nota-se que a intensidade de fluorescência diminui de $0,93 \pm 0,06$ para $0,73 \pm 0,03$ durante a estimulação. As intensidades de fluorescência do grupo controle são praticamente constantes ao longo do período de medição: $0,80 \pm 0,05$ no início, $0,83 \pm 0,06$ após 30 min e $0,84 \pm 0,06$ após 70 minutos de observação.

A fluorescência das células tratadas com cálcio por 15 min foi 2,5 vezes maior do que do grupo de células analisadas em solução sem adição de cálcio. Os dados sugerem a aplicabilidade do método para registrar a dinâmica do cálcio em culturas de células em resposta aos estímulos elétricos.

Discussão

O método apresentado no trabalho permite estudar a dinâmica do cálcio em culturas de células em resposta a estimulação elétrica em tempo real. Os leitores de microplaca fornecem métodos de medição para cinéticas rápidas e lentas e liberdade para ajuste de parâmetros de aquisição de dados, controle de temperatura e de atmosfera. Associar um sistema de estimulação elétrica a estes equipamentos amplia bastante suas aplicações em pesquisa.

A microplaca e o estimulador embarcado projetados neste trabalho podem ser utilizados em qualquer leitor de microplaca comercial, pois não excedem as dimensões padrões das microplacas de 96 poços. O estimulador não precisa de fios conectados a parte externa do leitor, pois funciona com baterias comerciais de 12 V. Ele é compacto, simples e pode ser acoplado no interior da microplaca desenvolvida.

Manter a mesma densidade de plaqueamento, os tempos de incubação nos procedimentos de marcação das células e o mesmo ganho no equipamento possibilita comparar os resultados sem a necessidade de técnicas complexas de processamento.

Várias abordagens são utilizadas para estudo do cálcio intracelular, a maioria utiliza fluorescência de células isoladas como Sharma et. al [14]. Para estudo do cálcio global é possível utilizar mapeamento óptico [15] e fluorescência de células em suspensão [16] [17]. Enquanto o primeiro exige uma montagem experimental específica e técnicas complexas de processamento de imagens, o segundo retira as células do substrato em que estão aderidas e elimina a possibilidade de avaliar sincronismo contrátil em culturas de cardiomiócitos, onde a conexão entre células adjacentes é um fator essencial.

No método aqui descrito, as células continuam aderidas, a montagem experimental é simples e os leitores de microplaca são equipamentos de fácil utilização.

Agradecimentos – Os autores agradecem à eng. Helena T. T. Oyama pelo treinamento na técnica de fabricação dos eletrodos. O primeiro autor tem bolsa de estudos da Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de São Paulo (FAPESP). O projeto tem apoio da FAPESP, CNPq e Fundação Zerbini.

Referências

- [1] BERS DM. Cardiac excitation-contraction coupling. *Nature*. 2002; 415(6868):198-205.
- [2] POGWIZD SM, SCHLOTTHAUER K, LI L, YUAN W, BERS DM. Arrhythmogenesis and contractile dysfunction in heart failure: roles of sodium-calcium exchange, inward rectifier potassium current and residual b-adrenergic responsiveness. *Circ Res*. 2001; 88(11):1159-67.
- [3] HEART FAILURE SOCIETY OF AMERICA. Evaluation and management of patients with acute decompensated heart failure. *Journal of Cardiac Failure*. 2010; 12:e86-e103.
- [4] KLOTZ S, JAN DANSEUR A H.; Burkhoff D. Impact of left ventricular assist device (LVAD) support on the cardiac reverse remodeling process. *Prog Biophys Mol Biol*. 2008; 97(2-3):479-496.
- [5] HARDING JD, Piacentino V III, GAUGHAN JP, et al. Electrophysiological Alterations After Mechanical Circulatory Support in Patients With Advanced Cardiac Failure. *Circulation*. 2001; 104(11):1241-7.
- [6] TERRACCIANO CMN. et al. Clinical Recovery From End-Stage Heart Failure Using Left-Ventricular Assist Device and Pharmacological Therapy Correlates With Increased Sarcoplasmic Reticulum Calcium Content but Not With Regression of Cellular Hypertrophy. *Circulation*. 2004; 109:2263-2265.
- [7] BIRKS EJ, GEORGE RS. Molecular Changes Occurring During Reverse Remodelling Following Left Ventricular Assist Device Support. *J. of Cardiovasc. Trans. Res*. 2010; 3:635-642.
- [8] BIRKS EJ. Molecular Changes After Left Ventricular Assist Device Support for Heart Failure. *Circulation Research*. 2013;113:777-791.
- [9] CAMELLITI P, AL-SAUD SA, SMOLENSKI RT, et al. Adult human heart slices are a multicellular system suitable for electrophysiological and pharmacological studies. *Journal of Molecular and Cellular Cardiology*. 2011; 51:390-398.
- [10] LOUCH WE, SHEEHAN KA, WOLSKA BM. Methods in cardiomyocyte isolation, culture, and gene transfer. *J Mol Cell Cardiol*. 2011; 51(3):288-98.
- [11] KUZNETSOV AV, JAVADOV S, SICKINGER S, FROTSCHNIG S, GRIMM M. H9c2 and HL-1 cells demonstrate distinct features of energy metabolism, mitochondrial function and sensitivity to hypoxia-reoxygenation. *Biochim Biophys Acta*. 2015; 1853(2):276-84.
- [12] SHARMA A, MARCEAU C, HAMAGUCHI R. Human induced pluripotent stem cell-derived cardiomyocytes as an in vitro model for coxsackievirus B3-induced myocarditis and antiviral drug screening platform. *Circ Res*. 2014; 115(6):556-66.
- [13] MÉNARD C, PUIPIER S, MORNET D, KITZMANN M, NARGEOT J, LORY P. Modulation of L-type calcium channel expression during retinoic acid-induced differentiation of H9C2 cardiac cells. *J Biol Chem*. 1999; 274(41):29063-70.
- [14] HESCHELER J, MEYER R, PLANT S, KRAUTWURST D, ROSENTHAL W, SCHULTZ G. Morphological, biochemical, and electrophysiological characterization of a clonal cell (H9c2) line from rat heart. *Circ Res*. 1991; 69(6):1476-86.
- [15] EFIMOV IR, NIKOLSKI VP, SALAMA G. Optical imaging of the heart. *Circ Res*. 2004; 95(1):21-33.
- [16] LAX A, SOLER F, FERNÁNDEZ-BELDA F. Intracellular Ca^{2+} pools and fluxes in cardiac muscle-derived h9c2 cells. *J Bioenerg Biomembr*. 2005; 37(4):249-59.
- [17] SOLER F, LAX A, CARMEN ASENSIO M, PASCUAL-FIGAL D, FERNÁNDEZ-BELDA F. Passive Ca^{2+} overload in H9c2 cardiac myoblasts: assessment of cellular damage and cytosolic Ca^{2+} transients. *Arch Biochem Biophys*. 2015; 512(2):175-82.

ÔMEGA-3, TRANSPORTADORES IÔNICOS E ATIVIDADES EPILEPTIFORMES NÃO-SINÁPTICAS

L. E. C. Santos*, S. C. B. Silva*, K. A. Ferreira*, A. M. Rodrigues*, e A. C. G. Almeida*

*Laboratório de Neurociência Experimental e Computacional, UFSJ, São João del-Rei, MG, Brasil
e-mail: luizcanton@yahoo.com.br

Resumo: Os ácidos graxos poli-insaturados, tal como o ômega-3, tem sido investigados por suas propriedades antiepileptogênicas. Destacam-se seus efeitos anti-inflamatórios e sobre a membrana plasmática, modulando a atividade dos cotransportadores de cloreto (Cl⁻), NKCC1 e KCC2, bem como, da Na-K/ATPase. Neste sentido, o presente trabalho investigou o efeito do ômega-3 na expressão de NKCC1, KCC2 e Na-K/ATPase, nas células granulares do giro dentado (GD) e em interneurônios de parvalbumina (PV), e seus reflexos sobre as atividades epileptiformes não-sinápticas (AENS) em animais submetidos ao *status epilepticus* (SE) induzido por pilocarpina (PILO). Os resultados mostraram que o ômega-3 promove alterações significativas na expressão desses cotransportadores e da Na-K/ATPase, em ambos tipos celulares estudados, e leva as AENS de animais que receberam ômega-3 a se aproximar das AENS de animais controle. Essas análises sugerem o favorecimento da plasticidade neuronal para o restabelecimento da homeostase iônica, principalmente, para o Cl⁻ intracelular.

Palavras-chave: Ômega-3, interneurônios, NKCC1, atividades não-sinápticas, pilocarpina.

Abstract: Polyunsaturated fatty acids such as omega-3, have been investigated for their antiepileptogenic properties. Noteworthy are its anti-inflammatory effects on the plasma membrane, modulating the activity of chloride cotransporters (Cl⁻), NKCC1, KCC2, as well as Na-K/ATPase. In this sense, the present study investigated the effect of omega-3 in the expression of NKCC1, KCC2 and Na-K/ATPase in the granule cells of the dentate gyrus (DG) and parvalbumin interneurons (PV), and its impact on the activities non-synaptic epileptiform (AENS) in animals subjected to status epilepticus (SE) induced with pilocarpine (PILO). The results show that omega-3 promotes significant changes in the expression of these cotransporters and Na-K/ATPase in both cell types studied. Notably, the AENS of animals receiving omega-3 did not differ from the AENS of the control. These comparisons suggest favoring neuronal plasticity to restore ionic homeostasis, especially intracellular Cl⁻.

Keywords: Omega-3, interneurons, NKCC1, non-synaptic epileptiform activity, pilocarpine.

Introdução

A suplementação com ômega-3 previne mudanças neuropatológicas associadas ao SE na formação hipocampal de ratos com epilepsia [1]. Seu efeito parece

estar ligado à modulação da atividade dos cotransportadores NKCC1 e KCC2, responsáveis pelo fluxo de cloreto (Cl⁻) através da membrana neuronal. Esses cotransportadores têm se mostrado como possíveis alvos não-sinápticos para o controle de crises epiléticas[2]. Sua atividade é regulada, principalmente, por domínios de membrana altamente enriquecidos com colesterol denominados *lipid rafts*. Investigações realizadas em animais [3] mostraram que KCC2 e NKCC1 podem ser co-distribuídos com as *rafts*, apresentando funcionalidade dependente da localização em domínios *rafts* ou não-*rafts*. Esta dependência foi observada por depleção do colesterol, causando a ativação do KCC2 e inativação do NKCC1 dos domínios *rafts* [3]. Todas essas mudanças são refletidas, principalmente, nas células granulares do GD e em interneurônios de PV. Com base nesses encontros e nos possíveis mecanismos pelos quais o ômega-3 pode ser antiepileptogênico, consideramos a hipótese de que o ômega-3 atue na segregação das *rafts* [4].

Materiais e métodos

O presente trabalho obedeceu às normas estabelecidas pela Comissão de Ética e Uso de Animais (CEUA) da UFSJ, conforme protocolo 002/2015.

Indução do SE por PILO – Ratos Wistar machos com sete semanas de idade foram aleatoriamente divididos em 2 grupos de ratos controle (CV e CW) e 2 grupos de ratos com epilepsia (EV e EW), e foram tratados diariamente com: veículo (V) (cremophor 0,009%) e 85mg/kg de ômega-3 (W). Os grupos EV e EW foram submetidos ao modelo de epilepsia do lobo temporal induzido por 360mg/Kg de cloridrato de pilocarpina, via intraperitoneal (i.p.), após 20 minutos do pré-tratamento com nitrato de metil-escopolamina, por via subcutânea. As soluções foram administradas, via gavagem, por 60 dias subsequentes. Após esse período os animais foram destinados à eletrofisiologia ou à imuno-histoquímica.

Eletrofisiologia – Após a eutanásia por decapitação, os hipocampus foram isolados e seccionados em fatias de 400µm de espessura. As secções descansaram em uma câmara de perfusão por, aproximadamente, 40 minutos, a 31°C. Posteriormente, foram transferidas para uma câmara de interface, para indução das AENS, por meio de perfusão com solução de Ringer modificada com 8mM de potássio e zero-cálcio adicionado. O potencial extracelular (PE) foi registrado a partir do posicionamento de um eletrodo de registro na região do GD. O eletrodo de registro foi constituído de fio de

prata cloretado, inserido em micropipeta de vidro preenchida com solução de NaCl 1,0M (impedância de 5 a 10 MΩ). O eletrodo foi diretamente conectado a uma headstage (modelo AI 402x50, ULTRALOW NOISE AMPLIFIER – AXON INSTRUMENTS) interligada a um amplificador (modelo CYBERAMP 380 – AXON INSTRUMENTS) para a aquisição do sinal. A fim de testar os efeitos do bloqueio do NKCC1, o diurético BUM (12,5μM diluído em 500μL de DMSO - Sigma, St. Louis, MO) foi adicionado à solução de indução após 20 minutos do início dos eventos das AENS.

Para análise quantitativa do PE das AENS foram analisados os parâmetros: amplitude da componente DC (DC), amplitude máxima dos *population spikes* (Amax), duração dos eventos (DE), intervalo entre eventos (IE) e latência (LT). As quantificações foram realizadas por meio de um sistema desenvolvido em plataforma MATLAB, versão 7.1.

Histologia por Imunofluorescência (n=6 por grupo) – Após o tratamento, os animais foram anestesiados utilizando-se ketamina (100mg/kg) e xilazina (5mg/kg), e imediatamente submetidos a perfusão transcardíaca com tampão fosfato (PBS 0,1M) e paraformaldeído 2% (PFA). A seguir, os encéfalos foram mantidos em solução de PFA *overnight* para seccionamento coronal dos hipocampus em 40μm de espessura (vibrátomo – Leica VT 1000S). Em seguida, as fatias foram submetidas ao soro de albumina bovino 20% (BSA) em PBS 0,1M por 90 minutos e incubadas por 48 horas com os anticorpos *mouse anti-NKCC1* (T4, 1:100, DSHB, Iowa) e *rabbit anti-flotillin1* (Flot1) (1:200, Abcam) para identificação de NKCC1 em *rafts* (n=3 por animal), ou *rabbit anti-KCC2* (1:500, Abcam) e mouse anti-α1Na-K/ATPase (a6f, 1:100, DSHB,) para colocalização de KCC2 e Na-K/ATPase (n=3, por animal), ou ainda, a fim de verificar a presença de interneurônios positivos para parvalbumina, foram marcadas com *mouse anti-PV* (1:5000, Santa Cruz Biotechnology)(n=3, por animal). Em seguida, foram lavadas com PBS 0,1M e incubadas com os anticorpos secundários *goat anti-rabbit Dylight 488* (1:250, Abcam) e *goat anti-mouse Dylight 594* (1:250, Abcam) por 2 horas. Foram montadas em lâminas e coradas com 1μl/ml de DAPI por 10 minutos, para visualização de núcleos celulares. Após última lavagem com PBS 0,1M, as lamínulas foram depositadas para posterior análise por microscopia confocal.

O processo de contagem dos interneurônios de PV na camada granular do GD e de seus *clusters* de NKCC1+Flot1 e KCC2+ α1Na-K/ATPase foi efetuado por meio de imagens obtidas de secções ópticas confocais de todo o GD (-2,6 a -4,6 mm a partir da bregma). A visualização foi realizada utilizando um sistema confocal Zeiss LSM710 configurado em um microscópio invertido Observer - Z1 com uma objetiva de imersão em óleo de 63× (abertura numérica de 1,4), com pinhole ajustado em *1 airy unit*. Os interneurônios marcados foram contados utilizando-se critérios estereológicos.

Densitometria óptica – As imunomarcações foram quantificadas utilizando-se a técnica de densitometria óptica. Esta técnica consiste em converter as imagens capturadas para escala de cinza e traçar os seus respectivos histogramas. As marcações do tecido a serem quantificadas correspondem, na imagem, às regiões com pixels apresentando maiores intensidades. Assim, um limiar inferior para a intensidade de cada pixel foi estabelecido como critério para quantificação das marcações. A expressão de cada mecanismo foi adotada como sendo o número de pixels com intensidade maior ou igual ao limiar adotado dividido pela quantidade total de pixels da imagem. O sistema de quantificação foi desenvolvido em MATLAB, com imagens de alta resolução e sob mesma ampliação óptica. Os valores foram representados como percentagem correspondente à marcação da imagem da secção.

Análise estatística dos dados – Foi aplicado o teste de D'Agostino/Pearson para análise da distribuição amostral. Dada a distribuição normal dos dados, foi aplicado para a comparação múltipla das médias um teste de *post-hoc* de Tukey após a análise de variância bifatorial. Para as análises dos parâmetros dos registros dos potenciais extracelulares antes e após perfusão com BUM, foi aplicado o Teste-t de *Student* para amostras pareadas. Para todos os casos foi adotado um nível de significância de 5%.

Resultados

Efeitos do ômega-3 sobre a indução do SE por PILO.

Dos 230 (100%) animais submetidos ao SE por PILO, somente 12 (5,21%) animais sobreviveram ao tratamento com veículo (EV) e 14 (6,08%) ao tratamento com ômega-3 (EW). Dos 12 animais do grupo EV, 6 foram aleatoriamente destinados à imunohistoquímica e 6 à eletrofisiologia. Contudo, somente para três destes animais as AENS puderam ser induzidas, justificando o reduzido número de registros pertencentes a esse grupo. As secções coronais apresentaram aspecto esponjoso, acompanhado de aumento dos ventrículos encefálicos e atrofia hipocampal. Dos 14 animais do grupo EW, 6 foram aleatoriamente destinados à histologia e 8 à eletrofisiologia. Desses, seis foram capazes de sustentar as AENS.

Ômega-3 e alterações de expressão de mecanismos não-sinápticos nos corpos granulares do GD e em interneurônios após epileptogênese.

Na análise da imunorreatividade de NKCC1 foi observada diferença significativa devida ao processo de indução do SE (p<0,0001), no entanto, o efeito do tratamento com ômega-3 não se mostrou significativo (p=0,4848) e não influenciou os grupos de maneira diferenciada, devido à interação não significativa encontrada (p=0,6936). A imunorreatividade ao KCC2 apresentou diferença também na indução do SE (p<0,0001), e afetou os grupos de forma diferente, como mostra a interação (p=0,0001), contudo não apresentou diferenças significativas devida ao tratamento com

ômega-3 (p=0,1096). Para a imunorreatividade da subunidade $\alpha 1$ da Na-K/ATPase, houve diferença significativa entre a indução do SE (p<0,0001) e entre os tratamentos (p=0,0070), com os tratamentos influenciando cada grupo de maneira diferente, devido à interação significativa (p=0,0002) (Figura 1).

Animais submetidos ao SE apresentaram menor expressão de KCC2 e maior expressão de NKCC1 em comparação aos controles. A suplementação com ômega-3 reduziu a expressão de KCC2 no grupo EW. O grupo EV mostrou-se com menor expressão da subunidade $\alpha 1$ da Na-K/ATPase em comparação com os outros grupos experimentais (Figura 1).

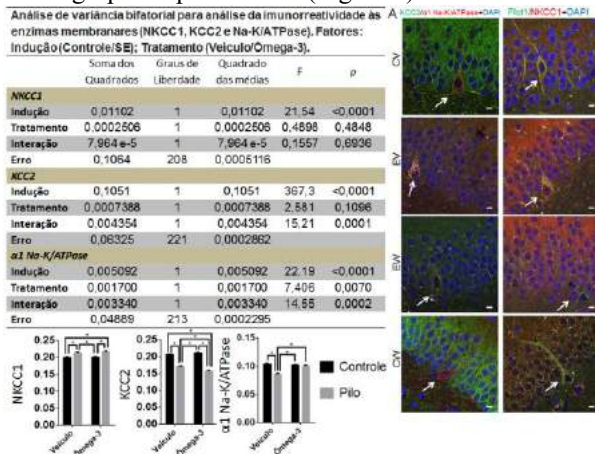


Figura 1: Tabela com os valores da análise de variância bifatorial e imagens representativas das imunomarcações na camada granular do GD. KCC2 e Flot1 estão marcados em verde; $\alpha 1$ -Na-K/ATPase e NKCC1 estão marcados em vermelho. O DAPI (azul) foi útil para identificação dos núcleos celulares. As setas brancas indicam os interneurônios. Os traços brancos (10 μ m) indicam a escala. Barras em média \pm EPM das frações de pixels marcados. * p<0,05, teste de Tukey.

Os animais dos grupos EV e EW apresentaram maior número de células imunorreativas a PV em relação ao grupo CV (CV:6,7 \pm 0,79, EV:16,64 \pm 2,05, EW:16,83 \pm 1,76, CW:12,63 \pm 1,4 células). Além disso, houve aumento dos clusters de KCC2+ $\alpha 1$ Na-K/ATPase (CV:14,63 \pm 0,94, EV:22,53 \pm 1,18, EW:16,59 \pm 0,95, CW:14,82 \pm 0,91 clusters, p<0,0001) e de NKCC1+Flot1 (CV:12,28 \pm 0,88, EV:20,85 \pm 1,35, EW:16,59 \pm 0,99, CW:14,59 \pm 1,25 clusters, p<0,0001) nos interneurônios de animais do grupo EV, em relação a todos os outros grupos estudados.

Alterações nas AENS em função do tratamento com ômega-3 e do bloqueio do cotransportador NKCC1.

Para os parâmetros eletrofisiológicos Amax, DE e IE, houve diferença significativa devido ao processo de indução do SE (p<0,0001) e mediada pelo tratamento com ômega-3 (Amax, p=0,0306; DE e IE, p<0,0001), com o tratamento influenciando cada grupo de maneira diferente, devido à interação significativa (Amax e DE, p<0,0001; IE p=0,0035). A componente DC apresentou diferença com o do tratamento do ômega-3 (p=0,0122) e com efeito de interação também significativa

(p=0,0004), no entanto, a indução do SE parece não influenciar nesse parâmetro (p=0,0564). A LT evidenciou diferença significativa entre a indução do SE (p=0,0017), contudo, o efeito do ômega-3 não se mostrou significativo (p=0,2293) e não influenciou cada grupo de maneira diferente, devido à interação não significativa apresentada (p=0,4089) (Figura 2).

A componente DC e a Amax mostraram-se significativamente maiores no grupo EW, em relação aos demais grupos. O parâmetro DE, apresentou menor valor no grupo EV e maior no grupo CV. Os períodos interictais, definidos pelo parâmetro IE, apresentaram os menores valores no grupo EV. O parâmetro latência foi menor no grupo EV, diferindo-o dos controles.

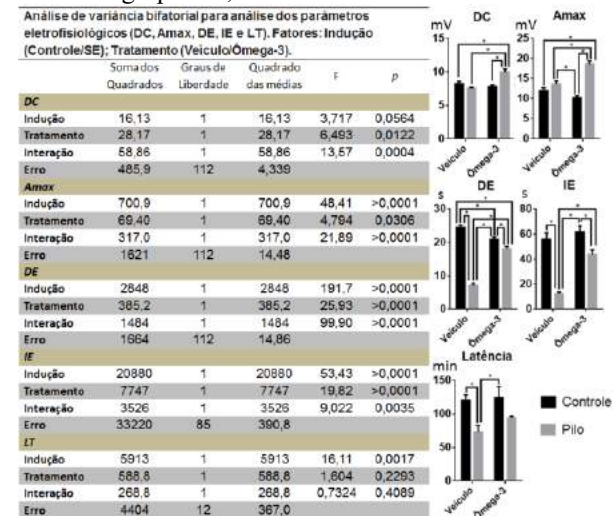


Figura 2: Tabela com os valores da análise de variância bifatorial e gráficos representativos dos valores médios e desvios padrão encontrados para os parâmetros do PE. Os dados são apresentados como média \pm EPM. Barras em média \pm EPM. *p<0,05, teste de Tukey.

Foram analisados os valores médios dos parâmetros do PE para cada grupo, comparando o período anterior e posterior à adição de BUM, para identificação das alterações eletrográficas promovidas pelo bloqueio do NKCC1 (Figura 3). Foi encontrada diferença estatística significativa em todos os parâmetros do PE. Os valores da componente DC e Amax foram estatisticamente diferentes em todos os grupos, havendo redução desses valores após o bloqueio do NKCC1. Comparando-se os grupos quanto à DE, o grupo EV foi o que apresentou menor valor, o bloqueio do NKCC1 reduziu a duração dos períodos ictais dos grupos CV e EV e aumentou a dos grupos EW e CW. Os períodos interictais, ou IE, dos grupos CV, EV e EW foram diminuídos com o bloqueio do NKCC1.

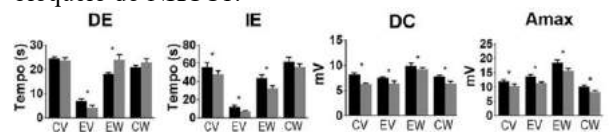


Figura 3: Gráficos dos parâmetros de PE analisados antes e após perfusão com BUM. Análise dos registros do PE, antes (barras pretas) e após (barras cinzas) a perfusão com BUM. Os dados em média \pm EPM estão apresentados nas barras. *p<0,05, teste t pareado.

Discussão

O modelo da PILO induz ao SE que, por sua vez, induz epileptogênese e exibe alterações morfo-funcionais características da epilepsia de lobo temporal, e pode ser utilizado como uma ferramenta para o entendimento dos mecanismos básicos da epileptogênese. Estudos mostraram que o tratamento com ômega-3 pode reduzir níveis de proteínas inflamatórias e citocinas, reduzindo a inflamação após início do SE durante a epileptogênese [1].

A maior taxa de sobrevivência do grupo EW reforça o efeito neuroprotetor e anti-inflamatório do ômega-3 após o S.E. [1]. Esse fato é corroborado pelo sucesso de indução de AENS em apenas 3 fatias hipocâmpais oriundas do grupo EV. Além disso, AENS do grupo EV, destacam-se com curtos DE e IE, comparados aos demais grupos, provavelmente em razão do estado neurodegenerado da rede neuronal. Há, portanto, uma menor sustentação da despolarização sincronizada da rede de neurônios granulares.

Existem outras evidências do ômega-3 sobre alterações de mecanismos não-sinápticos. Diante de altas atividades neuronais, o espaço extracelular acumula K^+ e a alta atuação das sinapses consome o Ca^{2+} e reduz sua concentração nesse espaço. É nesse momento que ocorre a depressão das conexões sinápticas [4]. Mesmo na ausência de Ca^{2+} os interneurônios continuam a disparar, o que abre espaço para um alto acoplamento do tipo efáptico, mediado por hemicanais de conexinas, principalmente as conexinas 36, entre interneurônios e células granulares [5]. Com limiares mais baixos e frequência de disparo mais alta, os interneurônios excitam as células granulares e trigam os períodos ictais. As células granulares, ao despolarizarem acima de seus limiares, promovem alto influxo de Na^+ e efluxo de K^+ . O acúmulo extracelular de K^+ reverte o equilíbrio termodinâmico dos cotransportadores KCC, que passam a carrear Cl^- para o meio intracelular, configurando, então, as circunstâncias adequadas ao recrutamento das células granulares. Na ausência de processos inibitórios, resta apenas o efeito eletrogênico da Na-K/ATPase sobre os neurônios, em particular nos interneurônios, como uma corrente hiperpolarizante que reduz a permeabilidade dos canais de Na^+ . Esse processo segue até a bomba finalizar o período ictal. Mantidas as condições originais de alta concentração de K^+ extracelular e baixo Ca^{2+} (no caso das induções das AENS), um novo ciclo de ocorrências tem curso [4], evidenciando as atuações dos interneurônios como gatilhos do período ictal e das células granulares como sustentadoras da despolarização.

Além disso, animais submetidos ao modelo do SE, independente do tratamento com ômega-3, apresentaram elevada expressão de NKCC1 nas células granulares, o que deve conferir a esses neurônios uma alta capacidade de despolarização mediante o acúmulo de Cl^- intracelular. Isso é corroborado também ao se analisar menor latência nesses grupos de animais, comprovando a funcionalidade dos NKCC1. Além disso, o bloqueio

das AENS com BUM revela maior efeito sobre esses grupos.

Considerando os efeitos do ômega-3 sobre a excitabilidade dos interneurônios, nosso estudo mostra intensa coexpressão de NKCC1 e de Flot1 em clusters no corpo celular dos interneurônios do grupo EV, indicando uma alta funcionalidade desses cotransportadores, ou seja, quando presentes em *lipid rafts* [3]. Entretanto, no grupo EW essa coexpressão encontra-se reduzida e pode ser interpretada como um efeito moderador do ômega-3 sobre a funcionalidade dos NKCC1. A marcação de KCC2 e a Na-K/ATPase mostra que a atuação desses dois mecanismos num único complexo aumenta a eficiência na movimentação de Cl^- pelo KCC2 [3]. O grupo EV apresentou significativo aumento desse complexo e, o tratamento com ômega-3 conferiu ao grupo EW uma redução desse mesmo complexo, o que está associado ao aumento da excitabilidade do grupo EV, caracterizado pela redução da latência para início das AENS, diferentemente do grupo EW que não apresentou diferenças em relação aos grupos controles.

Conclusão

O presente trabalho aponta o papel modulador do ácido graxo poli-insaturado ômega-3 sobre a epileptogênese. Devido a sua propriedade anti-inflamatória, há uma possível prevenção dos danos cerebrais causados pela epileptogênese. A suplementação com ômega-3 é refletida na segregação das *lipid rafts*. Esse efeito modula a atividade dos cotransportadores NKCC1 e KCC2, bem como da Na-K/ATPase, restabelecendo o equilíbrio da concentração interna de cloreto e reduzindo a excitabilidade neuronal.

Agradecimentos

CAPES, FAPEMIG, FINEP e CNPq.

Referências

- [1] Ferrari D, Cysneiros RM, Scorza CA. Neuroprotective activity of omega-3 fatty acids against epilepsy-induced hippocampal damage: quantification with immunohistochemical for calcium-binding proteins. *Epilepsy & Behavior*. 2008; 13(3):6-42.
- [2] Löscher W, Puskarjov M, Kaila K. Cation-chloride cotransporters NKCC1 and KCC2 as potential targets for novel antiepileptic and antiepileptogenic treatments. *Neuropharmacology*. 2013; 69: 62-74.
- [3] Hartmann AM, Blaesse P, Kranz T, Wenz M, Schindler J, Kaila K, Nothwang HG. Opposite effect of membrane raft perturbation on transport activity of KCC2 and NKCC1. *Journal of Neurochemistry*. 2009; 111(2): 321-331.
- [4] Almeida ACG, Santos HL, Rodrigues AM, Cysneiros RM, Cavalheiro EA, Arida RM, Scorza FA. Non-synaptic mechanisms that could be responsible for potential antiepileptic effects of omega-3 fatty acids. *Epilepsy Behavior*. 2013; 25(1):138-40.
- [5] Bennett PMVL, Oxon DP. Electrical synapses between neurons synchronize gamma oscillations generated during higher level processing in the nervous system. 2006; 14(2):227-250.

RECRUTAMENTO DE POPULAÇÕES NEURONAIS, ESPESSURA DO TECIDO E ALTERAÇÕES ELETROGRÁFICAS DE ATIVIDADES EPILEPTIFORMES NÃO-SINÁPTICAS

K. A. Ferreira*, L. E. C. Santos*, S. C. B. Silva *, A. M. Rodrigues *, A. C. G. Almeida*

*Laboratório de Neurociência Experimental e Computacional, UFSJ, São João del-Rei, MG, Brasil
e-mail: acga@ufs.edu.br

Resumo: As atividades epileptiformes não-sinápticas (AENS) induzidas em fatias de hipocampo constituem um modelo experimental que mais se aproxima de situações *in vivo*, ou seja, de descargas ictais, com destaque para as registradas no giro dentado (GD). Pouco se sabe a respeito dos mecanismos envolvidos no efeito que alterações de populações neuronais tem sobre as descargas ictais. No presente trabalho, a partir de AENS induzidas no GD de fatias hipocámpais, foram investigados esses efeitos. Por meio de simulações computacionais os experimentos foram analisados, tendo-se identificado que a redução na eficiência dos mecanismos de regulação da homeostase iônica devem ser os processos diretamente envolvidos na alteração da frequência de crises.

Palavras-chave: epilepsia, populações neuronais, atividades epileptiformes não-sinápticas, perda neuronal, frequência de crises.

Abstract: Non-synaptic epileptiform activities (NEA) induced in hippocampal slices are an experimental model that is closest to *in vivo* situations, or ictal discharges, especially those recorded in the dentate gyrus (DG). It is not very well known the mechanisms involved in effects of changes in the neuronal populations on ictal discharges. In this study, NEA induced in the DG of hippocampal slices were used to investigate these effects. From computer simulations used to interpret the experimental data, it was found that the reduction in the efficiency of the mechanisms responsible for the ionic homeostasis regulation should be directly involved in the changes in the seizure frequency.

Keywords: epilepsy, neuronal population, non-synaptic epileptiform activity, neuronal loss, seizure frequency.

Introdução

O GD desempenha um papel crucial na geração da excitabilidade dentro do sistema límbico [1] e é o ponto de controle para a ocorrência de epileptogênese no circuito hipocámpal, funcionando como filtro capaz de regular a atividade paroxística nesse circuito [2].

É amplamente difundido que os mecanismos não sinápticos de atuação sobre as atividades epileptiformes do GD sejam os principais moduladores da excitação e do sincronismo na camada granular (CG) [3]–[5]. Além disso, as AENS constituem o modelo experimental *in*

vitro que mais se aproxima das condições e dinâmica das descargas ictais observadas durante medições eletrofisiológicas de crises epiléticas [6]. Entretanto, pouco se sabe a respeito da relação entre a população neuronal envolvida, a extensão do recrutamento neuronal e seus efeitos sobre essas atividades.

No presente trabalho são investigados os efeitos da alteração da população neuronal na extensão do recrutamento, bem como sobre os parâmetros eletrográficos de atividades epileptiformes não-sinápticas induzidas no GD de fatias de hipocampo. A correlação entre a espessura da fatia e a extensão do recrutamento neuronal permitiu investigar a relação entre recrutamento e alterações nos grafo-elementos dos registros de potencial extracelular de AENS induzidas em fatias hipocámpais. Os resultados sugerem que a perda neuronal é a causa do aumento da frequência de crises.

Materiais e métodos

Animais - Ratos machos da linhagem *Wistar*, 4 a 6 semanas de vida, sem qualquer tipo de tratamento, foram mantidos em um ciclo claro/escuro de 12h, com temperatura (20-22 °C) e umidade (50-55%) controladas. Água e comida fornecidas *ad libitum*. Procedimentos em acordo com protocolo aprovado (024/2014) pela Comissão de Ética no Uso Animal da UFSJ (CEUA).

Procedimentos de eletrofisiologia e indução de AENS – Registros eletrofisiológicos do potencial extracelular foram realizados em fatias de hipocampo (espessuras: 50, 75, 100, 200, 300, 450 µm), mantidas em câmara de interface com atmosfera carbogênica (5% CO₂/ 95% O₂), pH 7,4, temperatura 32,0 +/- 0,5°C, perfusão constante com solução de Ringer (em mM: 127 NaCl, 2 KCl, 1.5 MgSO₄, 1.1 KH₂PO₄, 26 NaHCO₃, 2 CaCl₂, e 10 glucose. Os registros foram realizados com eletrodos fabricados com fio de prata cloretada inseridos em pipetas de borossilicato preenchidas por 2M de NaCl (5-10MΩ). Induções de AENS no GD foram realizadas com solução de Ringer sem Ca²⁺ e K⁺ em 8 mM. Maiores detalhamentos são mostrados em [5].

Quantificação dos grafo-elementos do potencial extracelular (PE) - Parâmetros do PE mensurados em 6 eventos epileptiformes por registro. Cada evento medido segundo a amplitude da componente DC (DC), amplitude média e máxima da *Population Spikes* (PS)

s), duração do evento (DE) e a duração do intervalo entre dois eventos (IE).

Sinal óptico intrínseco (IOS) – Imagens de microscopia de campo claro foram utilizadas para registro do IOS, conforme já detalhado em [5]. Poligonais traçadas sobre o trecho de maior variação da luz transmitida na CG foram utilizadas para estimar o comprimento do sítio de recrutamento neuronal ao longo do GD.

Mensuração das espessuras das fatias hipocâmpais – Após registro das AENS as fatias hipocâmpais correspondentes foram coletadas e fixadas com solução de paraformaldeído a 2% em PBS 0,1M. Após a fixação, o tecido foi tratado com o corante fluorescente DAPI (4'6'-diamidino-2-fenilindol). Após o processo de coloração, as lâminas foram montadas segundo procedimento que previne o achatamento das amostras. As lâminas montadas foram examinadas em microscópio confocal (LSM 710 - Zeiss, Germany) para mensuração da espessura do tecido.

Métodos para análise estatística – A avaliação de normalidade dos dados experimentais foi feita por teste *Shapiro Wilk* que demonstrou a não-normalidade das amostras e por conseguinte utilizou-se análise de variância de *Kruskal Wallis*. Para comparação múltipla foi utilizado o teste de *Dunn*. Também foi realizado o teste de correlação de *Pearson* seguido da análise de regressão linear.

Simulações Computacionais – Simulações das AENS foram realizadas por meio de modelo eletroquímico [7], [8] [9], [10]. Brevemente, o GD foi representado por rede de unidades funcionais. Cada unidade funcional é composta por uma célula granular e um segmento glial, e um compartimento extracelular. Solução de banho representada por duas camadas de compartimentos, formando a base do GD, com as concentrações iônicas mantidas constantes ($[Na^+]^o=130mM$, $[K^+]^o=4mM$ e $[Cl^-]^o=134mM$). A movimentação de cada espécie iônica no meio extracelular é descrita por uma equação de eletrodifusão [7]. A movimentação iônica através da membrana neuronal é descrita por canais iônicos dependentes de voltagem, bombas de Na/K e H^+ , co-transporte K-Cl (KCC), trocadores Na^+/H^+ e Cl^-/HCO_3^- e o efeito da enzima anidrase carbônica. Também são consideradas as *gap-junctions* (ou conexinas) promovendo a interconexão entre os citoplasmas de células adjacentes. Para a membrana glial, são representados canais iônicos com permeabilidades constantes, bomba de Na/K, co-transportadores Na-K-2Cl (NKCC) e trocadores HCO_3^-/Cl^- e H^+/Na^+ . A densidade de corrente iônica, através dos canais correspondentes, é calculada pela equação de Goldman-Hodgkin-Katz (GHK) para corrente. Nos casos das bombas de Na/K e H^+ , co-transportes KCC e NKCC, e dos trocadores iônicos, os fluxos iônicos foram determinados por meio de reações dos íons com as respectivas enzimas transportadoras [7].

A densidade de corrente, através das *gap-junctions*, é estimada pela equação de Nernst-Planck [6,7] aplicada a cada uma das espécies iônicas. Para o efeito de campo

elétrico entre neurônios, que é outro tipo de conexão não-sináptica, é assumido que a corrente gerada por um neurônio afeta outros neurônios, com efeito dependente da distância.

Para o cálculo do potencial transmembrana é admitido o equilíbrio dinâmico para o qual o somatório das correntes transmembrânicas é nulo e deriva-se uma equação de GHK de potencial modificada.

O modelo também considera a variação dos volumes intra- e extracelulares. A equação para o cálculo do volume intracelular, neuronal ou glial, é derivada admitindo o equilíbrio osmótico em cada instante de tempo e considera-se, ainda, volume total constante.

Recursos Computacionais – As equações foram resolvidas numericamente pelo método das diferenças finitas, considerando um erro máximo de 10^{-4} . O modelo foi implementado em linguagem FORTRAN 90. Foi necessário paralelizar o código do programa para processamento em computador de alta performance (Cluster SGI UV 2000, 80 Cores – Intel Xeon E5-4650v2 10-core, 2.4 GHz, 25MG Cache, RAM 1024GB DDR3 1866MHz, 80TB HD, SUSE Linux Enterprise Server, ver11, Sgi Performance Suite, Intel Cluster Studio XE).

Resultados

A correlação entre a espessura das fatias e o recrutamento neuronal, avaliado pelas análises do IOS, como mostrado na Figura 1, indica que o recrutamento neuronal durante a AENS aumenta significativamente com a espessura da fatia hipocâmpal.

O incremento da espessura das fatias hipocâmpais também revela alterações significativas sobre parâmetros eletrográficos do PE (Figura 2).

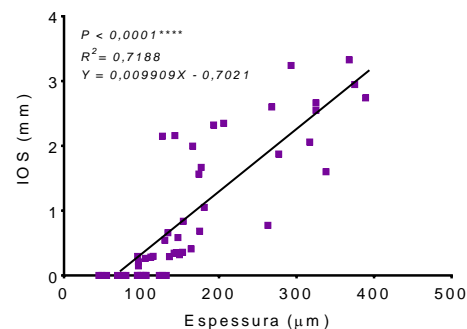


Figura 1 - Correlação entre a espessura das fatias e o comprimento do IOS. Cada ponto do gráfico representa uma fatia, totalizando 51 fatias registradas. Desses registros, nove fatias não apresentaram AE's e seis não apresentaram pontos distintos no IOS, sendo atribuído a eles o valor de zero. O valor de R^2 , a equação da reta e significância da correlação (teste de Pearson) estão discriminados no gráfico.

É notável que entre os intervalos de 50-150 μm há uma diferença significativa para todos os parâmetros analisados (Figura 2A). A partir do intervalo 150-250, não foram notadas diferenças estatisticamente

significantes entre os intervalos subsequentes. Apesar disso, é importante perceber a tendência marcante de aumento das médias em todos os parâmetros do PE.

Na Figura 2B, mostra-se o perfil típico das AENS de cada intervalo de espessura avaliado. É possível perceber, a partir dos traçados, que a frequência dos *bursts* diminui com o aumento da espessura como resultado do aumento dos IE's e DE's.

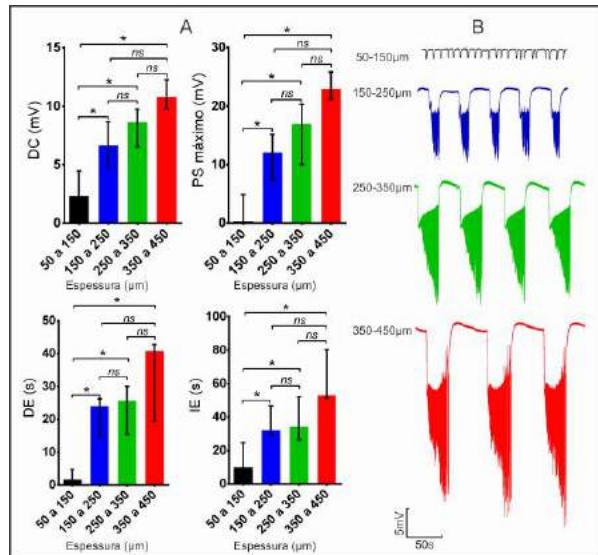


Figura 2 - Perfil representativo das AENS em fatias de diferentes espessuras. (A) Os gráficos representam os parâmetros do PE (DC, PS, DE e IE). O teste de *Kruskal Wallis* mostrou efeito significativo ($P < 0,0001$) para todos os parâmetros analisados. Dados apresentados como medianas e intervalos inter-quartis. * $P \leq 0,05$; ns = não significativo, teste de Dunn. (B) Perfil dos *bursts* representativos em cada intervalo de espessura. Os traçados representam respectivamente os intervalos 50 a 150μm; 150 a 250μm; 250 a 350μm; 350 a 450 μm.

A fim de investigar com mais detalhes, os processos subjacentes ao comportamento das AENS frente às alterações de espessura, foram realizadas simulações computacionais com redução sequencial do tamanho da rede celular. Os resultados estão apresentados na Figura 3 e revelam que o comportamento do PE é semelhante ao dos resultados experimentais, permitindo confirmar que essa dependência apresenta características não-lineares.

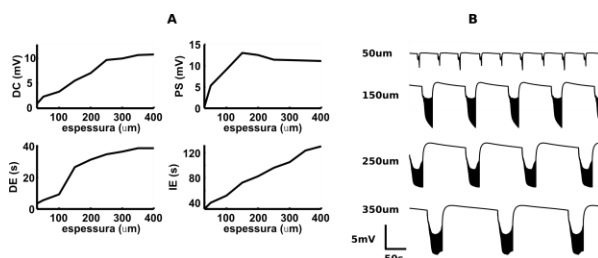


Figura 3 – Simulação computacional de AENS para diferentes espessuras de fatia. (A) Dependência dos parâmetros em relação à espessura. (B) Potenciais extracelulares simulados para cada espessura.

O incremento do DC com a espessura ocorre com maior intensidade para menores espessuras e tende a uma saturação para fatias com mais de 400 μm.

O incremento da duração do evento, DE, também se dá em função do incremento da espessura da fatia, havendo um incremento mais acentuado para espessuras entre 50 a 250 μm.

Os *population spikes*, PS, também incrementam com a espessura da fatia, sendo a variação mais intensa entre 50 e 250 μm, a partir de onde o incremento é menos intenso, com tendência a uma saturação.

O intervalo, IE, apresenta uma região constante entre 150 a 350 μm, com maior inclinação de 50 a 150 μm e 350 a 450 μm. Esse parâmetro exibe um comportamento particularmente importante, no que se refere ao aumento da frequência de eventos em função da redução da população neuronal envolvida, retratada pela redução da espessura da fatia.

A fim de verificar se a redução de IE, ou aumento da frequência de eventos, em função da redução da espessura da fatia se deve à redução de neurônios, foi simulada a perda de neurônios em uma rede, de forma a representar a perda neuronal em processo epileptogênico. As simulações (Figura 4) mostram que de fato ocorre redução de IE, ou aumento da frequência em função dessa perda. As simulações permitiram, ainda, identificar que a perda neuronal resultou em maiores taxas de flutuações iônicas interictais (Figura 4).

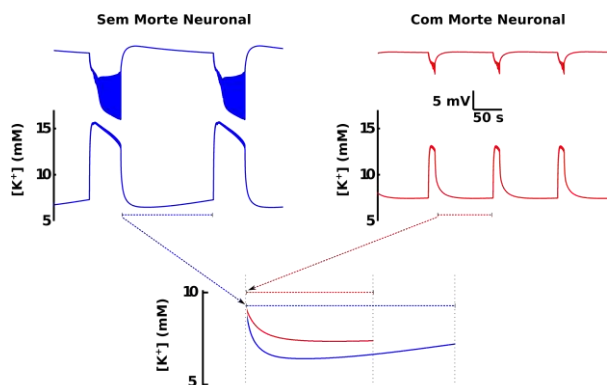


Figura 4 – Simulação do efeito da perda neuronal sobre a AENS. A frequência de eventos ictais aumenta com a perda e o controle do nível extracelular de potássio fica prejudicado, favorecendo a ocorrência da ictogênese.

Discussão

No presente trabalho, investigou-se o efeito da espessura de fatias hipocâmpais sobre o recrutamento neuronal durante AENS, bem como sobre os parâmetros eletrográficos do PE durante a atividade.

O aumento da frequência de eventos, portanto de períodos ictais, com a redução da população neuronal explica o que foi observado por [11]. Esses autores verificaram que no modelo de epilepsia de lobo temporal com pilocarpina, à perda neuronal mais intensa

associa-se o incremento da frequência de crises, o que está de acordo com IE reduzido para fatias menos espessas. Esse resultado sugere, portanto, uma explicação para o que [11] observaram. As alterações de homeostase iônica, típicas das AENS, e que guardam similaridade com as crises tônico-clônicas, indicam que a perda neuronal é fator contribuinte para o aumento da frequência de crises. Isso, provavelmente, ocorre pela redução dos elementos de membrana e do volume intracelular tecidual, prejudicando a manutenção dos níveis iônicos extracelulares. Há, portanto, facilitação das flutuações iônicas, o que favorece a ocorrência de eventos ictais. Essa hipótese encontra suporte nas simulações da perda neuronal.

Conclusão

As simulações computacionais permitem explicar os dados experimentais e sugerem que o aumento da frequência de crises, associado à perda neuronal, se deve a uma redução na eficiência dos mecanismos de restabelecimento dos níveis iônicos do tecido.

Agradecimentos

O presente trabalho foi realizado com o apoio financeiro da FAPEMIG, FINEP, CAPES e CNPq.

Referências

- [1] A. H. Ratzliff, V. Santhakumar, A. Howard, and I. Soltesz, “Mossy cells in epilepsy: rigor mortis or vigor mortis?,” *Trends Neurosci.*, vol. 25, no. 3, pp. 140–144, Mar. 2002.
- [2] I. V. Kraev, O. V. Godukhin, I. V. Patrushev, H. a Davies, V. I. Popov, and M. G. Stewart, “Partial kindling induces neurogenesis, activates astrocytes and alters synaptic morphology in the dentate gyrus of freely moving adult rats.,” *Neuroscience*, vol. 162, no. 2, pp. 254–67, Aug. 2009.
- [3] J. S. Schweitzer, P. R. Patrylo, and F. E. Dudek, “Prolonged field bursts in the dentate gyrus: dependence on low calcium, high potassium, and nonsynaptic mechanisms.,” *J. Neurophysiol.*, vol. 68, no. 6, pp. 2016–25, Dec. 1992.
- [4] E. Pan and J. L. Stringer, “Burst characteristics of dentate gyrus granule cells: evidence for endogenous and nonsynaptic properties.,” *J. Neurophysiol.*, vol. 75, no. 1, pp. 124–32, Jan. 1996.
- [5] A. Almeida, A. M. Rodrigues, M. A. Duarte, G. a Silveira, F. A. Scorza, R. M. Arida, J. Costa da Costa, and E. A. Cavalheiro, “Biophysical aspects of the nonsynaptic epileptiform activity,” in *Kaneez, F. S. (n.d.). UNDERLYING Edited by Fatima Shad Kaneez.*, 2011, pp. 189–218.
- [6] Z. Q. Xiong and J. L. Stringer, “Prolonged bursts occur in normal calcium in hippocampal slices after raising excitability and blocking synaptic transmission.,” *J. Neurophysiol.*, vol. 86, no. 5, pp. 2625–8, Nov. 2001.
- [7] A.-C. G. de Almeida, A. M. Rodrigues, F. A. Scorza, E. A. Cavalheiro, H. Z. Teixeira, M. A. Duarte, G. A. Silveira, and E. Z. Arruda, “Mechanistic hypotheses for nonsynaptic epileptiform activity induction and its transition from the interictal to ictal state-Computational simulation,” *Epilepsia*, vol. 49, no. 11, pp. 1908–1924, Nov. 2008.
- [8] A.-C. G. de Almeida, A. M. Rodrigues, F. A. Scorza, E. A. Cavalheiro, H. Z. Teixeira, M. A. Duarte, G. A. Silveira, and E. Z. Arruda, “Supplemental Material - http://onlinelibrary.wiley.com/store/10.1111/j.1528-1167.2008.01686.x/asset/supinfo/EPI_1686_sm_supplemental%20material.PDF?v=1&s=88e31e8281472194bcd7547827c267aa195881a8,” *Epilepsia*, vol. 49, no. 11, Nov. 2008.
- [9] A. M. Rodrigues, L. E. C. Santos, L. Covolan, C. Hamani, and A.-C. G. de Almeida, “pH during non-synaptic epileptiform activity—computational simulations,” *Phys. Biol.*, vol. 12, no. 5, p. 056007, 2015.
- [10] M. R. Lopes, L. E. C. Santos, A. M. Rodrigues, M. A. Duarte, A. F. C. Infantosi, F. A. Scorza, R. M. Arida, A. P. Madureira, G. A. da Silveira, I. C. dos Santos, E. A. Cavalheiro, and A.-C. G. de Almeida, “Effect of co-transporter blockers on non-synaptic epileptiform activity—computational simulation,” *Phys. Biol.*, vol. 10, no. 5, p. 056008, 2013.
- [11] G. M. Lopim, D. Vannucci Campos, S. Gomes da Silva, A. A. de Almeida, R. Lent, E. A. Cavalheiro, and R. M. Arida, “Relationship between seizure frequency and number of neuronal and non-neuronal cells in the hippocampus throughout the life of rats with epilepsy,” *Brain Res.*, vol. 1634, pp. 179–186, Mar. 2016.

REESTRUTURAÇÃO SINÁPTICA NO GIRO DENTADO DURANTE O PERÍODO LATENTE DE INDUÇÃO DE ATIVIDADE EPILEPTIFORME

K. L. A. França*, A. C. G. Almeida* e A. M. Rodrigues*

* Universidade Federal de São João del-Rei, São João del Rei, Brasil
e-mail: keitefranca@yahoo.com.br

Resumo: Em modelos experimentais de epilepsia, o giro dentado (GD) exibe mudanças nos padrões de atividade de rede associadas a alterações estruturais e funcionais da conectividade. O objetivo deste trabalho foi investigar, por meio de simulações computacionais, a contribuição da reestruturação sináptica das principais células (granulares, musgosas e interneurônios), presentes no GD, sobre a indução de atividades epileptiformes. O modelo de rede neuronal utilizado foi baseado no formalismo de McCulloch-Pitts, considerando a conectividade sináptica intrínseca do GD. Para a reestruturação sináptica, foram utilizadas as regras de Hebb e anti-Hebbiana e a teoria da Compensação. Adicionalmente, foram incorporados os efeitos dos mecanismos não-sinápticos sobre a atividade neuronal. As simulações permitem propor que além do aumento da conectividade entre células granulares, que representa o brotamento anormal de fibras musgosas, a redução da atuação das células musgosas e uma associação entre o aumento da inibição entre interneurônios podem promover o surgimento das atividades epileptiformes.

Palavras-chave: Sinaptogênese, rede neuronal, epilepsia.

Abstract: In experimental seizure models, the dentate gyrus (DG) exhibits network changes that can promote structural and functional changes of connectivity. The goal of this study was to investigate, by means of computational simulations, the effect of connectivity changes of the main cells of the GD (granule cells, mossy cells and interneurons) on induction of epileptiform activity. The model follows the McCulloch-Pitts formalism, considering the intrinsic synaptic connectivity of DG. For the synaptic structural rearrangement the Hebbian and anti-Hebbian rules and the compensation theory were used. Additionally, we included the effects of the non-synaptic mechanisms on the neuronal activity. The simulations suggest that in addition to connectivity increasing between granule cells, which represents the abnormal mossy fiber sprouting, connectivity reductions of mossy cells and inhibition increasing between interneurons may intensify to epileptiform activity.

Keywords: Synaptogenesis, neural network, epilepsy.

Introdução

Alterações nos padrões de atividade ou respostas a

estímulos podem promover mudanças estruturais e funcionais na rede neuronal [1]. Nesse sentido, a reorganização sináptica do hipocampo epiléptico e suas consequências funcionais têm sido extensivamente estudadas em diferentes modelos animais, com o intuito esclarecer a relação causal entre as mudanças estruturais sinápticas e a hiperexcitabilidade celular durante crises epilépticas [1,2].

Em modelos experimentais de epilepsia, o giro dentado (GD) exibe mudanças nos padrões de rede que se assemelham àquelas observadas na epilepsia do lobo temporal humana [2]. Essa reorganização após uma lesão perturba o equilíbrio dinâmico, podendo afetar muitos aspectos da estrutura e função neuronal, incluindo propriedades intrínsecas neuronais, interações sinápticas e conectividade dentro da rede. Consequentemente, após um período de algumas semanas (período latente), podem surgir as crises espontâneas, caracterizando a indução de atividades epileptiformes [2].

O efeito da reestruturação da conectividade sináptica no GD sobre o processo de indução de crises epileptiformes ainda não está bem compreendido [3]. Nosso grupo de pesquisa propôs um modelo que permite explicar como as alterações de atividade neuronal durante o período latente de indução de atividades epileptiformes podem causar alterações da rede sináptica no GD [4]. No presente trabalho, utilizando esse modelo, o objetivo foi investigar, por meio de simulações computacionais, a contribuição da reestruturação sináptica das principais células do GD (granulares, musgosas e interneurônios) sobre o processo de indução das atividades epileptiformes.

Materiais e métodos

Modelo de rede neuronal – Foram representados N neurônios, onde $NE < N$ é o número de neurônios excitatórios, e, $N - NE$ corresponde às células inibitórias [4]. Os neurônios excitatórios foram divididos em: $\{1, \dots, NE-3\}$ células granulares (CG); $\{NE-2, \dots, NE\}$ células musgosas hilares (CM); e $\{NE+1, \dots, N\}$ neurônios inibitórios, representados pelos interneurônios (IN). Esses três tipos celulares formam 9 grupos de conectividade (I a IX) (Figura 1), representados por uma matriz de conectividade, $C(N \times N)$, descreve o peso da conexão entre os neurônios pré-sináptico j e pós-sináptico i :

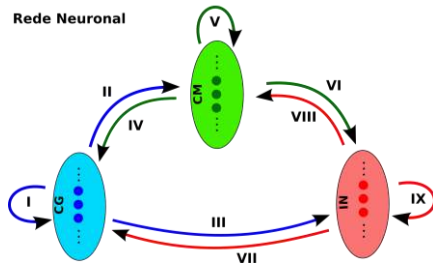


Figura 1: Principais tipos celulares e grupos de conexões da rede sináptica intrínseca do GD.

Sinaptogênese – O modelo de sinaptogênese foi baseado na teoria da compensação [5], e nas regras de Hebb e anti-Hebbiana [6]. O estado morfogenético do neurônio, (Δs_i), foi calculado para a célula i da seguinte forma:

$$\Delta s_i = s_i - 0,2, \text{ com } s_i = \frac{\sum_{t_0}^{t_0+\Delta t} \text{prob}(z_i^t)}{\Delta t}, \quad (1)$$

onde $t_0, \Delta t \in \mathbb{N}$, $i = 1, \dots, N$. s_i é a atividade média do neurônio i , $\text{prob}(z_i^t)$ é a probabilidade de disparo e z_i^t indica se o i -ésimo neurônio disparou ($z_i^t = 1$) ou não ($z_i^t = 0$), no instante t .

Para a representação dos mecanismos não-sinápticos durante os períodos ictal e interictal [7], os estados de atividade neuronal foram distinguidos em estado de despolarização prolongada, e estado polarizado, respectivamente. Essa distinção teve como objetivo representar o momento em que a corrente eletrogênica da bomba de Na^+/K^+ é capaz de interferir no potencial de membrana levando à repolarização. Descrevendo esse comportamento para simular o aumento espontâneo de atividade (AEA), NS_i^t foi calculado considerando uma componente de excitação (NSE) e outra de inibição (NSI):

$$NS_i^t = a \cdot NSE_i^t - b \cdot NSI_i^t, \quad (2)$$

onde a e b são parâmetros que permitem ajustar a contribuição da excitação e inibição sobre NS_i^t .

O potencial transmembrânico (MP_i^t) foi calculado, no instante t , em função dos pesos sinápticos e do estado de atividade do neurônio i , no instante $t-1$ (z_i^{t-1}):

$$MP_i^t = \tau \sum_{j=1}^{NE-3} c_{i,j} z_j^{t-1} + \kappa \sum_{j=NE-2}^{NE} c_{i,j} z_j^{t-1} - \varphi \sum_{j=NE+1}^N c_{i,j} z_j^{t-1} + NS_i^t, \quad (3)$$

onde τ , κ e φ correspondem aos pesos de conectividade de cada tipo celular presente na rede.

De acordo com a teoria da Compensação [5], a soma das ofertas sinápticas do i -ésimo neurônio é definida como σ_i e sua variação como $\Delta \sigma_i$. Os tipos de sinapses são separados em elementos pré-sinápticos (pr) e pós-sinápticos (po), estes por sua vez, são divididos em: ligados (b) e livres (f). Os elementos pós-sinápticos são também distinguidos em: excitatórios (e), ou inibitórios (i). As regras morfogenéticas (Tabela 1), que determinam as variações de conectividade sináptica, dependem do estado morfogenético de um neurônio,

Δs_i , do estado estrutural e também da sensibilidade da célula para reagir com variações estruturais (k).

Tabela 1: Regras Morfogenéticas [5].

Neurônio em estado elevado	Neurônio em baixo estado
$\Delta \sigma_i^{bpr} = 0$	$\Delta \sigma_i^{bpr} = -k_{bpr}^L \sigma_i^{bpr} \Delta s_i < 0$
$\Delta \sigma_i^{bepo} = -k_{bepo}^H \sigma_i^{bepo} \Delta s_i < 0$	$\Delta \sigma_i^{bepo} = 0$
$\Delta \sigma_i^{bipo} = 0$	$\Delta \sigma_i^{bipo} = -k_{bipo}^L \sigma_i^{bipo} \Delta s_i < 0$
$\Delta \sigma_i^{fpr} = k_{fpr}^H \Delta s_i > 0$	$\Delta \sigma_i^{fpr} = -k_{fpr}^L \sigma_i^{fpr} \Delta s_i \leq 0$
$\Delta \sigma_i^{fepo} = -k_{fepo}^H \sigma_i^{fepo} \Delta s_i \leq 0$	$\Delta \sigma_i^{fepo} = k_{fepo}^L \Delta s_i > 0$
$\Delta \sigma_i^{fipo} = k_{fipo}^H \Delta s_i > 0$	$\Delta \sigma_i^{fipo} = -k_{fipo}^L \sigma_i^{fipo} \Delta s_i \leq 0$

A sinaptogênese segundo a regra de Hebb [6] depende das atividades das células em contato e de uma célula contribuir para o disparo da outra. Assim, a variação do peso da conexão entre dois neurônios i e j foi determinada por:

$$\begin{cases} \Delta c_{ij}^t = \varepsilon \Delta s_i \Delta s_j \eta_{ij}, \text{ se } s_i^t > 0,25 \text{ e } s_j^t > 0,25 \\ \Delta c_{ij}^t = 0, \text{ caso contrário} \end{cases} \quad (5)$$

onde η_{ij} é o número de vezes que o neurônio j apresenta disparo uma interação antes do neurônio i . Considerando um limite máximo para formação de novas sinapse e para a intensificação das sinapses existentes, ε depende do peso sináptico c_{ij}^t :

$$\varepsilon_{ij}^t = \rho / (1 + e^{(c_{ij}^t - 0.4) / 0.05}) \quad (6)$$

sendo ρ uma constante de proporcionalidade.

Segundo a regra anti-Hebbiana, o disparo assíncrono causa a redução da conectividade entre dois neurônios interconectados [6]. Portanto, a variação da conectividade foi calculada da seguinte forma:

$$\begin{cases} \Delta c_{ij}^t = -\mu \Delta s_i \Delta s_j \lambda_{ij}, \text{ se } s_i^t > 0,25 \text{ e } s_j^t > 0,25 \\ \Delta c_{ij}^t = 0, \text{ caso contrário} \end{cases} \quad (7)$$

onde μ é uma constante e λ_{ij} é o número de vezes que o neurônio pós-sináptico apresenta disparos antes do neurônio pré-sináptico.

Circuitaria inicial e parâmetros do modelo – A rede foi construída considerando o número total de células e a proporção entre os principais tipos celulares presentes no hipocampo [4] em uma escala reduzida de 1:10.000. Os valores iniciais dos elementos da matriz de conectividade, $c_{i,j}$, seguiram uma distribuição normal com média e desvio padrão dados por $1,0 \pm 0,2$ para células conectadas e 0 para células não conectadas.

Análise estatística – A significância estatística foi determinada pelo teste de análise de variância monofatorial seguido do teste de comparação múltipla de *Dunnett* ($*p < 0,05$). Dados mostrados em média \pm erro-padrão da média (EPM) ($n = 12$).

Resultados

Para simular o processo de indução de crises

epileptiformes, um estímulo (aumento da $prob(z_i^t)$ em 1,5 dia), foi aplicado para induzir um aumento de atividade (AE), representando a indução do *status epilepticus* (SE) por meio da aplicação de drogas (pilocarpina, por exemplo) [4]. Após o SE, o efeito de dois interneurônios foi alterado de inibitório para excitatório, durante 14 dias, sobre 25% das CG, para reproduzir o período inflamatório pós SE [4]. Como pode ser observado na Figura 2A, após o aumento de atividade decorrente do período de excitação causado pelos interneurônios, a rede apresenta um período latente, em que não são observadas crises, durante algumas semanas. Posteriormente, surgem os aumentos espontâneos de atividade (AEA), que representam as crises epileptiformes. Na Figura 2B, são apresentadas as alterações da conectividade da rede observadas 100 dias após o estímulo. Ocorre aumento da conectividade dos grupos I (CG→CG), VII (IN→CG) e IX (IN→IN) e redução de conectividade dos demais grupos de conexões: II (CG→CM); III (CG→IN); IV (CM→CG); V (CM→CM); VI (CM→IN) e VIII (IN→CM). Essa simulação foi considerada como referência (controle).

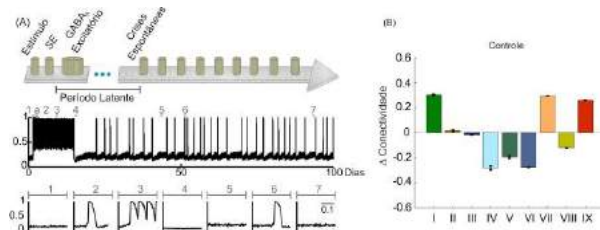


Figura 2: (A) Desenho esquemático mostrando a evolução temporal do insulto inicial ao aparecimento de atividades espontâneas, juntamente com a atividade de uma CG. 1-7 mostram a ampliação dos trechos antes do insulto (1), durante o SE (2), período de GABA_A excitatório (3), período de silêncio (4), retorno à atividade de base (5), AEA (6) e período entre AEA (7). (B) Conectividade dos grupos I a IX para a simulação controle.

Para investigar o efeito da reestruturação sináptica de cada grupo de conectividade (I-IX) sobre o processo de sinaptogênese e sobre a indução de AEA, foram realizadas simulações (como a descrita acima) em que o processo de sinaptogênese foi suprimido para cada um dos grupos de conexões (Figura 3). Para os grupos I, II, IV, V, VIII e IX, o bloqueio da sinaptogênese reduziu o número de AEAs e aumentou a latência para ocorrência do primeiro AEA (Figura 3). A supressão da sinaptogênese para os grupos II, VI e VII aumentaram o número de AEA e reduziram a latência quando comparadas com a simulação controle.

Na Figura 4, são apresentadas as alterações de conectividade dos demais grupos de conexão, que ocorrem 100 dias após o estímulo, quando um grupo tem o processo de sinaptogênese suprimido. Nas simulações em que o número de AEA reduziu (Figura 3 – grupos I, II, IV, V, VII e IX), as principais alterações

da conectividade, comparadas com a simulação controle (Figura 2), consistiram em (Figura 4): (i) redução menos intensa da conectividade envolvendo as CM (grupos II, IV, V e VIII) e alterações menores das conectividades dos IN (grupos VII, VIII e IX). Nos casos em que houve aumento da ocorrência de AEAs, ocorreu uma redução mais intensa da atuação das CM (grupos II, IV, V e VIII), juntamente com o aumento da intensidade do brotamento anormal de fibras musgosas (BAFM) (grupo I) e da inibição recíproca entre IN (grupo IX).

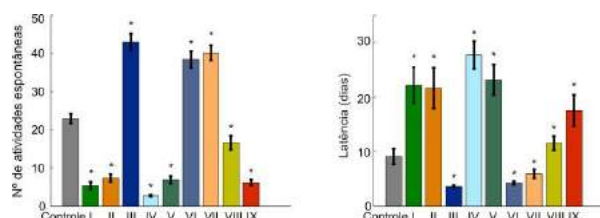


Figura 3: Ocorrência de AEAs e latência para o surgimento de AEAs após o estímulo. “Controle” corresponde à simulação da Figura 1. I, II, ...IX indica o grupo de conexão que teve o processo de sinaptogênese suprimido (ou seja, que não sofreu alterações).

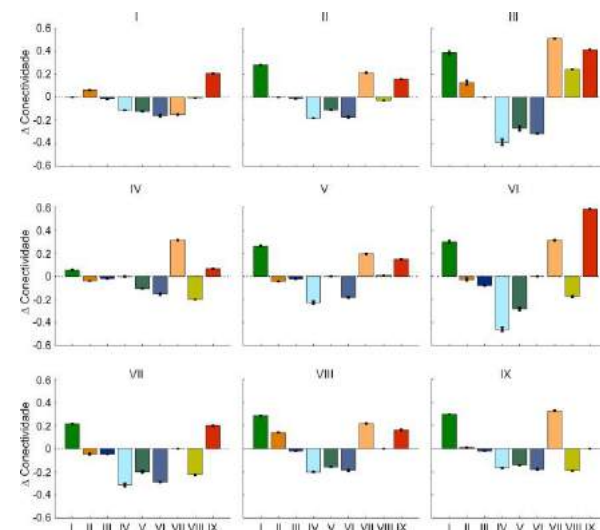


Figura 4: Variações de conectividade dos grupos de conexões, 100 dias após o estímulo. Para cada grupo de conectividade que foi suprimida a morfogênese (indicado pelo título I, II, ..., ou IX) são apresentadas as alterações de conectividade dos demais grupos de conexões.

Discussão

No presente trabalho, foi investigada a contribuição da morfogênese de cada grupo de conexão sináptica, característico da rede sináptica intrínseca do GD, sobre a indução de atividades epileptiformes. O aumento da conectividade entre CG (grupo I) representa o BAFM e é um resultado da ação em cadeia da teoria da compensação e do reforço sináptico exercido pelas

regras de Hebb [4]. Em experimentos, existe a hipótese de que o BAFM contribui para o surgimento das crises espontâneas [9]. As simulações também reforçam essa hipótese indicando inclusive que o bloqueio da variação de conectividade entre as CG, por impedir o BAFM, reduz a ocorrência e aumenta a latência das crises, além de reduzir as variações das conectividades dos outros grupos de conexão.

Nas simulações, reduções mais intensas da conectividade dos grupos II, IV, V e VIII, que envolvem as CM, resultaram em maior ocorrência de AEAs. Esse resultado reforça a teoria das células em cesto dormentes [10], que pode indicar a tendência de morte das CM, por perda de conectividade, durante o processo de epileptogênese. Segundo Sloviter [10], a morte das CM pode contribuir para o surgimento das crises epileptiformes. Segundo as simulações, o bloqueio das variações de conectividade dos grupos de conexão envolvendo essas células (II, IV, V e VIII), por impedir a redução da eficiência dessas sinapses, contribuiu para reduzir a ocorrência e aumentar a latência das crises. No caso das sinapses envolvendo as CM, apenas o bloqueio do grupo VI (CM→IN), por impedir a redução dessas sinapses, contribuiu para o aumento da ocorrência e redução da latência das crises. Isso ocorreu porque a teoria da compensação reduzia esse tipo de conexão para diminuir o nível de atividade dos IN durante o período do GABA_A excitatório. Para compensar o bloqueio da variação da conectividade dessas sinapses, a teoria da compensação aumentou a inibição entre IN. Porém, isso reduziu a eficiência da inibição dos IN sobre as CG, resultando em um maior número de AEA e redução da latência.

As simulações também sugerem uma associação entre o aumento da inibição entre IN e uma maior ocorrência de AEA. Quando ocorre o bloqueio desse tipo de sinapse (grupo IX), a ocorrência das crises é reduzida e a latência aumentada. Essas simulações sugerem o aumento da inibição recíproca entre IN como uma hipótese sobre alterações da circuitaria sináptica intrínseca do GD que pode contribuir para a ocorrência de crises epileptiformes. Essa inibição perisomática pode ser fundamental na regulação da excitabilidade das CG no giro dentado normal e epiléptico, sugerindo um mecanismo de regulação compensatória [11] dos receptores GABA_A.

Conclusão

As simulações do presente trabalho permitem propor que o BAFM, além de contribuir para o aumento da ocorrência de crises, também causa reduções mais intensas da conectividade das CM dentro da circuitaria sináptica intrínseca do GD, contribuindo para a eliminação da participação dessas células para a atividade da rede e, possivelmente, para a morte dessas células. O aumento da inibição entre os IN diminui a eficiência dessas células em controlar a atividade das CG e, conseqüentemente, contribui para o aumento das crises e redução da latência. Dessa forma, além do

aumento da conectividade entre CG, que representa o BAFM, a redução da atuação das CM e o aumento da inibição entre IN podem promover o surgimento das atividades epileptiformes.

Agradecimentos

Agradecemos à FAPEMIG, CNPq, UFSJ, FINEP e CAPES.

Referências

- [1] Raimondo JV, Markram H, Akerman CJ. Short-term ionic plasticity at GABAergic synapses. *Frontiers in Synaptic Neuroscience*. 2012; 4(5): 1-9.
- [2] Jessberger S, Zhao C, Toni N, Clemenson GD Jr, Li Y, Gage FH. Seizure-associated, aberrant neurogenesis in adult rats characterized with retrovirus-mediated cell labeling. *J. Neurosci*. 2007; 27:9400-7.
- [3] Sloviter RS, Bumanglag AV, Schwarcz R, Frotscher M. Abnormal dentate gyrus network circuitry in temporal lobe epilepsy. *Jasper's Basic Mechanisms of the Epilepsies*. 2012; 1-20.
- [4] França KLA, Almeida ACG, Infantosi AFC, Duarte MA, Silveira GA, Scorza FA, Arida RM, Cavalheiro EA, Rodrigues AM. Enhanced Synaptic Connectivity in the Dentate Gyrus during Epileptiform Activity: Network Simulation. *Computational Intelligence and Neuroscience*. 2013; 1-19.
- [5] Wolff JR, Wagner GP. Selforganization in synaptogenesis: Interaction between the formation of excitatory and inhibitory synapses, In: Basar E, Flohr H, Haken H, Mandell AJ, editors. *Synergetics of the Brain*, Berlin; Heidelberg: Springer. 1983; pp.: 50-59.
- [6] Hebb DO. *The organization of behavior: A neuropsychological theory*. New York: Wiley. 1949; 335p.
- [7] Almeida ACG, Rodrigues AM, Scorza FA, Cavalheiro EA, Teixeira HZ, Duarte MA, Silveira GA, Arruda EZ. Mechanistic Hypotheses for nonsynaptic epileptiform activity induction and its transition from the interictal to ictal state – Computational Simulation. *Epilepsia*. 2008; 1908-24.
- [8] Pathak HR, Weissinger F, Terunuma M, Carlson GC, Hsu FC, Moss SJ, Coulter DA. Disrupted Dentate Granule Cell Chloride Regulation Enhances Synaptic Excitability during Development of Temporal Lobe Epilepsy. *J Neurosci*. 2007; 27(51):14012-22.
- [9] Morimoto K, Fahnestock M, Racine RJ. Kindling and status epilepticus models of epilepsy: rewiring the brain. *Progress in Neurobiology*. 2004; 73:1-60.
- [10] Sloviter, RS. Feedforward and feedback inhibition of hippocampal principal cell activity evoked by perforant path stimulation: GABA-mediated mechanisms that regulate excitability in vivo. *Hippocampus*, 1991;1-31.
- [11] Fritschy JM. Epilepsy, E/I balance and GABA_A receptor plasticity. *Front. Mol. Neurosci*. 2008;1:1-6.

A SOS BOX PATTERN FOR *Leptospira spp.*

Bomediano, L. M.*, Costa, R. M.** and Simões, A. C. Q*

*Centro de Engenharia, Modelagem e Ciências Sociais Aplicadas - UFABC, Santo André, Brazil

**Centro de Ciências Naturais e Humanas - UFABC, Santo André, Brazil

e-mail: livia.bomediano@ufabc.edu.br

Abstract: Leptospirosis is an important zoonosis classified as a neglected tropical disease, responsible for serious public health problems resulting in costs to the economy. The disease is caused by pathogenic bacteria of the *Leptospira* genus which comprehends both pathogenic species (*interrogans* complex) and saprophytic ones (*biflexa* complex). The SOS response is a bacterial defense mechanism against DNA damage caused by ultraviolet radiation, high concentrations of O₂ and Fe inside the cell and antibiotics. This system is well studied in *Escherichia coli* where more than 40 genes, including *recA*, *dinP*, *uvrA* and *recN* genes, were found to be involved in this kind of response and regulated by *lexA* and *recA* regulators. In *Leptospira spp* this response is not well characterized, especially regarding the saprophytic species. This study characterized a SOS box motif in three leptospira species using genes regulated by *lexA* previously studied in *Leptospira interrogans* with ChIP-Seq experiment. The MEME software generated the SOS box motif that was subsequently used within MAST software to search for this pattern in the genomes of *Leptospira borgpetersenii* serovar *bovis*, *Leptospira interrogans* serovar *Copenhageni* *Fiocruz* and *Leptospira biflexa* serovar *Patoc* *Patoc* *Ames* 1. The SOS box motif retrieved genes known to be regulated by *lexA*, therefore indicating that the SOS box identified can be used to identify other genes involved in the SOS response.

Keywords: genomics, SOS response, *Leptospira spp.*

Introduction

Considered as an emerging zoonotic disease, leptospirosis is caused by pathogenic bacteria of the genus *Leptospira*. It is an endemic disease throughout the world with the highest incidence in tropical regions where the climate, hot and humid, is ideal for the survival and reproduction of leptospira bacteria [1]. The disease is maintained in nature by chronic infection in renal tubules of animal hosts, also called reservoirs or maintenance hosts. The leptospiral major reservoirs are small mammals and rodents. These can be infected by the bacteria still in the growth phase and expelling leptospirems in their urine for life [2].

The leptospirosis infection involves a complex pathogen-host relationship. The host activates its immunological response while the pathogen uses its virulence factors to overcome the challenge of the

immune defense of the host in an attempt to colonize the tissue. The pathogen interaction with the host in leptospirosis is not well known and there is no explanation for the development gap and aggressiveness of the disease in some patients while others are completely asymptomatic. It is very important to study the many forms that these bacteria can defend themselves from the stress agents that can lead them to cell death.

The bacteria in general have a defense mechanism to DNA damage and injury called SOS response. A variety of stress agents can activate such response, for example, ultraviolet radiation, high oxygen and iron concentrations inside the cell, antibiotics, among others. The DNA lesion leads to blockage of the replication fork, since the DNA polymerase is unable to handle this kind of damage [3]. The SOS response aims to start DNA replication before the cell dies. It has been well studied in *Escherichia coli* and 40 genes were found to be involved in this response [4].

The expression of these genes is regulated by the *lexA* repressor and the recombinase *recA*. In *Escherichia coli*, genes regulated by the *lexA* are involved with the inhibition of cell division, translesion synthesis and excision repair. The *lexA* repressor is bound to the promoter region, also called SOS box region of the genes that belongs to the system, repressing the transcription of these genes. In a situation of stress which causes DNA damage, blockage of replication fork leads to the formation of single stranded DNA (ssDNA). The recombinase *recA* then links itself up with these single stranded DNA, changing its conformation to the active state. This new conformation of the recombinase *recA*, activated, binds to the *lexA* repressor leading to its auto cleavage, releasing the SOS box region and allowing transcription of the genes that compose the system.

After the repair of DNA damage, *recA* levels in their active conformation fall and it sets *lexA* free to repress again the genes and the system returns to its non-induced state. The activation of the SOS system leads to the freezing of the cell cycle for the translesion synthesis and repair of DNA lesion to occur. These events can increase the number of mutations, gene rearrangements and activation of virulence genes and it is very important to be studied in pathogenic and saprophytic organisms.

This work aims to study the SOS box motif pattern for *Leptospira* species. A motif is a conserved region

where regulator proteins can bind to it (or release it) to enable (or repress) the transcription of a gene. Hence the importance of studying these regions lies on the ability to silence transcription of the SOS response and prevent these bacteria to survive the stress posed by the immunological system of the host. Table 1 presents terms and abbreviations used in this work.

Table 1: List of terms and abbreviations.

Terms and abbreviations
ChIP-Seq: chromosome immunoprecipitation coupled with massive parallel sequencing experiment.
FASTA format: text-based format for representing either nucleotide or protein sequences, in which nucleotides or amino acids are represented using single letter codes. Header begins with “>” and usually contains the name of the gene (or protein).
MEME: software “Multiple Em for Motif Elicitation”.
MAST: software “Motif Alignment and Search Tool”.
Motif: sequence pattern that often indicate sequence-specific binding sites for proteins.
P-value: the probability of observing a match score at least as good when the motif is compared to a random sequence. The lower the p-value, the more significant is the result.
SOS response: defense mechanism to repair DNA lesions caused by stress agents.
SOS box: promoter region to which the LexA repressor binds to repress the transcription of SOS-induced proteins.

Materials and methods

Selection of genomic regions to define the consensus SOS motif using MEME – A previous work from our group [6] identified which genes are regulated by *lexA* in *Leptospira interrogans* serovar *Copenhageni* *Fiocruz LI-130* by ChIP-Seq (chromosome immunoprecipitation coupled with massive parallel sequencing experiment) when exponential culture of bacteria were irradiated (IR) or not (NI) to a UV-C germicidal lamp (254nm), to a dose known to kill 50 - 60% of cells (5 J/m²).

The cross-linked lysates preparation and immunoprecipitation were performed by da Fonseca [6] as described by Alseth *et al* [5] and immunoprecipitation were performed with anti-LexA1 mouse serum. Sequencing was performed in a HiSeq 2500 (Illumina) platform. The peak-calling tool from CisGenome [7] was used to define enriched regions in each immunoprecipitated sample, using the total sample as background control. Only regions with fold enrichment of at least 2-fold, present in both immunoprecipitated samples and absent from total samples, were selected from da Fonseca’s work and the most enriched binding sites for *lexA* were selected to continue the investigation of the SOS box in the present work.

These sequences were used as a training set to the MEME algorithm in Meme Suite [8, 9] to identify a consensus SOS motif. MEME algorithm discovers DNA and protein sequence motifs and is a starting point for most analyses using the MEME Suite. The result is a matrix with the SOS box pattern, which can be used to MAST (Motif Alignment and Search Tool) sequence homology search algorithm [10], also present in Meme Suite [8].

Identification of the SOS box in *Leptospira* genomes –The resulting matrix from MEME with the identified SOS box pattern was submitted to the MAST algorithm [8, 9,10], to find homologous pattern in genes of the three species of *Leptospira*, i.e., *Leptospira biflexa* serovar *Patoc Patoc 1 Ames*, *Leptospira biflexa* serovar *Patoc strain 'Patoc 1 (Paris)'*, *Leptospira interrogans* serovar *Lai str. 56601*, *Leptospira interrogans* serovar *Copenhageni str. Fiocruz LI-130* and *Leptospira borgpetersenii* serovar *hardjo bovis*. The FASTA sequences of those genomes were retrieved from Genome database from NCBI (NC_010842.1, NC_010602.1, NC_004342.2, NC_005823.1 and NC_008508.1, respectively).

MAST provides the p-value for the search of a motif characteristic of a DNA sequence family (in this case the matrix with the SOS box pattern created by MEME) in a target sequence (in this case a genome).

MAST sequence homology search algorithm uses QFAST algorithm to calculate the statistical distribution of the product of n independent p-values, based on Fisher ‘omnibus’ procedure for combining one-sided statistical tests. In this case the match score of a single motif compared to a random sequence is a discrete random variable whose distribution can be calculated exactly [10]. From this distribution the significance of the calculated p-value of the match score of a target sequence can be evaluated.

Results

The motif with the lowest p-value (p-value=1.10e-06) identified as a SOS box from *Leptospira interrogans* using MEME is in Figure 1. This motif was chosen as a pattern for the search in the other species aside *Leptospira interrogans*.

Figure 2 shows the SOS box motif for all the species studied for the main previously characterized genes of the SOS system (two regulators *lexA* and *recA*, *recN* and *dinP*), involved with the DNA repair. It also shows that there is the same number of spacers between the most conserved parts of the box. For example, from the first cytosine (blue) to the adenine (red - number seven of the motif), there is a great degeneration (spacers) in these nucleotides in all studied genes.

motif, as well as their p-values were well annotated and stored for future reference.

Conclusion

The computational analysis so far confirms the existence of a SOS box pattern between these three species of the genus *Leptospira*: *Leptospira borgpetersenii* serovar *bovis*, *Leptospira interrogans* serovar *Copenhageni* Fiocruz and *Leptospira biflexa* serovar *Patoc Patoc Ames 1*. The box in these species remained well preserved, consisting in a motif and characterized region where *lexA* can bind to regulate the SOS system genes.

Acknowledgements

Professor Paulo Lee Hoo, his PHD student, Luciane Schons da Fonseca and researcher Josefa Bezerra da Silva, all from Butantan Institute, collaborated to this work with the results of the ChIP-seq experiment and the list of the genes regulated by *lexA* in *Leptospira interrogans*.

References

- [1] Levett, P.N. Leptospirosis. *Clinical Microbiology Reviews*. 2001; 14 (2): 296-326.
- [2] Levett, P.N., Haake, D.A. *Leptospira* species (leptospirosis). *Principles and practice of infectious diseases*. Churchill Livingstone Elsevier, Philadelphia. 2010; p.3059-3065.
- [3] Friedberg, E.C., Aguilera, A., Gellert, M., Hanawalt, P.C., Hays, J.B., Lehmann, A.R., Lindahl, T., Lowndes, N., Sarasin, A., Wood, R.D.: Dna repair: from molecular mechanism to human disease. *DNA repair*. 2006; 5(8): 986-996.
- [4] Courcelle, J., Khodursky, A., Peter, B., Brown, P.O., Hanawalt, P.C.: Comparative gene expression profile following UV exposure in wild-type and SOS-deficient *Escherichia coli*. *Genetics*. 2001; 158(1): 41-64.
- [5] Alseth, I., Rognes, T., Lindback, T., Solberg, I., Robertsen, K., Kristiansen, K.I., Mainieri, D., Lillehagen, L., Kolst, A.-B., Bjras, M.: A new protein superfamily includes two novel 3-methyladenine dna glycosylases from *Bacillus cereus*, *alkc* and *alkd*. *Molecular microbiology*. 2006; 59(5): 1602-1609.
- [6] da Fonseca, L.S.: Characterization of the SOS response in *Leptospira interrogans* serovar *Copenhageni*. PhD thesis. Universidade de São Paulo (2014).
- [7] Hegde, M.L., Hazra, T.K., Mitra, S.: Functions of disordered regions in mammalian early base excision repair proteins. *Cellular and molecular life sciences*. 2010; 67(21): 3573-3587.
- [8] Bailey, T.L., Johnson, J., Grant, C.E., Noble, W.A.S.: The meme suite. *Nucleic acids research*. 2015; 416.
- [9] Bailey, T.L., Elkan, C.: Fitting a mixture model by expectation maximization to discover motifs in biopolymers. *Proceedings of the Second International Conference on Intelligent Systems for Molecular Biology*. 1994; 28-36.
- [10] Bailey, T.L., Gribskov, M. Combining evidence using p-values: application to sequence homology searches. *Bioinformatics*. 1998. 14(1): 48-54.

COMPORTAMENTO MECÂNICO DE OSSOS DE RATAS SUBMETIDAS À TÉCNICA DE SUSPENSÃO DE CORPO INTEIRO PARA INDUÇÃO DA OSTEOPENIA – ESTUDO EXPERIMENTAL

Penoni A. C. O., Yanagihara, G. R.1*, Tida J. A., Brancalion B. B., Issa J. P. M. e Shimano A. C.

*Laboratório de Bioengenharia e Programa de Pós-Graduação em Ciências da Saúde Aplicadas ao Aparelho Locomotor da FMRP - USP, Ribeirão Preto, Brasil

E-mail: acpenoni@usp.br

Resumo: A osteopenia e a osteoporose são distúrbios osteometabólicos caracterizados pela diminuição da densidade mineral óssea (DMO), com deterioração da microarquitetura óssea. Vários métodos de indução da osteopenia são relatados na literatura, mas a indução em corpo inteiro é verificada apenas em métodos não reversíveis. O objetivo deste estudo foi avaliar o comportamento mecânico de ratas submetidas a um modelo novo de indução da osteopenia através da suspensão de corpo inteiro. **Método:** Foram utilizadas dezoito (18) fêmeas da raça *Rattus Norvegicus Albinus*, da variedade *Wistar*, com 10 semanas de vida e massa corporal entre 200 e 290 gramas. Os animais foram divididos igualmente (n=9) em 2 grupos, sendo: GS21 - Grupo Suspenso por 21 dias e GC21 - Grupo Controle 21 dias. Os animais do grupo GS21 foram mantidos suspensos por 21 dias através de uma vestimenta confeccionada em tecido emborrachado, levemente elástico e trabeculado. Essa vestimenta foi presa através de argolas em uma plataforma de madeira que foi encaixada nas bordas da gaiola Beira Mar®, mantendo os animais suspensos. As ratas foram submetidas à eutanásia e após necropsia e dissecação das tíbias e úmeros do lado direito, as análises foram realizadas. As propriedades avaliadas no ensaio mecânico de três pontos foram Força Máxima e Rigidez Relativa. **Resultados:** Houve uma redução da força máxima e da rigidez relativa de úmeros e tíbias do grupo GS21. **Conclusão:** O protocolo proposto de suspensão de corpo inteiro se mostrou eficaz para a redução da força máxima e rigidez relativa em ossos de ratas. **Palavras-chave:** Osteopenia, Suspensão de corpo inteiro, Fenômenos Biomecânicos

Abstract: *The osteopenia and osteoporosis are disorders in bone metabolism characterized by decreased bone mineral density (BMD), with deterioration of bone microarchitecture. Various osteopenia induction methods are reported in literature, but the induction entire body is observed only in non-reversible method. The aim of this study was to evaluate the mechanical behavior of rats subjected to a new model of induction of osteopenia through the whole body suspension. **Method:** were used eighteen (18) race female *Rattus norvegicus Albinus*, *Wistar* variety, with 10 weeks of age and body mass between 200 and 290 grams. The animals were divided equally (n = 9) in 2 groups: GS21 - Sus-*

pended Group for 21 days; GC21 - Control Group 21 days; The animals in the experimental group were suspended for 21 days through a garment made of rubberized fabric, slightly elastic and trabecular. This garment was arrested by rings on a wooden platform that was embedded in the edges of the cage Beira Mar®, keeping the suspended animals. The rats were euthanized and after autopsy and dissection, the analyzes were performed. Bone tissue was evaluated for mechanical behavior and were evaluated variables Maximum Strength and Stiffness Relative. Results: There was a reduction of the maximum strength and relative stiffness of humerus and tibia to mechanical bending test on 3 points. Conclusion: The proposed protocol full body suspension was effective to reduce the maximum strength and relative stiffness in rats bones.

Keywords: *Osteopenia, full body suspension, Biomechanical Phenomena.*

Introdução

Desde o início da era espacial, houve um crescente interesse em tentar reproduzir na Terra um ambiente que pudesse simular os efeitos da microgravidade nos diversos componentes corporais. Entre esses componentes, os ossos configuram um destaque por sofrer alterações impactantes na sua composição e comportamento mecânico. Sabe-se que longo período de inatividade causa perda óssea substancial e concomitante deterioração do sistema musculoesquelético^[1]. Além das experiências com voo espacial, os casos de paralisia causada por lesão medular ou os longos períodos de repouso no leito causam extrema modificação na composição e resistência dos ossos^[1]. O imobilismo, causado por diversas morbidades, principalmente na população idosa, pode resultar em distúrbios do sistema musculoesquelético e vascular, resultando em alterações importantes no metabolismo e homeostase corporal.

Os ossos são formados por um tecido metabolicamente dinâmico, sendo continuamente renovado e reconstruído, sensível a influências nutricionais, endócrinas e metabólicas, e que se mantém ativo durante toda a vida^[2]. Os estímulos mecânicos ou a falta deles configuram como uma das principais formas de provocar alterações na massa, na forma e na

força exercida pelos ossos [3,4,5]. Acredita-se que os ossos possuem mecanossensores que detectam toda gama de estímulos externos e a força da contração dos músculos, respondendo de forma proporcional à magnitude dessas forças [6,7,8,9].

Além do sistema de mecanossensores, os ossos possuem uma importante rede vascular, o que confere a esse tecido uma excelente capacidade de autorregeneração, podendo alterar suas propriedades e configurações em resposta às alterações mecânicas impostas a ele [2]. A osteopenia e a osteoporose são distúrbios osteometabólicos caracterizados pela diminuição da densidade mineral óssea (DMO), com deterioração da microarquitetura óssea [10]. As principais manifestações clínicas da osteoporose são as fraturas, sendo as mais frequentes no fêmur, nas vértebras e nos ossos do antebraço [11,12]. A fratura por osteoporose tem elevada prevalência e representa importante problema de saúde pública no Brasil, especialmente a de quadril, cuja incidência aumenta com a idade e está associada à deterioração da qualidade de vida e à maior mortalidade [10].

Em experimentação animal, o modelo clássico de indução à osteopenia é a ooforectomia de ratas, modelo que causa efeitos semelhantes às alterações que ocorrem no osso feminino após a menopausa, devido à retirada de ovários [13,14]. Outros modelos também são descritos na literatura, como a imobilização do membro pélvico [13,14], secção do nervo ciático [15] ou lesão medular [13] e suspensão pela cauda [14,15,16,17]. Todos os métodos apresentam vantagens e desvantagens que devem ser avaliadas no sentido de respeitar com maior fidedignidade a transferência dos resultados para o modelo humano.

O modelo de suspensão do rato pela cauda foi, primeiramente, desenvolvido com a finalidade de avaliar os efeitos fisiológicos que são causados pela microgravidade, efeito esse que é experimentado pelos astronautas durante o período em que estão no espaço. No entanto, hoje ele é considerado também, um modelo eficaz de induzir a osteopenia por hipoatividade física [18,19] e umas de suas vantagens é a reversibilidade e ser bem suportado pelo animal. Apesar de suas vantagens, seu fator limitante muitas vezes é o fato de induzir osteopenia apenas nos ossos dos membros traseiros do animal. Assim, quando se necessita induzir osteopenia global no esqueleto dos ratos, preconiza-se utilizar os outros métodos que, nesses casos, provocam perdas irreversíveis para os animais. É escassa na literatura a informação acerca de métodos com animais que simulem as sequelas ósseas da hipoatividade, sofrida geralmente por indivíduos acamados por longos períodos. As pesquisas com foco no tecido ósseo, na maioria das vezes, têm se baseado nas alterações causadas pela hipogravidade causada pela suspensão pela cauda dos animais e relacionadas com voos espaciais. Portanto, o objetivo deste estudo foi avaliar o comportamento mecânico de ossos (membros anteriores e posteriores) de ratas submetidas a um modelo novo de

indução da osteopenia através da suspensão de corpo inteiro.

Materiais e método

Este estudo foi aprovado pela Comissão de Ética em Experimentação Animal (CETEA) da Prefeitura do Campus de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo, sob protocolo nº 111/2014.

O desenvolvimento experimental foi realizado no Biotério da Universidade do Vale do Sapucaí, Pouso Alegre, Minas Gerais e as análises e testes gerais foram realizados no Laboratório de Bioengenharia da Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo. Foram utilizadas dezoito (18) fêmeas da raça *Rattus Norvegicus Albinus*, da variedade *Wistar*, com 10 semanas de vida e massa corporal entre 200 e 290 gramas, adquiridas do Biotério Central da Prefeitura do Campus de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo. Os animais foram divididos igualmente (n=9) em 2 grupos, sendo: GS21 - Grupo Suspenso por 21 dias e GC21 - Grupo Controle 21 dias. Os animais do grupo GS21 foram suspensos em corpo inteiro por 21 dias através de uma vestimenta confeccionada em tecido emborrachado levemente elástico e trabeculado (Figura 1 - A).

Essa vestimenta possui aberturas para os membros anteriores e posteriores, permitindo livre movimento dessas partes. Envolvendo a circunferência toracoabdominal a vestimenta recebeu uma placa em alumínio fixada em um tecido acoplado com dimensões de 5cm de comprimento e 14cm de largura para dar sustentação e proteção ao animal (Figura 1 - B).

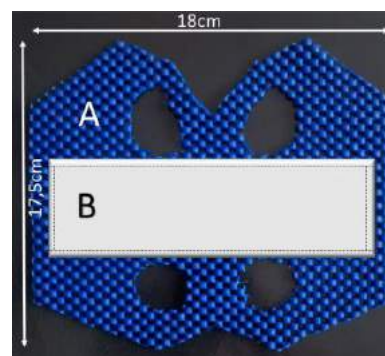


Figura 1. Modelo de vestimenta em tecido emborrachado. Partes: A – vestimenta em tecido emborrachado e; B – Lâmina de alumínio medindo 14x5cm acoplada à vestimenta.

Para a suspensão de corpo inteiro dos animais, uma plataforma de madeira com dimensão 52x5cm foi fixada em dois blocos que se encaixam nas bordas da gaiola, no sentido do seu comprimento.

Na parte inferior dessa plataforma de madeira foram atarraxados dois ganchos para servir de fixação para argolas que foram firmemente fixadas na vestimenta emborrachada, no dorso do animal. Esses ganchos foram posicionados de forma a manter o animal suspen-

so em uma inclinação de 30°, sendo a região cranial mais inferior^[16]. Um estudo piloto desta proposta de suspensão foi realizado mantendo os animais na posição horizontal e revelou resultados não significativos quanto às alterações na densidade mineral e biomecânica dos ossos. A partir desse resultado, foi adotada a angulação de 30° no posicionamento dos animais em suspensão. Para alimentação dos animais, foi acoplado junto à base de madeira uma barra rosqueada de metal com 20 cm de comprimento e 5mm de espessura. Nas extremidades, porcas com aletas fizeram a fixação dos blocos de ração, que receberam um furo de 5 mm de espessura em seu centro e foram encaixados, em fileira, ficando na posição vertical, disponível para os animais. A hidratação foi realizada através de um bebedouro próprio para pequenos roedores (Hamster), com capacidade de 100 ml, que foi encaixado na plataforma de madeira através de uma pinça de aço que abraçou o corpo do bebedouro, mantendo-o na posição vertical, à frente do animal.

A avaliação clínica dos animais seguiu a rotina recomendada por Morey-Holton e Globus^[17]. Os animais foram avaliados quanto à tolerância, ao estresse e às condições técnicas em relação ao modelo de suspensão. O estresse dos animais foi avaliado pelo aspecto geral, movimentação, aspecto da região periorbitária e focinho, condições da pelagem, alimentação e massa corpórea^[16].

Os animais do grupo Controle (GC21) permaneceram em gaiolas coletivas (3 animais por gaiola) durante 21 dias com ração e água ad libitum e foram avaliados quanto ao comportamento e alteração de peso.

A eutanásia dos animais foi feita através de doses excessivas de Xilazina e Ketamina (solução 1:1, 0,2mL/100g), aplicadas via intraperitoneal. Em seguida, foram retirados, bilateralmente, as tíbias e úmeros. Os ossos dissecados e limpos das partes moles foram encaminhados para o ensaio mecânico de flexão em três pontos na Máquina Universal de Ensaio da marca EMIC® (Modelo DL10.000) do Laboratório de Bioengenharia da FMRP – USP. Foi utilizada uma célula de carga com capacidade de 500N. As propriedades analisadas foram Força máxima e Rigidez Relativa.

Os dados foram testados quanto à normalidade através do teste de *Kolmogorov-Smirnov* e a comparação entre os grupos foi realizada através do Teste T-student. Todas as análises estatísticas foram realizadas utilizando o *software* SPSS (Versão 21.0) e foi adotado nível de significância de 5% ($p \leq 0,05$).

Resultados

Foram realizadas as análises das propriedades mecânicas Força Máxima (Fmáx) e Rigidez Relativa (RR) dos úmeros e tíbias dos animais e as médias e comparações foram expressas nas tabelas 1 e 2.

Tabela 1. Médias dos resultados dos Ensaio Mecânicos para Tíbias.

Grupos/Análises	ForçaMáx (Tíbia) (N)	Rigidez Relativa (Tíbia) (N/mm)
Grupo suspenso 21 dias	43,88±6,25	61,55±14,98
Grupo controle	60,44±8,10	104,61±14,37
	P=0,000	P=0,000

Tabela 2. Médias dos resultados dos Ensaio Mecânicos para Úmero.

Grupos/Análises	ForçaMáxima (Úmero) (N)	Rigidez Relativa (Úmero) (N/mm)
Grupo suspenso 21 dias	39,16±8,63	107,85±25,35
Grupo controle	51,16±6,81	146,73±27,82
	P=0,007	P=0,013

Os resultados mostraram que a força máxima avaliada através do ensaio de flexão em três pontos revelou diferença significativa entre os grupos Suspenso e Controle para os ossos tíbia e úmero ($P=0,000$ e $P=0,007$, respectivamente). Os ossos do grupo suspenso suportaram uma carga menor antes da falha. A rigidez relativa das tíbias e úmeros também mostrou diferença significativa entre os grupos ($P=0,000$ e $P=0,013$, respectivamente), tendo o grupo suspenso apresentado uma menor rigidez.

Discussão

A suspensão de animais para indução da osteopenia vem sendo estudada desde o início das viagens espaciais. O posicionamento dos animais passou por modificações até a conclusão que os animais devem ficar suspensos mantendo a região cranial em um plano mais inferior que a cauda. Em seus estudos, Morey^[16] e Morey Holton e Globus^[17] afirmam que uma inclinação de 30° altera a circulação do fluido cefalorraquidiano e gera uma pressão dos intestinos em relação ao tórax e essas modificações são importantes para provocar alterações na composição e estrutura dos ossos, além de reproduzir com maior fidelidade a posição dos astronautas no espaço. Essa inclinação foi adotada neste estudo e se mostrou também eficaz na produção de resultados significativos quando comparados com animais suspensos em um plano horizontal, realizado como piloto. Neste estudo, os ensaios mecânicos revelaram resultados consistentes quanto à eficiência do novo método proposto. Os ensaios mecânicos permitiram obter resultados que demonstraram a eficiência do modelo experimental como um importante indicador de enfraquecimento ósseo. Neste estudo a

rigidez relativa e a força máxima sustentada até a fratura foi significativamente menor no grupo que passou pelo período de suspensão, mostrando a eficiência do método. Neste estudo, nenhum animal do grupo suspenso apresentou redução diária do peso que justificasse a sua retirada do experimento. Os animais do grupo suspenso mostraram uma redução média de 12,77% no peso corporal entre o início e o fim dos 21 dias, enquanto os animais do Grupo Controle mostraram um aumento de 21,13%. Knox *et al.* (2004)^[24] revelaram em seu experimento com suspensão pela cauda uma perda de 9,9% do peso corporal na primeira semana e, após esse período, o peso dos animais se tornou estável. Esta perda da massa corporal pode estar relacionada ao estresse e à hipoatividade dos animais. Hefferan *et al.*^[25] revelaram em seu experimento de suspensão pela cauda uma perda ponderal significativa induzida pela menor ingestão nos animais suspensos. Chowdhury *et al.*^[26] verificaram que os animais dos grupos suspensos perderam em média 13 gramas na primeira semana devido ao processo de adaptação à suspensão e, após, mantiveram peso menor que o grupo controle até o final do experimento. Neste experimento, embora a ração seja ofertada *ad libitum*, a forma do animal se alimentar muda, o que pode influenciar para a redução ponderal.

Conclusão

O protocolo proposto de suspensão de corpo inteiro se mostrou eficaz para reduzir a resistência mecânica dos ossos testados.

Agradecimentos

Agradecimento especial ao Laboratório de Bioengenharia da FMRP – USP e a Universidade do Vale do Sapucaí - UNIVAS que prestaram importante colaboração a esta pesquisa.

Referências

- [1] Shirazi-Fard Y, Anthony RA, Kwaczala AT, Judex S, Bloomfield SA, Hogan HA. Previous exposure to simulated microgravity does not exacerbate bone loss during subsequent exposure in the proximal tibia of adult rats; *Bone* (2013) 56 461–473
- [2] Nordin M, Frankel, VH *Biomecânica Básica do Sistema Musculoesquelético*; 3ª edição, Ed. Guanabara Koogan S.A., Rio de Janeiro, (2003)
- [3] Welch JM, Weaver CM, Turner CH Adaptations to free-fall impact are different in the shafts and bone ends of rat forelimbs. *J Appl Physiol* (2004) 97:1859–1865
- [4] Hou JC, Salem GJ, Zernicke RF, Barnard RJ Structural and mechanical adaptations of immature trabecular bone to strenuous exercise. *J Appl Physiol* (1990) 69:1309–1314
- [5] Jarvinen TL, Kannus P, Sievanen H, Jolma P, Heinonen A, Jarvinen M Randomized controlled study of effects of sudden impact loading on rat femur. *J Bone Miner Res* (1998) 13:1475–1482
- [6] Turner CH, Owan I, Takano Y Mechanotransduction in bone: role of strain rate. *Am J Physiol*; (1995) 269:E438–E442
- [7] Duncan RL, Turner CH Mechanotransduction and the functional response of bone to mechanical strain. *Calcif Tissue Int*; (1995) 57:344–358
- [8] Frost HM, Ferretti JL, Jee WS Perspectives: some roles of mechanical usage, muscle strength, and the mechanostat in skeletal physiology, disease, and research. *Calcif Tissue Int*; (1998) 62:1–7
- [9] Forwood MR, Turner CH Skeletal adaptations to mechanical usage: results from tibial loading studies in rats. *Bone* (NY); (1995) 17:197S–205S
- [10] Shimano MM; Volpon JB *Comportamento Mecânico do Terço Proximal de Fêmures de Ratos após Suspensão pela Cauda e Exercitação*. *Acta Ortop. Brasileira*; (2007) v. 15, p. 254-257
- [11] Kasper CR, McNulty AL, Otto AJ, Thomas DP Alterations in skeletal muscle related to impaired physical mobility: an empirical model. *Rev Nurs Health*; (1993) v. 16, p. 256-73
- [12] Renno ACM, Faganello FR, Moura FM, Santos NSA, Tirico RP, Bossini PS, Zuanon JA, Neto CB, Parizotto NA Os efeitos de um programa de atividade física de carga progressiva nas propriedades físicas e na força óssea de ratas osteopênicas. *Acta Ortop Bras.*; (2007) 15(5)
- [13] Jee WSS, Yao W Overview: animal models of osteopenia and osteoporosis. *J Musculoskel Neuron Interact.*; (2001) 1(3):193-207
- [14] Falcai MJ, Louzada MJQ, de Paula FJA, Okubo R, Volpon JB A modified technique of rat-tail suspension for longer periods of observation. *Aviat Space Environ Med.*; (2012) 83:1176–80
- [15] Musacchia XJ, Deavers DR, Meininger GA, and Davis TP A model for hypokinesia: effects on muscle atrophy in the rat. *J Appl Physiol.*; (1980) 48:479–486
- [16] Morey-Holton, ER Spaceflight and bone turnover - correlation with a new rat model of weightlessness. *Bioscience*; (1979) v. 29, n. 3, p. 168-172
- [17] Morey-Holton ER, Globus RK Hindlimb unloading rodent model: technical aspects. *J App I Physiol.*; (2002) 92:1367-1377
- [18] Ju Y, Sone T, Ohnaru K, Choi H, Choi K, Fukunaga M Jump exercise during hindlimb unloading protect against the deterioration of trabecular bone microarchitecture in growing young rats. *Springer Plus.*; (2013) 2:35
- [19] Kisner C, Colby LA *Exercícios Terapêuticos – Fundamentos e Técnicas*. 5ª ed; Ed. Manole; São Paulo; (2009)
- [20] Musso C, Liakopoulos V, Pangre N, DiTrollo J, Jauregui R, De Miguel R, Stefanidis I, Imperiali N, Algranati L Renal physiology in elderly persons with severe immobility syndrome; *International Urology and Nephrology*; (2009) v41; pp437-441
- [21] Corcoran, PJ Use it or lose it – The hazards of bed rest and inactivity. *The Western Journal of Medicine*; (1991) v. 154, p. 536-538
- [22] Cazeiro APM, Peres PT *Cadernos de Terapia Ocupacional da UFSCar*, São Carlos; (2010) v. 18, n.2, p. 149-167
- [23] Knox M, Fluckey JD, Bennett P, Peterson CA, Dupont-Versteegden EE Hindlimb unloading in adult rats using an alternative tail harness design. *Aviat. Space Environ. Med.*; (2004) 75, n. 8, p. 692-6
- [24] Sharir, A, Barak, Mm, Shahar, R Whole bone mechanics and mechanical testing. *Vet. J.*; (2008) 177, n. 1, p. 8-17
- [25] Hefferan TE, Evans GL, Lotinun S, Zhang M, Morey-Holton ER, Turner RT Effect of gender on bone turnover in adult rats during simulated weightlessness. *J. Appl. Physiol.*; (2003) 95, n. 5, p. 1775-??

SISTEMA DE DETECÇÃO ÓPTICA DE ACETONA UTILIZANDO SALICILALDEÍDO

Messias. O.M.I.^{1*}, Fonseca. S.A.R.^{**}, Góis. F. R.* e Cavalcanti. O.G.*

*Escola Politécnica. Universidade de Pernambuco, Recife, Brasil.

**Instituto de Ciências Biológicas. Universidade de Pernambuco, Recife, Brasil.

e-mail: inalda.messias@upe.br

Resumo: A acetona presente na respiração humana é um importante marcador para o monitoramento não invasivo de diabetes. O presente trabalho apresenta um detector óptico que realiza a medição de acetona com concentração de até 0,4 mg/l em meio aquoso. A detecção é realizada pela observação da absorbância das amostras com diferentes concentrações de acetona em uma cubeta de comprimento óptico de 10 mm. O reagente de cor empregado nos experimentos foi o salicilaldeído e a radiação era não coerente com comprimento de onda de 474 nm. Os resultados experimentais preliminares apresentaram elevada correlação linear (R^2 0,982), comprovando a eficácia da técnica de medição.

Palavras-chave: Acetona, absorção, reação química, glicose, diabetes.

Abstract: Acetone present in human breath is an important marker for non-invasive monitoring of diabetes. This paper presents an optical sensor that performs measurement acetone with a concentration of up to 0.4 mg/l in an aqueous medium. The detection is performed by observing the absorbance of the samples with different concentrations of acetone. The color reagent used in the experiments was the salicylaldehyde and the radiation was not coherent with a wavelength of 474 nm. The preliminary experimental results showed high linear correlation (R^2 0.982), demonstrating the effectiveness of the measurement technique.

Keywords: Acetone, absorption, chemical reaction, glucose, diabetes.

Introdução

Desde os primórdios da medicina que os odores do hálito dos pacientes estão relacionados à ocorrência de algumas doenças, e podem contribuir para o diagnóstico, através da observação e análise dos processos fisiológicos e fisiopatológicos do corpo humano [1]. Embora mais de 3000 compostos possam ser detectados no hálito de pessoas diferentes a matriz do ar exalado é menos complexa do que o sangue e a urina ou outros fluidos corporais, tornando sua análise mais simples [2]. O metabolismo da glicose no corpo humano é controlado pela presença de insulina, que induz o armazenamento de glicose nos tecidos

musculares e cerebrais na forma de glicogênio. A falha na função deste hormônio no organismo é caracterizada como doença, seja por problemas na sua síntese (Diabetes tipo I) ou por resistência do organismo ao mesmo (Diabetes tipo II) [3]. No Diabetes tipo I conhecida por diabetes insulino dependente, o metabolismo da glicose é ineficiente, aumentando a concentração desta no corpo e provocando o maior uso de reservas lipídicas pelo organismo, induzindo assim o aumento da concentração de acetona no ar exalado [4].

A acetona é um composto orgânico volátil (VOC), detectado na respiração humana. Durante o processo de oxidação dos ácidos graxos (ácidos carboxílicos de cadeia longa produzido quando as gorduras são quebradas) no fígado dos seres humanos e na maioria dos outros mamíferos. A acetil-CoA (acetil-coenzima A) formada pode entrar no ciclo de Krebs ou pode ser convertida nos conhecidos corpos cetônicos, ou seja, em acetoacetato, D- β - hidroxibutirato e acetona, que são enviados para outros tecidos através da circulação sanguínea [5]. Dentre estes, a acetona é o mais volátil e sua eliminação através do hálito guarda uma relação direta com a concentração de glicose na circulação.

Dessa forma, a análise do ar exalado tem valor potencial para detecção na fase inicial e monitoramento de doenças, reduzindo os custos de diagnóstico. A Figura 1 ilustra a correspondência entre a acetona exalada por meio de um dispositivo portátil que realizaria a medição da glicemia dos pacientes através do ar exalado, sem a necessidade de puncionar a polpa digital, por exemplo. Por ser um método não invasivo, a detecção de acetona na respiração humana também é promissor para a melhoria da qualidade de vida dos

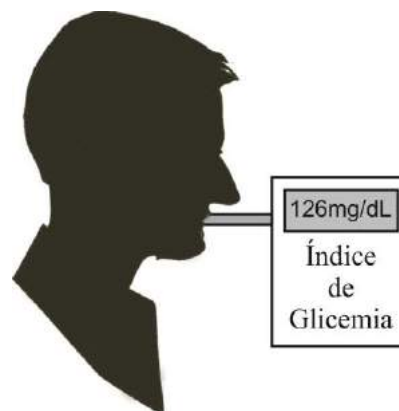


Figura.1. Sistema portátil de medição de glicemia.

pacientes evitando sua perfuração (método mais utilizado atualmente) [6].

A análise do ar exalado realizada em recém-nascidos e crianças com diabetes mellitus revelou que os metabólitos encontrados nesta população mais frequentemente foram amônia, acetona, metanol, etanol, propanol, acetaldeído e isopreno [4]. A concentração de acetona no ar exalado varia de 300 a 900 partes por bilhão (ppb) em indivíduos saudáveis, chegando a 1800 ppb em indivíduos diabéticos [7]. Além disto, a relação entre a acetona e a glicemia não varia com a idade, como ocorre, por exemplo, com a amônia [5].

No presente trabalho apresenta-se um sistema de detecção óptico da acetona. Neste sistema óptico, o salicilaldeído reage com a acetona em meio básico formando um cromógeno vermelho [8]. A concentração de cromógeno formado é proporcional à concentração de acetona na solução e pode ser determinada pela absorvância da radiação que passa através da solução. O salicilaldeído foi escolhido por não apresentar interferência de outros compostos usualmente presentes no ar exalado [9].

Materiais e métodos

I. DETECÇÃO DE ACETONA

A. Sistema de Medição

A Figura 2 ilustra o modelo esquemático do sistema empregado para a detecção de acetona. A radiação é emitida (fonte de radiação sintonizável) com auxílio de um monocromador, com comprimento de onda de 474 nm, descrito na literatura como a maior absorção do cromógeno [8]. O feixe passa por uma íris I e uma lente L para produção de um feixe colimado. Parte da potência é desviada para o fotodetector de referência D_R empregado para eliminar flutuações das fontes de alimentação e a outra parte atravessa a cubeta de quartzo de comprimento l que contém a amostra sob análise e é detectada pelo fotodetector de sinal D_S , conforme ilustrado na Figura 2.

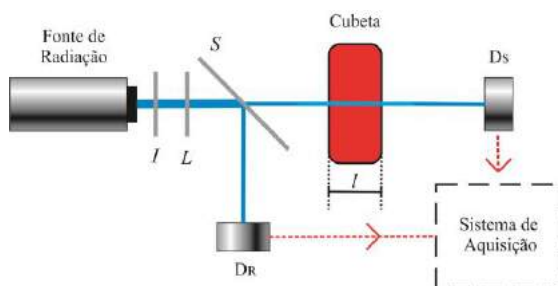


Figura 2. Sistema óptico para detecção de acetona. I - Íris; L - Lente para convergência do feixe; S - Semi-espelho; D_R - fotodetector de Referência; D_S - Fotodetector de Sinal; l - comprimento da cubeta.

A cubeta empregada nos experimentos deste trabalho possui comprimento de interação $l = 10$ mm. A Figura 3 apresenta uma fotografia do sistema montado

para medição de acetona.

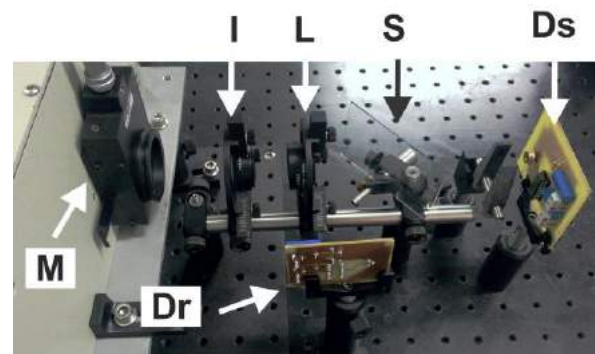


Figura.3. Fotografia do sistema óptico para detecção de acetona. M - Monocromador; I - Íris; L - Lente para convergência do feixe; S - Semi-espelho; D_R - fotodetector de Referência; D_S - Fotodetector de Sinal.

Inicialmente a cubeta é preenchida com uma solução denominada de Branco, ou seja, sem o cromógeno (sem acetona), para determinar o valor de referência na medição da absorção. A razão entre o valor medido no fotodetector de sinal D_S e no fotodetector de referência D_R sem acetona na cubeta é o valor de referência da potência P_0 dada por:

$$P_0 = \frac{D_S}{D_R}(\text{Branco}). \quad (1)$$

Na sequência a cubeta é preenchida com uma solução contendo o cromógeno (formado pela presença de acetona) que é responsável pela absorção de parte da potência óptica, assim obteve-se a potência com a amostra sob análise em função da concentração de acetona n_A , dada por:

$$P(n_A) = \frac{D_S}{D_R}(\text{Amostra}). \quad (2)$$

A absorvância para cada amostra em função da concentração de acetona n_A é definida como:

$$\text{Absorvância}(n_A) = -\log_{10} \frac{P(n_A)}{P_0}. \quad (3)$$

Dez amostras com diferentes concentrações de acetona, variando de 0 a 1 mg/l, foram produzidas conforme descrito a seguir e analisadas no sistema desenvolvido, ilustrado na Figura 2.

B. Reagentes

Os reagentes utilizados na preparação das amostras foram: acetona, hidróxido de sódio, salicilaldeído e água destilada. A acetona e o hidróxido de sódio foram obtidos da empresa ISOFOR; o salicilaldeído foi da SIGMA e a água destilada foi obtida através do destilador Cristofoli. Para garantir eficácia da detecção todos os reagentes adquiridos possuem elevado grau de

pureza (acima de 99%).

C. Equipamentos

A radiação utilizada nos experimentos foi obtida de uma fonte de radiação sintonizável, com um monocromador (NEWPORT CORNERSTONE 130), ilustrados na Figura 3. O sistema foi sintonizado em 474nm. Neste trabalho foi empregado um espectrofotômetro comercial da BEL, PHOTONICS UV-VIS, modelo UV-M51 como equipamento padrão para comparação das medidas de absorvância.

D. Preparo das Amostras

A primeira etapa é a preparação do reagente de cor, na qual foram realizados os seguintes procedimentos: 600µl de salicilaldeído foram adicionados a um balão volumétrico de 100 ml contendo 2 ml de solução de NaOH 11mol/l. Em seguida, 50 ml de água destilada foi adicionada. A mistura foi levada a um agitador magnético para completa dissolução do salicilaldeído. Na sequência, a mistura recebeu mais 23 ml de solução de NaOH e o balão teve seu volume completado com água destilada.

A segunda etapa é a diluição da acetona para obtenção das amostras contendo concentrações variando entre 0 mg/l e 1,0 mg/l, ou seja, 0 a 1000 ppb. Após a distribuição de 500 µl da amostra de acetona em tubos de ensaio, foi adicionado igual volume de reagente de cor. Em seguida, os tubos foram incubados por 2 horas, ao abrigo da luz.

A acetona reage com salicilaldeído em meio fortemente alcalino, sofre condensação aldólica e forma um cromógeno avermelhado, conforme reação ilustrada na Figura 4. A intensidade de cor do cromógeno formado é proporcional à concentração de acetona presente na amostra [9].

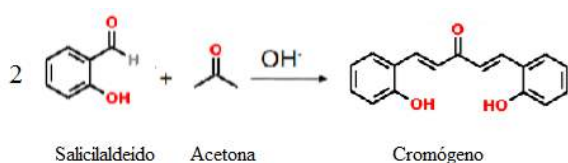


Figura 4. Representação da reação entre o salicilaldeído com a acetona em meio alcalino

Depois de formado o cromógeno as amostras foram levadas ao espectrofotômetro para leitura da absorvância a 474 nm. Nesse comprimento de onda, o cromógeno apresenta maior absorção de radiação se mantendo estável por 2 horas [8]. As medidas espectrofotométricas e no equipamento proposto nesse trabalho foram realizadas em até duas horas após a formação do cromógeno.

Resultados

A Figura 5 apresenta a absorvância em função da

concentração para as dez amostras analisadas no espectrofotômetro comercial. Os pontos da Figura 5 são os resultados experimentais e a reta é a aproximação por regressão linear. A equação da reta, com coeficiente de determinação R^2 de 0,976, obtida pela regressão linear dos pontos analisados é

$$y = 1,51x - 0,125, \quad (4)$$

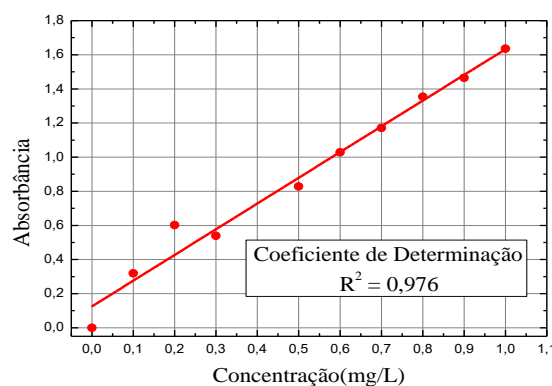


Figura 5: Curva de calibração analítica para o método espectrofotométrico (474 nm), após 2 horas de reação com salicilaldeído.

A Figura 6 apresenta a absorvância medida utilizando-se o sistema montado para este trabalho e descrito nas Figuras 2 e 3. O sistema apresentou sensibilidade de detecção até a concentração de 0,4mg/l de acetona (400 ppb). A partir dessa concentração a radiação foi totalmente absorvida pela amostra (A radiação não absorvida pela amostra foi insuficiente para excitar o detector). A equação da reta, com coeficiente de determinação R^2 de 0,982, obtida pela regressão linear dos pontos analisados é

$$y = 2,51x + 0,168, \quad (5)$$

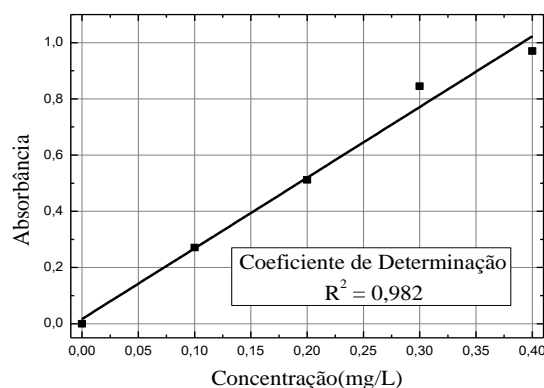


Figura 6. Curva obtida com o sistema óptico desenvolvido após 2 horas de reação com salicilaldeído.

Os resultados apresentados nas Figuras 5 e 6 mostram elevada correlação linear entre os valores medidos para as concentrações de acetona testadas. Isso indica que as metodologias utilizadas foram adequadas para a detecção de acetona em amostras contendo concentrações de até 1,0 mg/l (1000 ppm), empregando a espectrofotometria e de 0,4 mg/l utilizando o sistema óptico proposto. Dessa forma, para os intervalos de concentração apresentados acima, é possível empregar esses dois dispositivos ópticos para detecção de acetona em amostras aquosas.

Discussão

As correlações fortemente positivas observadas entre as concentrações analisadas e os resultados obtidos, pelo sistema óptico desenvolvido mostraram simetria e linearidade indicando que o sistema possui potencial para a detecção da acetona utilizando uma metodologia não invasiva. Estudos [8, 10] utilizando metodologias distintas, também encontram relações positivas para a acetona, contudo, com limite de detecção diferente [9], de difícil miniaturização e de uso individual.

As concentrações das amostras analisadas por espectrofotometria se assemelham aos valores de acetona normalmente exalada em indivíduos saudáveis [12; 13; 8]. A sensibilidade de detecção do sistema óptico proposto respondeu até 400 ppb, ou seja, ainda na faixa média de um indivíduo saudável [5]. Durante os experimentos preliminares, verificou-se que esta limitação se deu, primordialmente, pela baixa potência ótica entregue ao fotodetector de sinal.

Desta forma, para adequar a faixa de detecção do sistema a pacientes diabéticos, de 900 a 1800 ppb [7], estuda-se a redução do comprimento de interação da cubeta. Estuda-se, ainda, a substituição da fonte de radiação utilizada por um laser semiconductor, o qual possui maior densidade de potência ótica, reduzindo a área de interação do feixe com o reagente. Além disto, a utilização de um laser semiconductor, tornará viável a confecção de sistema de detecção portátil.

Conclusões

O sistema de detecção óptica proposto neste trabalho apresentou capacidade de medir a acetona com concentrações de até 400 ppb em soluções aquosas. As curvas de absorvância apresentaram coeficiente de determinação elevado, mostrando a forte correlação das medidas e a eficácia da técnica. Acredita-se ser possível, por meio da utilização de um laser semiconductor a ampliação desse limite para as concentrações apresentadas na respiração humana de pacientes diabéticos. O sistema proposto pode ser portátil e de baixo custo e poderá ser utilizado na determinação da glicemia de forma indireta pela detecção de acetona e de forma não invasiva pela análise da respiração humana.

Agradecimentos

Ao Programa de Pós-graduação de Engenharia de Sistemas (PPGES-UPE) pelo suporte financeiro e uso de suas instalações.

Referências

- [1] Wild S, Roglic G, Green A, Sicree R, King H. Global prevalences of diabetes. Estimates for the year 2000 and projections for 2030. *Diabetes Care*. 2004; 27:1047-153.
- [2] Griffiths WJ, Wang Y. *Chem Soc Rev*. 2009;38:1882-96.
- [3] Torres BB, Marzoco A. *Bioquímica Básica*. 2 ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan; 1999.
- [4] Nelson N, Lagesson V, Nosratabadi A, Ludvigsson J, Tagesson C. Exhaled isoprene and acetone in newborn infants and in children with diabetes mellitus. *Pediatr Res*. 1998;44(3):363-7.
- [5] Righettoni M, Tricoli A, Gassa S, Schmid A, Amann A, Pratsinis SE. Breath acetone monitoring by portable Si: WO₃ gas sensors. *Anal Chim Acta*. 2012;738:69-75.
- [6] Buszewsk B, Keszy M, Ligor T, Amann A. *Biomed Chromatogr*. 2007;21(6):553-66.
- [7] Smith D, Turner C, Spanel P. Volatile metabolites in the exhaled breath of healthy volunteers: their levels and distributions. *J Breath Res*. 2007;1(1):R1-R12.
- [8] Batista, Guilherme Lopes, "Análise do ar exalado: metodologia para estudo em pacientes hospitalizados". São Paulo: Universidade de São Paulo, 2010, 75p. Dissertação de mestrado do Programa de Pós-graduação em Química, São Paulo 2010.
- [9] Teshima N, Li J, Toda K, Dasgupta PK. Determination of acetone in breath. *Analytica Chimica Acta*. 2005 Apr 11;535(1-2):189-199.
- [10] Nobre, Marta Izabel Rodrigues, "Caracterização espectroscópica de acetona como marcador em pacientes diabéticos" Lisboa: Universidade Nova Lisboa - Faculdade de Ciências e Tecnologias, 2013, 41p. Dissertação de mestrado do Programa de Pós-graduação em engenharia Biomédica, Lisboa 2013.
- [11] Righettoni M, Tricoli A. Toward Portable Breath Acetone Analysis for Diabetes Detection. *Journal of breath research*. 2011;5(3):10.1088/1752-7155/5/3/037109.
- [12] Smith D, Turner C, Spanel P. Volatile metabolites in the exhaled breath of healthy volunteers: their levels and distributions. *J Breath Res*. 2007;1(1): R1-R12.
- [13] Kupari M, Lommi J, Ventila M, Karjalainen U. Breath acetone in congestive heart failure. *Am J Cardiol*. 1995;76(14):1076-8.

INVESTIGAÇÃO DA GEOMETRIA DE CORTE EM BROCA ODONTOLÓGICA PARA PROTOCOLOS CIRÚRGICOS REALIZADOS EM OSSO CORTICAL ARTIFICIAL

L. F. A. SILVA*

*Universidade Anhanguera de São José dos Campos, São José dos Campos, Brasil
e-mail: luis.felipe@live.com

Resumo: O objetivo desta pesquisa foi projetar a geometria de brocas cirúrgicas odontológicas Titaniumfix® mais eficientes, fundamentando-se em literatura consagrada na manufatura industrial. Para isso, foi comparada a estrutura do tecido ósseo com materiais conhecidos da indústria moderna, baseando-se em pesquisas já realizadas na área odontológica. Para a realização desta investigação, foi necessário criar um sistema experimental de captação de dados diretamente da usinagem, ou seja, obter dados de furações que simulem a perfuração do tecido ósseo e que evidenciem qual broca obteve o melhor desempenho. A apuração dos resultados definiu a melhor broca por meio de três fatores: temperatura, força e vibração.

Palavras-chave: Osteotomia, osso, perfuração, osseointegração, implantes dentários.

Abstract: *The objective of this research was to design the geometry of Titaniumfix® dental surgical drills more efficient, basing on long-standing literature about industrial manufacturing.. Therefore, it was compared the structure of the bone tissue with known materials of modern industry, based on researches already performed in the Dentistry area. To perform this investigation, it was necessary to create an experimental system of data capturing directly from the machining, ie, to get drilling data that simulates the bone drilling and it can to evidence which drill had the best performance. The assessment of the results has defined the best drill through of three factors: temperature, strength and vibration.*

Keywords: *Osteotomy, bone, drilling, osseointegration, dental implants*

Introdução

Com a expectativa de vida das pessoas aumentando, a busca por uma qualidade de vida melhor tem aumentado drasticamente. Deste modo, o número de cirurgias para a colocação de implantes dentários realizados nos Estados Unidos aumentaram mais de 10 vezes de 1983 a 2002, e outras cinco vezes de 2000 a 2005. Mais de 1 milhão de implantes dentários são realizados a cada ano [1].

Em um período de 13 anos, FUGAZZOTTO [2] avaliou 1.472 implantes e relatou uma taxa de sobrevida de 97%. Devido a esse alto índice de sucesso, a indústria de implantes dentários vem a cada ano

tentando aperfeiçoar seus produtos de modo a aumentar ainda mais essa taxa de sucesso, criando dessa forma uma acirrada competição na venda desses produtos.

Durante a perfuração óssea para a inserção de um ou mais implantes dentários, ocorre um aquecimento resultante da fricção e a fragmentação de partículas do osso na face cortante da broca [3]. A regeneração tecidual óssea está diretamente relacionada com a vascularização desse tecido, onde a ocorrência de um trauma térmico pode ser suficiente para retardar ou mesmo impossibilitar este processo [4].

O calor friccional gerado pelo corte do tecido ósseo pode causar hiperemia, necrose, fibrose, degeneração de osteócitos, aumento da atividade osteoclástica e osteoblástica [5]. Ao estudar os efeitos do aquecimento na regeneração óssea, Erikssons, Albrekt e Albrektsson [6] mostraram claramente a ocorrência de efeitos prejudiciais. Neste estudo, a capacidade regenerativa do osso foi quase que completamente extinguida após a exposição do tecido à temperatura de 50°C durante um minuto. Reduzindo-se a temperatura para 47°C durante um minuto causou uma diminuição dos efeitos adversos ao processo regenerativo.

Mantendo-se a 44°C durante um minuto, não foram observados distúrbios significativos à regeneração óssea. A pesquisa de Hillery e Shuaib [7] destacou as conclusões anteriores de Lundskog, demonstrou que a necrose pode ser induzida se o osso for exposto por mais de 30 segundos a temperaturas superiores a 50°C. De modo geral, a literatura indica que se a temperatura ultrapassa 55°C em um período superior a 90 segundos, serão necessárias várias semanas para que ocorra novamente um processo de regeneração óssea [8].

As principais variáveis responsáveis pela geração de calor a serem controladas são: velocidade de rotação do motor [9], pressão exercida pelo operador [10], eficiência do sistema de irrigação [9], desenho das brocas, material, diâmetro e comprimento [11]. É importante considerar o tipo de osso em que se está trabalhando, pois: quanto maior for a densidade, mais susceptível às elevações de temperatura será, em razão a uma maior resistência ao processo de perfuração [9].

A falta de informações técnicas relacionadas aos requisitos cirúrgicos que atendam os preceitos da implantodontia, mais especificamente para a mitigação de possíveis danos às células do tecido ósseo gerados pelo calor do processo de perfuração, comprometem o mecanismo fisiológico da osseointegração e,

consequentemente, a cirurgia como um todo. Nos raros estudos observados na revisão bibliográfica, observou-se que o foco principal é encontrar a melhor geometria de broca, para que ocorra um menor aquecimento durante a preparação do alvéolo cirúrgico no paciente.

A pesquisa visa demonstrar as principais características da zona de corte de brocas e os efeitos durante a perfuração do tecido ósseo. O objetivo é encontrar uma geometria de broca que seja capaz de reduzir a geração de calor durante a perfuração do tecido ósseo, obter menor esforço de corte e conseguir melhor estabilidade. Por meio dos dados obtidos, pretende-se demonstrar os ganhos que cada tipo de broca irá obter com os diferentes designs desenvolvidos, seja pela redução de força de corte, estabilidade ou geração do calor.

Materiais e métodos

O experimento foi realizado em três brocas fabricadas em aço inoxidável ASTM F899 420B e com diferentes geometrias de corte (Figura 1). As brocas utilizadas (Figura 2) foram comparadas com uma broca padrão. As brocas possuem diâmetro de 3,4mm e perfuraram uma distância de 18mm com rotação de 1500rpm e avanço constante de 18mm/min, sem irrigação, à temperatura ambiente de $28^{\circ}\pm 1,0^{\circ}\text{C}$. Na Tabela 1 são demonstradas as geometrias da broca que sofreram modificações em sua construção para a realização do teste.

- α = ângulo de incidência
 β = ângulo de cunha
 γ = ângulo da saída
 σ = ângulo da ponta
 \emptyset = diâmetro do núcleo

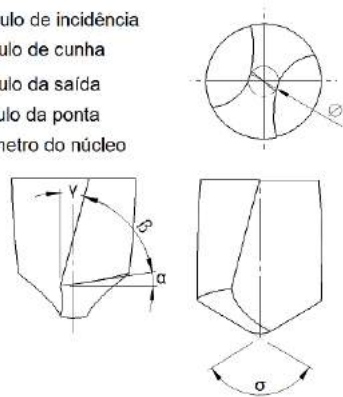


Figura 1: Geometria da ponta de uma broca helicoidal.



Figura 2: Amostras de brocas utilizadas para a realização dos testes.

As 4 amostras perfuraram um cilindro sintético de polietileno de 46,8 PCF da Nacional Ossos (Figura 3), o qual simula as propriedades mecânicas do osso cortical. Este material utilizado possui certificação ASTM F-1839-08, que atesta o material para a utilização em teste mecânicos.

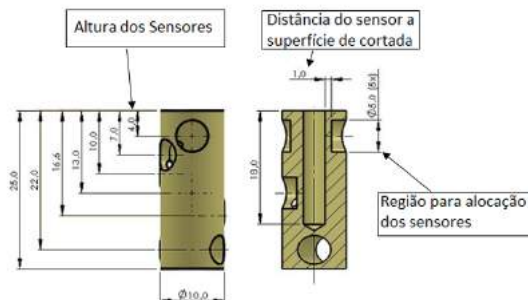


Figura 3: Representação esquemática do corpo-de-prova com os locais de perfuração onde ocorreram as medições de temperatura.

Cada amostra executou 30 furações, satisfazendo o teorema estatístico do “limite central” aplicado a uma distribuição amostral Gaussiana, com um índice de confiança de 95%, totalizando um total de 120 furos no centro de usinagem Discovery D4022 Romi. Em todas as furações foram mensuradas a força axial em relação ao eixo da broca (sensor 402 FSR da Interlink Electronics), temperatura (sensor LM35 da Texas Instruments) em 4 pontos diferentes ao longo do comprimento do corpo de prova, estando à 1mm de distância da área de corte e vibração (acelerômetro de 3 Eixos MMA7361 da Freescale), com temperatura ambiente de $28^{\circ}\pm 1,0^{\circ}\text{C}$. Na Figura 4 é mostrado o dispositivo com os sensores utilizados no ensaio.

Tabela 1: Brocas utilizadas para o ensaio, mostrando as geometrias que foram modificadas em cada protótipo.

	Ângulo de Cunha	Revestimento	Ângulo da Ponta	Ângulo da Hélice	Ângulo de Incidência	Diâmetro do Núcleo
Broca 1	+	S/R	118°	10°	5°	-
Broca 2	++	S/R	118°	10°	5°	-
Broca 3	+++	S/R	118°	10°	5°	-
Broca 4	Padrão	S/R	118°	10°	5°	-

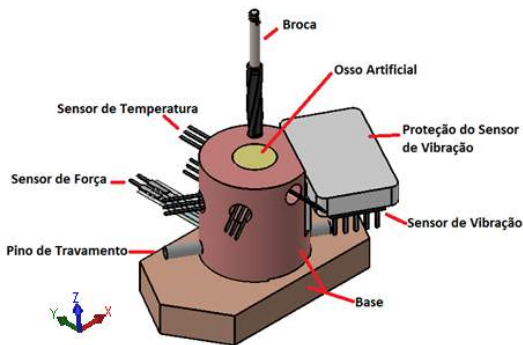


Figura 4: Dispositivo montado para alocação dos sensores de força, vibração e força durante o ensaio.

Para controle e processamento dos dados utilizou-se o micro-controlador Arduino Mega 2560R3, e o software Parallax PLX DAQ. Na Figura 5 é mostrado o sistema de dispositivos e sensores montado para a captação de dados do ensaio.



Figura 5: Sistema montado no centro de usinagem para a captação de dados dos ensaios de furação.

Resultados

Após obter dados obtidos de temperatura, força e vibração, concluiu-se que: os valores de temperatura obtidos em todas as brocas não atingiram os níveis críticos de 55°C, mantendo-se em média de 30°C. Destaca-se que o comportamento supracitado é o mesmo observado na broca padrão, estando adequadas a proporcionar um uso seguro em cirurgias, de modo a não interferir no processo de osseointegração. Os valores médios encontrados (em °C), o desvio padrão e erro padrão são apresentados na Tabela 2. Na Figura 6 é demonstrado o gráfico da temperatura durante o ensaio.

Tabela 2: Dados da temperatura do ensaio.

	Valor Médio	Desvio Padrão	Erro Padrão
B. Padrão	29,8	0,89	0,16
Broca 1	27,5	3,82	0,70
Broca 2	29,6	0,98	0,18
Broca 3	28,1	0,93	0,17

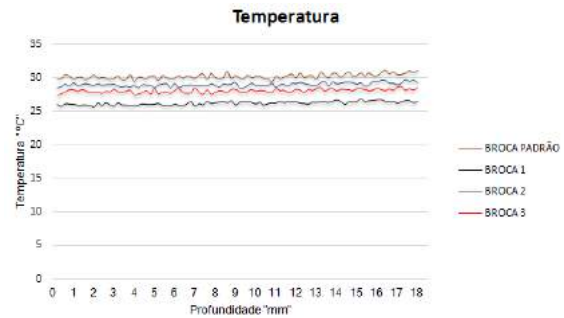


Figura 6: Gráfico da média de temperatura em todas as brocas durante os ensaios.

No teste de força axial, as brocas testadas conseguiram, em média, manter os valores próximos ao da broca padrão. No entanto, a broca 2 apresentou uma maior eficiência no tocante à redução do esforço de corte, representando na ordem dos 16%. Esta redução reflete diretamente no esforço que é necessário para o implantodontista realizar a furação tecidual, facilitando a realização do protocolo cirúrgico. Os valores médios encontrados em Newtons (N), o desvio padrão e erro padrão são apresentados na Tabela 3. Na Figura 7 é demonstrado o gráfico de força durante o ensaio.

Tabela 3: Dados da força axial do ensaio.

	Valor Médio	Desvio Padrão	Erro Padrão
B. Padrão	11,34	2,62	0,48
Broca 1	12,18	3,34	0,61
Broca 2	9,46	3,35	0,61
Broca 3	11,35	3,39	0,62



Figura 7: Comparação da força média aferida da broca padrão com a broca 2.

As acelerações que geram as vibrações de usinagem, nos três eixos, alcançaram em todas as brocas, grandezas similares, constatando assim que é a vibração normal do mecanismo de usinagem de um osso corticalizado. Dentro dos parâmetros definidos no método, esta grandeza varia de 0 a 10m/s², e apresentaram em média, uma frequência relativa de ocorrência, ou seja, uma permanência de 85% do tempo da perfuração neste range, isto demonstra que as geometrias de corte projetadas foram estáveis durante a furação. Os picos de aceleração observados representam a mecânica de “corte interrompido” devido à estrutura trabecular do material do corpo de prova ser similar ao tecido ósseo. Na Figura 8 e 9 foram demonstradas as

vibrações do eixo X e Y perpendiculares ao eixo da broca, onde os dados encontram-se num intervalo com oscilação entre valores positivos e negativos, essa faixa corresponde ao sentido que foi direcionado a vibração.

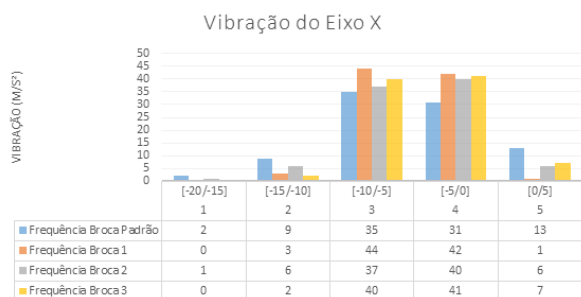


Figura 8: Comparação da vibração captada durante o ensaio no eixo X perpendicular ao eixo Z da broca.

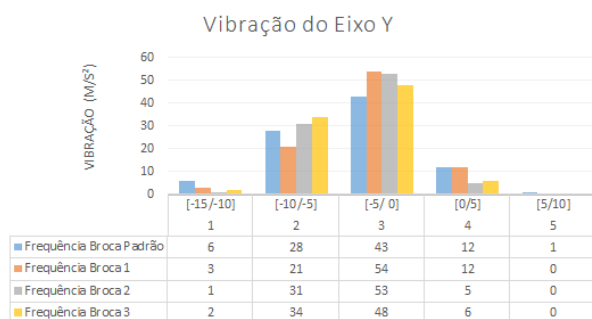


Figura 9: Comparação da vibração captada durante o ensaio no eixo Y perpendicular ao eixo Z da broca.

Discussão

Após obter os dados obtidos de temperatura, força e vibração em uma perfuração de profundidade de 18mm, com o avanço de 18mm/s, sem refrigeração em um material sintético que análoga ao tecido ósseo, pode-se concluir que:

Os valores de temperatura obtidos em todas as brocas não atingiram os níveis críticos de 55°C, mantendo-se na média de 30°C. Este fato foi devido ao parâmetro de avanço ser lento em relação a distância, sendo aceitáveis para proporcionar o processo adequado de osseointegração.

No teste de força, as brocas testadas conseguiram manter uma média parecida com a broca padrão, porém a broca 2 atingiu melhores resultados, possibilitando reduzir o esforço de corte em 16%. Isto reflete diretamente sobre o esforço que é necessário para o operador realizar a furação, facilitando assim a realização da cirurgia.

As vibrações aferidas em todas as brocas apresentaram-se muito próximas, trabalhando em uma faixa que variou de 0 a 10m/s². Isto demonstrou que as brocas foram estáveis durante as perfurações, apresentando que os picos de aceleração encontrados deve-se ao material ser poroso, o que faz com que as brocas tenham o corte interrompido.

Conclusão

Com os resultados obtidos desta pesquisa, conclui-se que a broca número 2 foi a mais eficiente diante das outras brocas. Nos testes de temperatura e vibração, ambas as brocas testadas tiveram seus resultados parecidos, salvo o teste de força, onde obteve um desempenho superior em 16% à broca padrão, constatando assim sua maior eficiência em uso.

Agradecimentos

Ao Prof. Guilherme Simões e a MEng. Élcio Barbosa, que me ajudaram a conclusão do trabalho. À empresa TitaniumFix que financiou a pesquisa.

Referências

- [1] Misch, Carl. Implantes dentais contemporâneos. Elsevier Brasil; 2011.
- [2] Fugazzotto, Paul A. Success and failure rates of osseointegrated implants in function in regenerated bone for 72 to 133 months. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*; 2005. v. 20, n. 1.
- [3] Matthews, Larry S.; Hirsch, Carl. Temperatures measured in human cortical bone when drilling. *J Bone Joint Surg Am*; 1972 v. 54, n. 2, p. 297-308.
- [4] Eriksson, A. R.; Albrektsson, T. Temperature threshold levels for heat-induced bone tissue injury: a vital-microscopic study in the rabbit. *The Journal of prosthetic dentistry*; 1983. v. 50, p. 101–107.
- [5] Thompson, H. C. Effect of drilling into bone. *Journal of oral surgery*; 1958. v. 16, n. 1, p. 22.
- [6] Erikssons, A. R.; Albrekt, T.; Albrektsson, B. Heat caused by drilling cortical bone. Temperature measured in vivo in patients and animals. *Acta Orthop Scand*; 1984, v. 55, n. 6, p. 629–631.
- [7] Hillery, M. .; Shuaib, I. Temperature effects in the drilling of human and bovine bone. *Journal of Materials Processing Technology*; 1999. v. 92-93, p. 302–308.
- [8] Sousa, Priscila Ferreira Barbosa de. Estudos de processos térmicos decorrentes da usinagem: aplicação de problemas inversos em furação [tese de doutorado]. Uberlândia: Univesiade de Uberlândia; 2009.
- [9] Mohamed Sharawy, BDS, P. et al. Heat generation during implant drilling: The significance of motor speed. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*; 2002. v. 60, p. 1160–1169.
- [10] Matthews, L. S.; Hirsch, C. Temperatures measured in human cortical bone while drilling. *The Journal of bone and joint surgery*; 1972. v. 54, n. 2, p. 297–308.
- [11] Harris, B. H.; Kohles, S. S. Effects of mechanical and thermal fatigue on dental drill performance. *The International Journal of oral & maxillofacial implants*; 2000. v. 16, n. 6, p. 819–826.

INFLUÊNCIA DO PERÍODO REFRAATÓRIO NA DINÂMICA DE PROPAGAÇÃO DE ONDAS ESPIRAIS DE DEPRESSÃO ALASTRANTE

Ribeiro, KT*, Melo, JL*, Rodrigues, AM*, Duarte, MA*, Infantosi, AFC**, Almeida, ACG *

*(Lanec-UFSJ), São João Del-Rei (MG), Brasil.

** (PEB-UFRJ), Rio de Janeiro (RJ), Brasil.

e-mail: kelisonribeiro@yahoo.com.br

Resumo: A depressão alastrante (DA) é caracterizada por uma supressão da atividade neuronal rápida que propaga de forma auto-sustentada em tecidos excitáveis, tais como o córtex cerebral e a retina de ave. Pesquisas sugerem que a DA está associada com a epilepsia, sendo que seu estudo contribui para a compreensão dos mecanismos envolvidos nas atividades epileptiformes. O objetivo deste trabalho foi estudar a influência que o período refratário tem na propagação das ondas espirais em meios excitáveis, especialmente na retina de ave, por meio de modelagem matemática e protocolo experimental. Foram realizadas simulações de redução da taxa de recuperação do tecido durante a propagação da onda espiral. Nos experimentos, foi aplicada ouabaina para o bloqueio da bomba de Na/K, para reduzir a taxa de recuperação do tecido durante propagação da espiral. Os resultados sugerem que os mecanismos de restauração dos gradientes iônicos tem um papel importante na sustentação das ondas espirais de DA, na definição da trajetória que a onda espiral percorre no tecido, bem como no tempo de permanência das ondas espirais em meios excitáveis.

Palavras-chave: Depressão Alastrante, Meio Excitável, Ondas Espirais, Ouabaina, bomba de Na⁺/K⁺.

Abstract: *Spreading depression (SD) waves are characterized by a suppression of the rapid neuronal activity which propagates radially in form a self-sustained wave over excitable media, such as the cerebral cortex and chick retina. This phenomenon has been strongly associated with epilepsy, and its study contributes to understand the mechanisms involved with epileptic activity. The aim of this work was to study the influence of the refractoriness period in the propagation of the spiral waves in excitable media, especially in chicken retina, by means of mathematical modeling and experimental protocol. Reductions of cell recovering rate during propagation of spiral waves were simulated. In experiments, aiming the reductions of cell recovering rate during wave propagation, ouabain was applied to block Na⁺/K⁺ pump. Results indicated that the recovery of ionic gradient has a important role in sustaining SD spiral waves, in its duration and also it is the main modulator of the tip trajectory of SD spiral waves.*

Keywords: *Spreading Depression, Excitable Media, Spiral Waves, Ouabain, Na⁺/K⁺ Pump.*

Introdução

A atividade neuronal conhecida por depressão alastrante (DA) foi descoberta em 1944 pelo pesquisador Aristides Pacheco Leão [1]. A DA é caracterizada por uma depressão transiente e localizada da atividade eletroencefalográfica que se propaga em meios excitáveis, tais como retina [2] e hipocampo [3], a partir de uma região de deflagração decorrente de um estímulo. No hipocampo, ocorrem também ondas de DA espontâneas após uma sequência de atividades epileptiformes. Essa depressão transiente da atividade se alastra lentamente, em forma de onda, invadindo regiões vizinhas. Disso decorre a origem do nome depressão alastrante [1].

A DA se associa a grandes alterações na distribuição iônica entre os compartimentos intra e extracelular das células de uma determinada região do tecido quando comparada aos valores do estado de equilíbrio [4]. Apesar da ocorrência de intensas alterações nas concentrações iônicas, o processo é reversível. Essa reversibilidade é dependente dos mecanismos de reestabelecimento iônico, principalmente da bomba de Na⁺/K⁺, sendo um dos principais mecanismos responsáveis pela recuperação e manutenção dos gradientes iônicos, que são fundamentais para o correto funcionamento celular [5].

Quando a DA é induzidas na retina de ave, pode-se formar ondas em formato de espirais que são visíveis a olho nú [6]. As espirais de DA na retina formam padrões de propagação a partir da dinâmica espaço-temporal da onda que pode ficar girando no tecido e se sustentar por até duas horas, após a sua deflagração no tecido. Clinicamente, as ondas espirais de DA podem estar associadas a patologias neuronais. Alguns autores sugerem que a DA pode estar associada a crises de enxaqueca [7] e a epilepsia [8].

Considerando a associação da DA com patologias e que a sua propagação por longos períodos de tempo, em forma de espiral, pode causar danos irreversíveis ao tecido neuronal, o presente trabalho teve o objetivo de investigar o efeito do período refratário sobre a propagação da DA espiral, visando uma forma de reduzir o tempo de propagação da onda espiral.

Materiais e métodos

Modelo computacional – O tecido celular foi

representado por uma rede matricial bidimensional contendo 901x901 compartimentos, que representam células [9]. A propagação da onda de DA nos compartimentos foi descrita por uma função $f(x,y,t)$ que descreve o nível de polarização da célula (x,y) no instante t . Admitiu-se que a célula está polarizada se $f(x,y,t) = 0$ e, para $f(x,y,t) = 1$, despolarizada. A difusão no tecido celular obedeceu a seguinte equação de difusão:

$$\frac{\partial f_{dif}(x,y,t)}{\partial t} - D\nabla^2 f(x,y,t) = 0 \quad (1)$$

onde $D = dk$, d é a constante de difusão do meio extracelular da retina e k é uma constante de proporcionalidade.

A despolarização celular supra-limiar ($L_r > 0,4$) é descrita por:

$$\frac{\partial f(x,y,t)}{\partial t} = \alpha(1 - f(x,y,t)) \text{ se } f(x,y,t) > L_r \text{ e } t \leq T_d \quad (2)$$

sendo que esta descreve o aumento de concentração $f(x,y,t)$ local de cada compartimento celular, a partir do instante que o valor de $f(x,y,t)$ supera o limiar de disparo L_r . A propagação da frente de onda de excitação é sustentada ao longo de um tempo T_d , chamado de tempo de despolarização e α é uma constante de proporcionalidade do termo responsável pela aumento da despolarização da célula: descreve os mecanismos envolvidos na despolarização na frente de onda da DA, relacionados com a abertura de canais iônicos.

Os mecanismos de repolarização celular são representados por:

$$\frac{\partial f(x,y,t)}{\partial t} = \beta \cdot f(x,y,t) \text{ se } f(x,y,t) > L \text{ e } t \geq T_d \quad (3)$$

onde

$$L = L_0 + v \cdot (f(x,y,t)^2) / 2 \text{ se } f(x,y,t) > L_r \text{ e } t > T_d \quad (4)$$

ou

$$L = L_r \text{ se } f(x,y,t) < L_r \text{ e } t > T_d, \quad (5)$$

sendo β uma constante de proporcionalidade que descreve os mecanismos envolvidos na repolarização da célula; t_i é o instante inicial da onda de DA; e t_{refr} é o tempo do período refratário, no qual as "células" ficam inexcitáveis. L_r é o nível mínimo do limiar da função $f(x,y,t)$ para deflagrar uma onda de excitação quando o tecido está em repouso, v o parâmetro que representa a proporção de variação do nível do limiar L em relação a $f(x,y,t)$, e a diferença entre $f(x,y,t)$ e o valor máximo de concentração.

Procedimento experimental – O procedimento experimental foi aprovado pela comissão de ética da Universidade Federal de São João Del-Rei (CEUA/UFSJ), com o protocolo N° 44/2012. Como modelo experimental, foram usadas retinas de ave

(*Gallus gallus*), com idade aproximada entre 2 a 15 dias. Após a decapitação do animal, a retina era removida e colocada em uma solução de nutrientes com temperatura adequada (303° Kelvins), para mantê-la viva. Essa solução nutriente, denominada normal, era mantida em pH constante (7,4) e apresentava a seguinte composição: 100,0 mM de NaCl, 6,0 mM de KCl, 1,0 mM de MgCl₂, 1,0 mM de NaH₂PO₄, 30,0 mM de NaHCO₃, 10,0 mM de Tris, 20,0 mM de Glicose e 1,0mM de CaCl₂ [8].

Indução das ondas espirais de DA- Quando uma determinada região de um meio excitável é estimulada, propaga-se uma onda de excitação. No caso da retina de ave, faz-se uma estimulação mecânica com uma micropipeta e observa-se o surgimento e a propagação da onda de DA [13]. Após a deflagração da DA, a aplicação de uma solução com concentração de 4mM de MgCl₂ aniquila parte da onda e observa-se o surgimento de uma onda espiral de excitação [14] em decorrência dessa anisotropia local e temporária no tecido. Nos experimentos, a retina foi inicialmente perfundida com solução e após 20 minutos de circulação da onda espiral, a solução de perfusão foi trocada por outra solução normal adicionada com Ouabaína, com concentrações suficientes para taxas de 20% ou 30% de bloqueio da bomba de Na⁺/K⁺ [6], e permaneceu nesta solução até que a onda fosse totalmente aniquilada.

Computacionalmente, a onda foi deflagrada fazendo $f(x,y,t) = 1$ numa região da rede. Após o surgimento da onda, uma anisotropia local e temporária da rede foi simulada fazendo $f(x,y,t) = 0$ numa região particular. Logo, como nos experimentos, surge a onda espiral que propaga de forma autossustentada. Após a estabilização da onda, o parâmetro β teve seu valor reduzido de maneira a tornar mais lenta a recuperação do meio excitável.

Resultados

O modelo matemático permite simular basicamente quatro tipos de órbitas descritas pela propagação do vórtice da onda, obtidas combinando diferentes valores das constantes das taxas de excitação (α) e recuperação (β) do tecido (Figura 1): grupo I – a DA propaga em espiral formando, com a propagação do vórtice, uma rota circular de forma estável; grupo II – o vórtice da DA gera um órbita na forma de uma rosácea; grupo III – o vórtice também forma rosáceas, porém, as pétalas apresentam uma deformação, ficando mais inclinadas numa direção; grupo IV – as ondas de DA propagam de forma que o vórtice define uma rota não periódica. Para cada um desses quatro tipos de órbitas, na Figura 1 (parte inferior), é apresentada a propagação do vórtice invadindo a região do tecido em recuperação. Pode-se observar que o vórtice somente invade regiões onde o tecido já recuperou o suficiente para a propagação da DA. Para o grupo I, com a taxa de recuperação mais elevada, o período refratário é pequeno o suficiente para que a propagação do vórtice não seja influenciada. Logo, apenas uma pequena região circular não é invadida pela

onda, formando o núcleo rígido da espiral. À medida que o período refratário aumenta, maior é o seu efeito sobre a frente de onda, deslocando o vórtice para regiões mais afastadas do núcleo rígido (Grupos II e III). No caso do grupo IV, o efeito do período refratário é mais intenso, evitando a formação de um núcleo rígido durante a propagação da espiral.

Para a constante da taxa de excitação maior que ~0,4, é possível reproduzir cada um dos tipos de órbitas descritos apenas alterando o valor da constante da taxa de recuperação do tecido. Logo, pode-se sugerir que a redução da taxa de recuperação do tecido permite que uma onda que descreve órbita do grupo I ou II passe a descrever órbitas dos grupos II, III ou IV. No entanto, como apresentando na Figura 2, para os grupos I e II, a redução da constante da taxa de recuperação do tecido causa a aniquilação da onda.

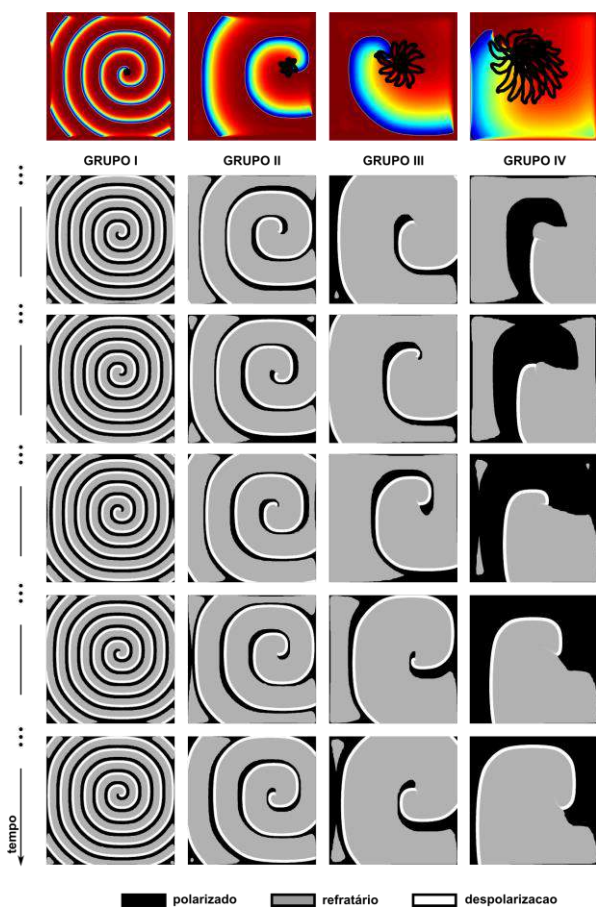


Figura 1: Influência do período refratário sobre a propagação do vórtice da onda espiral. Na parte superior, são apresentadas em detalhe as rotas percorridas pelo vórtice. Grupo I: $\alpha = 0,3$, $\beta = 0,02$. Grupo II: $\alpha = 0,3$, $\beta = 0,003$. Grupo III: $\alpha = 0,5$, $\beta = 0,0017$. Grupo IV: $\alpha = 1,0$, $\beta = 0,0006$. Na parte inferior, a região de despolarização (em branco) foi obtida subtraindo duas imagens subsequentes da onda de DA. Para o período refratário (em cinza), foram marcados os compartimentos em recuperação, após a passagem da onda. Os compartimentos com a excitação igual a zero estão no estado polarizado (em preto).

No caso dos grupos de órbitas III e IV, a redução da taxa de recuperação do tecido causa um deslocamento da trajetória descrita pelo vórtice, o qual propaga até a borda da rede, onde a onda se extingue (Figura 3).

Como a redução da taxa de recuperação da rede causa a aniquilação da onda, as simulações permitem sugerir que o bloqueio de algum mecanismo de recuperação do tecido pode suprimir a onda. Para verificar essa hipótese, foi aplicada a ouabaína para bloquear a bomba de Na^+/K^+ durante a propagação da DA espiral em retina. A bomba de Na^+/K^+ é o principal mecanismo responsável pela recuperação do tecido após a propagação da onda. Como previsto nas simulações, nos experimentos ($n=5$), o bloqueio da bomba causa o deslocamento da trajetória de propagação do vórtice, até a extinção da onda em regiões menos excitáveis da retina (Figura 4).

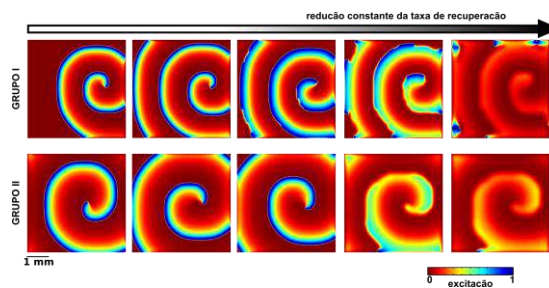


Figura 2: Bloqueio da taxa de recuperação causa a aniquilação de ondas que descrevem órbitas dos grupos I e II.

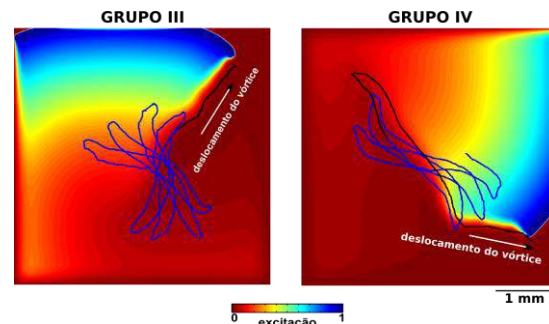


Figura 3: Redução da taxa de recuperação da rede causa o deslocamento da trajetória do vórtice, até a aniquilação da onda.

Trajétoria do Vórtice da Espiral no Experimento com Ouabaína

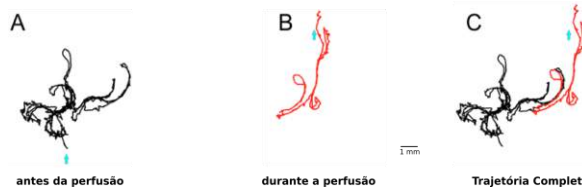


Figura 4: Aniquilação da onda de DA espiral, em retina de ave, após o bloqueio da bomba de Na^+/K^+ pela aplicação da droga ouabaína. (A) Trajetória do vórtice da DA espiral antes da aplicação de ouabaína. (B) Trajetória do vórtice da DA após a aplicação da ouabaína, para a mesma onda. (C) Composição da trajetória total percorrida pela onda antes (A) e após (B) a aplicação de ouabaína.

Discussão

O modelo matemático traduz o fenômeno da DA descrevendo os mecanismos envolvidos na DA por meio de duas variáveis principais, excitação e inibição, que modulam uma função $f(x,y,t)$ definida como nível de polarização da célula. As alterações dos parâmetros das taxas de excitação (α) e recuperação (β) permitem identificar quatro tipos de órbitas descritas pelo vórtice da onda espiral: grupos I, II, III e IV. Apesar dos grupos I, II e III de trajetórias não serem observados no caso da propagação da DA experimental, eles ocorrem para ondas de potencial de ação no coração [10]. No caso das trajetórias do grupo IV, essas apresentam características semelhantes àquelas que foram observadas para a DA em retina de ave.

Como proposto por [11], nas simulações, o período refratário define o caminho a ser percorrido pelo vórtice da onda, definindo o tipo de órbita formada pela trajetória de propagação. Além disso, as simulações permitem propor que os núcleos rígidos das órbitas de propagação dos grupos I, II e III são gerados pelas despolarizações sucessivas que a onda causa nessas regiões. Segundo as simulações, como para esses grupos de órbitas as revoluções das ondas são relativamente rápidas, ocorre a difusão de elementos excitatórios para a região do núcleo sempre que a onda propaga em regiões próximas. Esses elementos excitatórios fazem com que o sistema permaneça em estado de recuperação e, portanto, em estado refratário. Esse mesmo comportamento foi observado por [10] durante investigação do núcleo de espirais formadas no coração. Quando a revolução da onda exige um tempo maior, existe tempo suficiente para a recuperação do núcleo da órbita, evitando que o mesmo seja rígido. Esse é o caso do grupo IV e, portanto, da DA espiral.

Por causa de sua natureza de auto-sustentação no tecido, a onda espiral não precisa de uma fonte permanente de estímulos para que permaneça propagando. Por isso, ondas espirais no coração podem ser fatais, espirais no córtex podem estar associadas à enxaqueca ou a epilepsias e espirais na retina ou no córtex visual podem ser causadores de alucinações [12] ou mesmo de isquemia e neurodegenerações. Portanto, a investigação de metodologias de bloqueio desse tipo de onda torna-se importante. Nesse sentido, as simulações do presente trabalho permitem propor que a redução de taxa de recuperação do tecido (β) causa a supressão de ondas espirais. Verificando essa hipótese, particularmente para as órbitas do grupo IV, a aplicação de ouabafina (bloqueador da bomba de Na^+/K^+) causou a supressão da DA espiral em retina de ave. Tanto nas simulações como nos experimentos, a redução da taxa de recuperação do tecido deslocou a rota de propagação do vórtice para regiões mais distantes em relação ao núcleo da órbita de propagação, atingindo regiões de baixa excitação que levam à sua extinção.

Conclusão

Os resultados obtidos sugerem que o período refratário tem um papel preponderante tanto na definição da trajetória descrita pelo vórtice da onda bem como na sustentação e no tempo de permanência das ondas de DA espirais no tecido cortical. Do ponto de vista clínico, nossos resultados sugerem que a aplicação de drogas que diminuem a eficiência dos mecanismos de reestabelecimento dos gradientes iônicos podem contribuir para a supressão do fenômeno da DA espiral, evitando lesões celulares irreversíveis.

Agradecimentos

À Capes, FAPEMIG, FINEP e CNPq pelo apoio.

Referências

- [1] Leão, A.A.P., 1944. "Spreading Depression of Activity in the Cerebral Cortex". *J. Neurophysiology*. V. 7, pp. 359-90.
- [2] Gouras, P., 1958, " Spreading Depression of Activity in Amphibian Retina". *American Journal of Physiology*. V, 195, pp154-171.
- [3] Duarte, M. A., 2000, *Uma Técnica para o Estudo do Sinal Óptico Intrínseco em Retina de Aves*". Ph.D, Tese, Universidade Estadual de Campinas (UNICAMP), Campinas, São Paulo, Brasil.
- [4] Grafstein, B., 1956. "Mechanism of Cortical Spreading Depression". *J. Neurophysiology*. V 19. pp. 154-171.
- [5] Teixeira, H.Z., Almeida, A.C.G., Infantsi, A.F., 2008, "Identifying essential conditions for refractoriness of Leão's spreading a depression-Computational modeling", *Computational Biology and Chemistry*, v. 32, (Mar), pp. 273-81.
- [6] Melo, J. L., 2014, Efeito da Ouabafina na depressão alastrante em retina de ave. M. Sc., UFSJ, São João del-Rei, MG, Brasil.
- [7] Milner, P.M., 1958, Note on a possible correspondence between the scotomas of migraine and spreading depression of Leão. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology* 10: 705.
- [8] Xiong, Z.Q., Stringer, J.L., 2000, Sodium pump activity, not glial spatial buffering, clears potassium after epileptiform activity induced in the dentate gyrus. *J. Neurophysiol.* 83: 1443-51.
- [9] Ribeiro, K.T., 2011, Ondas espirais de depressão alastrante – modelo de meios excitáveis. M. Sc., UFSJ, São João del-Rei, MG, Brasil.
- [10] Qu, Z., Xie, F., Garfinkel, A., Weiss, J. N., 2000, "Origins of Spiral Waves Meander and Breakup in a Two-Dimensional Cardiac Tissue Model", *Annals of Biom Eng.* v.28, pp. 755-771.
- [11] Dahlem, M. A., Müller, S.C., 1997, "Self-induced Splitting of Spiral-Shaped Spreading Depression Waves in Chicken Retina", *Exp. Brain Research*, V.115, pp. 319-324.
- [12] Keener, J., 1986. "A Geometrical Theory for Spiral Waves in Excitable Media". *SIAM Journal for Applied Mathematics*. V. 46 n.6, pp. 1039-56.

MECANISMOS SUBCELULARES RESPONSÁVEIS PELA PROPAGAÇÃO DE ONDAS ESPIRAIS DE DEPRESSÃO ALASTRANTE

Ribeiro, KT*, Melo, JL*, Rodrigues, AM* , Duarte, MA*, Infantosi, AFC**, Almeida, ACG *

*(Lanec-UFSJ), São João Del-Rei (MG), Brasil.

** (PEB-UFRJ), Rio de Janeiro (RJ), Brasil.

e-mail: kelisonribeiro@yahoo.com.br

Resumo: A ocorrência de ondas espirais de depressão alastrante (DA) pode causar danos irreversíveis em tecidos neuronais. O objetivo do presente trabalho foi investigar, por meio de modelagem matemática e manobras experimentais, os mecanismos responsáveis pela propagação da DA espiral. Foi utilizado um modelo matemático que descreve os tipos celulares e mecanismos biofísicos básicos de tecidos corticais. Foram realizados experimentos em que DA espiral foi induzida em retina de ave. Os resultados indicam que a movimentação do K^+ através da membrana celular, por canais e pela bomba de Na^+/K^+ , é o principal fator responsável pelas trajetórias percorridas pela DA espiral ao longo do tecido neuronal.

Palavras-chave: modelo matemático, Depressão Alastrante, onda espiral.

Abstract: *The occurrence of spiral waves of spreading depression (SD) can cause irreversible damage to neuronal tissue. The goal of this study was to investigate, by means of mathematical modeling and experimental maneuvers, the mechanisms responsible for the propagation of SD spiral waves. The mathematical model describes cell types and basic biophysical mechanisms of cortical tissue. SD spiral waves were also induced in experiments with retina of chicken. Results suggest that the K^+ movement through the cell membrane, by channels and Na^+/K^+ pump, is the main factor responsible for the SD spiral trajectories along the neuronal tissue.*

Keywords: *mathematical model, Spreading Depression, spiral wave.*

Introdução

A depressão alastrante (DA) é um fenômeno neurológico que, depois de descoberto por Leão [1], enquanto estudava epilepsia em cérebro de coelho, foi registrado em diferentes animais, tais como mamíferos, aves, anfíbios e reptéis. A DA é uma onda que se propaga de forma autossustentada ao longo de tecidos corticais, envolvendo uma intensa despolarização neuronal e provocando profundas perturbações nas funções neuronais [2]. Durante a DA, observam-se movimentações iônicas intensas, alteração negativa do potencial extracelular entre 10-20 mV de amplitude. Essa onda de despolarização propaga com uma velocidade de entre 2-6 milímetros por minutos [2]. Além disso, componentes proinflamatórios são

liberados e, em alguns casos, formam-se edemas. A recuperação completa do tecido ocorre entre 10-15 min. Essa recuperação é altamente dependente dos mecanismos de reestabelecimento iônico, principalmente da bomba de sódio potássio (Na^+/K^+ -ATPase), resultando em alterações do metabolismo celular em função do consumo de energia [3].

Em retina de ave, as ondas de DA podem formar espirais. Essas ondas espirais, que podem propagar por até duas horas após a deflagração, descrevem rotas de propagação com um padrão peculiar: o vórtice da DA espiral descreve órbitas de propagação na forma de "Z" [4]. Apesar dessa característica de propagação ter sido observada pela primeira vez em 1997, os mecanismos subcelulares responsáveis por sua formação ainda não foram totalmente elucidados. Keener e Sneyd [5] sugerem a necessidade de utilizar modelos matemáticos realísticos para investigar esses mecanismos. Nesse sentido, o objetivo do presente trabalho foi utilizar um modelo matemático, baseado em mecanismos eletroquímicos característicos de tecidos neuronais [6], para simular ondas de DA espiral em retina e investigar os mecanismos subcelulares responsáveis pelas trajetórias de propagação dessas ondas.

Materiais e métodos

O modelo matemático utilizado [6] é formado por uma rede de unidades funcionais justapostas. Cada unidade funcional é formada por um compartimento extracelular conectado a três compartimentos intracelulares diferentes: terminal pré-sináptico, terminal pós-sináptico e glia. A comunicação transmembranar entre os meios intra- e extracelular, dentro de uma unidade funcional, é representada por mecanismos de transporte iônico e reações que descrevem a comunicação sináptica. Especialmente, os compartimentos extracelulares de unidades funcionais vizinhas estão conectados por meio de mecanismos de eletrodifusão.

A taxa de variação temporal da concentração de cada espécie iônica, ao longo do meio extracelular, foi calculada por meio da equação:

$$\frac{\partial [w]^p}{\partial t} = \frac{D_c}{\lambda^2} \nabla^2 [C]_o + \frac{z_c F D_c}{RT \lambda^2} \bar{v} [C]_o \bar{v} V + \frac{z_c F D_c}{RT \lambda^2} [C]_o \nabla^2 V \quad (1)$$

onde $[C]_o$ é a concentração extracelular do ion C (K^+ , Na^+ , Cl^- , Ca^{2+}), z_c a valência, D_c o coeficiente de

difusão, $\lambda=1,6$ é a tortuosidade do meio extra, $F=96,487$ C/mMol é a constante de Faraday, $T=310$ é a temperatura em Kelvin. $R= 8,314$ mV.C/(K.mMol) é a constante dos gases. O campo elétrico extracelular, \bar{V} , foi calculado por [7]:

$$\bar{V} = -\frac{RT}{F} \cdot \frac{\sum_{c=1}^4 z_c D_c \bar{V}[C]_o}{\sum_{c=1}^4 z_c^2 D_c [C]_o} \quad (2)$$

A equação de Goldman-Hodgkin-Katz (GHK) de corrente foi utilizada para calcular as correntes iônicas transmembranares:

$$I_c = P_c z_c^2 \frac{Vm F^2}{RT} \cdot \frac{[C]_i - [C]_o \exp(-z_c \frac{FVm}{RT})}{1 - \exp(-z_c \frac{FVm}{RT})} \quad (3)$$

sendo $[C]_i$ a concentração intracelular dos íon C (K^+ , Na^+ , Cl^- , Ca^{2+}), V_m o potencial de membrana e P_C a permeabilidade do íon C. Nos terminais pós-sinápticos, as permeabilidades iônicas foram admitidas proporcionais à concentração de neurotransmissores ligados aos receptores dos canais transmembranares. Em terminais pré-sinápticos, a permeabilidade de Ca^{2+} foi admitida dependente de V_m e as permeabilidades dos outros íons foram assumidas constantes.

Além dos canais iônicos, foram considerados os seguintes mecanismos de restabelecimento dos gradientes iônicos transmembranares: (i) terminais pré- e pós-sinápticos – bomba de Na^+/K^+ , bomba de Ca^{2+} e o cotransportador K^+/Cl^- (KCC); (ii) glias – bomba de Na^+/K^+ , bomba de Ca^{2+} , canal retificador de entrada do K^+ e o cotransportador $Na^+/K^+/2Cl^-$ (NKCC).

A corrente gerada pela bomba de Na^+/K^+ e os respectivos fluxos dos íons Na^+ e K^+ foram calculados considerando que o transportes em sentidos oposto dos íons Na^+ e K^+ , na razão de 3 para 2, respectivamente, são equivalentes ao movimento de um íon monovalente positivo através da membrana [6]. Definindo esse íon fictício como sendo A^+ , a sua corrente transmembranar foi calculada pela equação de GHK e as concentrações intra- e extracelular desse íon foram determinadas considerando as reações dos ligantes (Na^+ , K^+ e ATP) com a enzima Na^+/K^+ -ATPase [6]. Procedimento análogo foi utilizado para calcular o fluxo de Ca^{2+} pela bomba de Ca^{2+} . Para os cotransportadores KCC e NKCC, os fluxos iônicos foram calculados considerando as reações dos íons com as respectivas enzimas transportadoras em equilíbrio em cada instante de tempo. No caso dos canais retificadores de entrada do K^+ , que tem a função de reduzir o acúmulo extracelular de K^+ durante a DA causando seu influxo em glias, foi utilizada a equação de GHK de corrente para calcular o fluxo do K^+ . A permeabilidade através desses canais foi calculada utilizando a equação proposta por Newman [6].

Para o cálculo do potencial de membrana, nos terminais pré- e pós-sinápticos e glias, foi utilizada a equação de GHK de potencial modificada [6], na qual foram incluídos os efeitos do Ca^{2+} e das bombas iônicas.

Para descrever a neurotransmissão, a despolarização

da membrana pré-sináptica provoca a abertura dos canais de Ca^{2+} , causando seu influxo. Este é o gatilho para liberação de neurotransmissores na fenda sináptica. Além disso, foram considerados os seguintes mecanismos: difusão de neurotransmissores pelo meio extracelular; inativação de neurotransmissores e; recuperação para o terminal pré-sináptico [6].

Recursos Computacionais – As equações foram resolvidas numericamente pelo método das diferenças finitas, considerando um erro máximo de 10^{-4} . O modelo foi implementado em linguagem FORTRAN 90. Foi necessário paralelizar o código do programa para processamento em computador de alta performance (Cluster SGI UV 2000, 80 Cores – Intel Xeon E5-4650v2 10-core, 2.4 GHz, RAM 1024GB DDR3 1866MHz, 80TB HD, SUSE Linux Enterprise Server, ver11, Sgi Performance Suite, Intel Cluster Studio XE).

Procedimento experimental – O procedimento experimental foi aprovado pela comissão de ética da Universidade Federal de São João Del-Rei, com o protocolo N° 44/2012, aprovado pelo CEUA/UFSJ. Como modelo experimental, foram usadas retinas de ave (*Gallus gallus*), com idade aproximada entre 2 a 15 dias. Após a decapitação do animal, a retina era removida e colocada em uma solução de nutrientes com temperatura fixada em 303° Kelvins, para mantê-la viva. Essa solução nutriente era mantida em pH constante (7,4) e apresentava a seguinte composição: 100,0 mM de NaCl, 6,0 mM de KCl, 1,0 mM de $MgCl_2$, 1,0 mM de NaH_2PO_4 , 30,0 mM de $NaHCO_3$, 10,0 mM de Tris, 20,0 mM de Glicose e 1,0mM de $CaCl_2$ [8].

Indução de ondas de DA espirais – Nos experimentos, após a deflagração da DA, com estimulação mecânica, a aplicação de uma solução com concentração de 4mM de $MgCl_2$ causa a aniquilação de parte da frente de onda e, assim, observa-se o surgimento de uma onda espiral de excitação [8] em decorrência dessa anisotropia local e temporária no tecido. A onda foi registrada utilizando uma câmera CCD e uma placa de captura de imagens para posterior processamento e reconstrução das trajetórias percorridas, conforme descrito por [4].

Computacionalmente, a onda foi deflagrada por meio da aplicação do K^+ extracelular, que representa a liberação desse íon no tecido após um estímulo mecânico durante procedimentos experimentais. Após o surgimento da onda, uma determinada região teve a excitabilidade reduzida, reproduzindo o efeito do $MgCl_2$ em experimentos. Logo, uma região de anisotropia temporária foi formada. Essa condição foi mantida até que uma parte da frente de onda da DA fosse aniquilada e surgisse a espiral com o restante da frente de onda.

Resultados

Para validação do modelo, o comportamento da $[K^+]_o$, durante a simulação de uma onda de DA, é comparado com a propagação da DA individual em retina (Figura 1A). Como em experimentos, a velocidade de propagação da DA simulada está na

ordem de alguns milímetros por minuto. Após a propagação da onda, a rede neuronal apresenta um período de recuperação, retornando para as condições de repouso. Na Figura 1B, são comparadas as ondas de DA em espirais obtidas em experimento e simulação computacional. Como nos experimentos, a velocidade de propagação da DA espiral também reduz (~35%) e tem a mesma dinâmica espacial, como indicado por sua curvatura.

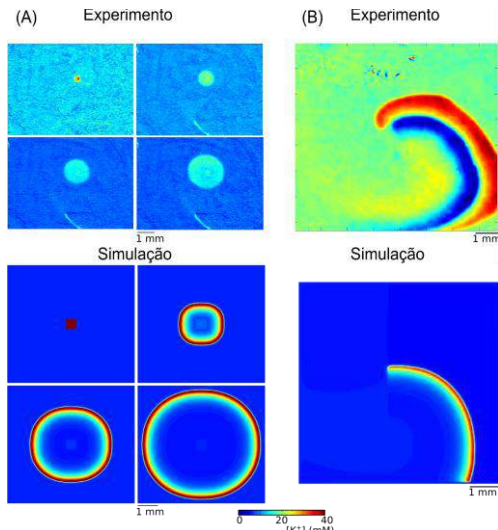


Figura 1: Comparação entre ondas de DA simuladas e registradas experimentalmente em retina de ave. (A) Onda circular. (B) DA espiral.

Fazendo a superposição de imagens subsequentes da DA espiral, observa-se a formação de órbitas de propagação da onda que apresentam um região interna bem definida, mostrada na cor azul, caracterizando um trajeto no formato de “Z”, tanto nas simulações quanto nos experimentos (Figura 2). Analisando a DA simulada em instantes de tempo sucessivos (Figura 2B), os neurotransmissores, no terminal pré-sináptico, estão perfeitamente recuperados na frente de onda, favorecendo a propagação. A diferença entre os fluxos do Na^+ por canais e bomba apresenta-se intensa e positiva no contorno da frente de onda e concentrada somente em uma linha (cor vermelha). Porém, a diferença de fluxos do K^+ por canais e bomba é mais intensa em uma região mais ampla, adiante e após a frente de onda. Na região adiante, o influxo do K^+ pela bomba está ligeiramente superior ao seu efluxo por canais, demonstrando ser uma região de alta excitabilidade (cor azul clara). Uma visualização mais fácil desse período pode ser feita nas imagens ampliadas dos quadros de 5 a 8. Quando a ponta da espiral propaga da esquerda para a direita, revela-se o percurso guiado por uma interface, na imagem identificada pela transição azul claro – azul escuro. Vê-se que a onda só propaga na região azul clara e não na azul escura, como identificado entre os quadros 5 a 7. No quadro 8, a ponta da espiral atinge a região azul clara, que também se estabelece abaixo da ponta da espiral e configura um contorno, por onde a frente de onda gira e faz seu retorno para fechar o ciclo.

Durante a formação da órbita Z, tanto na simulação quanto em experimentos, uma quebra da ponta da espiral ou, do inglês, “split”, pode ocorrer durante a formação de algumas órbitas (Figura 3). Analisando os diferentes mecanismos envolvidos, a principal observação é relativa à diferença dos parâmetros fluxos do íon K^+ pelos canais iônicos e bomba Na^+/K^+ : o período de redução do fluxo do K^+ pela bomba, indicado pela região azul clara, apresenta, no quadro 7 da Figura 3B, uma quebra nessa região no entorno da ponta da espiral. Essa parte consiste de uma propagação retrógrada da frente de onda, justamente a parte que contem a ponta da onda, que passa a propagar para um região que ainda se encontra no período refratário relativo. Isso leva, naturalmente, à extinção dessa porção da quebra e a nova ponta da espiral dá prosseguimento à propagação, sem, contudo, alterar a morfologia da órbita.

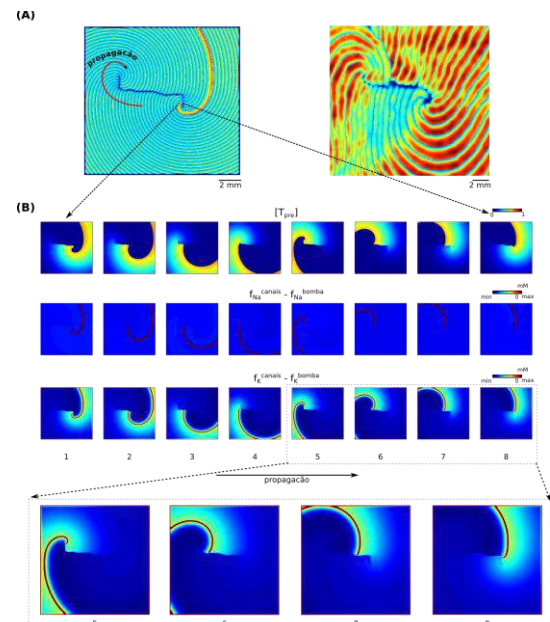


Figura 2: Trajetória na forma de “Z” percorrida pelo vórtice da DA espiral. (A) Comparação entre os resultados simulado (esquerda) e experimental (direita), obtido em retina de ave. (B) Evolução temporal das diferenças de fluxos por canais ($f_{\text{Na}}^{\text{canais}}$ e $f_{\text{K}}^{\text{canais}}$) e bomba de Na^+/K^+ ($f_{\text{Na}}^{\text{bomba}}$ e $f_{\text{K}}^{\text{bomba}}$) e concentração de neurotransmissores ativos no terminal pré-sináptico ($[\text{T}_{\text{pre}}]$), durante a formação da órbita em forma de “Z”.

Discussão

No presente trabalho, foi realizado um estudo dos mecanismos associados com a propagação de ondas espirais de DA, utilizando manobras experimentais e um modelo matemático baseado em propriedades biofísicas de tecidos corticais. A partir das simulações, foi possível propor como os mecanismos subcelulares contribuem para a propagação da DA espiral. Primeiramente, foi possível reproduzir por meio de simulações computacionais tanto a DA isolada circular quanto a DA espiral, a partir da injeção de K^+ no meio extracelular. A onda simulada reproduz qualitativa e quantitativamente

as características de propagação da DA experimental. Além disso, reproduz a rota de propagação do vórtice da DA na forma de um “Z”, descrita por Dahlem e Müller [4], cujos resultados experimentais foram replicados em nosso laboratório e mostrados neste trabalho.

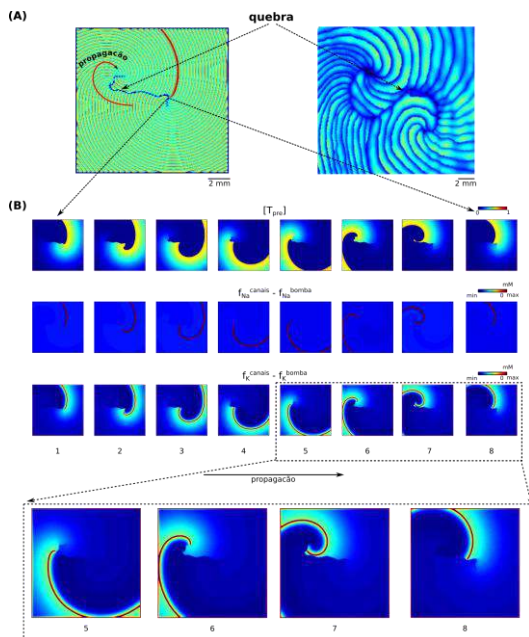


Figura 3: Quebra da ponta da onda (“split”) durante a trajetória na forma de “Z” percorrida pelo vórtice da DA espiral. (A) Comparação entre os resultados simulado (esquerda) e experimental (direita), obtido em retina de ave. (B) Evolução temporal das diferenças de fluxos por canais (f_{Na}^{canais} e f_{K}^{canais}) e bomba de Na^+/K^+ (f_{Na}^{bomba} e f_{K}^{bomba}) e concentração de neurotransmissores ativos no terminal pré-sináptico (T_{pre}), durante a formação da órbita em forma de “Z”.

Nas simulações, foi possível constatar que o período refratário é o principal mecanismo modulador da trajetória de propagação do vórtice da DA espiral, que define a rota do vórtice em forma de “Z”, reforçando hipóteses levantadas por [8]. Segundo as simulações, descrevendo as atuações dos principais mecanismos de excitação e recuperação do tecido, a presença de neurotransmissores ativos no terminal pré-sináptico é uma condição necessária para a propagação da onda. O influxo do Na^+ por canais ser maior que o seu efluxo pela bomba também é fundamental para a propagação da DA. Porém, esse não é o mecanismo principal para que a DA espiral propague invadindo regiões por onde já passou e que estão em período refratário. As simulações mostram que a diferença entre os fluxos do K^+ por canais e pela bomba é o principal fator que define a trajetória do vórtice. A DA somente consegue invadir as regiões onde o tecido já se recuperou o suficiente para que o influxo de K^+ pela bomba seja pouco maior que o seu efluxo por canais. Regiões em que o influxo de K^+ pela bomba é muito mais intenso que o efluxo por canais ficam inexcitáveis, caracterizando o período refratário e impedindo a propagação da DA. Esses resultados reforçam a importância da dinâmica do íon K^+ , através de canais e

bombas, como elemento fundamental para propagação da frente de onda da DA [6].

Dahlen e Müller [2] propuseram que a presença de quebras da ponta da espiral ou *split* é responsável pela formação da órbita de propagação na forma de “Z”. As manobras experimentais e as simulações do presente trabalho, por outro lado, mostram que essa quebra da frente de onda é apenas uma consequência da onda descrever formas mais fechadas da curva “Z”. Nessa situação, a ponta da onda é confinada numa região de contorno não excitável levando à extinção da porção da onda quebrada.

Conclusão

A compreensão de mecanismos envolvidos na propagação e sustentação da DA espiral é fundamental para a proposta de drogas que possam ser usadas para a supressão desse fenômeno, o qual pode causar danos irreversíveis ao tecido neuronal. As simulações computacionais, reproduzindo a DA espiral obtida em experimentos, permite propor que a órbita em forma de “Z” descrita pelo vórtice da onda é principalmente modulada pela dinâmica dos fluxos do K^+ através de canais iônicos e da bomba de Na^+/K^+ . Portanto, drogas que interfiram sobre esses dois mecanismos de transporte do K^+ podem modificar a dinâmica de propagação da DA espiral.

Agradecimentos

À Capes, FAPEMIG, FINEP e CNPq pelo apoio.

Referências

- [1] Leão, A.A.P., 1944. “Spreading Depression of Activity in the Cerebral Cortex”. *J. Neurophysiol.* V. 7, pp. 359-90.
- [2] Somjen, G. G., 2001, “Mechanism of Spreading Depression and Hypoxic Spreading Depression-like Depolarization”, *Physiol Review*, v.81, pp. 1065-1096.
- [3] Chesler M. Regulation and modulation of pH in the brain. *Physiol Rev.* 2003, 83(4): 1183-1221.
- [4] Dahlem, M. A., Müller, S.C., 1997, “Self-induced Splitting of Spiral-Shaped Spreading Depression Waves in Chicken Retina”, *Exp. Brain Res.*, V.115, pp. 319-324.
- [5] Keener, J., Sneyd, J., *Mathematical Physiology*, 2 ed., New York, Springer-Verlag, 2008.
- [6] Teixeira, H.Z., Almeida, A.C.G., Infantes, A.F., et al. 2008, “Identifying essential conditions for refractoriness of Leão’s spreading a depression-Computational modeling”, *Comp Biol and Chem*, v. 32, pp. 273-81.
- [7] Almeida, A.C.G, Rodrigues, AM, Scorza, FA, Cavalheiro, EA, Teixeira, HZ, Duarte, MA, Silveira, GA, Arruda, EZ, Mechanistic Hypotheses for Nonsynaptic Epileptiform Activity Induction and its Transition from the Interictal to Ictal State – Computational Simulation, *Epilepsia*, 2008, 9(11): 1904-1928.
- [8] Ribeiro, K. L., 2015, *Mecanismos celulares e subcelulares associados com a propagação de ondas espirais de depressão alastrante*, tese, Universidade Federal de São João del-Rei, São João del-Rei, Minas Gerais, Brasil.

EFEITO DA VELOCIDADE DO ENSAIO DE TORÇÃO NA ENERGIA ABSORVIDA ATÉ A FRATURA PELO OSSO CORTICAL BOVINO

A. P. Macedo*, J. C. Imori Jr.***, T. A. R. Bezerra***; M. B. Paiva***, A. L. Lopes*** e A. C. Shimano***

*Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo, Ribeirão Preto, Brasil

** Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo, Ribeirão Preto, Brasil
e-mail: anapaula@forp.usp.br

Resumo: Este estudo avaliou a resistência à torção do osso cortical bovino após ensaio em alta e baixa velocidade. Foram confeccionados 40 corpos de prova em forma de halter a partir de tíbias bovinas, sendo 20 da região lateral e 20 da região medial da diáfise. Estes foram divididos em quatro grupos (n=10): G1 – diáfise lateral e ensaio de torção em baixa velocidade; G2 – diáfise medial e ensaio de torção em baixa velocidade; G3 – diáfise lateral e ensaio de torção por impacto; G4 – diáfise medial e ensaio de torção por impacto. O ensaio de torção em baixa velocidade foi realizado na máquina Instron® 55 MT à velocidade de 0,03 rad/s. O ensaio de torção por impacto foi realizado em equipamento desenvolvido no Laboratório de Bioengenharia da Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto, com energia de impacto de 25 cJ e velocidade de 11,5 rad/s. Foi obtida a energia absorvida durante o ensaio de torção. Foram observadas diferenças significantes entre o ensaio de torção em alta e baixa velocidade, sendo absorvida maior energia quando a força é aplicada em alta velocidade. Não houve diferença significativa entre as regiões de obtenção dos corpos de prova, independente da velocidade do ensaio. Assim, conclui-se que a velocidade de aplicação do torque influencia na capacidade de absorção de energia do osso bovino, sendo maior quanto maior a velocidade de aplicação. A região do osso cortical bovino não influencia na capacidade absorção de energia.

Palavras-chave: Torção, velocidade de ensaio, osso cortical, Energia absorvida.

Abstract: This study evaluated the torsional stiffness of bovine cortical bone after high and low speed test. They were made 40 specimens shaped halter from bovine tibias, 20 of the lateral region of the diaphysis and 20 of the medial region. These were divided into four groups (n = 10): G1 - lateral diaphysis and low speed torsion test; G2 - medial diaphysis and low speed torsion test; G3 - lateral diaphysis and impact torsion test; G4 - medial diaphysis and impact torsion testing. The low speed torsion test was conducted on the Instron® Machine 55 MT at a speed of 0.03 rad/s. The impact torsion test was performed on equipment developed in the Bioengineering Laboratory of the Ribeirão Preto Medical School, with impact energy of 25 cJ and speed of 11.5 rad/s. The absorbed energy was obtained during the torsion test. Significant differences were observed

between impact and low speed torsion test, being absorbed higher energy when the torque is applied at high speed. There were no significant differences between the regions of obtaining specimens, regardless of the speed of the test. Thus, it is concluded that the speed of application of torque influences the energy absorption capacity of bovine bone, being larger the greater the speed of application. The region of bovine cortical bone does not influence the energy absorption capacity.

Keywords: Torsion, test speed, cortical bone, energy absorbed.

Introdução

O osso está sujeito a diferentes tipos de esforços que influenciam na resposta mecânica do mesmo. Por se tratar de um material viscoelástico, este possui as propriedades mecânicas dependentes da velocidade de aplicação da carga, sendo que quanto maior a velocidade de aplicação da carga maior a resistência e a rigidez [1].

Forças fisiológicas primárias de compressão axial, tensão axial, flexão e torção agem sobre o osso de forma isolada e, na maioria das vezes, associadas, resultando em um conjunto complexo de tensões e deformações internas no osso [2].

As fraturas observadas em ossos longos podem ser resultado de diferentes situações clínicas. Neste contexto podem ser observadas fraturas por estresse (fadiga), causadas por traumas de baixa energia e também fraturas de alta energia, resultante de aplicação de forças de impacto [3].

Alguns estudos relatam o efeito no aumento da velocidade de ensaio na resistência a torção de corpos de prova de osso cortical bovino, porém nenhum estudo avalia a aplicação da força de forma repentina e intensa [4,5]. Assim, este estudo teve como objetivo avaliar a resistência à torção de ossos longos bovinos após a aplicação de torque por impacto.

Materiais e métodos

Obtenção dos corpos de prova – Para confecção dos corpos de prova em forma de halter (Figura 1), foram utilizadas tíbias bovinas de animais com idade variando entre 30 a 60 meses, sem distinção de gênero,

fornecidos pelo frigorífico Mult-Beef® (Brodowski, São Paulo). As partes moles aderidas ao osso foram retiradas. Foi encontrado o ponto médio da tíbia e a partir deste foi realizado um corte proximal e um distal, ambos a 10 cm do ponto médio. Foram realizados, com a serra elétrica de fita, dois cortes transversais na diáfise tibial e obtido três segmentos ósseos, sendo aproveitada somente a porção médio-diafisária. Nesta porção foram realizados dois cortes longitudinais com 2 cm de espessura separando a região lateral da medial preservando o osso cortical de ambas as partes (Figura 2). As amostras foram enviadas para a Oficina Mecânica de Precisão da Prefeitura do Campus USP de Ribeirão Preto, onde foram usinadas para produzir os corpos de prova. No processo de usinagem das peças, foi seguida a metodologia descrita por Haje (2004) [6], em torno horizontal (NDT 650, Nardini®, Brasil) a velocidade de 500 rpm. Assim, foram obtidos 40 corpos de prova, sendo 20 da região lateral e 20 da região medial da diáfise tibial.

Os corpos de prova foram divididos em 4 grupos experimentais (n=10): G1 – diáfise lateral e ensaio de torção em baixa velocidade; G2 – diáfise medial e ensaio de torção em baixa velocidade; G3 – diáfise lateral e ensaio de torção por impacto; G4 – diáfise medial e ensaio de torção por impacto.

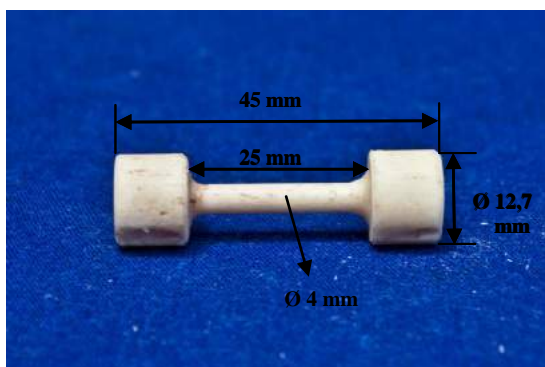


Figura 1: Corpo de prova.

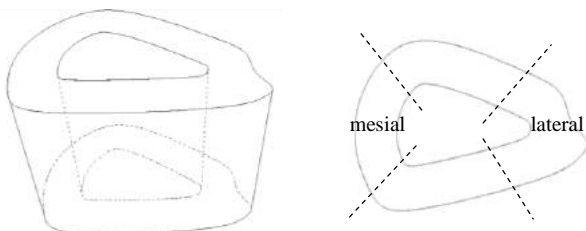


Figura 2: Região da Tíbia de obtenção dos corpos de prova.

Ensaio de Torção em baixa velocidade – Não havendo norma para realização de ensaio de torção para amostras de osso, utilizou-se no presente estudo a norma ASTM F543 para o ensaio de torção em parafuso ortopédico.

Assim, o ensaio foi realizado com a máquina Instron® 55 MT bloqueada horizontalmente (Figura 3), à velocidade de 0,03rad/s com auxílio de uma célula de

carga de 20N/m e a Energia absorvida, durante o ensaio, foi obtida.



Figura 3: Ensaio de Torção.

Ensaio de torção por impacto – Para avaliar a resistência mecânica do osso cortical ao impacto foi utilizado o ensaio de torção em alta velocidade. O ensaio consiste em aplicar a energia de impacto de forma repentina. Esta energia é gerada pelo movimento de um pêndulo que transforma a energia potencial em cinética. A energia cinética é transferida ao corpo de prova pelo impacto do pêndulo em uma alavanca acoplada ao eixo da máquina no qual se encontra fixo o corpo de prova. O equipamento (Figura 4) e metodologia utilizados foram desenvolvidos no Laboratório de Bioengenharia – Departamento de Biomecânica Medicina e Reabilitação do Aparelho Locomotor da Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto (FMRP) DA Universidade de São Paulo (USP) (Depósito de pedido de patente – BR 10 2013 005052-0).



Figura 4: Máquina de torção por impacto em alta velocidade.

Neste ensaio buscou-se a torção com carregamento em alta velocidade para simular a fratura óssea por impacto. Foi aplicada Energia de impacto de 25 cJ, a velocidade angular de 11,5 rad/s. Após a realização do ensaio obteve-se a Energia Absorvida (cJ).

Foi realizada análise de variância com dois fatores (*two-way* ANOVA) com múltiplas comparações com ajuste de Bonferroni ($\alpha=0,05$).

Resultados

Os valores da Energia Absorvida obtidos nos ensaios de baixa e de alta velocidade são apresentados na Figura 5. O ensaio de alta velocidade resultou em índices maiores de energia absorvida ($E_{Abs} = 10,11 \pm 1,46$ cJ) com significância estatística ($p < 0,05$) em relação ao ensaio em baixa velocidade ($E_{Abs} = 4,58 \pm 1,53$ cJ). Comparando os valores da energia absorvida na porção lateral e medial, pode ser observado que não há diferença estatística entre as porções.

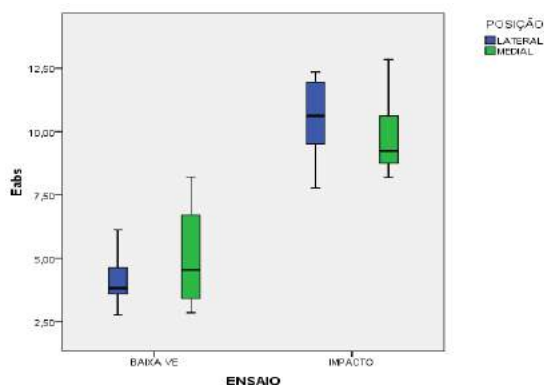


Figura 5: Energia Absorvida (cJ) durante o ensaio de torção.

Discussão

Este estudo avaliou a influência da velocidade de realização do ensaio de torção na capacidade de absorção de energia do osso cortical de diferentes regiões da tíbia bovina. A aplicação de torção por impacto resultou em um acréscimo de 50% na energia absorvida.

Em estudo realizado por Holanda, Volpon e Shimano (1999) [7], os autores observaram, após ensaio de impacto, aumento de 4,73 vezes da tenacidade em relação ao ensaio de flexão. Estes resultados corroboram com nossos achados. Apesar de não observarmos aumento tão expressivo na absorção de energia no presente estudo, esta diferença pode ser resultante do tipo de ensaio realizado dos dois estudos assim como da energia de impacto utilizada, não informada pelos autores.

A partir dos resultados obtidos acreditamos que, para cada tipo de força aplicada, a proporção entre a absorção de energia em baixa e alta velocidade pode variar, uma vez que essa proporção é dependente da velocidade de realização do ensaio. Resultados semelhantes foram encontrados no estudo de Vivacqua (2011) [4] em que a velocidade de aplicação da torção influenciou na resistência a torção do osso cortical.

Outro fator com grande influência nas avaliações mecânicas de ossos é a anisotropia, que corresponde a diferentes propriedades em diferentes direções [8]. Sendo a maior resistência e rigidez observada na direção em que normalmente as forças são aplicadas. Apesar de termos analisado duas regiões da tíbia, lateral e medial,

estas pouco diferem em relação à direção de aplicação de forças, neste caso principalmente longitudinais [9]. Vivacqua (2011) [4] verificou diferença na resistência a torção com a variação da velocidade de ensaio nos corpos de prova obtidos longitudinalmente, porém quando obtidos na transversal da tíbia, não houve diferença estatística.

Conclusão

A região da tíbia não influencia na capacidade de absorção da torção. A aplicação da torção por impacto resulta em aumento da capacidade de absorção de energia no osso.

Agradecimentos

Ao CNPq pelo auxílio financeiro.

Referências

- [1] McElhaney JH. Dynamic response of bone and muscle tissue. *Journal of Applied Physiology*. 1966; 21(4): 1231–6.
- [2] Hulse, D, Hyman, B. *Biologia e biomecânica das fraturas*. In: Slatter, D. *Manual de cirurgia de pequenos animais*. São Paulo: Manole, 1998. p.1893-984.
- [3] Ferreira JCA. Fraturas da diáfise dos ossos da perna. *Revista Brasileira Ortopedia*. 2000; 35(10): 375-83.
- [4] Vivacqua CFPP. *Propriedades mecânicas em flexão e torção do osso cortical bovino [dissertação]*. Rio de Janeiro: Instituto Militar de Engenharia; 2011.
- [5] Vashishth, D, Tanner, KE, Bonfiel, W, 2001, Fatigue of cortical bone under combined axial-torsional loading. *Journal of Orthopaedic Research*. 2001; 19(3): 414-20.
- [6] Haje DP. *Desenvolvimento de parafusos de osso bovino: efeitos do processamento químico e da confecção de rosca sobre alguns aspectos mecânicos estruturais [Tese]*. Ribeirão Preto: Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto – Universidade de São Paulo; 2004.
- [7] Holanda AJ, Volpon JB, AC Shimano. Efeitos da orientação das fibras de colágeno nas propriedades mecânicas de flexão e impacto dos ossos. *Revista Brasileira de Ortopedia*. 1999; 34(11/12): 579-94,
- [8] Turner CH, Chandran A, Pidaparti RMV. The anisotropy of osteonal bone and its ultrastructural implications. *Bone*. 1995, 17(1): 85-89.
- [9] Hért J, Fiala P, Petrtyl M. Osteon orientation of diaphysis of long bones in man. *Bone*. 1994; 15(3): 269-277.

LONG TERM RESPONSE OF HUMAN BONES TISSUES

Lucas L. Vignoli*, Paulo P. Kenedi**

* Department of Mechanical Engineering, COPPE/UFRJ, Federal University of Rio de Janeiro, Rio de Janeiro, RJ, Brazil

** DEMEC - Departamento de Engenharia Mecânica - CEFET/RJ, Rio de Janeiro, RJ, Brazil

* PPEMM - Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica e Tecnologia de Materiais - CEFET/RJ, Rio de Janeiro, RJ, Brazil

e-mail: paulo.kenedi@cefet-rj.br

Abstract: This work deals with long human bones constitutive description of its long term response to mechanical loading. Two bone tissues, trabecular and cortical, can coexist at the same human long bone. In this article are discussed incremental one-dimensional rate-sensitive constitutive models, for cortical and trabecular tissues. Cortical is modelled as viscoelastoplastic and trabecular as viscoelastic materials. The influence of strain rate and creep behavior are analyzed for each tissue and for the two tissues combination, considering that they are arranged in a parallel fashion. The results show that trabecular model proof to be much less sensitive to strain rate than the cortical one, resulting in a trabecular dominant response. The creep long term response of the combined tissues provided to be stiffer than both tissues individually.

Keywords: constitutive model, creep, bone tissues.

Introduction

For elastic point of view, bone models have already been considered for the study of three-dimensional stress and strain distribution in a real human femur, for instance, by the application of isotropic [1] and anisotropic [2] models for static loading. On the other hand, it is well known that trabecular and cortical tissues are rate sensitivity. To include this loading effect a couple models, which are available on the literature through the application of viscoelastic and viscoplastic theories [3,4], are accessed.

Despite of the different existing approaches to analysis the mechanical response of bones, the access of experimental bone mechanical properties has been challenging, depending of natural factors, as sex, previous diseases, age, and so on, causing a wide dispersion in models results [5]. One-dimensional viscoelastic and viscoplastic models are accessed to evaluate how sensitive the trabecular and cortical constitutive models are to the rate load. For instance, the effect of a static load applied during a long period of time.

In this work the tissues are studied individually and as assembled as a composite material as well. Despite the trabecular tissue does not occurs separately in hu-

man skeleton (it is always occurs inside the cortical tissue or even it is not present), a discussion about each rate response will be provided.

Constitutive Model

For general rate sensitivity materials, it is usual to represent the constitutive laws with a rheological schematic model with a set of springs and dashpots in series, in parallel or any combination of both. For the cortical tissue, a combination of viscoelastic and viscoplastic elements are used [3] and for the trabecular one, just the viscoelastic effect is considered [4], as represented in Fig. 1.

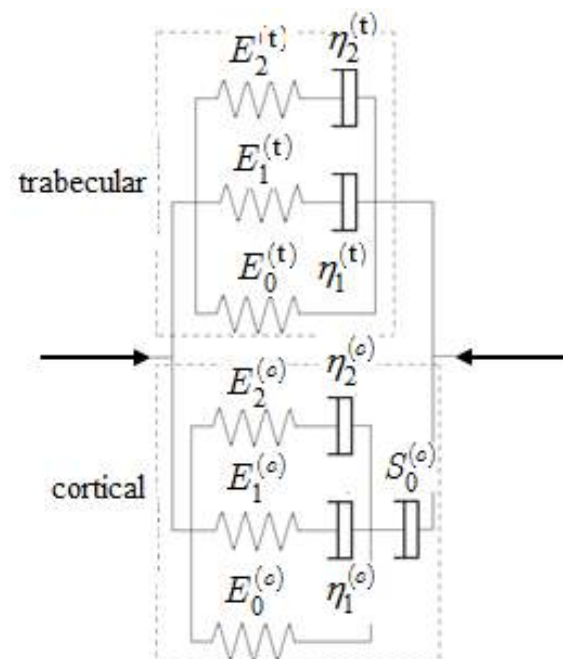


Figure 1: Schematic representation of bone constitutive model [3].

The constitutive model of the cortical bone was proposed by Johnson *et al.* [3], which consider two source of rate sensitivity for bone tissue response; one responsible by viscoelastic behavior and the other one responsible by viscoplastic behavior, which includes the yield effect. Viscoelastic stress-strain response is defined as

$$\sigma^{(c)} = E_0^{(c)} \dot{\varepsilon}_{ve}^{(c)} t + \eta_1^{(c)} \dot{\varepsilon}_{ve}^{(c)} \left(1 - e^{-E_1^{(c)} t / \eta_1^{(c)}}\right) + \eta_2^{(c)} \dot{\varepsilon}_{ve}^{(c)} \left(1 - e^{-E_2^{(c)} t / \eta_2^{(c)}}\right) + \varepsilon^{(c)} = \varepsilon^{(t)} \quad (4)$$

The viscoplastic stress-strain response is stated as

$$\varepsilon_{vp}^{(c)} = \text{sign}(\sigma^{(c)}) (|\sigma^{(c)}| / S_0^{(c)})^{m^{(c)}} \quad (2)$$

Where σ is stress, ε is strain, $\dot{\varepsilon}$ is the strain rate, $\text{sign}()$ is the function signal, the indices $^{(c)}$, $_{ve}$ and $_{vp}$ are used to denote cortical tissue, viscoelastic and viscoplastic behavior, t is the time, $E_0^{(c)}$ is related to long term equilibrium behavior, $E_1^{(c)}$ and $E_2^{(c)}$ are respectively, the first and second viscoelastic modulus mechanisms, $\eta_1^{(c)}$ and $\eta_2^{(c)}$ are respectively, the first and second viscoelastic mechanisms $S_0^{(c)}$ is the yield resistance and $m^{(c)}$ is a cortical Ramberg-Osgood exponent.

The trabecular constitutive relation is adapted for the one-dimensional case from Sandino *et al.* [4], whom modelled impact fracture using finite element simulation. The viscoelastic model is described as

$$\sigma^{(t)} = E_0^{(t)} \dot{\varepsilon}_{ve}^{(t)} t + \eta_1^{(t)} \dot{\varepsilon}_{ve}^{(t)} \left(1 - e^{-E_1^{(t)} t / \eta_1^{(t)}}\right) + \eta_2^{(t)} \dot{\varepsilon}_{ve}^{(t)} \left(1 - e^{-E_2^{(t)} t / \eta_2^{(t)}}\right) \quad (3)$$

Where the index $^{(t)}$ at expression (3) denote the trabecular tissue and the other parameters are similar to cortical bone.

Notice that both models use a generalized Maxwell model. All the constants used are presented at Tables 1 and 2. Considering that the material has no strain in the absence of applied stress and it is considered that the initial condition has null stress and strain.

Table 1: Cortical bone tissue properties [3].

E_0 (GPa)	E_1 (GPa)	E_2 (GPa)	η_1 (MPa·s)	η_2 (kPa·s)	S_0 (MPa)	m
16.2	4.4	23.5	132	227	222	18.24

Table 2: Trabecular bone tissue properties [4].

E_0 (GPa)	E_1 (GPa)	E_2 (GPa)	η_1 (GPa·s)	η_2 (GPa·s)
3.5	2.48	1.31	9.92	241.8

To implement this model, it is considered that trabecular and cortical tissues coexists in the same bone cross section, with the cortical bone as an external mineralized tissue and the trabecular bone as a spongy internal tissue, positioned in a parallel fashion. Applying geometric compatibility condition:

Considering their rates, since their initial values are equals and that the cortical response is composed by both viscoelastic and viscoplastic parcels, whereas the trabecular response is function of viscoelastic parcel:

$$\dot{\varepsilon} = \dot{\varepsilon}_{ve}^{(c)} + \dot{\varepsilon}_{vp}^{(c)} = \dot{\varepsilon}_{ve}^{(t)} \quad (5)$$

Discussion

For the both bone tissues arrangement, the structure works as a set of springs in parallel and the equivalent stiffness is the sum of both stiffnesses. Two different approaches are analyzed in this paper: first, the strain rate is evaluated to understand the materials sensibility and then it is evaluated the creep behavior or, in other words, the effect of constant load for a long period of time. The models are implemented using the software MATLAB. A good reference for implementation of numerical inelastic models can be found in [6].

Rate Sensibility on the Stress-Strain Curve

In order to clarify the constitutive response of bone tissues at different strain rates, the equations (1-3) were implemented in MATLAB software, with the utilization of Tables 1 and 2 data. It was selected three representative strain rates $\dot{\varepsilon}$ of 0.01 s^{-1} , 1 s^{-1} and 100 s^{-1} . The first representing a gradual loading of the bone tissues, the second representing an usual strain rate and the third one representing the effect of a mechanical impact.

Fig. 2 shows how the strain rate variation alters the constitutive relationship of the bone tissues. The behavior of stress-strain curves for the bone tissues separately, as well with both tissues together, resembles to isotropic metallic materials, which increase mechanical properties as the strain rates raises.

Creep

Constant load, applied during long period of time, also could occur. For instance, a long bone as a femur, which is fundamental bone for skeletal supporting, can be submitted to constant load for a long period of time. In this paper, four different resulting stresses are considered; for cortical and trabecular tissues: 25 MPa, 50 MPa, 75 MPa and 100 MPa. The results are presented in Fig. 3.

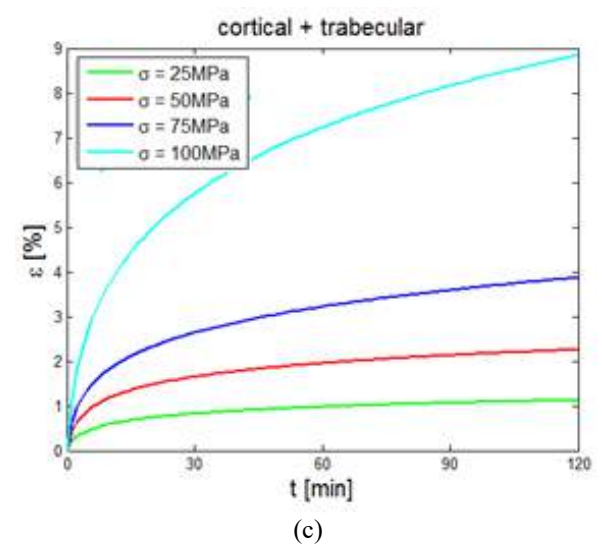
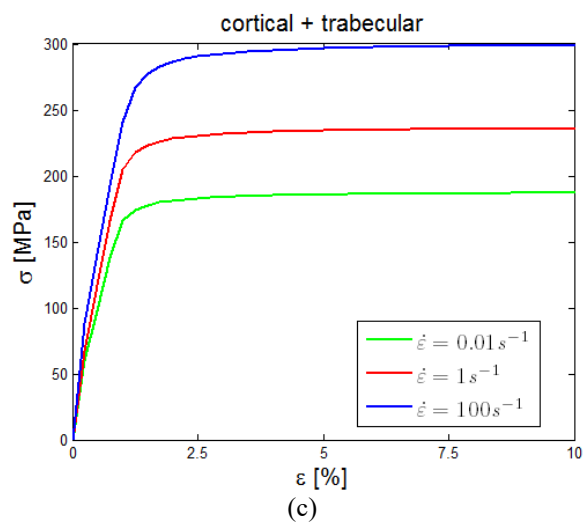
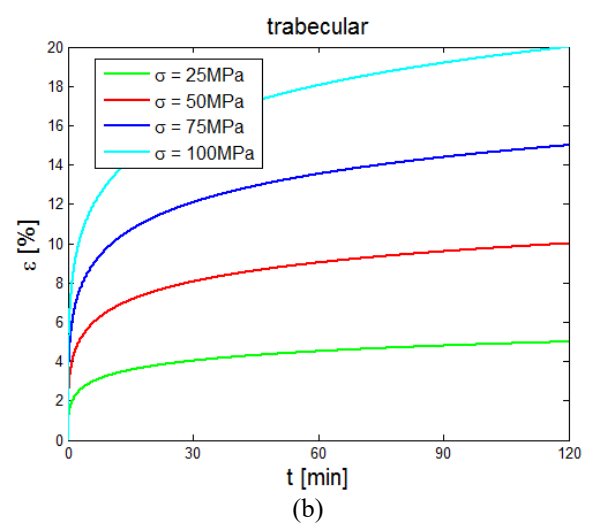
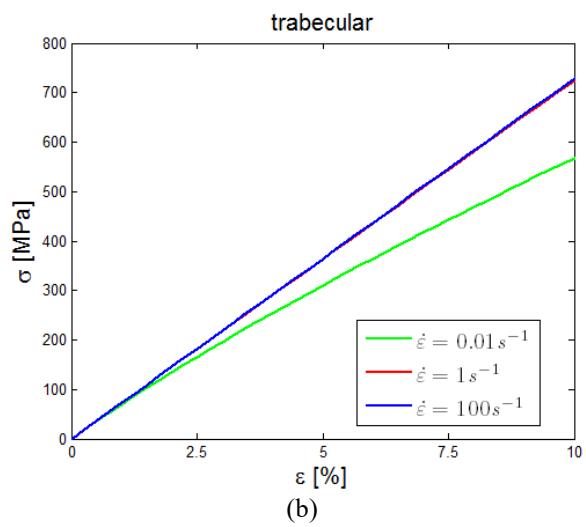
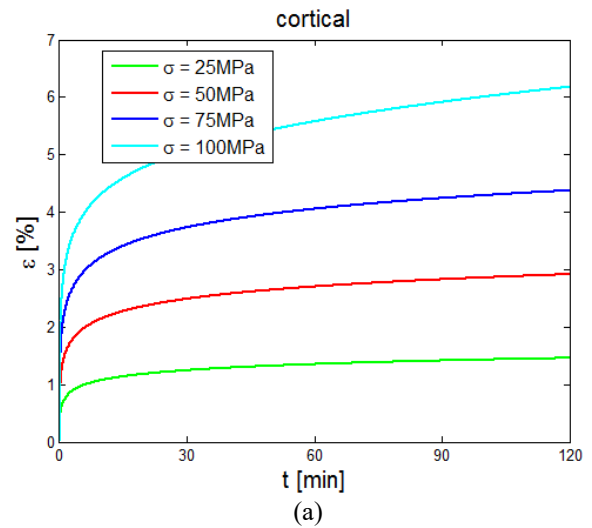
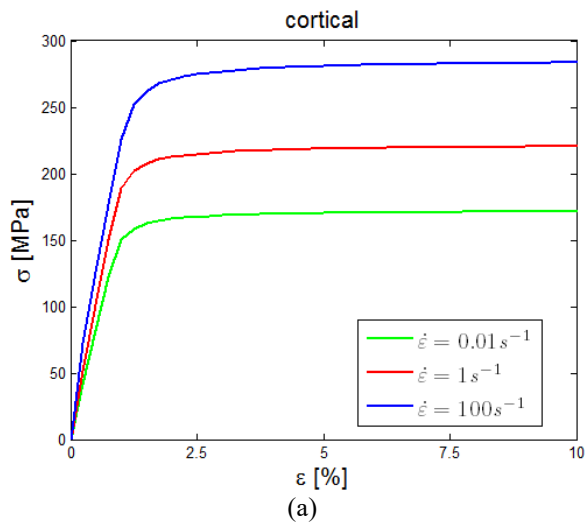


Figure 2: Constitutive model results for bone tissues (a) cortical, (b) trabecular and (c) cortical and trabecular.

Figure 3: Creep of bone tissues (a) cortical, (b) trabecular and (c) cortical and trabecular.

Conclusions

A viscoelastic and viscoplastic model of a human bone is presented to study the constitutive models of cortical and trabecular tissues. The cortical tissue shows to be more sensitivity to the strain rate, on the other hand, for creep load, the trabecular showed higher variations.

Acknowledgements

L. L. Vignoli is grateful for scholarship granted by CAPES.

References

- [1] P.P. Kenedi, I.I.T. Riagusoff. Stress development at human femur by muscle forces. *Journal of Brazilian Society of Mechanical Science and Engineering*; 2015; 37: 31-43.
- [2] L.L. Vignoli, P.P. Kenedi. Bone Anisotropy – Analytical and Finite Element Analysis. *Latin American Journal of Solids and Structures*. 2016; 13: 51-72.
- [3] T.P.M. Johnson, S. Socrate, M.C. Boyce. A viscoelastic, viscoplastic model of cortical bone valid at low and high strain rate. *Acta Biomaterialia*. 2010; 6: 4073-4080.
- [4] C. Sandino, D.D. McErlain, J. Schipilow, S.K. Boyd. The poro-viscoelastic properties of trabecular bone: a micro computed tomography-based finite element study. *Journal of Mechanical Behavior of Biomedical Materials*. 2015; 44: 1-9.
- [5] M. Doblaré, J.M. García, M.J. Gómez. Modeling bone tissue fracture and healing: a review, *Engineering Fracture Mechanics*. 2004; 71: 1809-1840.
- [6] J.C. Simo, T.J.R. Hughes. *Computational Inelasticity*, Springer, New York; 1997.

MODELAGEM DINÂMICA DA FREQUÊNCIA CARDÍACA EM DEGRAUS DE VELOCIDADE DURANTE A CAMINHADA EM ESTEIRA ERGOMÉTRICA

R. M. Begni, H.A.D. da Silva, A.C. Jardim-Neto, J. Nadal, F.C. Jandre

Programa de Engenharia Biomédica, COPPE / Universidade Federal do Rio de Janeiro, Brasil
e-mail: renatabegni@gmail.com

Resumo: O objetivo deste estudo foi modelar as variações da frequência cardíaca (FC) em resposta a quatro degraus de velocidade durante a caminhada, por meio de um modelo exponencial de primeira ordem. Doze homens, jovens e saudáveis, realizaram duas visitas ao laboratório, sendo a primeira destinada à avaliação física e a segunda ao teste de variações de intensidade. Este era composto por um período de repouso inicial, seguido por 2 min de aquecimento a 3 km/h e quatro degraus, com 4 min de duração para as velocidades de 5 km/h, 7 km/h, 5 km/h e 0 km/h. O sinal de FC foi adquirido continuamente por meio de um cardiofrequencímetro. Aplicou-se o método de mínimos quadrados para ajustar a constante de tempo (τ) e o ganho (K) do modelo à curva da FC em cada degrau. Os melhores ajustes ocorreram nas transições de 7 para 5 km/h ($R^2 = 0,52 \pm 0,18$) e vice-versa ($R^2 = 0,45 \pm 0,15$). Tanto os valores de τ quanto os de K foram estatisticamente diferentes entre os degraus, com $p \ll 0,01$. Tais resultados indicam que o modelo apresentado é capaz de estimar a FC durante a caminhada, principalmente nas transições em velocidades mais elevadas, e que os parâmetros do modelo diferem para cada degrau.

Palavras-chave: Controle da frequência cardíaca, atividade física, modelagem fisiológica.

Abstract: The aim of this study was to model, with multiple exponentials, the heart rate adjustments in response to four speed steps while walking. Twelve young and healthy men made two visits to the laboratory, the first for a physical evaluation, and the second for the speed steps test. The latter consisted of an initial resting period, followed by 2 min warming-up at 3 km/h, and four 4-min steps at the speeds 5 km/h, 7 km/h, 5 km/h and 0 km/h. The heart rate signal (HR) was continuously acquired by an electrocardiograph and a heart rate monitor. A nonlinear least mean squares method was employed to fit the time constant (τ) and gain (K) parameters to the FC curve in each step. The best model fitting occurred for transitions from 7 to 5 km/h ($R^2 = 0.52 \pm 0.18$) and vice-versa ($R^2 = 0.45 \pm 0.15$). Both τ and K values were statistically different between steps, with $p \ll 0.01$. These results suggest that the model is able to estimate the HR during walk, especially in transitions during higher walking speeds, with different model parameter values for different steps.

Keywords: Heart rate control, physical activity, physiological modeling.

Introdução

O sistema nervoso autônomo é o responsável por modular as respostas cardiovasculares por meio de suas vias simpática e parassimpática, que promovem o aumento e a diminuição da frequência cardíaca (FC), respectivamente. Esta variável é de medição simples, rápida e de baixo custo, permitindo estimar respostas de cunho cardiovascular de avaliação mais complexa, como o débito cardíaco (DC), e o consumo de oxigênio (VO_2) [1].

Outra importante aplicação da FC tem sido a detecção de anormalidades cardiovasculares [2]. A partir da criação de modelos normais do comportamento da FC, as respostas anormais são descobertas com a aplicação de métodos que comparam o sinal normal estimado com o sinal medido pelo sensor [3].

Vários estudos têm analisado as características de estado estacionário do comportamento da FC e/ou a sua característica dinâmica, por meio de modelos lineares ou não lineares [4,5]. Porém, poucos estudos investigaram a variação destas características durante o período de exercício e recuperação pós-exercício [6].

Sendo assim, propõe-se no presente estudo modelar as variações da frequência cardíaca em resposta a degraus de velocidade durante a caminhada, por meio de um modelo exponencial de primeira ordem.

Materiais e métodos

Voluntários – Participaram do estudo doze sujeitos do sexo masculino, saudáveis, não fumantes, e sem histórico de doenças cardiopulmonares. Foram excluídos do estudo pessoas que faziam uso de medicamentos que interferem na resposta dos sistemas cardiovascular, pulmonar ou autônomo, pessoas com deficiência ortopédica de membros inferiores, e pessoas de altura menor do que 1,65 m.

O protocolo e o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido, assinado pelos voluntários, foram aprovados pelo Comitê de Ética em Pesquisa do Hospital Universitário Clementino Fraga Filho, da Universidade Federal do Rio de Janeiro (parecer 51889815.0.0000.5257).

Protocolo da Pesquisa – No primeiro dia de testes os voluntários responderam a uma anamnese, a fim de verificar se os mesmos estavam aptos a participar da pesquisa, e em seguida, foram submetidos a avaliação antropométrica, constituída por: massa corporal e altura, realizadas em uma balança mecânica com estadiômetro (Filizola, Brasil); percentual de gordura, medidos por um adipômetro científico (Cescorf, Brasil) [7]. Feito isto, os indivíduos foram direcionados para a esteira ergométrica Centurion-300 (Micromed Biotecnologia, Brasil), onde realizaram um teste submáximo de caminhada para a predição do consumo máximo de oxigênio (VO_2 máximo) [8]. Uma semana mais tarde, os voluntários retornaram ao laboratório e realizaram um protocolo de exercício submáximo (Figura 1), composto por um período de repouso inicial, seguido por 2 min de aquecimento a 3 km/h e quatro degraus, com 4 min de duração e velocidades equivalentes a 5 km/h, 7 km/h, 5 km/h e 0 km/h. A corrida e o trote não foram permitidos durante o teste.

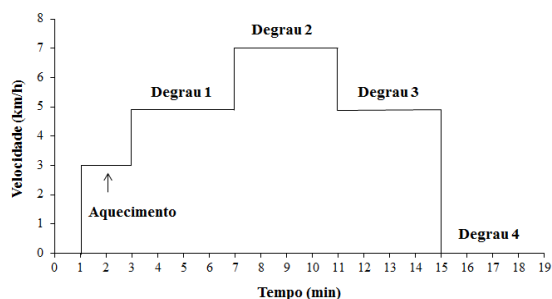


Figura 1. Protocolo de Exercício Submáximo

Aquisição dos dados – Os sinais foram coletados com 2000 Hz de frequência de amostragem, por intermédio de uma placa conversora analógico/digital NI-USB6009 (National Instruments, EUA). Os sinais dos batimentos cardíacos foram adquiridos por meio de dois sensores: um eletrocardiograma TC50 (Ecafix, Brasil), com derivação precordial V_5 , e uma placa Polar R “Heart Rate Monitor Interface” (HRMI) e cinta de transmissão T31 (Polar, Finlândia). O sinal de velocidade foi coletado por um sensor construído a partir de um gerador de corrente contínua modelo M110R (Motron, Brasil), e filtrado por um filtro passa-baixas de primeira ordem, com 20 Hz de frequência de corte. Esses três sinais passaram por amplificador operacional, em configuração *buffer*, com alimentação simétrica de $\pm 5V$. Os dados foram salvos pelo programa *Data Acquisition System* (DAS) [9], desenvolvido no aplicativo *LabView* (National Instruments, EUA).

Processamento dos sinais – Utilizou-se o programa “Mecânica” [10], desenvolvido em linguagem *MatLab*, para processar os sinais. Com a utilização desse programa, foram calculados os intervalos entre as ondas R do eletrocardiograma, bem como os intervalos entre os pulsos fornecidos pelo HRMI. Invertendo-se esses intervalos, medidos em minutos, foram encontrados valores correspondentes à FC (bpm) instantânea dos indivíduos, que em sequência foram

filtrados por um filtro mediana móvel com janela de cinco amostras para que os *outliers* fossem removidos.

Como todos os sinais foram coletados na mesma placa conversora, foi possível sincronizar a FC com o instante de tempo em que os degraus de velocidade ocorreram. Cada degrau foi delimitado pelo instante de início da transição de velocidade até a última amostra estável, antes da transição para o degrau seguinte. Após todos os degraus terem sido determinados, aplicou-se a regressão não linear, e o método de mínimos quadrados para ajustar a curva do comportamento da FC ao longo do tempo em cada um deles. Foi escolhido um modelo exponencial de primeira ordem, dado pela equação:

$$Y(x) = K(1 - e^{-\frac{t}{\tau}}) \quad (1)$$

com ganho K e constante de tempo τ .

Tratamento estatístico - A avaliação de possíveis diferenças das variáveis (τ e K) entre os quatro grupos estudados (degraus) foi verificada pelo teste de Kruskal-Wallis, com o pós-teste com correção de Bonferroni.

O nível de significância das diferenças foi fixado em $\alpha = 0,05$. A análise foi realizada utilizando o software *Matlab* versão 6.5 (The MathWorks, EUA).

Resultados

A Figura 2 mostra a resposta da FC, a partir da placa HRMI, de um dos voluntários, durante o teste submáximo de caminhada. Os resultados oriundos do eletrocardiograma foram utilizados apenas como fonte de reparo dos dados, em caso de perda de sinal pela placa.

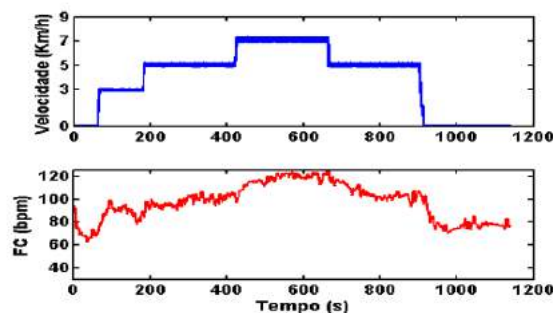


Figura 2: Resposta da FC ao aquecimento (3 km/h) e aos quatro degraus de velocidade (5 km/h, 7 km/h, 5 km/h, e 0 km/h), de um dos voluntários.

A caracterização da amostra segue detalhada na Tabela 1. O condicionamento físico estimado dos indivíduos (VO_2 máximo ($ml \cdot kg^{-1} \cdot min^{-1}$) = $53,75 \pm 9,73$) que participaram da atual pesquisa foi classificado como excelente de acordo com o *American College of Sports Medicine* [11]

As Figura 3 e 4 ilustram o comportamento real e o estimado da FC durante a fase de aumento (degraus 1 e 2) e declínio (degraus 3 e 4) da velocidade, respectivamente, de um dos voluntários.

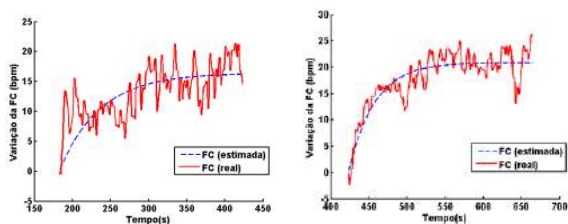


Figura 3: Gráfico do comportamento real e estimado da FC frente aos degraus de nº1 (5 km/h) e de nº 2 (7 km/h), de um dos voluntários.

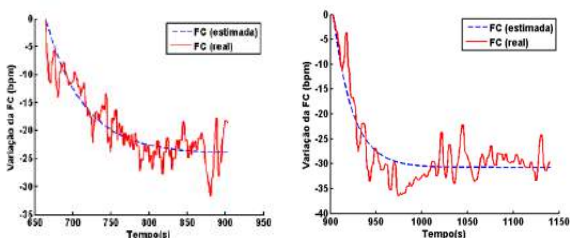


Figura 4: Gráfico do comportamento real e estimado da FC frente aos degraus de nº 3 (5 km/h) e de nº 4 (0 km/h), de um dos voluntários.

Tabela 1: Caracterização da amostra (n = 12) quanto aos aspectos físicos e antropométricos

Variáveis	Média - dp
Idade (anos)	24,83 ± 2,95
Altura (m)	1,75 ± 0,05
Massa corporal (kg)	78,61 ± 10,28
Gordura relativa (% G)	16,39 ± 6,30
VO ₂ máximo (ml.kg ⁻¹ .min ⁻¹)	53,75 ± 9,73

dp = desvio padrão

A Tabela 2 mostra os valores das médias e desvio padrão dos coeficientes de determinação (R^2) do modelo utilizado, das constantes de tempo, e dos ganhos, em cada degrau.

Comparando-se as médias dos valores de τ entre os degraus, obteve-se valor de $p = 0,002$, representando diferença estatisticamente significativa. Na comparação entre pares de degraus, o valor de τ no terceiro degrau mostrou-se significativamente diferente em relação ao primeiro e quarto, porém não em relação ao segundo, que por sua vez, não mostrou diferença em relação a nenhum outro (Figura 5).

Tratando-se das médias dos valores de K entre os degraus, obteve-se valor de $p = 2,4708.10^{-8}$, indicando a existência de diferenças estatísticas. Comparando-se os pares, somente entre os degraus 2 e 3 e entre os degraus 1 e 4, não ocorreram diferenças significativas (Figura 6).

Tabela 2. Valores das médias e desvio padrão de R^2 , τ e K para cada degrau de velocidade.

Degráus	R^2 (Média ± dp)	τ (Média ± dp)	K (Média ± dp)
1	0,11 ± 0,086	6,65 ± 7,48	5,96 ± 1,72
2	0,45 ± 0,15	14,29 ± 7,88	13,57 ± 4,15
3	0,52 ± 0,18	17,48 ± 6,88	12,52 ± 3,77
4	0,25 ± 0,19	8,38 ± 8,54	2,83 ± 2,28

dp = desvio padrão

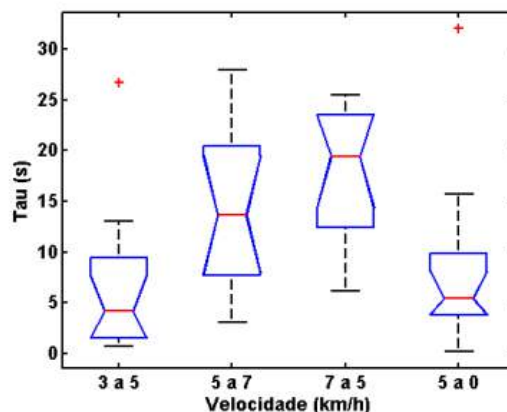


Figura 5: Box-plot dos valores das constantes de tempo (τ) entre os quatro degraus ($p = 0,002$).

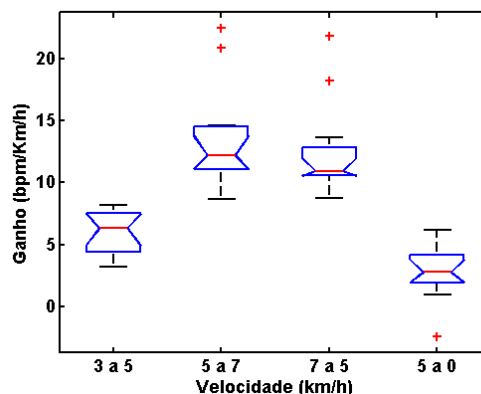


Figura 6: Box-plot dos valores dos ganhos (K) entre os quatro degraus ($p = 2,4708.10^{-8}$).

Discussão

Em vista dos coeficientes de determinação R^2 , pode-se afirmar que o degrau 3, seguido do degrau 2, foram os que apresentaram melhor ajuste exponencial. O degrau 2 alcança 7 km/h, e o degrau 3 parte desta velocidade para 5 km/h, logo, o fator comum de ambos os degraus é a presença da velocidade de caminhada mais alta do teste. Desta forma, pode-se sugerir que a resposta da FC a intensidades mais elevadas, dentro da faixa de exercício moderado, teria comportamento mais próximo de um modelo exponencial do que em velocidades mais baixas.

O único estudo encontrado até o momento na literatura que cria modelos de primeira ordem para cada degrau de intensidade aplicados durante o exercício é o

de *Su et al* [6]. Estes autores observaram que durante a caminhada com mudanças de velocidade, os valores das constantes de tempo e ganhos variavam de acordo com a intensidade de transição imposta, sempre que esta era maior do que $\pm 4,8$ km/h. Corroborando os resultados deste autor, o presente estudo encontrou diferenças significativas entre os degraus de velocidade, referentes aos valores de τ ($p = 0,002$) e K ($p = 2,4708.10^{-8}$). No entanto, comparando separadamente pares de degraus, foi observado que variações de velocidade de 2 km/h não foram suficientes para diferenciar as constantes de tempo de degraus consecutivos, de modo que os degraus 1 e 2, e os degraus 2 e 3 obtiveram respostas sem diferenças. Uma possível explicação para estes resultados, considerando o ótimo nível de condicionamento físico dos voluntários, é a suposição de que 2 km/h seja uma variação pequena quando a intensidade do esforço se encontra baixa ou moderada, não sendo capaz de elevar consideravelmente o nível de esforço e, conseqüentemente, alterar os valores de τ , mesmo com os 7 km/h alcançados.

Quando a variação de intensidade foi maior, como ocorreu do degrau 3 para o degrau 4 (período de recuperação pós-exercício), com queda de 4 km/h, ou quando a comparação foi realizada em degraus não consecutivos, no caso do degrau 1 com o degrau 3, a diferença entre os valores de τ foram estatisticamente significativas, com maiores valores para o degrau 3 ($17,48 \pm 6,88$). Estes resultados podem ser explicados pelo fato de quando intensidades mais elevadas são alcançadas, a FC requer um maior tempo para se estabilizar, tanto na fase de aumento quanto na de diminuição da velocidade ou carga, resultando em valores maiores de constante de tempo [12].

Quanto aos ganhos de estado estacionário, as diferenças significativas entre os degraus foram mais frequentes, presumindo-se uma maior sensibilidade de variação de FC frente às mudanças de velocidade apresentadas, do que o tempo de estabilização da mesma.

É importante ressaltar que as respostas obtidas foram oriundas de uma amostra pequena, consistindo de indivíduos com condicionamento físico aparentemente alto. Futuras investigações acerca do tema com outras amostras, por exemplo incluindo cardiopatas ou sedentários, são necessárias para avaliar a possibilidade de generalização dos resultados.

Conclusão

O modelo exponencial de primeira ordem parece adequado para modelar o comportamento da FC de sujeitos jovens, saudáveis e com excelente nível de condicionamento físico, em degraus de caminhada em que velocidades mais elevadas são empregadas, principalmente na fase de declínio da mesma. Quanto às características dinâmicas da resposta da FC, tanto as constantes de tempo quanto os ganhos parecem variar de acordo com as velocidades inicial e final dos degraus. No entanto, os ganhos parecem mais sensíveis

às mudanças de intensidade do que as constantes de tempo.

Agradecimentos

Ao CNPq, a CAPES e à FAPERJ pelo apoio financeiro.

Referências

- [1] Fairbarn M, Blackie S, McElvaney N, Wiggs B, Pare P, PardY R. Prediction of heart rate and oxygen uptake during incremental and maximal exercise in healthy adults. *Chest*. 1994; 105: 1365-9.
- [2] Acharya R, Kumar A, Bhat IP, *et al*. Classification of cardiac abnormalities using heart rate signals. *Medical & Biological Engineering & Computing*. 2004; 42(3): 288-93.
- [3] Blanke M, Kinnaert M, Lunze J, Staroswiecki M. *Diagnosis and Fault-Tolerant Control*. Berlin: Springer; 2003.
- [4] Hajek M, Potucek J, Brodan V. Mathematical model of heart rate regulation during exercise. *Automatica*. 1980; 16: 191-5.
- [5] Cheng T, Savkin A, Celler B, Su S, Wang L. Nonlinear modelling and control of human heart rate response during exercise with various work load intensities. *IEEE Transactions in Biomedical Engineering*. 2008; 55(11): 2499-508.
- [6] Su SW, Chen W, Liu D, *et al*. Dynamic Modelling of Heart Rate Response Under Different Exercise Intensity. *The Open Medical Informatics Journal*. 2010; 4, 81-85.
- [7] Jackson AS, Pollock ML. Generalized equations for predicting body density of men. *British Journal of Nutrition*. 1978; 40, P. 497-504
- [8] Ebbeling CB, Ward A, Puleo EM, Widrick J, Rippe JM. Development of a single-stage submaximal treadmill walking test. *Medicine and Science in Sports and Exercise*. 1991; 23, 966-973.
- [9] Pino AV, Kagami LT, Jandre FC, Giannella Neto A. DAS - Um Programa de Aquisição e Processamento de Sinais para Engenharia Pulmonar. In: III Congresso Latino Americano de Engenharia Biomédica; João Pessoa, Brasil. 2004. 5. p. 765-768.
- [10] Pino AV, Costa JCGD, Jandre FC, Giannella Neto A. Mecânica – Um programa para análise do sistema respiratório. In: XVIII Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica; São José dos Campos, Brasil. 2002.
- [11] ACSM - ACSM's Guidelines for Exercise Testing and Prescription USA: Lippincott Williams & Wilkins; 2006.
- [12] Wang L, Su S, Celler B. Time constant of heart rate recovery after low level exercise as a useful measure of cardiovascular fitness. In: Proceedings of the 28th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society; New York, USA. 2006. p.1799 – 1802.

O BAROPODÔMETRO NA AVALIAÇÃO BIOMÉDICA DO TRATAMENTO DE CRIANÇAS COM PARALISIA CEREBRAL

B. M. Silva*, A.M.W. Stadnik* e A.M. Barreto**

* Universidade Tecnológica Federal do Paraná, Curitiba, Brasil

** Hospital Pequeno Príncipe, Curitiba, Brasil

e-mail: brunamaria.fisio@gmail.com

Resumo: A paralisia cerebral (PC) trata-se de uma doença que atinge o sistema nervoso central (SNC), ocasionando alterações de postura, movimento, equilíbrio, coordenação e cognição. Uma variedade de tratamentos terapêuticos têm sido utilizados para tratar os efeitos dessa doença, dentre eles, o PediaSuit, que consiste num tratamento intensivo de fisioterapia de até quatro horas diárias, cinco dias por semana, durante quatro semanas, combinado com um terno interligado por cordas elásticas numa gaiola. O objetivo deste estudo foi analisar três crianças com PC, antes e depois da aplicação do protocolo PediaSuit. Além de utilizar uma tecnologia objetiva de avaliação: o baropodômetro eletrônico computadorizado (BEC) como contribuição quantitativa ao repertório de métodos de avaliações já existentes, visto que as escalas utilizadas atualmente para avaliar essa população específica são subjetivas, em sua maioria. Nesse sentido, foram incluídos no estudo três crianças, com PC, quadriplégicas, na faixa etária dos sete aos 11 anos de idade, de ambos os sexos e que receberam tratamento com o método PediaSuit e foram excluídos da pesquisa indivíduos com diagnóstico de mielomeningocele, doenças progressivas e/ou degenerativas e que associaram outras terapia de tratamento. Estas crianças foram avaliadas antes do início do tratamento e 80 horas depois e todas precisaram do auxílio de um andador para se manter na postura em pé. Constatou-se, através das imagens obtidas, que houve um aumento nas áreas de apoio das crianças e que apenas uma criança aumentou a pressão máxima na região posterior dos pés, que era de 50% e depois passou para 54%.

Introdução

A paralisia cerebral (PC) é determinada por um grupo de distúrbios não progressivos durante o desenvolvimento cerebral, descritos pela alteração do movimento, do tônus e da postura e que geram limitações [1]. O comprometimento neuromotor na PC pode envolver partes distintas do corpo resultando em classificações topográficas: hemiplegia, diplegia ou quadriplegia. Outro tipo de classificação esta baseada nas alterações do tônus muscular e no tipo de desordem do movimento: espástico, atetóide, atáxico, hipotônico ou misto [2].

A fisioterapia atua nessas crianças com o objetivo de promover e restaurar a funcionalidade do corpo [3].

Palavras-chave: baropodômetro, paralisia cerebral, PediaSuit.

Abstract: *Cerebral palsy (CP) it is a disease that affects the central nervous system (CNS), causing changes posture, movement, balance, coordination and cognition. A variety of therapeutic treatments have been used to treat the effects of this disease, including the PediaSuit, which consists of a intensive care therapy for up to four hours per day, five days a week for four weeks, in combination with a suit connected by elastic cords a cage. The aim of this study was to analyze three children with CP before and after application of PediaSuit protocol. In addition to using an objective technology assessment: the computerized electronic baropodômetro (CEB) how quantitative contribution to the repertoire of existing assessments methods, since the scales currently used to assess this specific population are subjective, mostly. That sense, were included the study three children, PC, quadriplegia, aged between three and four years of age, of both sexes who received treatment with PediaSuit method and were excluded from the study subjects diagnosed with mielomeningocele, diseases progressive and/or degenerative and other associated therapy treatment. These children were assessed before the treatment and 80 hours later and all needed the aid of a walker to stay in the standing posture. It was verified through the images obtained, there was an increase in the support areas of children and that only one child increased the maximum pressure in the posterior region of the feet, which was 50% and then rose to 54%.*

Keywords: baropodometer, cerebral palsy, PediaSuit

Dentre as abordagens terapêuticas voltadas ao tratamento dessas crianças, o PediaSuit que tem como objetivos o reforço muscular, resistência, flexibilidade, equilíbrio, coordenação e desenvolvimento motor [4]. Trata-se de um método intensivo de fisioterapia que utiliza roupas especiais equipadas com ganchos e cordas elásticas que ajudam a alinhar o corpo, sendo aplicado de três a quatro horas por dia, cinco dias por semana, durante quatro a cinco semanas. Essa terapia tem alcançado resultados significativos no processo de reabilitação dessas crianças [3,4,5].

No que se refere à avaliação do paciente relativamente à terapia executada, está baseado em

observações clínicas e avaliação qualitativa do desenvolvimento motor, apoiando-se, normalmente, em escalas funcionais, permitindo estratégias de tratamento para ser adaptado a pacientes individuais com o intuito de aumentar a eficácia da reabilitação [6].

Em alternativa, notou-se uma tendência ao aumento do uso de instrumentos objetivos, como métodos de avaliação, como por exemplo, plataformas de força, eletromiografia, mecanomiografia e a densitometria por absorptometria de raio X de dupla energia (DEXA) [3]. O baropodômetro é um equipamento desenvolvido para análise dos pontos de pressão plantar exercido pelo corpo, consiste numa plataforma sensível a pressão, ligada a um computador o qual utiliza um software para obtenção das informações, com este software pode-se determinar a percentagem do peso descarregado em cada um dos pés [7].

Objetivou-se com esse estudo utilizar o baropodômetro na avaliação do tratamento fisioterapêutico em crianças com PC.

Materiais e métodos

O presente estudo se caracteriza por um estudo descritivo, onde foram selecionadas três crianças quadriplégicas, com PC, na faixa etária dos três aos quatro anos de idade, de ambos os sexos, e que estavam em tratamento com o método PediaSuit. Foram excluídas do trabalho as crianças que apresentaram diagnóstico de mielomeningocele, doenças progressivas e/ou degenerativas.

O PediaSuit foi realizado cinco vezes por semana, quatro horas por dia, durante quatro semanas, totalizando 80h mensais. O protocolo de tratamento foi voltado para as necessidades individuais de cada criança de acordo com a deficiência apresentada.

Para a realização da baropodometria foi utilizado o Baropodômetro Eletrônico FootWork®, cuja plataforma possui características mecânicas em dimensões de 57,5 cm por 45 cm, com um peso total de 3 kg e espessura de 5 mm. A avaliação foi realizada antes do início do tratamento e depois de 80h de terapia, onde as crianças tiveram que se manter na postura em pé com o apoio de um andador por 10 segundos.

O estudo seguiu os aspectos éticos recomendados e encontra-se aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa, da Universidade Tecnológica Federal do Paraná, sob o CAAE: 34912914.9.0000.5547.

Resultados

Os dados correspondentes à caracterização da amostra estão descritos na Tabela 1.

Tabela 1: descrição dos dados antropométricos.

	Mínimo	Máximo	Média
Idade (anos)	7	11	8,6
Altura (cm)	108	120	114
Peso (kg)	18	27	21,3

A seguir, apresenta-se a Tabela 2, onde estão descritos os valores de pressão máxima antes e depois do tratamento.

Tabela 2: Valores de pressão máxima antes e depois.

P máx	Ant – Post Antes	Ant – Post Depois
Q1	50% - 50%	46% - 54%
Q2	52% - 48%	53% - 47%
Q3	56% - 44%	56% - 44%

P máx: Pressão máxima; Ant: Anterior; Post: Posterior; Q1: criança quadriplégica 1; Q2: criança quadriplégica 2; Q3: criança quadriplégica 3.

Na tabela 2, nota-se que a criança Q1 aumentou em 4% o valor da pressão máxima a região de retropé, já a criança Q2 teve uma diminuição de 1% do valor da pressão máxima na região posterior e a criança Q3 manteve os mesmos valores antes e depois.

De acordo com a Figura 1, pode-se analisar que antes esta criança descarregava igualmente o peso nas regiões anterior e posterior, depois do tratamento a região posterior aumentou para 54% sua carga, em relação à imagem da área, o pé direito aumentou sua superfície, demonstrando parte da região de médio pé na plataforma. No entanto, o pé esquerdo apresentou uma diminuição dessa área, bem como os valores em cada quadrante que diminuíram, antes a região de antepé era de 22,33% e passou para 11,68% a região de retropé era de 27,54% e passou para 15,06%.

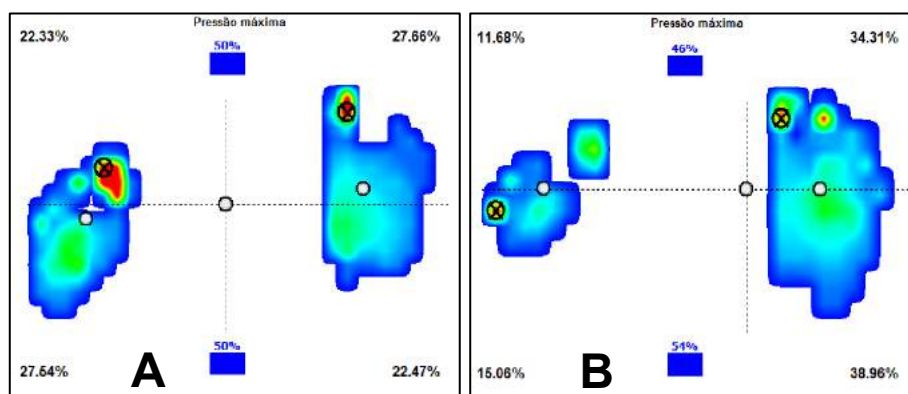


Figura 1: Criança Q1. A - antes do tratamento; B - depois do tratamento.

Na Figura 2, quanto à superfície de apoio percebe-se que após o tratamento ambos os pés aumentaram suas dimensões de apoio, entretanto essa criança apresentou aumento da distribuição da pressão máxima na região de

antepé. Observa-se também a coloração avermelhada em ambos os pés na região anterior, após o tratamento, demonstrando a área de maior descarga de peso, que assim esclarece o aumento da pressão máxima.

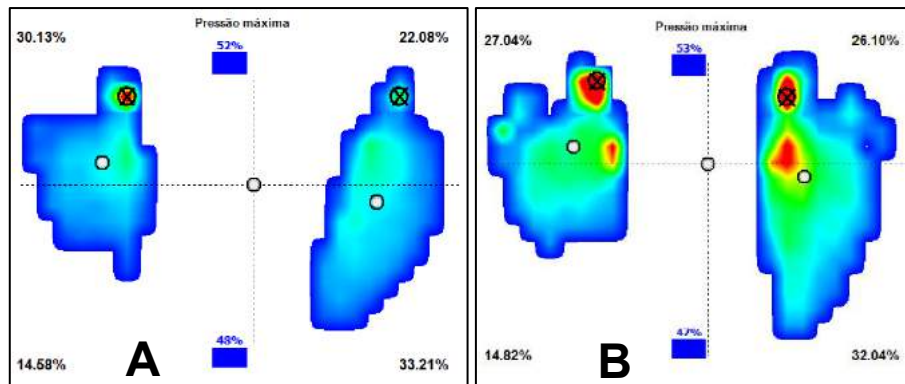


Figura 2: Criança Q2. A - antes do tratamento; B - depois do tratamento.

A Figura 3 revela que essa criança manteve os mesmos valores de pressão máxima antes e depois, mas a área de apoio aumentou em ambos os pés, bem como a descarga de peso demonstrada pela região avermelhada na imagem. O valor que mais chama a atenção é que

antes do tratamento a criança descarregava 0,16% na região de retropé direito e após o tratamento esse valor teve um aumento de 5,88%.

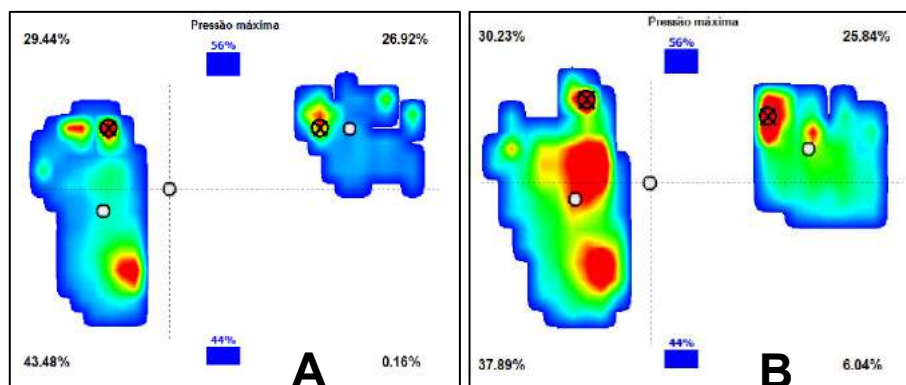


Figura 3: Criança Q3. A - antes do tratamento; B - depois do tratamento.

Discussão

Manifestações clínicas em crianças com PC podem variar, Lee et.al, compararam crianças com deficiência motora envolvendo as extremidades inferiores e crianças com deficiência motora dos quatro membros e tronco, relataram que essas crianças com perfil quadriplégico apresentam danos em mais áreas cerebrais com maior deficiência motora, envolvendo amplitude limitada de movimento, aumento da espasticidade, pobre controle motor, coordenação comprometida, bem como fraqueza muscular [8]. Assim, crianças com comprometimento motor grave, também apresentam um padrão de marcha anormal, indicando que a força muscular pode ter influência na marcha. Dessa maneira, essas crianças começam a andar mais tarde que seus pares e alguns nunca chegam à marcha independente. Numa pesquisa europeia 43% das crianças com PC espástica bilateral foram incapazes de caminhar, 21% estavam andando com um dispositivo de apoio e 36%

estavam caminhando de forma independente [9]. O presente estudo analisou crianças quadriplégicas e constatou a dificuldade motora dessas crianças e suas limitações, deste modo todas necessitaram do auxílio de um andador para sem manter na postura em pé.

Num estudo clássico de Cavanagh e colaboradores, com indivíduos hígidos, sobre a análise da distribuição da pressão plantar na posição ortostática, encontram que 60,5% da massa corporal esta distribuída sobre os calcanhares, 7,8% no médiopé, 28,1% na parte anterior do pé e 3,6% nos pododáctilos. Segundo Tribastone, na posição ortostática, 57% da massa corporal é distribuída na região do calcanhar (retropé) e 43% sobre a região plantar anterior (antepé). Para Lorenzetti, o padrão de normalidade da distribuição de carga plantar é de 35 a 40% da pressão no antepé e 55 a 60% no retropé. Portanto, de acordo com todos esses autores, o pico de maior pressão, em indivíduos normais, apresenta-se na região posterior do pé, em ortostatismo [10]. O presente

estudo revelou que apenas uma criança, chegou próximo a esse parâmetro de normalidade, a criança Q1, que depois do tratamento aumentou em 4% a descarga de peso, totalizando 54% da carga para a região posterior.

As doenças neuromusculares e deformidades dos pés, devido à lesão cerebral, modificam o contato do pé com o solo, levando a perfis específicos da distribuição da pressão plantar [11]. Deste modo, a medição da pressão plantar, tem proporcionando uma excelente investigação no controle postural [12]. Como demonstrou um estudo de Silva et.al., onde foram estudadas três crianças com PC, por meio do baropodômetro, sendo uma diplérgica, uma quadriplérgica e outra hemiplérgica, antes e depois da aplicação do método PediaSuit, através das imagens observadas notou-se peculiaridades em cada pisada antes do tratamento, nas diferentes crianças. No que se referiu à melhora de tratamento, após a aplicação do método, a criança diplérgica apresentou resultados satisfatórios, nas outras crianças a distribuição plantar não foi satisfatória em valores numéricos, porém a imagem apresentada indicou melhor apoio plantar [13]. Corroborando com o estudo de Silva et.al, o presente estudo também avaliou crianças com PC antes e depois do método PediaSuit e da mesma forma constatou uma melhor área de apoio nas crianças avaliadas

Neves et. al., buscou identificar a evolução neuromotora de uma criança diplérgica, antes e depois do tratamento com o PediaSuit através da composição corporal pelo DEXA, testes de GMFSC (Sistema de Classificação da Função Motora Grossa) e GMFM (Medição da Função Motora Grossa), que são escalas validadas para avaliar crianças com PC, além da goniometria de tornozelo. Concluíram melhoras na função motora, composição corporal e amplitude de movimento de tornozelo [14]. O presente estudo também analisou as crianças antes e depois da aplicação do protocolo PediaSuit, porém através de avaliação diferente, contudo ambos apresentaram melhoras mesmo a partir de diferentes métodos de avaliação empregado.

Conclusão

Conclui-se que o método PediaSuit, avaliado pelo baropodômetro, no que se refere as imagens apresentadas, demonstrou melhora em relação à área de apoio.

Conclui-se também que o BEC é capaz de avaliar crianças quadriplérgicas com PC, mesmo quando estas necessitam utilizar o andador para manter-se em pé.

Agradecimentos

Agradecimentos à Fundação Araucária pelo fomento à pesquisa que gerou o equipamento Baropodômetro Eletrônico Computadorizado.

Referências

- [1] Baxter P et al. The definition and classification of cerebral palsy. *Dev Med Child Neurol.* 2007;49(109):1-44.
- [2] Rebel MF et al. Prognóstico motor e perspectivas atuais na paralisia cerebral. *Revista brasileira de crescimento e desenvolvimento humano.* 2010; 20(2): 342-350.
- [3] Neves EB. Trends in neuropediatric physical therapy. *Frontiers in public health.* 2013;1.
- [4] Scheeren EM et al. Description of the PediaSuit Protocol™. *Fisioterapia em Movimento.* 2012;25(3):473-80.
- [5] Oppenheim WL. Complementary and alternative methods in cerebral palsy. *Developmental Medicine & Child Neurology.* 2009;51(4):122-9.
- [6] Pagnozzi, AM et al. The need for improved brain lesion segmentation techniques for children with cerebral palsy: A review. *International Journal of Developmental Neuroscience.* 2015; 47: 229-246.
- [7] Junior EDS. Análise baropodométrica da influência da técnica manipulativa osteopática de correção sacroilíaca na distribuição da pressão plantar. [Dissertação]. São José dos Campos: Universidade do Vale da Paraíba; 2007.
- [8] Lee YC et al. Developmental profiles of preschool children with spastic diplegic and quadriplegic cerebral palsy. *The Kaohsiung journal of medical sciences.* 2010; 26(7):341-349.
- [9] Eek MN, Roy T, Eva B. Muscle strength and kinetic gait pattern in children with bilateral spastic CP. *Gait & Posture.* 2011; 33(3):333-337.
- [10] Robinson CC. Baropodometria em indivíduos diabéticos e pré-diabéticos, com e sem neuropatia [dissertação]. Porto Alegre: Universidade Federal do Rio Grande do Sul; 2011.
- [11] Femery V et al. Measurement of plantar pressure distribution in hemiplegic children: changes to adaptative gait patterns in accordance with deficiency. *Clinical Biomechanics.* 2002; 17(5):406-413.
- [12] Rosário JLP. A review of the utilization of baropodometry in postural assessment. *Journal of bodywork and movement therapies.* 2014;18(2):215-219.
- [13] Silva BM, Stadinik AMW, Barreto AM. Avaliação do método pediasuit em crianças com paralisia cerebral por meio do baropodômetro. XXIV Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica – CBEB 2014. Out 13-17; Uberlândia, Belo Horizonte. 2014. p. 260-263.
- [14] Neves EB et al. O PediaSuit™ na reabilitação da diplegia espástica: um estudo de caso. *Lecturas, Educación Física y Deportes–Buenos Aires.* 2012; 166(15): 1-9.

A WIRELESS PROTOTYPE FOR 3D CRANK ARM FORCE MEASUREMENTS DURING CYCLING

Omar Valle Casas*, Rafael Dalazen* and Alexandre Balbinot*

*Electro-Electronic Instrumentation Laboratory (IEE), Electric Engineering Department of Rio Grande do Sul University – UFRGS, Porto Alegre, RS, Brazil
e-mail: omar.casas@ufrgs.br

Abstract: Pedalling behaviour in bicycling is studied through asymmetries and cadence analysis measured by instrumented pedals, crank arm or spider, for biomechanical variables measurement in athletes' performance evaluation. Instead, nowadays force measurement by crank arm deformation and tri-axial projection study has not been fully accessed. This research evaluates a new wireless 3D instrumented crank arm prototype for race bicycle in a ten healthy subjects experiment, six males and four females of 28.5 ± 3.2 years and 67.0 ± 12.7 kg. System characterization was carried out, obtaining calibration curves for force projection channels with a non-linearity error of 0.29% (perpendicular channel), 0.55% (parallel channel) and 0.10% (lateral channel). RMS, Mean and Variance were obtained for Symmetry and Cadence analysis. Normal distribution tendency was observed in dynamic pedalling trials. Analysis of Variance (ANOVA) for body Mass, Gear and Method factors, resulted significant for all cases ($p < 0.001$), except for Method factor. Lower non-linearity error was achieved for wireless instrumented 3D crank, supplying force, torque and power output for bilateral projection. Force cadence computation method was validated in a complete factorial design experiment.

Keywords: Instrumentation, cadence, symmetry, characterization.

Introduction

The study of exercise is important to medical and biological engineers. In sport medicine, physicians and trainers need to evaluate asymmetry behaviours in pedalling like crank power output measurements for wheelchair rugby Paralympics' athletes [1] and cycling team athletes from division III and II North American of the UCI (*Union Cycliste Internationale*) [2]. Crank arm designing has been evaluated such as crank length effect on power during maximal cycling using an adjustable crank arm [3]. Other important variable in sport medicine is cadence, like cadence – efficiency relationship observed between young and older cyclists [4] and human cycling efficiency studies [5, 6]. Appliance of foot force, timing, choice of crank length and gear ratio, are all factors to take into account for efficiency increasing in pedalling [7]. Force can be obtained for three projections on crank at the moment of each angle of one revolution, as cadence for foot speed

calculation. Cadence is the number of revolutions of the crank per minute. Cyclists typically have a cadence at which they feel most comfortable. Recreational and Commuter cyclists typically cycle around 60–80 rpm [4]. Symmetry studies, as Cadence analysis, have proved application on rehabilitation and sport medicine, as efficiency increment parameter of pedalling [8].

Crank arm torque represents the kinetics of the effective torque within the crank cycle. This kinetics is one of the important determinants of cycling performance, since it represents an important variable of the power output as torque times pedal velocity. The torque is determined by the product of the effective force (resulting vector on crank arm) and the length of the crank arm [9]. Quantifying the pedalling asymmetry across different crank torques and exercise intensities can help coaches to program strategies for lower limb strength training, reduce the risk of premature fatigue and overuse injuries [9]. Force components in pedalling can be measured via pedal or crank deformation. The first way, also call classic, was study by Nabinger [10] and by Bini and Carpes [11], achieving the mechanical construction of pedals with load cells to measure force's projections during pedalling [12]. The torque is determined by the product of the effective force (resulting vector on crank arm) and the length of the crank arm [13]. Portable telemetric systems have made measurements of cycling power output among other biomechanical variables, possible in the field [14]. Indeed, wireless systems grants online processing and visualization [15]. System presented in this paper, joint wireless transmission with memory recording for data backup at the same time. Because of the wireless communication provide online observations for biomechanical studies, developed system use Bluetooth protocol for signal transmission [16].

Developed system provides measurements from 3D crank Perpendicular, Parallel and Lateral projections, Cadence and crank Angle positioning. It is able to generate Effective Force graph for symmetry analysis in 3D plot; torque and power. System characterization and uncertainty analysis allowed measurement error quantification.

Materials and methods

Trials were developed inside the lab (indoor scenario), in a roll ergometer aiming to test the new

instrumented crank prototype with 3D force measurements. The sample was 10 healthy subjects, six males and four females of 28.5 ± 3.2 years and 67.0 ± 12.7 kg. In order to respect personnel decision, informed consent was obtained from the subjects and agreed to participate in this study previously approved by the Research Ethics Committee of the Institution. A Complete Factorial design experiment was proposed in order to validate the new system and cadence computation method.

Instruments and materials – Instrumentation system is divided in six analogue channels that measure the three forces projections per each foot. Those forces are measure thanks to strain gages sensors (load cells) in full and half bridge configuration embedded on bike's cranks. A digital channel measures the cadence of the crank via a complementary output Hall Effect sensor. Torque measurement method based on strain gauges is widely acknowledged [17]. Crank angular velocity can be extracted from revolution per minute (RPM) cadence, measured with a cadence sensor formed by two components: a magnetic sensor (Hall Sensor) fixed on the bicycle spider and a small permanent magnet attached to the seat tube of the bicycle frame. The seven channels after conditioning are putting into a microcontroller acquisition board, where; signals are registered on a Datalogger flash memory and/or sent to a computer station via Bluetooth protocol as Figure 1 represents.

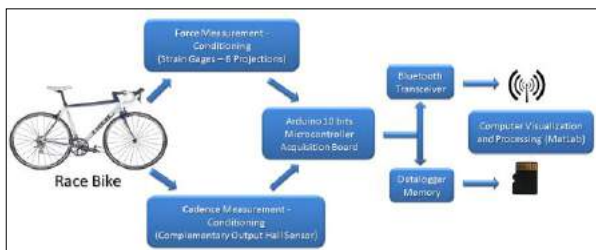


Figure 1: Block diagram of the instrumentation system implemented.

Force Measurement – In force measurement channels, strain gages of values 350.6Ω and 120.2Ω ; form two load cells of full Wheatstone bridges (350.6Ω), for Perpendicular and Parallel force determination, and a load cell of a half Wheatstone bridge (120.2Ω) for Lateral force determination; all those positioned according with tension concentrations areas determined by mechanic simulation [16, 18]. Conditioning stage was implemented in sections allowing, reference voltage fixed of 5 V for 350.6Ω bridges and 2.5 V for 120.2Ω bridge; signal was amplified and adjusted before a 4th order anti-aliasing filter. Characterization of conditioning stage was implemented applying static load in the projection of interest and measuring the three channels output obtaining characteristics or calibration curves. Linearity errors of calibration curves were calculated having: 0.29% for perpendicular fit, 0.55% for parallel fit and 0.10% for lateral fit. According to the literature, an athlete can apply forces up to 80 kg (783.1

N for $g = 9.7889 \text{ m/s}^2$) on perpendicular projection [19].

Therefore, measure chain for conditioning and filtering stages in load cell control system was obtained and shown at Figure 2.

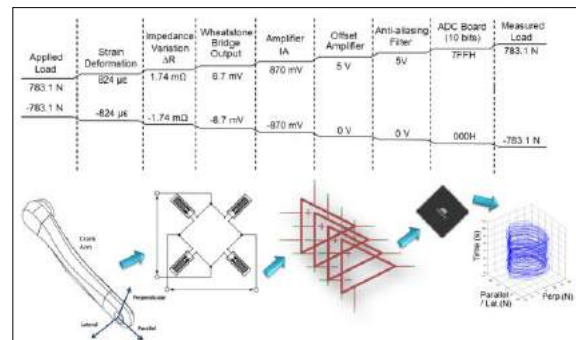


Figure 2: Measure Chain and Logic Diagram proposed for load up to 80 kg for bicycle crank arm conditioning.

Cadence Measurement – For Cadence measurement a complementary output Hall Effect sensor is choose to capture rotation speed and the angle of the bike crank rotation. Supply voltage is 7.4 V for a normal logic state '1' (5 V) and '0' (0 V) when passing over the zero angle position (frame fixed magnet). Reference of the angular position of the crank can be calculated taking into account the time period of the specific rotation.

Data processing – Atmel ATmega2560/V microcontroller is in charge of managing the six channel (Force Projections) ADC conversion and digital channel (Cadence Pulse). 3D analysis between forces projections are shown at Figure 3.

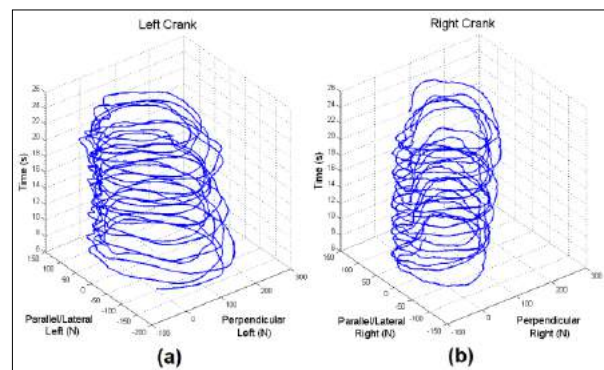


Figure 3: 3D Bilateral Force plot representation for visual symmetry analysis. (a) Left crank representation. (b) Right crank representation.

Forces projections allow computing angle between forces projections, obtaining a specific angle for each moment (Force Angle). Rotation angle of crank can be calculated via Hall sensor (Rotation Angle).

Results

A factorial experiment was carried out by controlling the cyclist (factor A), changing among other aspects because it body mass, age and pedalling skills; bicycle's

rear gears (factor B) and cadence computation method (factor C). The levels for factor A are ten (body Mass from 59 to 86 kg), factor B have five levels (15, 17, 19, 21 and 24 tooth gears) and factor C have two (cadence computation via Forces and via Hall sensor). Three repetitions n=3 were made to obtain response statistical variables related with Symmetry and Cadence, in totally random tests. ANOVA was carried out to find if the response variables: RMS, Mean and Variance of Symmetry and Cadence, change in function of factors. Symmetry results are represented at Table 1 and Cadence are shown at Table 2.

Table 1: Validation of factor’s significance respect to the response variables for Symmetry.

Response Variable	Source	Degree of Freedom	Sum of Squares	Mean Square	F-Value	P-Value
RMS	Body Mass	9	13576.9	1508.5	106.48	0.000
	Gear	4	4658.1	1164.5	82.20	0.000
	Error	136	1926.7	14.2		
	Total	149	20161.8			
Mean	Body Mass	9	15397.2	1710.8	106.38	0.000
	Gear	4	5569.6	1392.4	86.58	0.000
	Error	136	2187.1	16.1		
	Total	149	23153.9			
Variance	Body Mass	9	242684	26965	10.79	0.000
	Gear	4	83870	20968	8.39	0.000
	Error	136	339777	2498		
	Total	149	666331			

Symmetry shows body Mass and Gear factors significant for the three statistic variables with $p < 0.001$, allowing further analysis for factors interaction. For Cadence, body Mass was significant for the three response variables with $p < 0.001$. Gear was significant just for RMS and Mean ($p < 0.001$). Method factor was not significant for RMS and Mean, despite Variance with $p < 0.001$; meaning that there’s no different between methods.

Symmetry increased with the increasing of gears for all body Masses. Gear and body Mass interact but the subject’s body Mass doesn’t establish a preference in Symmetry value.

Table 2: Validation of factor’s significance respect to the response variables for Cadence.

Response Variable	Source	Degree of Freedom	Sum of Squares	Mean Square	F-Value	P-Value
RMS	Body Mass	9	31615.9	3512.9	75.03	0.000
	Gear	4	8164.9	2041.2	43.60	0.000
	Method	1	17.3	17.3	0.37	0.544
	Error	285	13343.7	46.8		
Total	299	53141.7				
Mean	Body Mass	9	31881.1	3542.3	73.18	0.000
	Gear	4	8262.5	2065.6	42.67	0.000
	Method	1	88.8	88.8	1.84	0.177
	Error	285	13795.4	48.4		
Total	299	54027.9				
Variance	Body Mass	9	241245	26805	4.94	0.000
	Gear	4	15333	3833	0.71	0.588
	Method	1	422553	422553	77.82	0.000
	Error	285	1547433	5430		
Total	299	2226564				

In Cadence analysis, Method interaction with body Mass and Gear factors proves that no difference was found when using any of the two methods for speed computation. Interactions give a relative increase of Cadence for the increase of Gear. Besides body Mass significant interaction with the rest of factors, only a slightly increase of Cadence was observed for higher body Mass as Figure 4 shows.

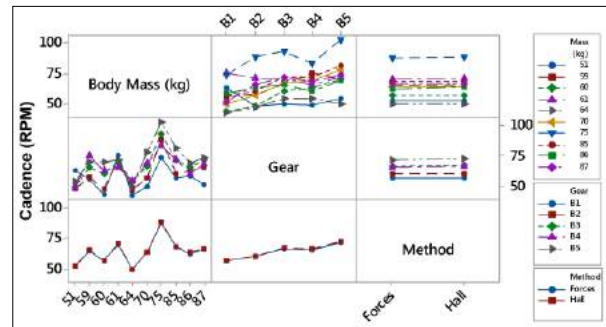


Figure 4: Cadence interaction plots for body Mass, Gear and Method factors for RMS feature.

Discussion

A Two-way ANOVA for muscle activation and power output for electromyography RMS response variable, gives significant results even in it interaction as [20], in ten 22 ± 2.9 years and body mass: 84.0 ± 5.7 kg men. This research presented similar results for pedalling rate (cadence) and in muscle coordination as we for symmetry analysis. Also, regression analysis at various cadence values was done to evaluate maximal cycling with a 2D pedal force analysis, obtaining similar data [21]. Instead, developed 3D instrumented crank arm allows proved forces’ calculation method for cadence computation and provided substantial information from crank arm deformation (pedalling force applied).

A Complete Factorial design of experiment test the instrumented crank, by stating that Forces method can be used in place of Hall encoder method; higher gears leaves to higher Symmetry values and that higher body Mass slightly results in an increase of Cadence, which concurs with Wingate 30-s test done to 16 elite cyclists, that no showed significant changes in mean power output [22]. System allowed generating Effective Force graph for symmetry analysis in 3D plot among, continue recording and on line measurement to perform cyclist pedalling technique corrections, different to other works [23], that only transmit power values or efficiency index from pedalling, restricting performance analysis such as force projection graphs.

Conclusion

A new wireless instrumented crank arm prototype was tested in a race bicycle by characterizing, experiment designing. During characterization, calibration curves were obtained and used for data conversion in both crank force channels with non-

linearity error of 0.29% (perpendicular channel), 0.55% (parallel channel) and 0.10% (lateral channel); improving values obtained in other systems. Software implemented was able to obtain useful graphs for sport training evaluation, as Effective force, Torque and Power output symmetry analysis; Force 3D projection decomposition in crank arm analysis; and Cadence computations via Hall Effect sensor and via Forces.

Acknowledgements

This research was supported by the Project: 487210/2013-1 – Development of Load Cells for Cycling submitted for ME/CNPq N° 091/2013, Research Line 5 – Equipment for Sport and Recreation.

References

- [1] West CR, Romer LM, Krassioukov A. Autonomic Function and Exercise Performance in Elite Athletes with Cervical Spinal Cord Injury. *Med Sci Sports Exerc.* 2013; 45 (2): 261-7.
- [2] Lim AC, Peterman JE, Turner BM, *et al.* Comparison of Male and Female Road Cyclists under Identical Stage Race Conditions. *Med Sci Sports Exerc.* 2011; 43 (5): 846-52.
- [3] Barratt PR, Korff T, Elmer SJ, *et al.* Effect of Crank Length on Joint-Specific Power during Maximal Cycling. *Med Sci Sports Exerc.* 2011; 43 (9): 1689-97.
- [4] Sacchetti M, Lenti M, Di Palumbo AS, *et al.* Different Effect of Cadence on Cycling Efficiency between Young and Older Cyclists. *Med Sci Sports Exerc.* 2010; 42 (11): 2128-33.
- [5] Lepers R, Millet GY, Maffiuletti NA. Effect of cycling cadence on contractile and neural properties of knee extensors. *Med Sci Sports Exerc.* 2001; 33 (11): 1882-8.
- [6] Marsh AP, Martin PE, Foley KO. Effect of cadence, cycling experience, and aerobic power on delta efficiency during cycling. *Med Sci Sports Exerc.* 2000; 32 (9): 1630-4.
- [7] Wilson DG. Power and speed. In: Wilson DG, *Bicycling Science*. 3rd ed. Cambridge, MA. The MIT Press; 2004. p. 123-71.
- [8] Barbosa D, Martins M, Santos CP, *et al.* Pedaling parameters behavior on healthy subjects: Towards a rehabilitation indication. In: *Proceedings of the 22nd European Signal Processing Conference*; 2014 Sept; Guimaraes, Portugal. 2014. p. 2000-4.
- [9] Bertucci WM, Arfaoui A, Polidori G. Analysis of the pedaling biomechanics of master's cyclists: A preliminary study. *Journal of Science and Cycling.* 2012; 1 (2): 42-6.
- [10] Nabinger E, Iturrioz I, Zaro MA. Development of a triaxial force platform for the measurement of force at a bicycle pedal. In: *ISBS-Conference Proceedings Archive*; 2002 July; Cáceres, Spain. 2002. p. 290-3.
- [11] Bini RR, Carpes FP. Measuring Pedal Forces. In: *Biomechanics of Cycling*, Springer International Publishing; 2014. p. 13-21.
- [12] Lee JH, Choi JS, Kang DW, *et al.* Development of a System for Measuring the Three-axis Pedal Force in Cycling and its Applications. *International Scholarly and Scientific Research & Innovation.* 2015; 9 (2): 235-8.
- [13] Wooles AL, Robinson AJ, Keen PS. A static method for obtaining a calibration factor for SRM bicycle power cranks. *Sports Engineering.* 2005; 8 (3): 137-44.
- [14] Lazzari CD, Balbinot A. Wireless crankarm dynamometer for cycling. *Sensors & Transducers.* 2011; 128 (5): 39-54.
- [15] Stannard S, Macdermaid P, Miller M, *et al.* The power of cycling. *Movement, Health & Exercise.* 2015; 4 (2): 1-5.
- [16] Omar VC, Rafael D, Alexandre B, *et al.* Complete factorial design experiment for 3D load cell instrumented crank validation. In: *37th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC)*; 2015 August; Milano, Italy. 2015. p. 3655-8.
- [17] Gharghan SK, Nordin R, Ismail M. Empirical Investigation of Pedal Power Calculation Techniques for Track Cycling Performance Measurement. In: *2013 IEEE Student Conference on Research and Development (SCORED)*; 2013 Dec; Putrajaya, Malaysia. 2013. p. 48-53.
- [18] Balbinot A, Milani C, Nascimento JSB. A New Crank Arm-Based Load Cell for the 3D Analysis of the Force Applied by a Cyclist. *Sensors.* 2014; 14 (12): 22921-39.
- [19] Smak W, Neptune RR, Hull ML. The influence of pedaling rate on bilateral asymmetry in cycling. *J Biomech.* 1999; 32 (9): 899-906.
- [20] Dorel S, Guilhem G, Couturier A, *et al.* Adjustment of Muscle Coordination during an All-Out Sprint Cycling Task. *Med Sci Sports Exerc.* 2012; 44 (11): 2154-64.
- [21] Dorel S, Couturier A, Lacour JR, *et al.* Force-Velocity Relationship in Cycling Revisited: Benefit of Two-Dimensional Pedal Forces Analysis. *Med Sci Sports Exerc.* 2010; 42 (6): 1174-83.
- [22] Rønnestad BR, Hansen J, Hollan I, *et al.* Strength training improves performance and pedaling characteristics in elite cyclists. *Scandinavian journal of medicine & science in sports.* 2015; 25 (1): e89-e98.
- [23] Gharghan SK, Nordin R, Ismail M. An Ultra-Low Power Wireless Sensor Network for Bicycle Torque Performance Measurements. *Sensors.* 2015; 15 (5): 11741-68.

DESENVOLVIMENTO DE PROTÓTIPO DE UM SISTEMA DIGITAL PARA ANÁLISE DIRETA DA FORÇA DE OCLUSÃO DENTAL

F. S. Crivellaro*, A. Balbinot**

*Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica, PPGE, DELET, Porto Alegre, Brasil
e-mail: fernando.crivellaro@ufrgs.br

Resumo: O presente trabalho baseia-se em uma matriz de sensores de força resistivos, de uso odontológico individual por paciente, para desenvolver um sistema experimental capaz de realizar a varredura dos pontos funcionais relacionados à oclusão dentária, de maneira direta. São utilizadas diferentes níveis de sensibilidade para adaptação da análise às diferentes características de cada paciente em relação à intensidade da força desempenhada durante a oclusão. A interpretação dos dados ocorre através de uma interface com usuário que permite avaliações relacionadas à intensidade da força aplicada em cada um dos mais de mil possíveis canais de caracterização da oclusão, além de análises do balanço da força entre os lados direito e esquerdo da arcada, e verificação da distribuição dos pontos de contato oclusal na posição de máxima intercuspidação. A validação preliminar do sistema, no âmbito eletrônico, se deu através de ensaios de compressão pontuais, utilizados para caracterização da resposta da matriz no nível de seus canais. Os resultados obtidos mostram a relação linear presente entre a força aplicada no sensor e a tensão na saída dos canais para as faixas de interesse.

Palavras-chave: Sensores de força resistivos, oclusão.

Abstract: *This study is based on a dental use patient individual array of force sensitive resistors to develop an experimental system capable of perform scanning in the functional points related to the dental occlusion using a direct method. In order to adapt the analysis to the different characteristics of each patient, when related to the force magnitude during the occlusion, the sensibility level can change. The data interpretation is made through a user interface that allows evaluations related to the force magnitude applied in each one of the more than a thousand possible occlusion characterization channels, plus the arch side balance force analysis and a occlusal contact points distribution verification in the maximum intercuspation position. A preliminary system validation in the electronic scope was made through punctual compression trials used to array response characterization in the channels level. The obtained results show a linear relationship between the sensor's applied force and the voltage in the channels outputs for the ranges of interest.*

Keywords: Force sensitive resistors, occlusion.

Introdução

A integração de duas grandes áreas de extrema importância para a sociedade, como a medicina e a engenharia, formam a Engenharia Biomédica, com o objetivo de “lutar contra doenças e enfermidades através da elaboração de ferramentas que os profissionais da saúde possam utilizar para pesquisas, diagnósticos e tratamentos dos problemas que confrontam a sociedade moderna” [1].

O avanço do conhecimento no âmbito de desenvolvimento de novas tecnologias, tem como uma de suas consequências o surgimento de novos transdutores. Com isso, é possível encontrar sensores cada vez mais adequados à aplicações específicas, as quais podem necessitar de algum formato mecânico diferenciado ou de uma resolução mínima na medição. Do ponto de vista experimental, isso significa a possibilidade de observação mais fiel dos fenômenos físicos que desempenhamos com o corpo, ou então, aos quais o corpo é submetido. No entanto, o aproveitamento destes transdutores só é possível através da elaboração de sistemas de instrumentação que permitam a medição e o processamento dos biosinais de interesse de uma dada aplicação.

Conforme [2], as características dos contatos oclusais são de fundamental relevância para todas as especialidades odontológicas. Segundo [3], a presença de irregularidades na oclusão gera impulsos nocivos para o sistema neuromuscular, causando stress muscular, e oclusão patológica. No estudo feito por [4], estima-se que 10 % da população em geral, com idade acima de 18 anos, tenha dor por transtorno temporomandibular. Soma-se a isso, o fato de que os meios mais utilizados para a verificação dos pontos de oclusão são considerados limitados ou poucos eficientes [5]. Assim como o trabalho [6] afirma que poucas técnicas utilizadas em pesquisas relacionadas à oclusão são capazes de fornecer análises quantitativas das características dos contatos oclusais. Uma delas é a análise oclusal computadorizada, a qual vem sendo elaborada desde a metade da década de 1980 [7].

Dessa forma, o objetivo do trabalho foca-se no desenvolvimento de um sistema, integrado ao sensor (ou matriz de sensores) de força resistivo T-SCAN®, para análise da oclusão. Este sistema utiliza cada elemento sensitivo desta matriz para realizar o levantamento de características relacionadas à magnitude da força e distribuição da mesma ao longo da arcada dentária.

Materiais e métodos

O princípio da composição do sistema ocorre a partir da matriz de sensores de força resistivos, a qual determina a sua conjuntura mecânica de sustentação e sua interface de conexões elétricas, além do condicionamento de sinal necessário para análise e processamento da sua resposta.

Matriz de sensores de força resistivos – Este tipo de matriz é capaz de medir força ou pressão em superfícies. É constituída por uma grande quantidade de elementos sensitivos arranjados de maneira específica em um substrato. A matriz possui espessura de 0,102 mm e a área sensitiva tem comprimento igual a 56 mm e largura de 66 mm. A quantidade total de elementos sensitivos é de 1370, alcançando uma resolução espacial de 62 elementos sensitivos para cada cm². Considera-se, como elemento sensitivo, cada intersecção entre linhas e colunas da matriz. Assim, as medidas obtidas em cada um destes elementos podem ser utilizadas para verificar a distribuição de forças ao longo da superfície em avaliação [8] [9].

Os acessos aos elementos sensitivos da matriz estão divididos entre 44 contatos horizontais voltados para a vista superior, e 52 contatos verticais acessíveis através da vista inferior. Estes e outros detalhes podem ser vistos na matriz apresentada na Figura 1 .



Figura 1: TSCAN®: matriz de sensores FSR, vistas inferior e superior, da esquerda para a direita, respectivamente.

Na outra ponta, a aplicação define os requisitos mínimos para que seja válido o uso do sistema de maneira a agregar conhecimento ao diagnóstico das disfunções relacionadas à oclusão. Isso envolve, principalmente, uma interface útil ao usuário, permitindo análises e armazenamento de dados considerados relevantes.

A partir destes dois nós, implementa-se as suas interconexões, constituindo o que chamamos de sistema, o qual permeia as áreas mecânica, elétrica e odontológica. Da primeira área, extraiu-se o arranjo das placas com o sensor e seu suporte, visando a aplicação final em paciente. Na segunda, a maior parte do trabalho, permeou-se os campos de projeto de esquemático e

leiaute de placas, instrumentação (sensores, circuito de condicionamento, projeto de experimentos), firmware (drivers de interface com o hardware) e software (processamento e armazenamento dos dados, interface com o usuário). E por fim, a terceira área balizou todo o trabalho, pois é ela quem define o sentido por onde o mesmo deve ser desenvolvido. A principal influência, neste aspecto, é o estudo das características da oclusão, tais como, os contatos funcionais dos dentes e os possíveis problemas relacionados a eles.

A Figura 2 ilustra a visão geral do sistema, apresentando inicialmente o computador, o qual controla o hardware para obter os dados que serão apresentados ao usuário. Este hardware, presente no centro da ilustração, é utilizado como suporte para o sensor inserido na boca do paciente, à direita, o qual realiza o movimento de oclusão até a posição de máxima intercuspidação.

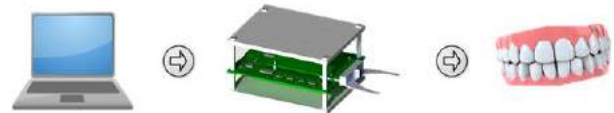


Figura 2: Visão geral do sistema proposto.

Circuito de condicionamento – A elaboração do circuito de condicionamento dos sinais provenientes da matriz de sensores TSCAN® baseou-se no fato de que cada canal constitui-se em uma resistência variável, de acordo com a força aplicada ao mesmo. A partir disso, realiza-se a medição desta resistência através da interpretação da corrente passante no canal, quando uma tensão conhecida é aplicada.

Devido à isso, e ao fato de que as conexões do sensor estão presentes em suas duas faces, tornou-se necessário o desenvolvimento de duas placas: a primeira (TX) para fazer a conexão com as colunas e aplicar uma tensão conhecida aos elementos sensitivos, enquanto a segunda (RX) realiza a conexão com as linhas e interpreta a corrente resultante nas mesmas. Para realizar o controle e extração dos dados presentes em hardware, assim como fornecer estas e outras informações necessárias ao software, utilizou-se um kit de desenvolvimento, o qual é apresentado em conjunto com as placas na Figura 3.

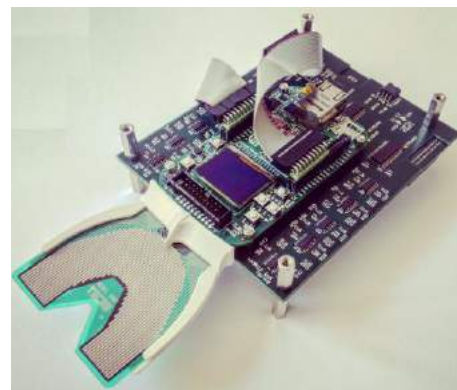


Figura 3: Hardware desenvolvido.

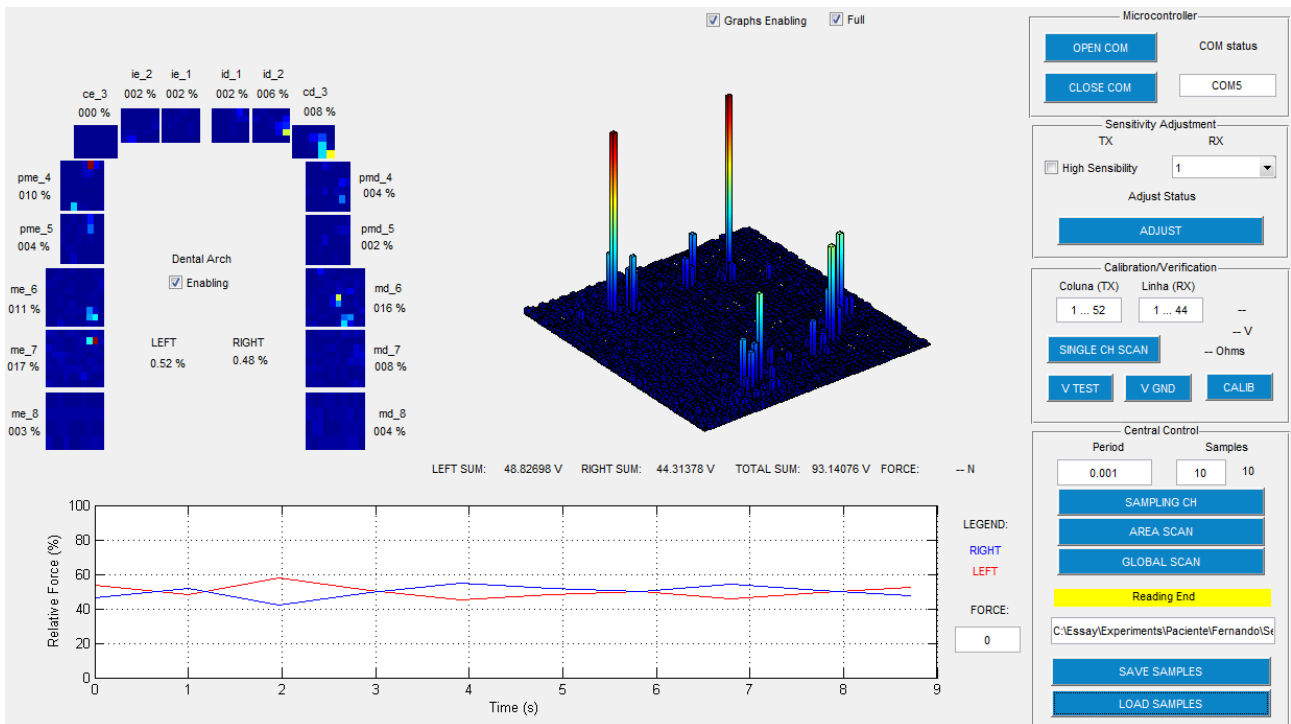


Figura 4: Interface de controle e análise.

Na placa TX, o sinal de tensão utilizado para excitar os elementos sensíveis da matriz é gerado através de um divisor resistivo, em conjunto com um amplificador de ganho programável. Este sinal é direcionado sequencialmente às 52 colunas através de um conjunto de 4 multiplexadores analógicos de 16 canais.

A placa RX possui como entrada a corrente proveniente de cada uma das 44 linhas da matriz e, no primeiro estágio, transforma estas correntes em tensões através de amplificadores arranjos na configuração inversora. Devido ao fato de ser utilizado um conversor analógico-digital com uma entrada, a amostragem dos canais é feita sequencialmente através de 3 multiplexadores analógicos de 16 canais e 1 multiplexador de analógico 4 canais. Para ajustes de sensibilidade do sistema, outro amplificador de ganho programável também é utilizado nesta placa, no estágio prévio ao do filtro passa-baixas passivo que opera como *anti-aliasing*.

A partir de necessidades da aplicação, implementou-se o arranjo das placas de uma forma que seja possível a realização da troca das matrizes e de seus suportes, os quais são de uso individual por paciente.

O gerenciamento dos dispositivos presentes em ambas as placas é desempenhado pelo microcontrolador presente no kit de desenvolvimento, de acordo com os comandos recebidos através do software que roda no computador.

Software – através de uma interface rodando em um notebook, o usuário pode realizar diversas varreduras do sensor, ajustando a sensibilidade do sistema às necessidades da aplicação. Após coletar os dados, estes podem ser armazenados e analisados diversas vezes posteriormente, reproduzindo o ensaio até algum ponto

específico desejado. Além disso, o software realiza o processamento dos dados e os apresenta em formatos gráficos que auxiliam a avaliação do usuário, como por exemplo, o balanceamento das forças aplicadas entre os lados direito e esquerdo da arcada dentária. A Figura 4 ilustra a utilização dessa interface para análise dos dados de uma mordida.

Ensaio – através de uma interface rodando em um notebook, foram realizadas diversas varreduras do sensor, abrangendo diferentes faixas de sensibilidade do sistema e diferentes canais, enquanto uma variabilidade de cargas eram aplicadas utilizando uma máquina de compressão, como ilustrado na Figura 5. A ponteira utilizada possui a capacidade de concentração da força aplicada somente em um canal, permitindo análises individuais dos eletrodos, assim como do *crossstalk* entre os canais.



Figura 5: Ensaio de compressão pontual.

Resultados

Através de ensaios de compressão pontual com a resolução a nível de canal na matriz, foi possível caracterizar a resposta do sistema em relação à intensidade de força aplicada. A Figura 6 apresenta os resultados obtidos para as diferentes faixas de sensibilidade do sistema, sendo a faixa H4 a mais sensível, enquanto a L1 é a menos sensível.

Como o sensor TSCAN® possui mais de 1000 canais, observa-se, ainda a partir da Figura 6, que cargas de até 100000 N podem ser suportadas quando distribuídas uniformemente entre os elementos sensitivos. Além disso, percebe-se que o circuito suportaria cargas ainda maiores, sem ocorrer a saturação de sua resposta, entretanto, há o limite físico do sensor, a partir do qual ocorre a deterioração do filme.

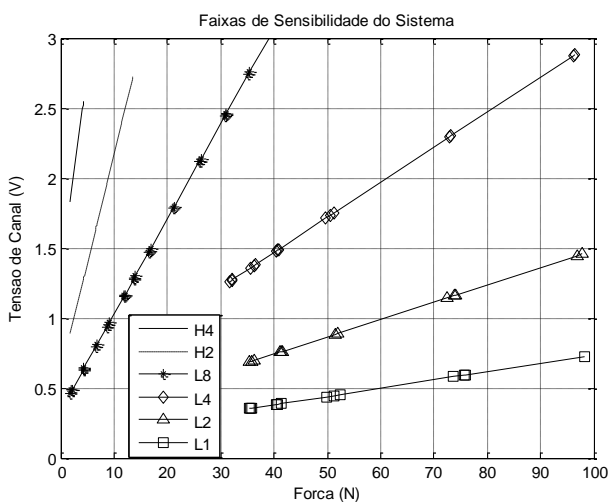


Figura 6: Faixas de sensibilidade utilizadas para caracterização de um canal do sistema.

A Figura 7 mostra o nível praticamente imperceptível de *crosstalk* do sistema, inclusive daqueles vizinhos ao canal operando com excitação à níveis próximos da saturação.

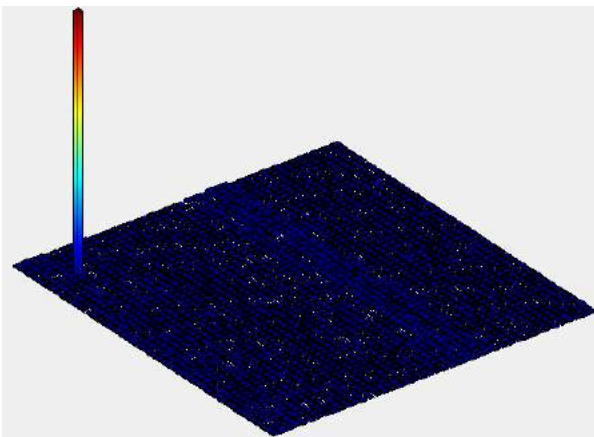


Figura 7: Níveis de *crosstalk* presentes no sistema.

Discussão

A análise dos resultados focou-se na força, e não na pressão, em virtude da consideração de que a excitação proveniente da aplicação final será uma força aplicada uniformemente sobre toda a área do elemento sensitivo. Esta foi a forma de excitação desempenhada nos ensaios.

Conclusão

A partir do fato de que existem poucos métodos de análise direta da oclusão, o desenvolvimento deste trabalho mostrou-se relevante para auxiliar a caracterização dos contatos oclusais. O protótipo do sistema elaborado apresentou resultados considerados adequados para o seu uso em aplicações com pacientes, alcançando o objetivo de desenvolver um sistema integrado ao sensor. Além disso, o sistema é capaz de avaliar a intensidade e a distribuição da força ao longo da arcada dentária, o que é de caráter primordial para a análise da oclusão.

Referências

- [1] Enderle JD, Bronzino, DJ. Introduction to Biomedical Engineering. Oxford: Elsevier, Inc. 2012. p. 1-29.
- [2] Mcdevitt WE, Warreth AA. Occlusal contacts in maximum intercuspation in normal dentitions. Journal of Oral Rehabilitation. 1997. 24. p 725-734.
- [3] Weinberg LA. The role of stress, occlusion, and condyle position in TMJ dysfunction-pain. The Journal of Prosthetic Dentistry. 1983. 49(4):532-545.
- [4] Leresche L. Epidemiology of temporomandibular disorders: implications for the investigation of etiologic factors. Crit Rev Oral Biol Med. 1997 8(3):291-305.
- [5] Tekscan, William LM, et al. Pressure and Contact sensor system for measuring dental occlusion. USA n. PI 4,856,993, 2 de outubro de 1987 (depósito), 15 de agosto de 1989.
- [6] Kumagai H, et al. Occlusal force distribution on the dental arch during various levels of clenching. Journal of Oral Rehabilitation. 1999. 26:932-935.
- [7] Kerstein RB, Radke J. Clinician accuracy when subjectively interpreting articulating paper markings. The Journal of Craniomandibular & Sleep Practice. 2014. 32(1):13-23.
- [8] Tekscan, George C, Malacaria C. Sensor Equilibration and Calibration System and Method. USA n. PI 6,993,954 B1, 27 de julho (depósito), 7 de fevereiro de 2006.
- [9] Tekscan. T-Scan Evolution Dental Sensors Datasheet. 2015. Disponível em: https://www.tekscan.com/sites/default/files/resource_s/DTL_DS_Sensor.pdf.

SOFTWARE DESIGN CONSIDERATIONS FOR A FUNCTIONAL ELECTRICAL STIMULATION (FES) TRICYCLE

G. A. Brindeiro*, L. O. Fonseca* and A. P. L. Bó*

* Universidade de Brasília, Brasília, Brasil

E-mail: georgebrindeiro@lara.unb.br

Abstract: This paper presents the software developed for a Functional Electrical Stimulation (FES) tricycle, which aims to enable individuals with spinal cord injury (SCI) to produce cyclic leg movements through coordinated stimulation of lower limbs muscles. Using the Robot Operating System (ROS) framework, originally intended for and popular in the robotics research community, software modularity, extensibility and data visibility could be significantly improved. These factors support code reuse and allow for shorter software development lifecycles of computer-controlled medical devices using sensors and/or actuators.

Keywords: Rehabilitation Robotics, Spinal Cord Injury, Functional Electrical Stimulation, Cycling, Robot Operating System

Introduction

Functional Electrical Stimulation (FES) has been shown to provide several health benefits to individuals with spinal cord injury (SCI) and other medical impairments, including cardio-pulmonary fitness gain [1], muscle strengthening/bulking [2], improved bone density [3], improved blood circulation [4], improved intestinal & bladder function [5], improved response to insulin in diabetic patients [6] and decreased limb spasticity [7]. Subjects who have experienced FES cycling have also reported an improved feeling of well-being [8], due to increased mobility and leisure.

Aiming to develop a fully functional prototype for a FES tricycle, our team has experimented with different electrode configurations and stimulation patterns [9] and developed novel control algorithms to improve cycling cadence [10]. Past the proof-of-concept phase, we are currently performing tests with SCI patients and evolving the prototype into a usable product, including complete software refactoring to provide real-time telemetry data and a better user interface to control the trike. Our ultimate goal is to successfully compete in the FES bike race category of the CYBATHLON 2016 Championship for Athletes with Disabilities [11].

When designing professional-grade software, several aspects of its operation are considered by developers: compatibility, extensibility, fault-tolerance, modularity, reliability, reusability, robustness, security, usability, performance, portability, scalability and maintainability are some of them. Robot Operating System (ROS) is a framework that was developed taking reusability as its main priority [12], and has become the *de facto* standard

for software development in the robotics community. While it was created with roboticists in mind, its features can also be useful for those designing biomechatronic devices and other computer-controlled medical devices using sensors and/or actuators.

This work describes how we structured our software to improve its modularity, extensibility and data visibility using ROS. As a result, we expect future development efforts to benefit from code reuse and shorter lifecycles.

Materials and methods

This section presents a brief overview of the prototype FES tricycle developed by our team, seen in Figure 1, to allow for a comprehensive description of its software. For a more complete description of our trike hardware and control strategy, please refer to [10].

Mechanical – A standard recumbent tadpole tricycle was chosen for its improved stability, featuring two front wheels and one rear wheel. A slightly modified version of the HP3 20 X 26 CS 24V model commercialized by HP3 Trikes (Brazil) was used.

Hardware – The hardware added to the trike, in order to adapt it for FES cycling, include a RehaStim stimulator (Hasomed, Germany), two 3-Space Sensor wireless attitude and heading reference systems (YEI, United States) and a Raspberry Pi Model B+ V1.2 embedded computer (Raspberry Pi Foundation, United Kingdom).

To enable an advanced user interface and real-time telemetry additional hardware must be used, including wireless routers, tablets, smartphones or laptops. These features are currently under development.

Software – The prototype presented in [10] featured a single Python script, which was responsible for sensor data acquisition and processing, cadence control and stimulator commands. A separate thread was responsible for real-time plotting, sharing resources with the main thread. Data logging was done manually using simple timestamped files, one per measured variable.

ROS Concepts – ROS has three levels of concepts: the *filesystem* level, the *computation graph* level, and the *community* level. These concepts are part of what makes it such a powerful framework for reusable software development. This subsection explains the core concepts relative to the *computation graph* level which guided some of the design decisions in this work. A more complete description can be found in the ROS

Wiki [13].



Figure 1: Prototype FES tricycle

A *node* is a process that performs computation. A robot control system usually comprises many *nodes*. *Nodes* can communicate with each other by passing *messages*, using publish/subscribe semantics.

A *message* is simply a data structure, comprising typed fields. It is transmitted by a transport system associated to a TCP or UDP connection.

A *topic* is a name that is used to identify the content of a *message* that is available in ROS. A *node* that is interested in a certain kind of data will subscribe to the appropriate *topic*. There may be multiple concurrent publishers and subscribers for a single topic, and a single *node* may publish and/or subscribe to multiple topics.

The *computation graph* is the peer-to-peer network of ROS processes that are processing data together.

Besides its client libraries, ROS also has powerful tools for visualization, data logging and more. Its vibrant open-source community has created an ecosystem where complex applications can be built by mixing and matching code that is freely available on the Internet.

New software architecture – As part of our software migration to ROS Indigo Igloo (the latest stable version of the framework), we had to perform several code review and refactoring tasks, as listed below.

1. Remove code that performed tasks that could be done using native ROS tools, such as real-time plotting and data logging;
2. Separate sensor data acquisition and processing, cadence control and stimulator commands into different ROS nodes, defining data interfaces using appropriate messages and topics;
3. Make the sensor and stimulator drivers more generic so they could be reused in other applications;
4. Code visualization plugins for sensor data;
5. Create launch scripts and configuration files to make it easier to setup and run different use cases;
6. Configure multiple computer connection setup.

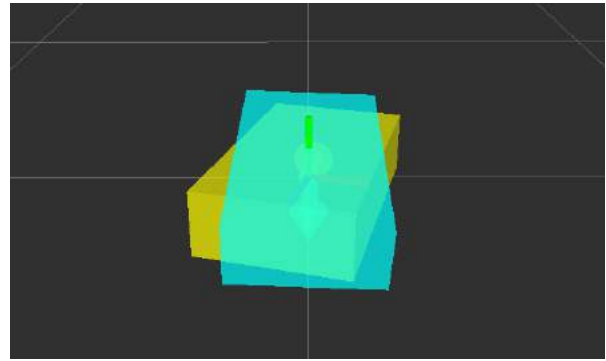


Figure 2: 3D visualization of sensor orientation in *rviz*

Results

Figure 2 shows the visualization generated by the *rviz* tool, presenting a graphical representation of the spatial orientation of the YEI 3-Space Sensor.

Figure 3 shows the graph generated by the *rqt_graph* tool, illustrating the different nodes of our system and their connections through ROS topics.

Figure 4 shows the graph generated by the *rqt_plot* tool, displaying the temporal evolution of system variables, as presented in [10].

Figure 5 shows the data log of an experiment recorded with the *rosviz* tool, which allows us to quickly group and save data that is available through ROS topics for future inspection or playback.

Discussion

One of the great benefits of using ROS to develop complex systems is the gain in flexibility in how different parts of the software interact. The computation graph shown in Figure 3 is built dynamically, so nodes can be added and removed during runtime. Adding new functionality is only a matter of connecting nodes to the appropriate topics – and they need not be running in the same computer as the rest of the system.

Modularity also means that nodes performing similar functions can be made interchangeable through hardware abstraction. If another team of researchers wants to use our controller code in their own trike, but have a different stimulator, all it would take is for them to provide a driver with the same message/topic interface as ours.

Data visibility is vastly improved by the presence of native visualization tools in ROS. In our experience, even a simple real-time plotter as the one shown in Figure 4 greatly increased the technical burden on the developer and made the source code more error-prone. Although it could allow for better and faster software development, by providing more meaningful introspection into the system, advanced data visualization, as seen in Figure 2, is usually not introduced due to these issues. The computation graph in ROS, however, enables the separation of data processing and visualization, avoiding that a bug in visualization crashes the rest of the system.

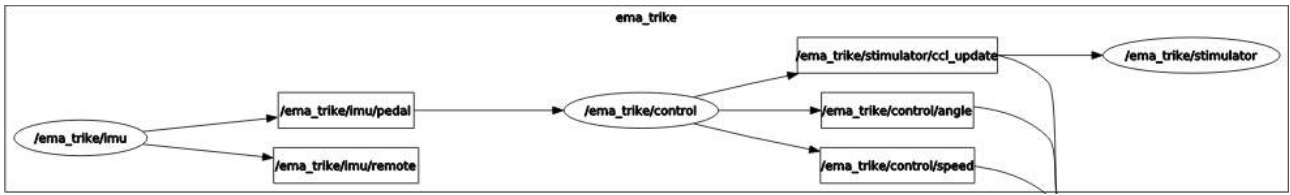


Figure 3: rqt_graph showing the structure of the running system (ellipses are ROS nodes, rectangles are ROS topics)



Figure 4: rqt_plot plotting system variables without the need to manually introduce visualization code

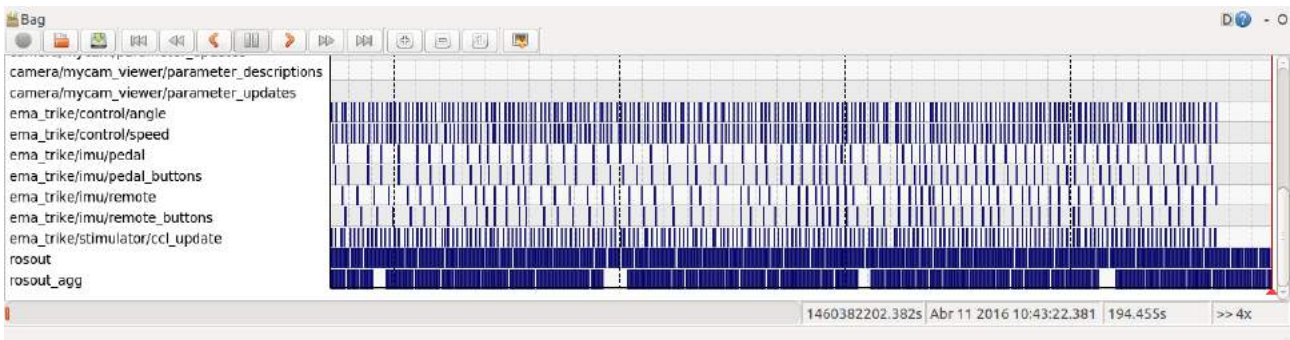


Figure 5: rqt_bag view of logged experimental data, which can be played back and inspected with ease

Sharing data sets and experiments is also made easier through the rosbag tool. Not only does it provide the research team with detailed and flexible records of the data for posterior analysis, but it also allows for playback of that experiment in other environments, effectively repeating the same experiment as many times as needed. That way, researchers can publish their results along with the data that supports it and, whenever applicable, compare the performance of different algorithms in the same conditions. This is a step further from scientific publication: we could even

call it “open source science”.

The source code for our FES trike project is available in our GitHub page [14]. A video of the working system, prior to the developments presented in this paper, is also available on YouTube [15]. In the near future, we plan to share datasets on our project website [16].

Conclusion

Software design can play a huge role in the success

of a computer-controlled device. The use of appropriate tools and frameworks can help reduce development time and the likelihood of software errors.

In this paper, the suitability of the ROS framework for the development of a FES trike was evaluated. Several aspects, such as software modularity, extensibility and data visibility, were shown to improve due to its features. A significant side-effect of this development is that code reuse and experimental data sharing is simplified. As such, ROS was found to be an adequate alternative for prototyping software for biomechatronic devices.

Acknowledgements

This work was conducted as part of the Empowering Mobility & Autonomy (EMA) Project, which combines efforts from both the University of Brasilia, Brazil, and the DEMAR research team from INRIA, France. It was partially funded by CNPq and CAPES.

References

- [1] Berry HR, Perret C, Saunders BA, Kakebeeke TH, Donaldson Nde N, Allan DB, Hunt KJ. Cardiorespiratory and power adaptations to stimulated cycle training in paraplegia. *Med Sci Sports Exerc.* 2008 Sep; 40(9):1573-80.
- [2] Ferrante S, Pedrocchi A, Ferrigno G, Molteni F. Cycling induced by functional electrical stimulation improves the muscular strength and the motor control of individuals with post-acute stroke. *Eur J Phys Rehabil Med.* 2008 Jun; 44(2):159-67.
- [3] Frotzer A, Coupaud S, Perret C, Kakebeeke TH, Hunt KJ, Donaldson NN, Eser P. High-volume FES-cycling partially reverses bone loss in people with chronic spinal cord injury. *Bone.* 2008 Jul; 43(1): 169-76.
- [4] Liu HI, Currier DP, Threlkeld AJ. Circulatory response of digital arteries associated with electrical stimulation of calf muscle in healthy subjects. *Phys Ther.* 1987 Mar; 67(3):340-5.
- [5] Johnston TE, Betz RR, Smith BT, Benda BJ, Mulcahey MJ, Davis R, Houdayer TP, Pontari MA, Barriskill A, Creasey GH. Implantable FES system for upright mobility and bladder and bowel function for individuals with spinal cord injury. *Spinal Cord.* 2005 Dec; 43(12):713-23.
- [6] Aas V, Torblå S, Andersen MH, Jensen J, Rustan AC. Electrical stimulation improves insulin responses in a human skeletal muscle cell model of hyperglycemia. *Ann N Y Acad Sci.* 2002 Jun; 967:506-15.
- [7] Lo HC, Tsai KH, Su FC, Chang GL, Yeh CY. Effects of a functional electrical stimulation-assisted leg-cycling wheelchair on reducing spasticity of patients after stroke. *J Rehabil Med.* 2009 Mar; 41(4):242-6.
- [8] Dolbow DR, Gorgey AS, Ketchum JM, Gater DR. Home-Based Functional Electrical Stimulation Cycling Enhances Quality of Life in Individuals with Spinal Cord Injury. *Top Spinal Cord Inj Rehabil.* 2013 Fall; 19(4): 324–29.
- [9] Fonseca LO, Oliveira LL, Oliveira MX, Paredes MEG, Paz CCSC, Silva PE, Durigan JLQ, Bó APL. Estudo sobre o uso de estimulação elétrica funcional de membros inferiores em ciclismo. In: *Proceedings of the XXIV Brazilian Congress on Biomedical Engineering (CBEB 2014)*; 2014 Oct 13-17; Uberlândia, MG, Brasil. 2014. p. 2326-9.
- [10] Bó APL, Fonseca LO, Rodrigues SR, Sousa ACC, Oliveira LL, Brindeiro GA. Experiments on lower limb FES control for cycling. In: *Proceedings of the XII Brazilian Symposium on Intelligent Automation (SBAI 2015)*; 2015 Oct 25-28; Natal, RN, Brasil. 2015.
- [11] CYBATHLON – Championship for Athletes with Disabilities | ETH Zurich. [internet]. Last edited: 2016 Apr [cited 2016 Apr 11]. Available from: <http://www.cybathlon.ethz.ch/en/>
- [12] Quigley M, Gerkey B, Conley K, Faust J, Foote T, Leibs J, Berger E, Wheeler R, Ng E. ROS: an open-source Robot Operating System. In: *2009 IEEE International Conference on Robotics and Automation (ICRA 2009) Workshop on Open Source Software*; 2009 May 12-17; Kobe, Japan.
- [13] ROS Wiki: ROS Concepts. [internet]. Last edited: 2014 Jun [cited 2016 Apr 11]. Available from: <http://wiki.ros.org/ROS/Concepts>
- [14] GitHub: ema_trike repository. [internet]. Last edited: 2016 Apr [cited 2016 Apr 11]. Available from: <http://github.com/lara-unb/ema-trike>
- [15] YouTube: Meet EMA Trike! [internet]. Last edited: 2015 Apr [cited 2016 Apr 11]. Available from: <https://youtu.be/WH3S89YL85g>
- [16] EMA: Empowering Mobility and Autonomy. [internet]; Last edited: 2016 Mar [cited 2016 Apr 13]. Available from: <http://projectema.com/>

AVALIAÇÃO DE UM SISTEMA DE ACELEROMETRIA DE BAIXO CUSTO PARA ANÁLISE DE MOVIMENTOS DOS MEMBROS SUPERIORES

S. Buzacchi* e L. B. Bagesteiro*

*Departamento de Engenharia Elétrica, Universidade Federal do Rio Grande do Sul, Porto Alegre, Brasil
e-mail: lbb14@ufrgs.br

Resumo: Um sistema de acelerometria de baixo custo pode viabilizar análises biomecânicas, como por exemplo, no ambiente clínico, para avaliações e diagnóstico de deficiências e acompanhamento de processos de reabilitação. Este trabalho tem como objetivo avaliar o sistema de unidade inercial presente em módulos *ArduIMU*, no contexto da biomecânica, aplicado ao estudo de membros superiores do corpo humano. A análise do sistema é realizada através da comparação das medições da plataforma de acelerometria de baixo custo *ArduIMU* com um sistema comercial de referência (sensor de posição), *FOB (Flock Of Birds)*. Foram obtidas as curvas de resposta dinâmica e estática do sistema utilizando-se um acelerômetro de referência e um transdutor de posição potenciométrico (*LVDT*). Comparou-se os dados adquiridos com o módulo *ArduIMU*, durante a realização movimentos de membros superiores, com os obtidos, simultaneamente, a partir do sistema de referência. Os movimentos utilizados para comparação são feitos no espaço tridimensional. A máxima diferença entre a medida de posição, obtida a partir dos dados adquiridos com o sistema *ArduIMU*, e a obtida com o sistema de referência, foi de 8,96% para a direção X, 10,13% para a direção Y e 9,51% para a direção Z. Os ensaios dinâmicos apresentaram uma variação máxima de 6,1%, em amplitude, em comparação com transdutor de posição (*LVDT*) e de 7,5% em aceleração, em relação ao acelerômetro de referência, para a faixa de 10 a 50Hz. **Palavras-chave:** Sensor inercial, biomecânica, membros superiores, movimento.

Abstract: *Low cost accelerometer-based systems can be used in biomechanics analysis, for example, in the clinical environment, for evaluation and diagnosis of deficiencies and the follow up of rehabilitation process. This project aims to evaluate the inertial measurement system present on ArduIMU modules, in the biomechanics context, applied in the study of upper limb movements. The analysis of the system is accomplished through a comparison between the low cost accelerometry platform ArduIMU and a commercial reference system (position sensor), FOB (Flock Of Birds). The dynamic and static responses of the system were computed using a reference accelerometer and a piezoelectric position transducer (LVDT). The data simultaneously acquired with the ArduIMU and the reference system, while performing upper limb*

movements, was compared. Tridimensional movements were used for the comparisons. The maximum difference between the measured position, acquired with the ArduIMU and the reference system was 8,96% in the X direction, 10,13% in the Y direction and 9,51% in the Z direction. The dynamic tests revealed a maximum difference of 6,1% in amplitude, in comparison with the positional transducer (LVDT), and 7,5% in acceleration in comparison with the reference accelerometer, in a range between 10 and 50Hz.

Keywords: *Inertial sensor, biomechanics, upper limbs, movement.*

Introdução

Existem diversas maneiras de realizar uma análise biomecânica, sendo possível utilizar diferentes equipamentos para obter os parâmetros de interesse (deslocamento, velocidade, aceleração, força, momento, etc.) envolvidos nos movimentos do corpo humano: plataformas de força, filmadoras, e acelerômetros, entre outros. A mensuração direta com de sistemas de acelerometria tem permitido a implementação de sucesso de sensores eletrônicos de baixo consumo e baixo custo que têm sido empregados em ambientes clínicos e cotidianos para o constante monitoramento de pacientes [1, 2].

O objetivo deste trabalho é avaliar o emprego de sensores de aceleração de baixo custo na análise biomecânica de movimentos dos membros superiores. O maior interesse está em reconstruir digitalmente os movimentos realizados pelos segmentos do braço, antebraço e mão, através dos dados de aceleração obtidos com os sensores posicionados nestes segmentos. Considerando-se a alternativa mais barata desses sensores (em torno de US\$ 100,00 por unidade) em comparação com os sistemas de acelerometria comerciais disponíveis no mercado (em torno de US\$ 2500,00 por unidade) [3]. Os dados do sistema de acelerometria *ArduIMU* são comparados com um sistema baseado em sensores magnéticos de posição com 6 graus-de-liberdade (*FOB, Flock Of Birds, ASCENSION TECHNOLOGY*), comumente utilizado para avaliação de movimentos de alcance [4] e também no desenvolvimento de jogos computacionais [5].

Materiais e métodos

Como os movimentos dos membros superiores acontecem num espaço tridimensional relativamente restrito, ou seja, ao redor do corpo; o sistema *ArduIMU* é testado num espaço similar. Neste ambiente de amplitude limitada, avaliou-se um deslocamento máximo de 70cm e uma aceleração de até $3,8\text{m/s}^2$ [6], numa faixa de 0 a 50Hz. O sistema de acelerometria é composto da placa *ArduIMU+ V3 (DIY Drones)*, que tem 254 x 381mm e possui acelerômetros e giroscópios tri-axiais (*Invensense* modelo MPU-6000 do tipo MEMS, *Microelectromechanical Systems*), controlados pelo microcontrolador *ATmega 328 – 16MHz (Atmel)*, e também uma bateria convencional de 9V para alimentação do sistema. Como método de transmissão de dados foram utilizados os módulos de radiofrequência *XBee* com pacotes API. A Figura 1 mostra os componentes do sistema, com dimensões finais de 450 x 190 x 350mm.

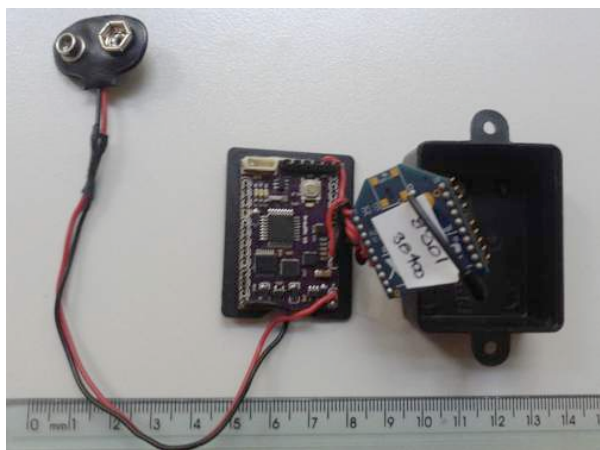


Figura 1: *ArduIMU* e *XBee* conectados, conector da bateria de 9V, caixa plástica para armazenamento.

A bateria supre energia para *ArduIMU* (tensão de entrada de 6 a 12V) e para o *XBee* (tensão de alimentação 3.3V). Os procedimentos de gravação dos códigos de controle no microprocessador, e os códigos de desencapsulamento dos pacotes API foram escritos com MATLAB e a IDE (*Integrated Development Environment*) do *Arduino*.

Os sensores passaram por procedimentos de calibração estática e dinâmica, a fim de adequar sua aquisição de dados à situação em que estes serão empregados, verificando assim suas medições fidedignas.

Calibração Estática – O procedimento de calibração estática utilizado nos sensores do *ArduIMU* foi conforme descrito em [7] e em [8]. Fez-se uso da amostragem da aceleração empregada pela gravidade, tanto para a correção do ganho quanto para a compensação na defasagem da leitura do ponto de zero ou *offset*. A placa do sensor foi posicionada de modo a ficar perpendicularmente alinhada com seus eixos de medição, um de cada vez, com o eixo da gravidade.

Quando posicionado, as leituras feitas em cada um dos eixos alinhados com a direção da aceleração da gravidade devendo apresentar valores iguais a uma gravidade ($9,81\text{m/s}^2$) obtendo-se assim os valores de *Offset* e *Ganho* para inserção no código final dos sensores.

Calibração Dinâmica – Os movimentos realizados com os membros superiores em questão acontecem numa faixa restrita de medidas em termos de deslocamento, velocidade e aceleração. Sendo assim, verificou-se a resposta dos sensores no domínio da frequência na faixa de 0 a 50Hz, com a calibração dinâmica destes sensores, verificação da sua resposta em frequência e de um comportamento linear. A configuração experimental usada para os testes constituiu-se de gerador de funções (sinal senoidal), mesa vibratória, acelerômetro de referência (*DeltaTron 4514-B-004, Brüel & Kjaer*) fixado ao eixo central da mesa, transdutor de posição potenciométrico (*LVDT, PY-2-F-025-S01M, GEFTRAN*), e plataforma de aquisição de dados.

Experimento comparativo para análise de movimentos do braço no espaço – Após calibração dos sensores, estes foram avaliados através de comparação entre os dados obtidos com o sistema de referência (sensores magnéticos de posição e orientação, *FOB (Flock of Birds)*, comumente usado em análise de movimentos dos membros superiores [9, 10] e o sistema desenvolvido com os sensores (unidades *ArduIMU*), quando operando simultaneamente na medição de movimentos de alcance direcionados a 3 alvos específicos, perfazendo as 3 direções ortogonais.

Após a coleta de dados, foi realizado o procedimento de integração numérica dos dados de aceleração adquiridos com o *ArduIMU* para obtenção do deslocamento (dados de posição) correspondente ao movimento realizado. A média e os desvios padrão das tentativas foram calculadas e comparados com a faixa de desvios padrões obtidos do *FOB* para os respectivos movimentos; e então calculadas as máximas diferenças entre essas medidas para fins de comparação entre os sistemas.

Reconstrução dos segmentos corporais – Para a reconstrução do membro superior foi usado um modelo simplificado de 2 segmentos: (1) segmento do braço (articulação do ombro) e (2) segmento do antebraço-mão (articulação do cotovelo e punho). Além dos dados do *ArduIMU* posicionado no segmento (posição e angulação instantâneas) é necessário o comprimento de cada segmento e os respectivos dados antropométricos [11] e suas equações [12].

Resultados e Discussão

Testes de perda de pacotes de dados – Com a utilização do recurso de transmissão de dados pelos módulos *XBee* é possível que ocorram perdas das informações enviadas, seja por limiar do alcance de transmissão, bateria fraca ou concorrência do envio de pacotes entre os diversos módulos inseridos na rede. O

ArduIMU determina a taxa de amostragem dos sensores e também a taxa com a qual os pacotes dos dados amostrados são enviados. Como estas duas taxas são fixas o coordenador deve receber o mesmo número de pacotes que são enviados pelo transmissor; e caso esta condição não seja atendida caracteriza-se a perda de pacotes. Para a realização dos testes foram estabelecidas diversas configurações combinando diferentes valores de: número de pacotes enviados por segundo, tamanho destes pacotes e número de dispositivos (*ArduIMU* e *XBee*) operando simultaneamente. Os testes consistiram de 8 ensaios para cada configuração, tendo cada ensaio uma duração de 60 segundos, nas frequências de transmissão de dados de 200Hz, 150Hz, 125Hz e 100Hz.

Considerando-se que para avaliação do movimento os sensores são usados aos pares, a tabela 1 mostra os resultados nessas condições. Durante a máxima perda de pacotes encontrada a frequência de amostragem total é de 94,3Hz, abaixo do valor ideal, o que pode degradar a reconstrução digital dos segmentos dos membros superiores. Para evitar este impacto negativo (sub amostragem do fenômeno a quantificar), ao serem utilizadas 4 unidades simultaneamente, pode-se dividir a rede em duas, resultando em uma frequência de amostragem total de 110,2Hz, visto que a máxima perda de pacotes para 4 unidades operando em duas redes é de 2,96 pacotes por segundo.

Tabela 1: Resultados de perdas de pacotes para as frequências de 100, 125, 150 e 200Hz.

f [Hz]	IMU's	Perda média / segundo	Perda máxima / segundo
200	2	12,3	15,4
	4	4,4	6,1
150	2	9,7	14,4
	4	4,0	5,8
125	2	1,9	2,5
	4	2,2	2,9
100	2	8,0	9,5
	4	2,9	4,2

Verificação no domínio da frequência – A tabela 2 apresenta as máximas diferenças percentuais nas medidas de aceleração e posição, quando comparando os valores entre o acelerômetro de referência (*DeltaTron*) e as unidades *ArduIMU* nas duas amplitudes; e também entre os dados de posição das unidades *ArduIMU* em relação aos valores de posição (deslocamento) obtidos com o transdutor de posição de referência (*LVDT*).

Testes comparativos com movimentos padrões entre os sistemas *FOB* e *ArduIMU* – Foram coletadas 40 tentativas para cada um dos eixos de medição (X, Y e Z) com o sistema *FOB* operando em paralelo com o sistema do *ArduIMU*. Para fins de comparação é necessário um método de janelamento das tentativas sequenciais adquiridas pela unidade *ArduIMU* para a

seleção dos trechos de interesse dos sinais adquiridos, ou seja, os pontos de início e fim do movimento. O método escolhido foi o de identificar o ponto correspondente ao valor de 3% do pico de velocidade da respectiva tentativa, obtendo-se os limites esquerdo e direito (início e fim) do janelamento da curva de interesse. A figura 2 ilustra 10 tentativas dos valores de aceleração obtidos com o sistema *ArduIMU* agrupadas e alinhadas pelo pico de aceleração.

Tabela 2: Valores máximos da variação percentual entre as medidas de aceleração (*ArduIMU* vs. Acelerômetro de referência *DeltaTron*) e de posição (*ArduIMU* vs. Transdutor de posição *LVDT*).

Eixo	Variação % em aceleração	Variação % em posição
X	7,5	4,2
Y	7,4	3,6
Z	7,1	4,6

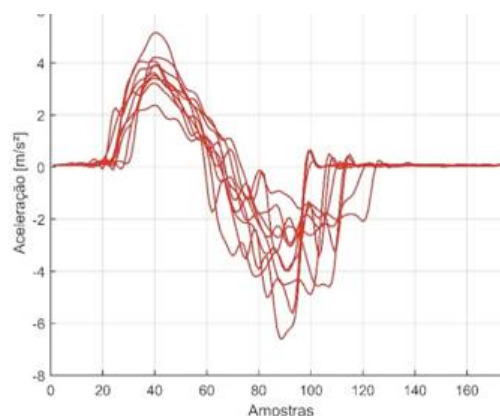


Figura 2: Curvas de aceleração das tentativas agrupadas, filtradas e alinhadas pelo pico na direção X (alvo 1).

Em seguida realiza-se as sucessivas integrações da aceleração dos dados dos sensores *ArduIMU* a fim de obter os dados de posição, i.e. primeira integração obtém-se a velocidade, e na segunda integração a posição. Para comparação dos dados de posição do *FOB*, e as séries de dados integradas do *ArduIMU* normalizou-se as amplitudes e também o tempo (os dois sistemas usam taxas de amostragem diferentes: 103Hz (*FOB*) e 125Hz (*ArduIMU*)).

Após o processamento de todas as tentativas e obtenção dos valores de posição, a partir da integração dos valores de aceleração em todos os eixos de medição, obteve-se as relações entre os dois sistemas. A figura 3 ilustra as tentativas e média da posição integrada da aceleração do *ArduIMU* sobrepostas na região delimitada pelos desvios padrão, respectivamente, calculados para a posição do *FOB*.

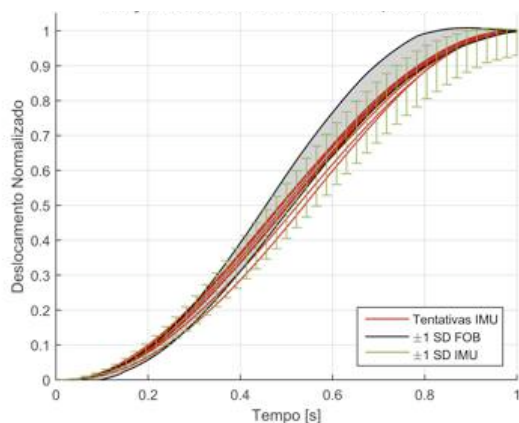


Figura 3: Curvas média das tentativas (para direção X) do sistema *ArduIMU* com desvio padrão do sistema *FOB*.

A tabela 3 apresenta as máximas diferenças percentuais nas medições quando comparando as medidas com o sistema *FOB* e o sistema de unidades *ArduIMU*.

Tabela 3: Valores máximos da variação percentual entre as medidas de posição do sistema *ArduIMU* e o sistema *FOB*.

Eixo	Varição % na medida de posição
X	7,8
Y	8,3
Z	7,5

Com as medições das posições verificadas foi possível usar o sistema *ArduIMU* para monitorar o movimento do braço e reconstruir o trajeto descrito pela mão, cotovelo e ombro, representando também o segmento do antebraço (cotovelo-mão) e o segmento do braço (ombro-cotovelo).

Conclusão

A avaliação de um sistema de acelerometria para medição de posição em comparação com um sistema de sensores magnéticos de posição (*FOB*) foi efetuada com sucesso com algumas ressalvas. Os erros máximos obtidos para o sistema *ArduIMU* em relação ao sistema *FOB* foram de 8,96% (direção X), 10,13% (direção Y), e 9,51% (direção Z). Os experimentos da calibração dinâmica (na faixa de 10 a 50Hz) do acelerômetro apresentaram uma variação máxima de 6,1%, em amplitude (posição), em comparação com o *LVDT*. Já a variação máxima em aceleração foi de 7,5% em comparação ao acelerômetro de referência. Os quatro sensores inerciais avaliados se mostraram em condições para utilização em conjunto para avaliações biomecânicas e obtenção de aceleração e posição em movimentos dos segmentos do membro superior. Vale

salientar que ainda é possível reduzir o tamanho dos sensores, pois existe no mercado uma placa com o sensor MPU-9150 (*InvenSense*) que possui no mesmo encapsulamento acelerômetros, giroscópios e magnetômetros tri-axiais, e em combinação com um Arduino Mini de lógica 3.3V e uma bateria do tipo LP502030 de 3.7V (*DYNAMIS Batterien*) podem miniaturizar o hardware atual de forma a colocar todos os componentes dentro da caixa plástica. Um estudo piloto de avaliação de movimentos do braço em diferentes indivíduos encontra-se em planejamento.

Referências

- [1] Culhane KM., O'Connor M., Lyons D., Lyons GM. Accelerometers in rehabilitation medicine for older adults. *Age and Ageing*. 2005; 34:556-560.
- [2] Balbinot A.; Freitas J.; Correa D. Use of inertial sensors as devices for upper limb motor monitoring exercises for motor rehabilitation. *Health and Technology*. 2015; 5(2):91-102.
- [3] Letsense. Wiva Biomech Tracker, 2015. Available from: http://www.e-wiva.com/store.html#!/Wiva-Biomech-Tracker/p/49680340/category=130_05250
- [4] Bagesteiro LB.; Sainburg RL. Handedness: Dominant Arm Advantages in Control of Limb Dynamics. *Journal of Neurophysiology*. 2002; 88:2408-2421.
- [5] Ritterfeld U., Cody UM., Vorderer P. *Serious Games: Mechanisms and Effects*. Routledge 1st ed. cap. 24, 2009.
- [6] Freivalds A. *Biomechanics Of The Upper Limbs: Mechanics, Modeling, and Musculoskeletal Injuries*. Corporate Blvd., Boca Raton, Florida, 2004.
- [7] Correa D. *Realidade Virtual e Sensores Inerciais no Desenvolvimento da Tecnologia Assistiva: Um sistema para estudo da marcha humana baseado em fusão de sensores inerciais*. [dissertação]. Porto Alegre: Universidade Federal do Rio Grande do Sul; 2015.
- [8] Marcias E.; Torres D.; Ravindran S. *Nine-Axis Sensor Fusion Using the Direction Corsine Matrix Algorithm on the MSP430F5xx Family*. Dallas: Texas Instruments, 2012.
- [9] Mani S, Przybyla A, Good DC, Haaland KY, Sainburg RL. Contralesional Arm Preference Depends on Hemisphere of Damage and Target Location in Unilateral Stroke Patients. *Neurorehabil Neural Repair*. 2014;28(6):584-593.
- [10] Yadav V, Sainburg RL. Limb dominance results from asymmetries in predictive and impedance control mechanisms. *PLoS One*. 2014 2;9(4):e93892.
- [11] Robertson G., Caldwell G., Hamill J., Kamen G., Whitlesey S. *Research Methods in Biomechanics*. Champaign, IL: Human Kinetics, 2004.
- [12] Winter DA. *Biomechanics and motor control of human movement*, Hoboken: John Wiley & Sons, 4th ed, cap. 3.2, p. 48-81, 2009.

DETECTOR DE LUMINESCÊNCIA DE DESCARGAS ELÉTRICAS ELETROCIRÚRGICAS

Sandro W. Góes *, Bertoldo Schneider Jr. *

*Progr. de Pós-grad em Engenharia Biomédica, UTFPR, Curitiba, Brasil
e-mail: sandro_goes@yahoo.com

Resumo: A eletrocirurgia é um procedimento utilizado em cirurgias e basicamente promove o corte e a coagulação do tecido orgânico. Este procedimento usa a descarga elétrica que ocorre entre um eletrodo metálico e o tecido orgânico. As características deste tipo peculiar de descarga elétrica permanecem ainda desconhecidas, mesmo um século após seu primeiro uso. Neste trabalho, o desenvolvimento de um dispositivo detector da luminescência da faísca eletrocirúrgica, de baixo custo, é relatado e os resultados de sua aplicação em laboratório analisados. O dispositivo é capaz de detectar flashes luminosos em centenas de kHz, possibilitando a visualização da luz emitida pelas descargas eletrocirúrgicas. É baseado no diodo PIN como elemento sensor. O dispositivo detector de luminescência, juntamente com um gerador de saída eletrocirúrgica e equipamentos de medição, foi utilizado para captar e armazenar o sinal de luminescência em relação aos sinais de tensão e corrente geradores da faísca eletrocirúrgica. Foi possível, então, relacionar a luz emitida pelas faíscas com os sinais elétricos da descarga eletrocirúrgica, possibilitando um novo entendimento do funcionamento do espaço eletrocirúrgico, evidenciando a forte de assimetria do processo, anteriormente já reportada na literatura. O dispositivo desenvolvido provou ser efetivo para o estudo da luminescência emitida por descargas eletrocirúrgicas, mas ainda deve ser melhorado para possibilitar uma melhor resposta em frequência.

Palavras-chave: Eletrocirurgia, Faísca, Fotodiodo, Luminescência, Descarga Elétrica.

Abstract: Introduction: The electrosurgical procedure, used in large surgeries, promotes cut and/or coagulation of the organic tissue. This procedure is possible because the electrical discharge between a metal electrode and the organic tissue. The characteristics of the spark are still almost unknown. This work intends to collaborate, reporting the development of a photodetector device, capable to detect flashes of light in hundreds of kHz. The photodetector device is composed mainly of a photodiode PIN and op amp transimpedance amplifier. To obtain, analyze and storage data, has been used a specific hardware, software and techniques, described in detail. Results: From the luminescence signal detected by photodetector device and voltage and current shapes storage in an oscilloscope, is possible to see the relation between sparks luminescence, voltage and current on positive and negative cycles of the electrical discharge.

The proposed photodetector device proved to be effective. The luminescence of the electrosurgical discharge could be studied appropriately. To new studies, some improvements are necessary, mainly in response speed.

Keywords: Electrosurgery, Spark, Photodiode Devices, Luminescence, Electrical Discharges.

Introdução

A eletrocirurgia é o procedimento cirúrgico no qual é empregado um gerador elétrico (unidade eletrocirúrgica) para produção do corte no tecido orgânico, causado devido ao calor proveniente da faísca aliado ao efeito Joule proveniente da alta concentração de corrente no ponto de contato da faísca com o tecido orgânico. Tal calor provoca a vaporização das células (o corte), enquanto a desidratação do tecido orgânico causa a coagulação [1]. A faísca eletrocirúrgica possui características elétricas definidas, altas tensões (tipicamente acima de 200 Vp), corrente elétrica até aproximadamente 3 A, e modulação em alta frequência (de 300 kHz a 5 MHz) [2]. Jacques-Arsène d'Arsonval foi o pioneiro neste campo ao reportar os resultados da passagem de corrente de alta frequência sobre o tecido biológico para uso clínico, estudos posteriores demonstraram que correntes de alta frequência poderiam atravessar o tecido biológico sem causar dor ou eletroestimulação [3], [4], [5].

De acordo com a norma ABNT [2], devem ser aplicadas componentes senoidais com frequências compreendidas entre 300 kHz a 5 MHz para produção da faísca entre o eletrodo ativo metálico e o tecido orgânico. Frequências inferiores a 300 kHz podem causar eletroestimulações neuromusculares e superiores a 5 MHz causam correntes de fuga, propiciando a ocorrência de queimaduras no tecido orgânico [6], perda de eficiência do equipamento e interferência em outros equipamentos.

Mesmo tendo a eletrocirurgia um histórico já de um século, ainda há muito a ser explorado cientificamente [7], [8]. Principalmente com relação às características eletroópticas da faísca e suas implicações no processo de corte e coagulação, variações térmicas, entre outros.

O objetivo deste trabalho é o estudo das características eletroópticas produzidas pela luminescência proveniente da faísca eletrocirúrgica. Será apresentado um dispositivo fotodetector de baixo custo e os resultados obtidos em medições, nas quais se

utilizou como tecido orgânico o chuchu (*Sechium edule Sw.*) [9] devido as suas características de baixo custo e menor poluição do sítio ao redor do ponto de medição (vapores que causam obstrução do sensor).

Materiais e métodos

O diagrama em blocos da Figura 1 representa o circuito responsável pela geração das faíscas utilizadas nos experimentos, sendo que a etapa de potência é parte integrante do circuito de um bisturi eletrônico projetado para o estudo de eletrocirurgia [8], [9], [10] e [11]. Esta etapa do circuito é basicamente um amplificador de potência do tipo *Push-Pull*, classe B, composto por um pré-amplificador, um *drive* de corrente e um transformador isolador 1:6 um capacitor para filtrar o nível DC.

Para aplicação do sinal (faísca), são utilizados dois eletrodos, um dispersivo com área retangular de 180 cm² de aço inox e outro, eletrodo ativo com terminação esférica [11] de 1 mm de raio.

Como o dispositivo fotodetector desenvolvido é sensível a ruídos eletromagnéticos, foi necessário o desenvolvimento de uma blindagem para o mesmo. Esta blindagem é uma caixa retangular, construída com uma chapa de aço 1020 com espessura de 0,8 mm, com apenas duas perfurações, uma para a passagem da fibra óptica, transportadora do sinal proveniente da luminescência da faísca, e outra para o conector BNC, o qual é conectado a um osciloscópio para amostragem e armazenamento dos dados.

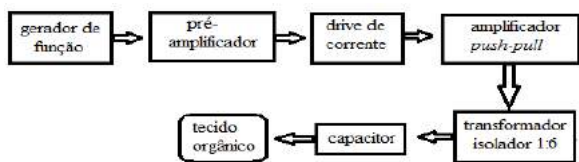


Figura 1: diagrama em blocos do módulo gerador de potência utilizado nos experimentos.

O dispositivo fotodetector é composto basicamente por um fotodiodo tipo PIN e um amplificador operacional na configuração de amplificador de transimpedância. O fotodiodo converte sinal luminoso em sinal de corrente, e o amplificador na configuração de transimpedância converte corrente elétrica em tensão, facilitando o posterior tratamento. O fotodiodo PIN utilizado é o S1133-14 do fabricante Hamamatsu foi escolhido devido principalmente as seguintes características: Faixa espectral 320 a 1000 nm, corrente de escuro 10 pA, capacitância 200 pF e o custo. A escolha deste diodo é essencial pois a velocidade com que os flashes luminosos de uma faísca eletrocirúrgica ocorrem é da ordem mínima de centenas de kHz. A maioria dos diodos não responde nestas frequências. O estudo poderia ser levado a cabo também com sistemas de telecomunicações, mas os mesmos têm custo muito elevado. A ideia aqui é construir um dispositivo fotodetector na faixa de centenas de kHz de muito baixo custo. O amplificador operacional usado foi o CA3130

da Intersil, devido à largura de banda ser 15 MHz, tempo de subida e descida 90 ns, *slew rate* de 30 V/ μ s. O diagrama esquemático do circuito elétrico do dispositivo fotodetector representado pela Figura 2.

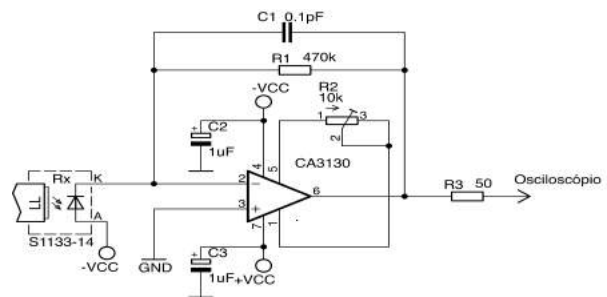


Figura 2: Representação do esquema elétrico do circuito proposto para o dispositivo fotodetector empregando o amplificador operacional CA3130 e o fotodiodo PIN Hamamatsu S1133-14.

Foi utilizado um circuito *drive* de corrente, composto por uma porta lógica NAND 74HCT00 e um transistor NPN BF494 de alta velocidade, para alimentar um LED (Led 5 mm Branco Alto Brilho). Para avaliar a resposta do dispositivo desenvolvido é inserido a entrada do circuito emissor um sinal TTL com frequência entre 300 kHz a 2 MHz. Estando o pino de alimentação do LED, e a saída do dispositivo fotodetector ligados a um osciloscópio Tektronix TBS1002B de 2 canais. Desta forma, pode-se comparar o sinal enviado pelo LED com o sinal recebido pelo fotodetector.

O dispositivo fotodetector é, ainda, alimentado por duas baterias de 9V, devido à necessidade de alimentação simétrica do dispositivo e à necessidade de se evitar caminhos de interferência eletromagnética via rede elétrica. O gerador de faísca foi excitado com frequência de 300 a 500 kHz e amplitude inferior a 2,0 volts por um gerador de funções Tektronix CFG253, para evitar danos ao circuito amplificador de potência.

Como tecido orgânico de prova, foi utilizado o chuchu (*Sechium edule Sw.*), devido a sua composição possuir grande porcentagem de água, ser uma carga aproximadamente resistiva (reatância capacitiva próxima de 10° na forma polar, insuficiente para comprometer o efeito da faísca) e porque já foi validade seu uso para este propósito [11]. Para a realização da coleta de dados utilizou-se um osciloscópio Agilent MSO6043A, para apresentação visual do sinal capturado pelo dispositivo fotodetector e de armazenamento destes dados em uma memória *flash*, para posterior análise. A Figura 3 esquematiza o experimento utilizado para levantamento dos dados.

Para obtenção do sinal, a extremidade de uma fibra óptica Toslink, de 2,0 m de comprimento, sem nenhuma lente na extremidade, posicionada a uma distância média de 50 mm e inclinação de $\pm 45^\circ$ com relação ao tecido biológico, como esquematizado na Figura 4. Este procedimento distancia o dispositivo da

fonte de ruído (faísca) EM, diminuindo assim as interferências.

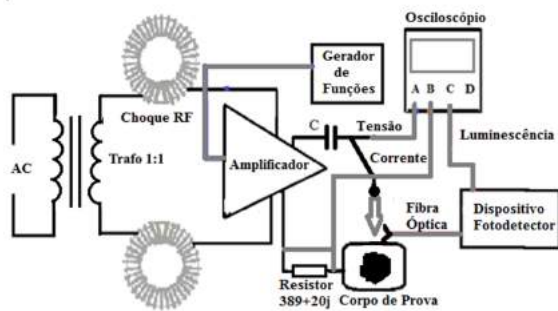


Figura 3: Diagrama representando a constituição da metodologia utilizada durante os experimentos

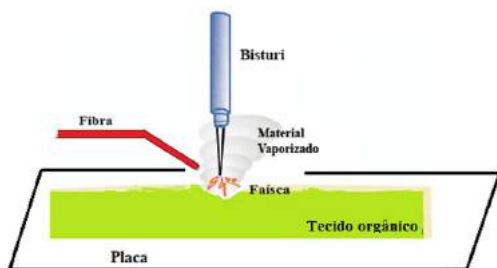


Figura 4: Procedimento que demonstra o posicionamento da fibra óptica.
Fonte: Adaptado de [6].

O processamento dos dados foi realizado com a aplicação de programas como MATLAB e EXCEL. Os sinais medidos foram a tensão utilizando-se uma ponta de prova de 100X e a corrente indiretamente sobre um resistor $389+j20 \Omega$ a 400 kHz em série com a carga (chuchu) [11], com uma ponta de prova de 10X. A tensão foi medida sobre o chuchu e a corrente sobre a resistência em série com o mesmo, mantendo as duas referências dos canais do osciloscópio no ponto entre o chuchu e a resistência de amostragem de corrente (a corrente é medida com sinal invertido, fato compensado na análise) [9]. Durante o processo todos os equipamentos eletrônicos envolvidos nas medições estavam isolados da rede elétrica através da utilização de um transformador de isolamento 1:1 em série com choques de RF de 5,5 mH, criando uma rede flutuante em relação à rede elétrica.

Resultados

O gráfico da Fig. 7 foi obtido para uma frequência de 500 kHz, e o atraso medido entre o sinal aplicado e a resposta é de aproximadamente 500 ns. O atraso e alterações no sinal fotodetectado são devido às características intrínsecas dos componentes eletrônicos empregados, como o tempo de resposta do LED, o *time rise* do fotodiodo PIN de 500 ns de acordo com o datasheet do fabricante (Hamamatsu). Estando representado em vermelho o sinal fornecido ao ânodo do LED, em azul é representado o sinal obtido na saída do fotodetector. Como guia para o sinal luminoso foi

utilizado um cabo de fibra óptica monomodo. Para melhor visualização da Figura 5, foi corrigido o atraso de 500 ns na curva da luminescência.

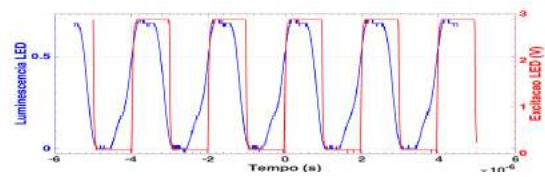


Figura 5: Representação da resposta do fotodetector, sinal em azul a um sinal TTL de 500 kHz aplicado a um LED, sinal em vermelho.

Um teste foi realizado para verificação da imunidade eletromagnética do dispositivo fotodetector: Durante os experimentos foi obstruída a entrada da fibra óptica, seguida do acionado o bisturi, produzindo a faísca. Nesta condição o sinal obtido foi apenas um sinal dc de -5 mV, devido a corrente de escuro intrínseca do diodo PIN, conforme dados do fabricante. Assim evidenciando que o sinal registrado pelo osciloscópio é referente somente à intensidade luminosa e não aos ruídos eletromagnéticos provenientes do meio.

Na Figura 6 está representada a forma de onda capturada pelo dispositivo fotodetector, com correção dos 500 ns de atraso inserido pelo fotodiodo. A curva de tensão em azul varia de -430 a 600 V, a corrente, em vermelho, varia de -0,09 a 0,09 A e a curva de resposta da luminescência da faísca aparece em preto.

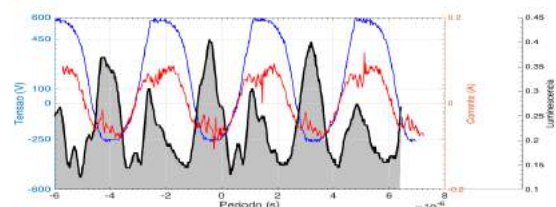


Figura 6: Representação gráfica dos dados de luminância obtidos pelo fotodetector (preto), corrente (vermelho) e tensão (azul).

Pode-se observar a assimetria no sinal de tensão de aproximadamente 300 V, já relatada em outros trabalhos [9]. Através da luminescência também fica evidenciada a assimetria, ocorrendo maior intensidade luminosa quando a descarga eletrônica ocorre do tecido orgânico para o eletrodo ativo. A corrente é defasada da tensão devido à reatância capacitiva oferecida pelo chuchu (os tecidos humano e de porco não têm esta reatância).

Discussão

As características da faísca eletrocirúrgica, muito peculiar entre os diversos tipos de descargas elétricas ainda carecem de estudo apropriado [9], diferenciando da literatura que apresenta resultados para faísca entre eletrodos metálicos e com metodologia baseada na captura da luminescência por fotografia [12] e [14] ou em tubos fotomultiplicadores [15]. Palanker et al.

[13,16] usa eletrodos metálicos e orgânicos, mas a metodologia não é apropriadamente descrita.

Os resultados obtidos evidenciaram a existência da assimetria também na luminescência da faísca. Na Figura 6, a maior intensidade luminosa é visível no semiciclo negativo. Neste caso, a corrente eletrônica (inversa da convencional) ocorre do metal para o tecido. Isto provavelmente está relacionado à diferença de material (metal e tecido orgânico) e à diferença de geometria (ponta metálica e plano orgânico) [9].

Este resultado demonstra oticamente o que já havia sido demonstrado eletricamente em [9]. É um resultado importante, pois reforça o achado de que é impossível manter a simetria elétrica no circuito do paciente, mesmo com a presença do capacitor obrigatório por norma [2], quando a faiscância está presente.

Conclusão

As características da faísca eletrocirúrgica, muito peculiar entre os diversos tipos de descargas elétricas, ainda carecem de fundamentação científica [9], diferentemente de outras descargas elétricas ordinárias, como às que ocorrem entre metal e metal [12], [13]. O Dispositivo fotodetector desenvolvido é capaz de detectar satisfatoriamente a luminosidade emitida pelas faíscas eletrocirúrgicas de poucas centenas de kHz, a um baixo custo, possibilitando um canal de estudo das mesmas. Entretanto, são recomendados alguns aprimoramentos como a utilização de fotodiodos com maiores velocidades de resposta, e aplicação do mesmo em equipamentos comerciais para comparações, entre outras possibilidades.

Referências

- [1] Webster J. G. Encyclopedia of Medical Devices and Instrumentation. Webster JG, editor. Wiley; 1988. 3022 p.
- [2] NBR IEC 60601-2-2. “Equipamento Eletromédico, Parte 2-2: Prescrições particulares para Segurança de Equipamento cirúrgico de alta frequência”, ABNT, Associação Brasileira de Normas Técnicas, em abril de 1998, válida a partir de 1 de junho de 1998. 1998;21.
- [3] Ward G. E., Electrosurgery. Am J Surg [Internet]. 1932 Jul;17(1):86–93. Available from: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0002961032905467>
- [4] Carter P. L., The life and legacy of William T. Bovie. Am J Surg [Internet]. 2013 May;205(5):488–91. Available from: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S000296101300127X>
- [5] Laroussi M., The Biomedical Applications of Plasma: A Brief History of the Development of a New Field of Research. IEEE Trans Plasma Sci [Internet]. 2008 Aug [cited 2014 Feb 24];36(4):1612–4. Available from: <http://ieeexplore.ieee.org/lpdocs/epic03/wrapper.htm?arnumber=4457863>
- [6] Massarweh N. N., Cosgriff N, Slakey DP. Electrosurgery: history, principles, and current and future uses. J Am Coll Surg [Internet]. 2006 Mar [cited 2014 Mar 21];202(3):520–30. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/16500257>
- [7] LaCourse J. R., Rothwell AD, Selikowitz SM. Development of electrosurgery. I: A historical perspective. 1993 IEEE Annual Northeast Bioengineering Conference [Internet]. IEEE; 1993. p. 35–6. Available from: <http://ieeexplore.ieee.org/lpdocs/epic03/wrapper.htm?arnumber=404426>
- [8] Schneider Jr., B, Abatti P. J. Desenvolvimento de um Equipamento Eletrocirúrgico com Saída não Chaveada. Rev Bras Eng Biomed [Internet]. 2005;21(1):15–24. Available from: <http://www.rbeb.org.br/articles/view/id/4e860a965ce02a8621000004>
- [9] Schneider Jr B., Abatti P. J., Electrical characteristics of the sparks produced by electrosurgical devices. IEEE Trans Biomed Eng [Internet]. 2008 Feb [cited 2013 Nov 4];55(2 Pt 1):589–93. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/18269994>
- [10] Bernardi R. Desenvolvimento de um Equipamento para Estudo de Eletrocirurgia com Controle de Potência Ativa. Universidade Tecnológica Federal do Paraná; 2007.
- [11] Schneider Jr., B., Estudo Teórico-Prático de Parâmetros Técnicos e Fisiológicos utilizados em Eletrocirurgia, visando a Otimização do Desenvolvimento e Performance de um Bisturi Eletrônico. UTFPR; 2004.
- [12] Akishev Y., Karal’nik V., Trushkin N., Electrical and Optical Investigations of Transient High Pressure Discharge Phenomena. APP Spring Meeting Bad Honnef 2001 - “Diagnostics of Non-Equilibrium High Pressure Plasmas” [Internet]. Moscow - Russia: Troitsk Institute for Innovation and Fusion Research; 2001. p. 10. Available from: <http://www.ilp.physik.uni-essen.de/doebele/Spring2001/pdf/137.pdf>
- [13] Palanker D., Vankov A, Jayaraman P. On mechanisms of interaction in electrosurgery. New J Phys. 2008;10.
- [14] Chen D, Zeng X, Wang Y. The Optical Diagnosis of Underwater Positive Sparks and Corona Discharges. Plasma Sci Technol [Internet]. 2014;16(12):1100–5. Available from: <http://stacks.iop.org/1009-0630/16/i=12/a=04?key=crossref.37214bc74ac64345378a4b4889fb1b99>
- [15] Janda M., Machala Z, Laux CO. Optical and Electrical Study of Transient Spark Discharge in Air. Acta Phys Univ Comenianae. 2009;L-L1(1 & 2):85–93.
- [16] Palanker D. V, Vankov A, Huie P. Electrosurgery with cellular precision. IEEE Trans Biomed Eng [Internet]. 2008 Feb [cited 2013 Dec 24];55(2 Pt 2):838–41. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/18270030>

MOVIMENTO RELATIVO INTERFRAGMENTAR EM OSTEOTOMIA DA TÍBIA: ESTUDO COMPUTACIONAL DE UM NOVO IMPLANTE

H. M. G. Rodrigues*, L.B. Bagesteiro**

*Pós-Graduação em Engenharia Biomédica, Universidade Federal do ABC, Santo André, SP, Brasil

**Escola de Engenharia, Departamento de Engenharia Elétrica, Universidade Federal do Rio Grande do Sul, Porto Alegre, RS, Brasil
e-mail: lbb14@ufrgs.br

Resumo: A osteotomia proximal da tibia (OPT) com cunha medial aberta é uma intervenção cirúrgica utilizada para o tratamento de osteoartrite no côndilo medial. O objetivo deste estudo foi analisar o movimento relativo interfragmentar (MIF) da cunha após a aplicação de cargas estáticas, bem como as tensões em uma nova placa para osteotomia (NPO), através do método dos elementos finitos. Três modelos distintos de elementos finitos da tibia com abertura em cunha foram simulados e fixados com: a NPO, uma placa “T” reta (PTR) e uma placa “T” curva (PTC). Foram consideradas duas condições de carga em pós-operatório: primeira e sexta semana. A tensão máxima na NPO (362,62MPa) foi 57,08% maior que na PTR e 23,47% maior que na PTC. O deslocamento da configuração NPO (1,37mm) foi similar à tibia intacta. Para o caso da primeira semana do pós-operatório a NPO apresentou MIF axial mínimo de 169,58µm e máximo de 218,14µm. E MIF cisalhante mínimo de 1,21µm e máximo de 0,96µm. No caso da sexta semana, MIF axial mínimo de 165,20µm e máximo da cunha de 284,01µm. E MIF cisalhante mínimo de 47,52µm e máximo de 50,82µm. Os implantes apresentaram valores de tensões menores que o limite de escoamento da liga de titânio (Ti-6Al-4V) e permitiram o deslocamento da tibia com osteotomia próximo ao deslocamento da tibia intacta. A cunha apresentou regiões de micromovimento e microdeformação que permitem a cicatrização óssea em ambas condições de carga.

Palavras-chave: osteotomia tibial, implante ortopédico, movimento interfragmentar, elementos finitos.

Abstract: The open wedge tibial osteotomy (OWTO) is a surgery procedure used for treatment of medial condyle's osteoarthritis. The aim of this study was to analyze the interfragmentary relative movement (IFM) of the wedge after static loads and stress of a new plate for osteotomy (NPO), through the finite element method. Three tibia's distinct finite element models with an opening wedge are simulated and fixed with: the NPO, a straight T-plate (STP) and a curved T-plate (CTP). Two loads conditions were considered simulating the first and sixth week after surgery. The maximum tension in the NPO (362.62MPa) was 57.08% higher than the STP and 23.47% higher than the CTP. The assembly's

displacement with the NPO (1,37mm) was similar to the intact tibia. For the first week of postoperative, the wedge with NPO showed a minimum axial IFM of 169,58µm and a maximum of 218,14µm, and a minimum and maximum shear IFM of 1,21µm and 0,96µm, respectively. For the sixth week the minimum axial IFM was 165,20µm and a maximum of 284,01µm; and a minimum and maximum shear IFM of 47,52µm and 50,82µm, respectively. The implants showed lower stress than the yield strength of titanium alloy (Ti-6Al-4V) and allowed a displacement of the fractured tibia similar to intact tibia's displacements. The wedge showed micromotions and microstrains that allow a bone healing in both load conditions.

Keywords: tibial osteotomy, orthopaedic device, interfragmentary movement, finite elements.

Introdução

A osteotomia proximal da tibia (OPT) com cunha medial aberta é um procedimento cirúrgico comumente realizado em pacientes jovens e idosos com osteoartrite medial femorotibial. [1] A cirurgia consiste em um corte parcial proximal da tibia, seguido por uma abertura em cunha a fim de corrigir o desvio do eixo mecânico do membro inferior e transferir as cargas para o côndilo lateral. [2-5]

Este trabalho foi fundamentado em estudos retrospectivos para definir alguns parâmetros da análise como o tempo do pós-operatório, o tamanho de cunha mais utilizado, as características da cicatrização óssea e as cargas permitidas sobre o membro fraturado. [3-8].

Devido à complexidade da cirurgia e sabendo que a estabilidade durante o pós-operatório depende da técnica utilizada e da qualidade das placas ortopédicas [9], um novo implante (NPO, Fig. 1) e instrumentos médicos foram desenvolvidos a fim de reduzir os riscos, o tempo e os passos da cirurgia. O objetivo deste estudo foi analisar através do método dos elementos finitos o comportamento do calo ósseo durante a primeira e sexta semana do pós-operatório, variando o tamanho deste calo dentro da cunha e as cargas sobre os côndilos tibiais. Também analisamos as tensões e deformações da NPO e comparamos com outras duas geometrias já conhecidas pela literatura.

Materiais e métodos

Três modelos distintos de elementos finitos da tíbia com abertura em cunha foram simulados e fixados com três placas diferentes: (1) NPO; (2) placa “T” reta (PTR); e (3) placa “T” curva (PTC).

A NPO e as placas “T” foram desenhadas no *software* CAD 3D SolidWorks (© Dassault Systèmes). A porção superior e a porção inferior das PTR e PTC têm 34,00mm e 16,00mm de largura, respectivamente. A espessura das placas é de 3,00mm [10, 11]. Os parafusos foram modelados como pinos e posicionados nas placas. O diâmetro dos parafusos trabeculares e corticais são de 4,75mm e 3,95mm, respectivamente.

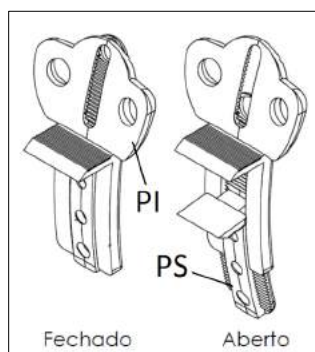


Figura 1: Novo implante (NPO) composto por duas placas, inferior (PI) e superior (PS) que permitem deslizar uma sobre a outra na direção do alongamento e impedem o movimento inverso.

A geometria do osso foi desenvolvida no *software* ScanIP (© Simpleware Ltd.) a partir de um arquivo DICOM, obtido no website Osirix-Viewer [12]. Utilizamos o *software* SOLIDWORKS para criar a cunha, os furos dos parafusos, a casca cortical e a geometria do osso trabecular. (Fig. 2)

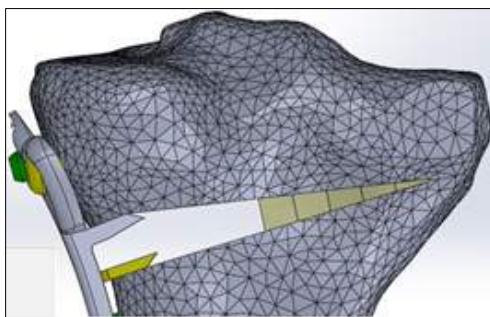


Figura 2: Conjunto com as geometrias do tecido ósseo, calo e NPO.

A cunha iniciou a 8,00mm do bordo lateral da tíbia. O ângulo de abertura da cunha selecionado foi de 10,00°, valor médio obtido no estudo de Staubli [3]. A porção lateral intacta possui 8,00mm de comprimento.

Neste estudo, foram definidas as propriedades dos tecidos ósseos como ortotópicos [13]. As propriedades da liga de titânio foram definidas de acordo com Yáñez, et al. [14]. O calo foi considerado isotrópico e preencheu tanto o tecido cortical quanto o tecido trabecular ($\rho = 1,60\text{g/cm}^3$; $E = 1,00\text{MPa}$; $\nu = 0,40$) [15].

A malha dos elementos foi gerada de forma automática no *software* ANSYS Workbench (© 2014 ANSYS, Inc). O tipo de elemento utilizado em todos os componentes do conjunto foi o elemento tetraédrico com 10,00 nós (SOLID86). O tamanho dos elementos para a NPO e para as placas T foi de 0,5mm e 1,00mm, respectivamente. O tamanho dos elementos da geometria do osso foi de 4,00mm com refinamento de 1,00 na superfície da cunha.

O contato entre o osso cortical e trabecular, os parafusos e o osso cortical, e os parafusos e os furos das placas foram considerados como “bonded”. O contato entre a placa inferior e superior, os parafusos e o osso trabecular e os dentes frontais com a parte interna da cunha foram considerados como “no separation” [16].

Duas análises foram realizadas variando o tamanho do calo e as cargas sobre os côndilos tibiais. Para a condição de início do pós-operatório e para a sexta semana foi aplicada uma carga de 196,00 N (20,00 Kg) [3, 17] e de 2.200,00 N [18], respectivamente.

A primeira análise refere-se à primeira semana do pós-operatório quando o calo preenche 20,00% da cunha, mas nós consideramos a cunha quase vazia (10,00%). [3] A segunda análise refere-se à sexta semana quando o calo preenche 50,00% da cunha. [8] Todas as cargas foram aplicadas em relação ao eixo longitudinal do osso, em que 60,00% destas cargas foram aplicadas no côndilo medial e 40,00% no côndilo lateral. Apenas na segunda análise, um momento de 5,00Nm foi aplicado junto com as cargas compressivas. A fixação do conjunto foi aplicada na superfície distal da tíbia em todos os graus de liberdade.

O MIF foi definido como a diferença do deslocamento entre os pontos A e B na porção anterior e pela diferença entre os pontos C e D na porção posterior do calo. O MIF axial foi calculado em relação ao eixo X da coordenada local do calo. Enquanto o MIF cisalhante foi calculado em relação ao eixo Y da coordenada local do calo (Fig. 3)

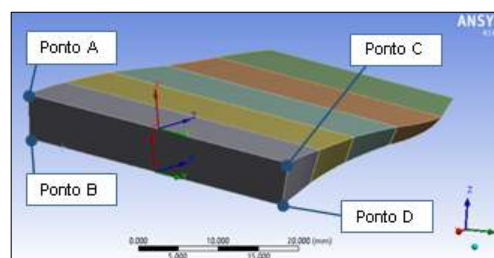


Figura 3: Perspectiva da geometria do calo ósseo criada a partir da osteotomia. O MIF foi definido como a diferença do deslocamento entre os pontos A e B na porção anterior e pela diferença entre os pontos C e D na porção posterior do calo.

Resultados

A tensão máxima na NPO (362,62MPa) foi 57,08% maior que a PTR (230,85MPa) e 23,47% maior que a PTC (293,70MPa). Todos os componentes metálicos do conjunto (implantes e parafusos) ficaram abaixo da tensão de ruptura da liga de titânio. (Fig.4)

Em todas as configurações os deslocamentos totais do modelo do tecido ósseo foram similares, apresentando diferenças centesimais. A configuração da NPO apresentou deslocamento do tecido ósseo de 1,37mm, a configuração PTC apresentou deslocamento de 1,35mm. A configuração PTR apresentou deslocamento do tecido ósseo de 1,30mm. Em um estudo comparativo a tibia intacta apresentou uma deformação de 1,37mm com padrão similar às configurações com osteotomia. (Fig. 5)

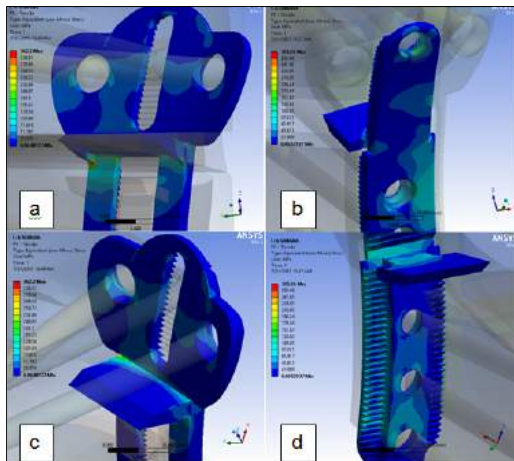


Figura 4: Tensões na placa inferior na NPO: (a) arredondamento inferior ao dente frontal; (c) face superior do dente frontal. Tensões na placa superior da NPO: (a) arredondamento do furo superior; (b) extremidade dos dentes serrilhados inferiores.

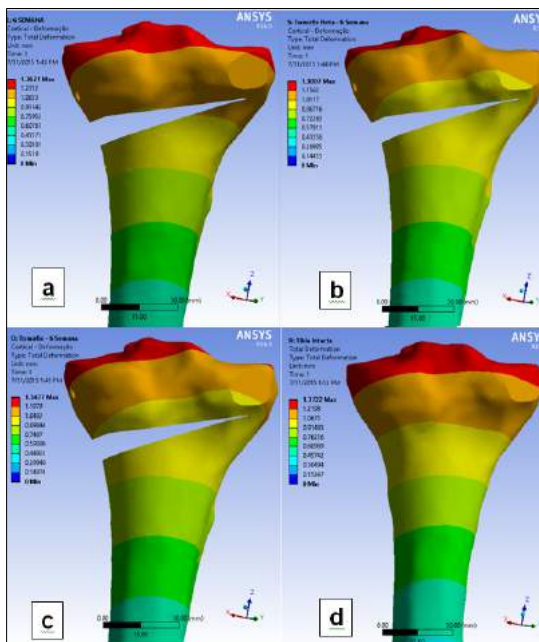


Figura 5: Distribuição do deslocamento total ao longo da geometria do tecido ósseo cortical com a NPO(a); placa T reta (b); placa T curva (c) e da tibia intacta (d).

Para o caso da primeira semana do pós-operatório as configurações que apresentaram maiores MIF axiais foram a PTC e PTR com 233,70 μ m e 233,68 μ m na extremidade CD. O MIF axial da NPO foi de 169,58 μ m na extremidade AB e 218,14 μ m na extremidade CD. Nos modelos referentes à sexta semana, o MIF axial da

PTR foi de 136,92 μ m (extremidade AB) e de 314,47 μ m (extremidade CD), na PTC o MIF axial foi de 154,33 μ m (extremidade AB) e de 310,31 μ m (extremidade CD). Para a NPO o MIF axial foi de 165,20 μ m na extremidade AB e 284,01 μ m na extremidade CD.

Quanto ao movimento de cisalhamento, na primeira semana do pós-operatório as configurações não apresentaram valores de deslocamentos que alteraram a distância entre os pontos AB e CD. Nos modelos referentes a sexta semana, o MIF de cisalhamento da PTR foi de 92,89 μ m (extremidade AB) e de 87,49 μ m (extremidade CD), na PTC o MIF de cisalhamento foi de 78,40 μ m (extremidade AB) e de 77,67 μ m (extremidade CD). Para a NPO o MIF de cisalhamento foi de 47,52 μ m na extremidade AB e 50,82 μ m na extremidade CD.

Discussão e considerações finais

Segundo os resultados obtidos na análise, a NPO apresentou regiões de baixa tensão de von Mises. Nestas regiões, existe a possibilidade de diminuir a espessura da placa sem haver a perda de sua funcionalidade. A possibilidade da redução de material também apresenta vantagens biológicas, pois reduz a quantidade de corpo estranho em contato com os tecidos biológicos.

Os valores de tensão máxima da PTR e da PTC foram proporcionais aos trabalhos de Izaham et al [19] e Yáñez et al. [14]. A diferença entre os valores de tensão máxima entre a PTR e a PTC ocorreu devido à curvatura da PTC. No caso da NPO e da PTR as tensões dos parafusos (232,30Mpa e 240,97MPa) foram similares ao trabalho de Luo et al. [11].

A diferença entre os valores das tensões máximas e os padrões destas tensões da tibia intacta e das tíbias com os implantes se deve à tendência de fechamento da cunha, onde a porção intacta da tibia, os implantes e os parafusos impedem este movimento, gerando a tensão na superfície de contato entre estes componentes.

Em todos os casos, houve uma redução do MIF entre os pontos AB quando comparamos a primeira e a sexta semana, enquanto que o MIF entre os pontos CD aumentou. Esta comparação entre semanas pode gerar dúvidas, pois analisando pontualmente não fica claro como a geometria do calo se deslocou em ambos os casos. O que precisamos levar em conta é que os pontos do MIF para a primeira semana são em locais diferentes (10% da cunha) dos pontos da sexta semana (50% da cunha). E a região de 10% da cunha na sexta semana apresentou valores de MIF maiores do que a mesma região da primeira semana. Isto se deve ao fato de que quanto mais próximo da porção intacta, maior será o MIF da cunha e quanto mais próximo do implante menor será o MIF da cunha.

Em comparação com outros estudos [20, 21], a diferença dos valores do MIF axial foi alta, principalmente nas primeiras semanas. Esta diferença se deve ao fato de que as osteotomias realizadas nestes estudos são osteotomias totais e não parciais, onde há uma porção intacta do córtex lateral. Através de

modelos de elementos finitos, Blecha et al. [22] obteve valores de micromovimento maiores do que os valores obtidos para a NPO e para as outras duas placas.

Nas duas condições do pós-operatório os valores dos deslocamentos axiais AB e CD apresentaram valores inferiores e superiores a 0,2mm. Valores acima de 0,2mm aumentam a proliferação de calo ossificado. [23] Segundo os valores de deformação, a proliferação de calo ósseo na primeira semana seria dificultada em algumas regiões, pois ultrapassaram o valor limite de 10% de deformação. Na sexta semana, as deformações da NPO permaneceram entre 2% e 10%, o que segundo Plecko et al. [23] e Kim et al. [24] favorece a diferenciação dos tecidos. Regiões onde os valores de MIF e deformação ultrapassaram os limites toleráveis podem ter sua cicatrização será retardada e um aumento de tecido fibroso.

No caso do movimento de cisalhamento os resultados ainda são controversos [25]. Isto dificulta uma conclusão sobre como os valores MIF de cisalhamento calculados afetam a cicatrização óssea.

Quando utilizamos parâmetros de entrada para a simulação similares aos de outros estudos [16, 18, 19, 22], a NPO forneceu uma rigidez ao sistema similar aos resultados das placas T que apresentaram valores de tensões próximos a outros estudos [14, 19].

Quanto ao MIF de cisalhamento, a NPO apresentou valores menores do que os da PTC e PTR, sugerindo que o conjunto do novo implante com o osso possui uma rigidez de cisalhamento maior que as outras placas.

Em relação ao MIF axial, na primeira semana do pós-operatório os valores dos deslocamentos AB e CD apresentaram regiões que permitem e outras que dificultam a proliferação de calo ósseo. Na sexta semana, as deformações da NPO permaneceram entre valores toleráveis que favorecem a diferenciação dos tecidos.

Apesar deste ser um estudo estático comparativo foi possível aprimorar o projeto da NPO evitando o superdimensionamento em regiões de baixa tensão. É também é fundamental compreender o novo ambiente mecânico imposto pelos implantes, a fim de reduzir o tempo do pós-operatório. Entretanto, independentemente da NPO ser uma placa temporária, é importante um teste físico cíclico, assim como outros testes dinâmicos para estudar o comportamento de suas partes.

Referências

- [1] Pape D, Rupp S. Preoperative planning for high tibial osteotomies. *Operative Techniques in Orthopaedics*. vol. 17; p. 2-11.
- [2] Puddu G et al. Technique and outcomes of opening wedge high tibial osteotomy. *Seminars in Arthroplasty*. vol. 18; 2007; p. 148-155.
- [3] Staubli AE. Open-wedge high tibial osteotomy with a locking plate (TomoFix) for treatment of medial monocompartment osteoarthritis. *Operative Techniques in Orthopaedics*. vol. 21; 2011; p.156-162.
- [4] Ribeiro CH et al. Consolidação da osteotomia valgzante proximal da tibia com cunha de abertura fixada com placa "calço" de Anthony®. *Acta Ortopédica Brasileira*. vol. 16; 2008; p. 284-286.
- [5] Amendola A, Panarella L. High tibial osteotomy for the treatment of unicompartmental arthritis of the knee. *Orthopedic Clinics of North America*. vol. 36; 2005; p. 497-504.
- [6] Dugdale TW, Noyes FR, Styer D. Preoperative planning for high tibial osteotomy. The effect of lateral tibiofemoral separation and tibiofemoral length. *Clinical Orthopaedics*. vol. 274; 1992.
- [7] Niemeier P et al. Two-Year Results of open-wedge high tibial osteotomy with fixation by medial plate fixator for medial compartment arthritis with varus malalignment of the knee. *Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic & Related Surgery*. vol. 24; 2008; p. 796-804.
- [8] Brosset T et al. Opening wedge high tibial osteotomy performed without filling the defect but with locking plate fixation (TomoFix) and early weight-bearing: prospective evaluation of bone union, precision and maintenance of correction in 51 cases. *Orthop Traumatol Surg Res*. vol. 97; 2011.
- [9] Spahn G et al. Biomechanical investigation of different internal fixations in medial opening-wedge high tibial osteotomy. *Clinical Biomechanics*. vol. 21; 2006; p. 272-278.
- [10] Golovakha ML et al. Comparison of theoretical fixation stability of three devices employed in medial opening wedge high tibial osteotomy: a finite element analysis. *BMC Musculoskeletal Disorders*. v. 15, p. 230-230.
- [11] Luo CA et al. Stress and stability comparison between different systems for high tibial osteotomies. *BMC Musculoskeletal Disorders*. v. 14; 2013; p. 8.
- [12] OsiriX. DICOM sample image sets. Available: <http://www.osirix-viewer.com/datasets/>
- [13] Yousif AE and Aziz MY. Biomechanical analysis of the human femur bone during normal walking and standing up. *IOSRJEN*. vol. 2; 2012; p. 6.
- [14] Yánez A et al. Análisis mecánico comparativo de los dispositivos quirúrgicos para la osteotomía proximal de tibia. Presented at the 8º Congreso Ibero Americano de Ingenieria Mecanica. Cusco; 2007.
- [15] Wehner T et al. Prediction of the time course of callus stiffness as a function of mechanical parameters in experimental rat fracture healing studies - a numerical study. *PLoS ONE*. vol. 9; 2014; p. 16.
- [16] Samiezadeh S et al. On optimization of a composite bone plate using the selective stress shielding approach. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*. vol. 42; 2015; p. 138-153.
- [17] Heerwaarden RV, Koning P, Haven IBVDH. Rotational osteotomies of the femur and the tibia. In: Lobernhoffer P et al. *Osteotomies around the Knee: Indications-Planning-Surgical Techniques using Plate Fixators*. 1st: TAC, 2008.
- [18] Completo A, Fonseca F, Simões, JA. Modelo numérico e experimental da tibia intacta e com componente tibial da prótese do joelho. *Mecânica Experimental*. v. 12; 2006; p. 22.
- [19] Izaham RMAR et al. Finite element analysis of Puddu and Tomofix plate fixation for open wedge high tibial osteotomy. *Injury*. v. 43; n. 6; 2012; p. 898-902.
- [20] Claes LE, Heigele CA. Magnitudes of local stress and strain along bony surfaces predict the course and type of fracture healing. *Journal of Biomechanics*. vol. 32; 1999; p. 255-266.
- [21] Lacroix D, Prendergast PJ. A mechano-regulation model for tissue differentiation during fracture healing: analysis of gap size and loading. *Journal of Biomechanics*. v. 35; n. 9; 2002; p. 1163-1171.
- [22] Blecha LD et al. How plate positioning impacts the biomechanics of the open wedge tibial osteotomy; a finite element analysis. *Comput Methods Biomech Biomed Engin*. vol. 8; 2005; p. 7.
- [23] Plecko M et al. The dynamisation of locking plate osteosynthesis by means of dynamic locking screws (DLS) - An experimental study in sheep. *Injury*. v. 44; n. 10; 2013; p. 1346-1357.
- [24] Kim SH, Chang SH, Jung HJ. The finite element analysis of a fractured tibia applied by composite bone plates considering contact conditions and time varying properties of curing tissues. *Composite Structures*. v. 92; n. 9; 2010; p. 2109-2118.
- [25] Augat P et al. Shear movement at the fracture site delays healing in a diaphyseal fracture model. *J Orthop Res*. vol. 26; 2003; p. 7.

STIMSHIELD – SHIELD PARA ARDUÍNO UNO® COM DOIS CANAIS DE ESTIMULAÇÃO ELÉTRICA NEUROMUSCULAR

Renato G. Barelli, Rodrigo G. G. Piva, Rodrigo Prior Bechelli, e Maria Claudia F. Castro

Centro Universitário da FEI, São Bernardo do Campo, Brasil
e-mail: renato.barelli@gmail.com, mclaudia@fei.edu.br

Resumo: O crescente interesse de estudantes pela plataforma livre e mundialmente conhecida Arduino, motivou o desenvolvimento de um circuito eletrônico configurável nos moldes de um *shield*. Aplicações em sistemas de Estimulação Elétrica Neuromuscular, atraem tanto do ponto de vista educacional, em função das possibilidades de configurações, quanto à aplicação em reabilitação. O circuito proposto dispõe de dois canais de estimulação independentes, controlados em corrente constante, possibilitando também o cascadeamento de até oito canais. São gerados pulsos bifásicos, com largura de 300 μ s, e frequência 20Hz, configuráveis por *software*.

Palavras-chave: Arduino, Estimulação Elétrica Neuromuscular, *Shield*.

Abstract: *A growing interest among students for the free and worldwide known Arduino, motivated the development of this shield configurable integrated circuit. Electrical Neuromuscular Stimulation is a research field that attracts educational and rehabilitation initiatives. The proposed circuitry provides two constant current independent stimulation channels with up to eight channels cascade integration. The output signal consist of biphasic pulses, of 300 μ s width and 20 Hz frequency.*

Keywords: *Arduino, Neuromuscular Electrical Stimulation, Shield*

Introdução

A reabilitação de lesados medulares, através de Estimulação Elétrica Neuromuscular (EENM), tem sido frequentemente foco de estudo de engenheiros voltados à área de Engenharia Biomédica. A EENM pode ser utilizada em aplicações de reabilitação para paraplégicos e tetraplégicos [1, 2, 3, 4], hemiplégicos [5, 6], em fisioterapia [7], condicionamento muscular [8], dentre outras vertentes destes tópicos. Diversos estudos na área utilizam a forma de onda bifásica simétrica para estimulação [1, 2], a fim de evitar irritações na pele [9], e com controle em corrente constante, dadas as vantagens que esta metodologia apresenta, tais como manter nível de estimulação constante, independente da impedância entre o eletrodo e a pele do indivíduo [9].

Nos últimos anos, a plataforma universal Arduino têm feito parte de diversos projetos de graduação, e até mesmo pós-graduação em escolas de engenharia. Trata-

se de um *hardware* livre, com vasta gama de *shields* (placas conectáveis a placa principal onde se encontra o microcontrolador da plataforma Arduino), extenso repositório de exemplos de *software* e fóruns correlatos, fazem do Arduino uma opção cada vez mais sólida para o desenvolvimento de soluções eletrônicas [10].

Em vista da repetibilidade de projetos ou estudos nesta área, onde comumente se desenvolve desde o início todo o *hardware* responsável por gerar a estimulação, surgiu a ideia de criar e validar um *hardware* universal, que seja simples, eficiente e robusto, e que possa atender à crescente demanda dos diferentes projetos da área.

Para tanto, propõe-se com este artigo um *shield*, cujo intuito é uniformizar o *hardware* de estimuladores elétricos neuromusculares em futuros projetos na instituição, que dispõe de 2 canais independentes de estimulação, com forma de onda bifásica simétrica, e controle por corrente constante. O conjunto dispõe de uma fonte própria de alta tensão, a partir da qual os pulsos são gerados, sendo que cada um dos canais de estimulação dispõe ainda de proteção contra curto-circuito, protegendo-os contra descuidos na utilização.

Materiais e métodos

O circuito do *shield* baseia-se em dois canais de estimulação não isolados entre si via *hardware* e uma fonte própria de 80Vdc.

Os canais são controlados através de dois sinais de modulação por largura de pulso (*Pulse Width Modulation* ou PWM), que convertidos em uma tensão DC (tensão em corrente contínua) variável de 0 a 5V, proporcional ao seu ciclo de trabalho (*duty cycle*) de 0 a 100%, controlam a amplitude dos pulsos de saída, de 0 até a amplitude máxima fornecida pela fonte, operando em corrente constante.

Em havendo a necessidade de isolamento entre os canais, um simples artifício de *software* pode atender a este quesito, que é realizar o acionamento dos canais de forma defasada. Assim, a alta impedância dos transistores MOSFET da ponte desligada, impede que níveis relevantes de corrente circulem. Na figura 1, é ilustrado o esquema com dois canais, sendo que um está conduzindo corrente na carga B, enquanto o outro está completamente aberto, mantendo a carga A isolada da fonte de tensão.

A onda bifásica simétrica é gerada a partir de uma ponte H com transistores do tipo MOSFET, dispondo de

controle em corrente constante através de um regulador de baixa queda direta (*Low Drop Out* ou LDO), regulando a tensão necessária para se obter a corrente desejada, e corrigindo-se rapidamente às eventuais mudanças de valor da carga.

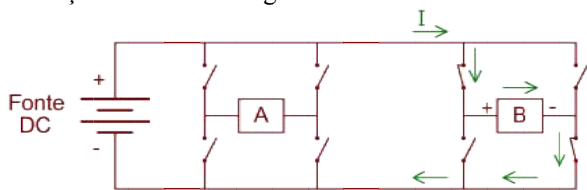


Figura 1: Exemplificação da isolamento entre canais, através do sequenciamento de ativação.

O regulador LDO é baseado na leitura da corrente atual através de um pequeno resistor *shunt* (resistor responsável por extrair uma amostra de corrente), cujo valor de 10Ω possibilita perdas irrisórias de potência, da ordem de poucos miliwatts.

Através de um simples filtro passivo, RC, de 1º ordem em configuração passa-baixa, um sinal de PWM gerado pelo Arduino, com frequência da ordem de 10kHz, e *duty cycle* variável, é transformado em uma tensão analógica proporcional de 0 a 5V, que será utilizado como referência para o regulador.

O regulador LDO, a partir da fonte de alta tensão, bem como do sinal de PWM, dosa a tensão que chega à ponte H, podendo controlar sua amplitude de 0 a 100%, dependendo do sinal de controle e das variações no valor da carga. Vale ressaltar que o valor nominal de carga é de $1k\Omega$, por ser aproximadamente a impedância oferecida pela pele humana, em aplicações de estimulação elétrica não invasiva [9].

A fonte de alta tensão desenvolvida, é exibida resumidamente na figura 2, e baseia-se em eletrônica de estado sólido operando em 100kHz, gerando 80V a partir da topologia *boost* (subidor de tensão), em um controlador MC34063. O *shield* dispõe de entrada de alimentação a partir de um conector Jack P4, no qual uma fonte de 12Vdc é conectada, alimentando tanto o *shield* quanto o próprio Arduino. Esta entrada possui ainda proteção contra inversão de polaridade, e o uso de uma fonte isolada para a alimentação do sistema garante segurança elétrica, protegendo o indivíduo contra possíveis correntes de fuga.

A fonte de 80V, dispõe de potência de saída de cerca de 6,5W contínuos, operando confortavelmente no *shield*, dadas as baixas frequências (20 a 30Hz) e larguras de pulso (em torno de $300\mu s$) envolvidas na EENM [1, 2, 3].

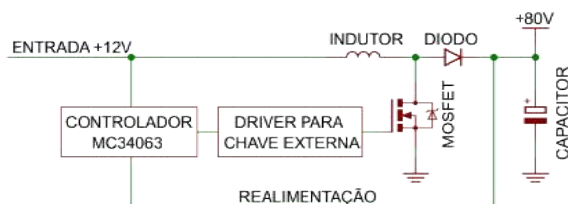


Figura 2: Diagrama da fonte de alta tensão.

Resultados

O *shield* foi desenvolvido para possibilitar conexão direta com a plataforma Arduino em sua versão Uno, e indiretamente com as demais versões, desde que feita a interligação dos respectivos pinos através de cabos. Uma ilustração do conjunto integrado é exibida na Figura 3. O desenvolvimento permite o cascadeamento de 4 *shields*, totalizando 8 canais de estimulação, que podem ser isolados entre si, desde que o acionamento dos mesmos seja defasado, e não simultâneo.

A interface de controle é bastante flexível, podendo ser utilizada para esta finalidade a porta serial do Arduino, bem como uma interface de teclas e *display* de cristal líquido, uma vez que o Stimshield mantém livre os pinos comumente utilizados por estes *shields* comerciais.

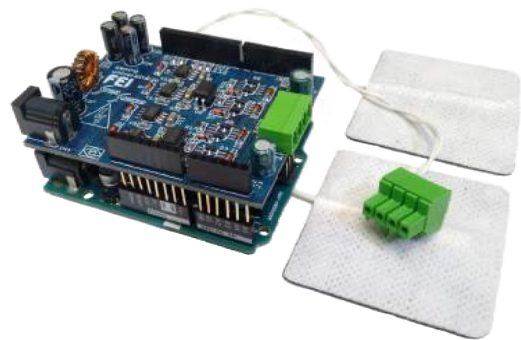


Figura 3: Integração do Stimshield com o Arduino Uno.

Qualquer que seja a interface construída para controle do *shield*, têm-se como parâmetros importantes o valor máximo de amplitude, determinado pelo PWM enviado a cada canal, bem como tempos de subida e descida de cada um deles. Na Figura 4, é ilustrada uma rampa de subida com duração em torno de 900ms obtida nos testes do circuito, tendo como carga um resistor de $1k\Omega$, mostrando o incremento de amplitude até alcançar o valor máximo estipulado.

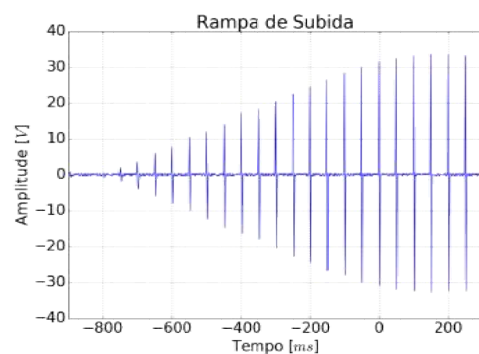


Figura 4: Rampa de subida.

Conforme mencionado em [1, 2, 3, 4], a largura de pulso adequada para a EENM é de aproximadamente $300\mu s$, tanto em alto quanto em baixo, para pulsos bifásicos simétricos, conforme ilustrado, na Figura 5. A frequência utilizada é de 20Hz, uma vez que tanto ela

quanto a largura de pulso estão intimamente relacionados à força de contração obtida, bem como o tempo até a fadiga ocorrer [1, 2, 9].

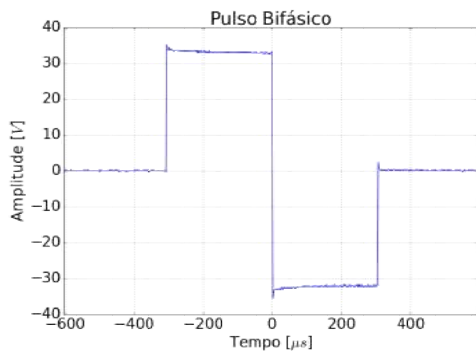


Figura 5: Pulso bifásico simétrico.

Para a análise de incerteza expandida dos parâmetros frequência e amplitude, foram levantados 3 conjuntos de 4 medições de cada parâmetro em um osciloscópio Agilent DSO-X 3012A, realizando os cálculos posteriormente em Python. Para frequência ajustada em 20Hz e amplitude em 30Vp, obteve-se valores de $19,85\text{Hz} \pm 35,7\text{mHz}$, e $29,98\text{V} \pm 0,443\text{V}$.

No *software* básico, desenvolvido para a avaliação do circuito, fez-se uso de uma interrupção de *timer* (temporizador) responsável por fazer a contagem de tempo, bem como controlar a ponte H, gerando a forma de onda com as temporizações adequadas, tanto de largura de pulso quanto na frequência.

Na rotina principal do *software*, faz-se apenas a leitura das entradas de sinal, alterando os valores dos PWM's responsáveis por controlar a amplitude de cada canal.

Com o *software* base sendo feito desta forma, torna-se fácil a programação para realizar sequências de acionamento, dado que toda a temporização dos pulsos está sendo feita de forma automática pela interrupção de *timer*. Tomando ele por base, o desenvolvedor precisa apenas cuidar da leitura de sensores, ou quaisquer outras formas de entrada de dados no circuito, e os valores de PWM para definir as amplitudes dos pulsos gerados.

Um fluxograma com o funcionamento básico do *software* é ilustrado nas Figuras 6 e 7.

Discussão

A principal motivação para o desenvolvimento deste dispositivo foi a aplicação em estudos correlatos de EENM. Em diversas pesquisas, diferentes soluções de *hardware* e *software* foram utilizadas e aplicadas ao longo dos últimos 15 anos [9, 11].

Em função deste grande número de desenvolvimentos específicos, foi observada uma baixa repetição ou padronização entre os diversos pesquisadores, e seus respectivos problemas e soluções.

O conhecimento era transferido, mas as soluções técnicas e desenvolvimentos de *hardware* e *software*

não. Dessa forma, parte dos problemas de criação e aplicação de *hardware* e *software*, eram repetidos nos diversos equipamentos desenvolvidos.

Nos últimos anos, com os movimentos de *hardware* aberto e *software* livre, surgiu a ideia de unificar o conhecimento acumulado pelo laboratório, e produzir um equipamento que pudesse ser utilizado nas diversas pesquisas, que fosse de baixo custo, e de simples aplicação, e dessa forma, evoluir com um conhecimento técnico que possa ser transferido para os pesquisadores.

Entre os objetivos secundários foi observado: a necessidade de fomentar a contribuição destes pesquisadores ao projeto, o uso de dispositivos de baixo custo, a simplicidade de reprodução e de expansão do *hardware* de estimulação.

Poucos pesquisadores e estudantes de engenharia têm a oportunidade de colaborar em projetos de *software* e *hardware* no decorrer de sua formação. Esta contribuição é importante para a formação e posterior entrada no mercado de trabalho, ou projetos de pesquisa.

A adoção de um sistema de controle, que também pudesse ser utilizado de forma aberta e modificável, e com baixo custo de reprodução, também foi levado em consideração no desenvolvimento do dispositivo. Por este motivo foi desenvolvida a integração do dispositivo

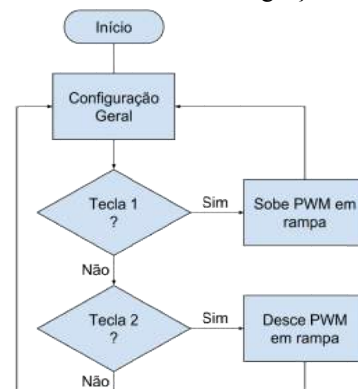


Figura 6: Fluxograma da interrupção de timer.

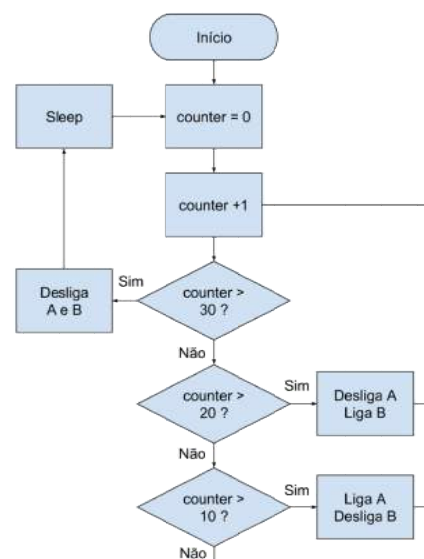


Figura 7: Fluxograma da interrupção de timer.

no formato de um *shield* que é inserido em um *hardware* Arduino.

O *shield* possui uma funcionalidade interessante, que é a capacidade de integrar diversos dispositivos em um único Arduino, e esta característica também foi considerada no projeto de forma a possibilitar a expansão de canais de estimulação controlados, por um único sistema e adição de outros tipos de *shield*, como uma interface de teclas ou *display* de cristal líquido.

Além do potencial educacional e de pesquisa, dentro do âmbito acadêmico, o Stimshield pode ser utilizado em aplicações práticas, uma vez que seus parâmetros podem ser facilmente alterados no software para se obter uma característica específica.

Pode-se, por exemplo, utilizá-lo em seções de fisioterapia, onde se pretenda condicionar uma musculatura específica de um indivíduo, obtendo-se fortalecimento muscular.

Aplicações que exijam até dois canais, podem ser abrangidas com o conjunto Arduino/Stimshield, como por exemplo em hemiplegia, onde, dentre outros problemas, o indivíduo pode apresentar fraqueza na dorsiflexão do pé [6], implicando no arraste ao caminhar. Em casos como estes, pode-se utilizar sensores para detectar o momento exato da marcha onde a dorsiflexão ocorreria, e estimular a musculatura responsável para que ela ocorra, possibilitando, assim, a reabilitação, ainda que em partes, da marcha do indivíduo.

Conclusão

Foi realizado o desenvolvimento e avaliação de um *shield* para a plataforma aberta Arduino, com o intuito de exercer estimulação elétrica neuromuscular, através de dois canais independentes, controlados em corrente constante. O *shield* em questão pode ser cascadeado para se obter até oito canais independentes, enquanto o *software* base foi planejado para oferecer ao desenvolvedor a máxima facilidade de uso.

O *shield* desenvolvido, servirá como ferramenta e plataforma, para estudos e pesquisas na área de estimulação elétrica neuromuscular, podendo adicionalmente ser empregado em aplicações práticas, tanto em fisioterapia quanto em reabilitação.

Consolidada a solução de engenharia, o circuito poderá ser moldado para outras versões de Arduino, concentrando um maior número de canais, bem como disponibilizando circuitos para condicionamento de sinais de sensores, utilizados nas aplicações práticas. No ambiente acadêmico, o projeto possui potencial para fomentar novas pesquisas voltadas à estimulação elétrica neuromuscular, contribuindo com a pesquisa científica. Divulgando os primeiros resultados da validação, possibilita-se, às próximas pesquisas, mais praticidade, robustez e facilidade de programação.

Agradecimentos

Os autores gostariam de agradecer o Centro Universitário da FEI e a CAPES (Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior).

Referências

- [1] Rupp R, Kreilinger A, Rohm M, Kaiser V, Muller-Putz GR. Development of a non-invasive, multifunctional grasp neuroprosthesis and its evaluation in an individual with a high spinal cord injury. In: Proc. 34th Annu. Int. Conf. IEEE Eng. Med. Biol. Soc. EMBC; San Diego, CA, USA, 2012. p. 1835–1838.
- [2] Prochazka A, Gauthier M, Wieler M, Kenwell Z. The bionic glove: An electrical stimulator garment that provides controlled grasp and hand opening in quadriplegia. Arch. Phys. Med. Rehabil. 1997; 78(6): 608–614.
- [3] Popović D, Stojanović A, Pjanović A, Radosavljević S, Popović M, Jović S, Vulović D. Clinical evaluation of the Bionic Glove. Arch. Phys. Med. Rehabil. 1999; 80(3):299–304.
- [4] Castro MCF. Desenvolvimento e aplicação de um sistema para reabilitação sensoriomotora de membros superiores paralisados [Dissertação]. Campinas: Universidade Estadual de Campinas; 2000.
- [5] Bioness H200 Wireless Advertisement. Bioness Inc. [internet]. 2011 [cited 2016 Apr 01]. Available from: <https://goo.gl/25TK5z>.
- [6] Chae J, Sheffler LR, Knutson JS. Neuromuscular Electrical Stimulation for Motor Restoration in Hemiplegia. Top. Stroke Rehabil. 2008; 15(5):412–426.
- [7] Carty A, McCormack K, Coughlan GF, Crowe L, Caulfield B. Increased Aerobic Fitness After Neuromuscular Electrical Stimulation Training in Adults With Spinal Cord Injury. Arch. Phys. Med. Rehabil. 2012; 93(5):790–795.
- [8] Levin O, Mizrahi J, Gornish M, Isakov E. Muscle Strength and Geometrical Changes in a Paralyzed Muscle Following FES. Hong Kong Physiother. J. 2000; 18(1):3–11.
- [9] Broderick B, Breen P, Ólaighin G. Electronic stimulators for surface neural prosthesis. J. Autom. Control. 2008; 18(2):25–33.
- [10] D'Ausilio A. Arduino: A low-cost multipurpose lab equipment. Behav. Res. Methods. 2012; 44(2):305–313.
- [11] Castro, MCF, Cliquet Jr A. Artificial Sensorymotor Integration in Spinal Cord Injured Subjects through Neuromuscular and Electrotactile Stimulation. Artificial Organs. 2000; 24:710-717.

SISTEMA DE TRANSFERÊNCIA DE ENERGIA SEM FIO EM IMDs FRENTE AO POSICIONAMENTO DO ENLACE INDUTIVO

L. R. Garcia*, P. J. Abatti*

* Universidade Tecnológica Federal do Paraná, Curitiba, Brasil
e-mail: lukas.ricken@gmail.com

Resumo: Muitos sistemas de transferência de energia sem fio (WPT) aplicados em dispositivos médicos implantáveis utilizam um enlace magnético contendo apenas 2 bobinas. Nestes sistemas, a identificação do posicionamento relativo das mesmas após sua implantação é de grande importância. Ela permite, por exemplo, melhorar o processo de recarga da bateria interna, uma vez que a posição relativa das bobinas envolvidas influencia diretamente a relação eficiência/potência transferida do WPT. Visando o desenvolvimento de um método de identificação da posição relativa da bobina implantável apenas monitorando o dispositivo externo, avaliou-se o comportamento do ponto de máxima transferência de potência (MPT) para diferentes distâncias. Observou-se que a curva de MPT aproxima-se de uma parábola centrada no ponto coaxial entre as bobinas, indicando ser uma característica promissora para o desenvolvimento de um sistema para monitorar a posição relativa das mesmas. **Palavras-chave:** Dispositivos médicos implantáveis, transferência de energia sem fio, sistema de posicionamento.

Abstract: Many wireless power transfer systems (WPT) applied to implantable medical devices employ a magnetic link containing only two coils. In these systems, the identification of the relative position of the coils after its implantation it is of great importance. It allows, for example, improve the process of recharging the internal battery, since the relative position of coils involved directly influences the relation efficiency/power transferred from WPT. For the development of a relative position identification method of implantable coil only monitoring the external device, was evaluated the maximum power transfer point behavior (MPT) for different distances. It was observed that the MPT curve approximates a parabola centered coaxially between the coils, indicating a promising characteristic for the development of a system for monitoring the relative position thereof.

Keywords: implantable medical devices, wireless transfer systems, positioning system.

Introdução

Os dispositivos médicos implantáveis (IMDs) são utilizados nas mais diversas áreas da medicina, tanto para proporcionar um auxílio ao diagnóstico de forma eficiente ao monitorar parâmetros e sinais biológicos,

quanto para uso terapêutico ao estimular tecidos ou órgãos. Atualmente há implantes cocleares, marcapassos, estimuladores gástricos, dispositivos que coletam dados da temperatura corporal, da força muscular, da pressão sanguínea e níveis de glicose no sangue [1-3].

Esses dispositivos podem ser classificados em ativos ou passivos, de acordo com a forma que se é disponibilizada a energia para o funcionamento do mesmo. No caso, os IMDs ativos são equipados com uma fonte de energia elétrica e os IMDs passivos são alimentados por meio de uma fonte externa, geralmente via acoplamento magnético.

Apesar da maior eficiência energética dos dispositivos ativos, o uso de bateria em um IMD requer sua eventual substituição, e assim, um novo procedimento cirúrgico. Para minimizar este problema, diversas pesquisas nas últimas décadas focaram no desenvolvimento de dispositivos de baixa potência para maximizar a autonomia dos implantes. Outra solução também amplamente estudada foi o uso de técnicas de transferência de energia sem fio (WPT) para recarregar a bateria do implante e assim aumentar sua vida útil.

Jeutter [4] foi um dos pioneiros ao apresentar o uso de um enlace indutivo formado por duas bobinas acopladas magneticamente como solução para recarregar a bateria de um dispositivo implantável. A partir de então, diversos outros trabalhos seguiram esta linha de pesquisa [1, 3, 5].

Com a evolução dos estudos verificou-se que o uso de enlaces indutivo para a transferência de energia apresenta algumas dificuldades. No caso de um enlace indutivo formado por duas bobinas, cuja primeira, localizada no dispositivo externo, transmite energia para a segunda, implantada no paciente, parâmetros como frequência de operação do enlace, dimensões, distância e orientação relativa das bobinas influenciam consideravelmente na eficiência de transferência de energia (η) e na potência entregue à carga (P_L) [6, 7].

Estes parâmetros fazem da posição relativa entre as bobinas uma das características fundamentais para a implementação de um WPT e conseqüentemente um processo de recarga mais rápido e estável. Todavia, determinar a posição relativa da bobina implantada não é uma tarefa simples. Primeiro porque em geral, o procedimento para implantar o referido dispositivo e sua bobina possui uma precisão limitada quanto ao local e posição em que será inserido. Além disso, com decorrer do tempo a bobina do dispositivo implantado pode movimentar-se nos possíveis espaços do corpo humano

alterando sua posição inicial. Portanto, o desenvolvimento de métodos para determinar a posição relativa da bobina implantada e assim permitir um maior controle e gerenciamento do processo de recarga da bateria se mostra interessante.

O presente trabalho tem como objetivo apresentar os princípios de um método para a determinação da posição relativa da bobina implantável a partir dos parâmetros elétricos avaliados na bobina externa. A análise teórica e os dados experimentais serão apresentados e discutidos em detalhes.

Materiais e métodos

Acoplamento magnético e indutância mútua – O coeficiente de acoplamento magnético k entre duas bobinas é definido pela relação entre a indutância mútua e suas respectivas autoindutâncias.

$$k = \frac{M_{ab}}{\sqrt{L_a L_b}} \quad (1)$$

na qual M_{ab} corresponde à indutância mútua e L_a e L_b são as autoindutâncias das bobinas. Em [8] foi apresentada uma formulação, baseada na fórmula de Neumann, para o cálculo da M_{ab} de duas bobinas mesmo que desalinhadas e inclinadas entre si (Figura 1). Em síntese trata-se da aplicação do vetor potencial magnético e da lei de indução de Faraday, gerando uma solução analítica para a indutância mútua. A solução geral desta equação só pode ser obtida de forma numérica, porém, para casos particulares é possível se obter uma solução analítica. Por exemplo, caso as bobinas estejam em planos paralelos e alinhadas (coaxiais) a solução se mostra bastante simples [9].

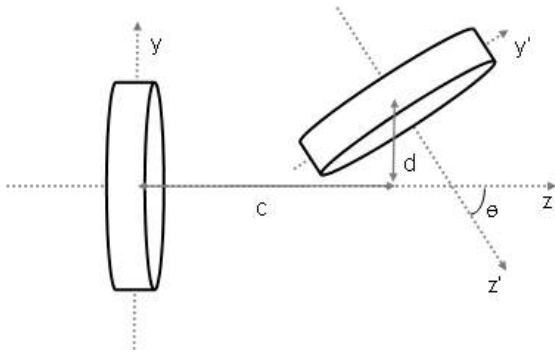


Figura 1: Disposição das bobinas do sistema WPT para uma situação geral.

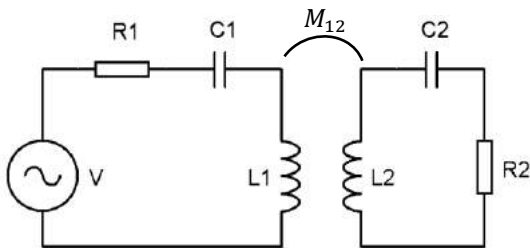


Figura 2: Esquemático de um sistema WPT com 2 bobinas.

Transferência de energia sem fio a duas bobinas – Em [7] foi apresentada uma derivação da máxima potência transmitida (MPT) para 2 e 4 bobinas. No caso, o sistema a duas bobinas ilustrado no diagrama da Figura 2, é composto por duas bobinas L_1 e L_2 em ressonância com os capacitores C_1 e C_2 , respectivamente. Vale ressaltar que L_1 corresponde então a bobina externa e L_2 a bobina implantada. R_1 é a soma das perdas dos componentes do primário e da resistência de saída da fonte de potência, e R_2 a soma das perdas dos componentes no secundário e a carga R_L em série ao circuito ressonante. Avaliando as perdas no primário e secundário pode-se determinar que a condição de MPT ocorrerá quando $P_1 = P_{2MAX} = \frac{v^2}{4R_1}$. Desta forma, pode-se determinar a relação entre a potência transmitida (P_2) pela potência máxima possível [7], fornecendo

$$\frac{P_2}{P_{2MAX}} = \frac{4R_1 R_2 \omega_0^2 M_{12}^2}{(R_1 R_2 + \omega_0^2 M_{12}^2)^2} \quad (2)$$

onde, M_{12} corresponde à indutância mútua entre as duas bobinas e ω_0 ($= \sqrt{L_1 C_1} = \sqrt{L_2 C_2}$) é frequência de ressonância do sistema dado em radianos por segundo.

Dividindo a potência transferida para R_2 pela potência total, a eficiência na transmissão de energia do sistema (η) pode ser calculada por:

$$\eta = \frac{\omega_0^2 M_{12}^2}{R_1 R_2 + \omega_0^2 M_{12}^2} \quad (3)$$

Seguindo o que a teoria clássica sobre máxima transferência ensina, a situação de MPT ocorrerá exatamente quando a eficiência for igual a 50% [7]. Avaliando em termos de corrente, pode-se afirmar que a corrente no primário também deverá ser igual a 50% da corrente máxima nesta situação específica de máxima transferência de potência.

Resultados e Discussões

Para viabilizar um estudo preliminar das características do enlace indutivo para transferência de energia sem fio, priorizou-se em projetar um enlace que alcançasse uma alta η e que o ponto de máxima transferência de potência fosse distante o suficiente para aumentar o grau de liberdade nos ensaios a serem realizados. Outra característica previamente definida foi o uso de bobinas circulares de apenas uma camada e com núcleo de ar, o que facilita sua implementação com características mais próximas às especificações requeridas pelo modelo utilizado.

Por meio do *software Matlab®*, foi implementado o modelo matemático do sistema de WPT, tanto para auxiliar o projeto das bobinas, quanto para comparar e corroborar os resultados obtidos experimentalmente.

Na parte experimental do projeto do enlace indutivo foi utilizado um analisador de impedância Agilent 4294A. Para as demais caracterizações do sistema WPT foram utilizados um gerador de função Tektronix CFG253 e um

osciloscópio de quatro canais Agilent MSO6034.

Após as devidas simulações, avaliação dos recursos disponíveis, confecção das bobinas e ajustes da frequência de ressonância do enlace, obteve-se as especificações apresentadas na Tabela 1.

Tabela 1: Especificações das bobinas projetadas

Especificação	Variável	Valor
Raio da bobina L_1	a	3,75 cm
Raio da bobina L_2	b	3,75 cm
Largura de L_1	l_a	13,8 cm
Largura de L_2	l_b	13,8 cm
Diâmetro do fio de L_1	d_{wa}	0,510 mm
Diâmetro do fio de L_2	d_{wb}	0,510 mm
Resistência Interna de L_1	R_1	2,20 Ω
Resistência Interna de L_2	R_2	2,15 Ω
Indutância de L_1	L_1	83,43 μH
Indutância de L_2	L_2	83,34 μH

Tendo em mente que o modelo utilizado é válido para um enlace cujo primário e secundário estão devidamente projetados para uma mesma ω_0 . É interessante utilizar capacitores de precisão e ainda se valer do uso do analisador de impedância para ajustar corretamente o valor de ω_0 tanto para o primário quanto para o secundário. No caso do sistema WPT projetado, utilizou-se capacitores com precisão de 1%, que medidos apresentaram capacitâncias de 1,498 nF e 1,500 nF para C_1 e C_2 , respectivamente.

A Tabela 2 apresenta os parâmetros experimentais do sistema WPT projetado. No caso, há alguns pontos que devem ser destacados, por exemplo: a tensão da fonte senoidal utilizada deve ser obtida em aberto, antes de conectar ao enlace; e para que seja possível mensurar a corrente no primário é inserido em série uma resistência de prova que em conjunto com as resistências dos componentes e da fonte formará a resistência total do primário R_1 , mostrado na Figura 2.

Tabela 2: Especificações do sistema de WPT

Especificação	Variável	Valor
Frequência de Ressonância	f_0	452 kHz
Tensão da fonte	V_s	7,65 V_{rms}
Resistência de prova	R_s	7,19 Ω
Resistência da fonte	R_v	47,7 Ω
Resistência de carga	R_L	6,56 Ω
Resistência total do primário	R_1	57,22 Ω
Resistência total do secundário	R_2	8,95 Ω

Os resultados estão mostrados na Figura 4. Esta primeira curva possui a finalidade de verificar a aproximação entre resultados experimentais e teóricos e

assim corroborar o modelo matemático utilizado.

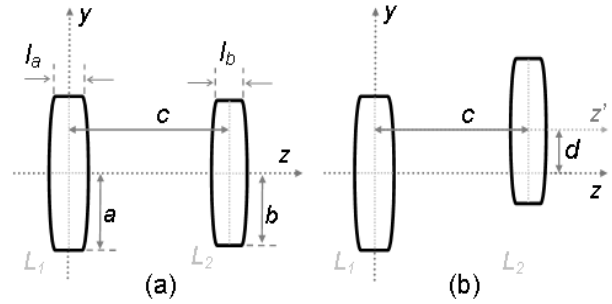


Figura 3: Disposição das bobinas do sistema WPT para uma movimentação no eixo z variando a distância c , θ fixo em 0° e (a) $d = 0$ mm e (b) $d > 0$ mm.

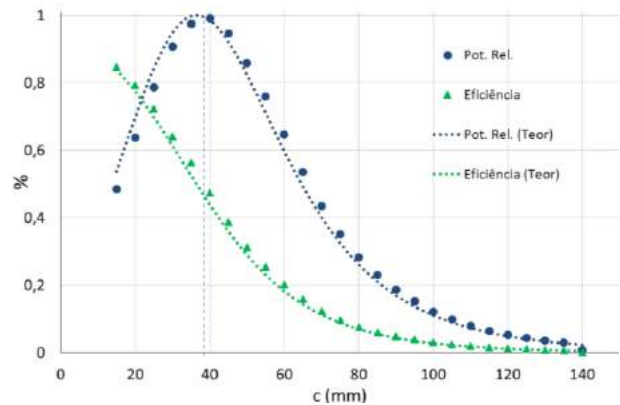


Figura 4: Eficiência e potência relativa do sistema WPT projetado para $\theta = 0^\circ$ e $d = 0$ mm.

Enquanto a Figura 4 apresenta o comportamento do sistema de WPT de acordo com a movimentação do eixo z variando a distância c , para um ângulo $\theta = 0^\circ$ e $d = 0$ mm (Figura 3a), a Figura 5 mostra o comportamento do mesmo para um determinado deslocamento $d = 30$ mm, também na condição de $\theta = 0^\circ$ (Figura 3b).

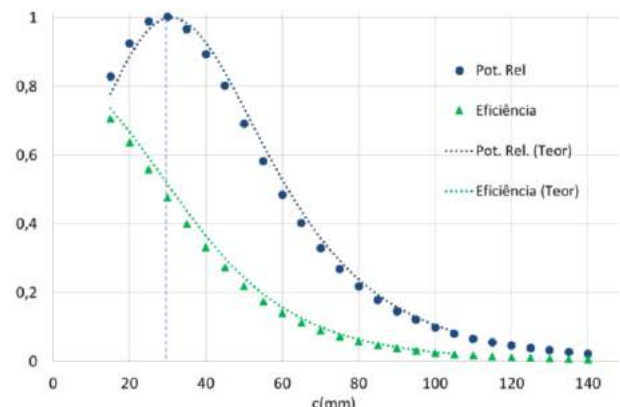


Figura 5: Eficiência e potência relativa do sistema WPT projetado para $\theta = 0^\circ$ e $d = 30$ mm.

Em uma primeira avaliação é possível observar que o ponto de MPT se desloca da posição inicial de 38 mm para aproximadamente 28 mm. A partir desta análise preliminar levantou-se a hipótese que o comportamento do ponto de MPT para diferentes posições pode ser uma

característica importante no desenvolvimento de um método para detectar o posicionamento da bobina no secundário.

Para tanto, utilizando de uma estrutura de testes confeccionada em madeira, movimentou-se a bobina do primário tanto no eixo y quanto no eixo z, com um ângulo fixo em 0° , e aferiu-se as distâncias d e c em que a situação de MPT ocorre, i.e., $\frac{P_2}{P_{2MAX}} = 1$ e $\eta = \frac{1}{2}$. Os pontos de MPT coletados experimentalmente e a simulação da situação descrita são apresentados na Figura 6.

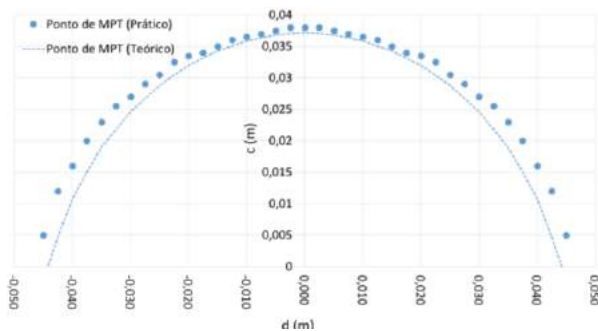


Figura 6: Curva prática e teórica da máxima transferência de potência frente a variação do eixo y e z com θ fixo em 0° .

É possível observar que o ponto de máxima transferência de potência adquire máxima distância em c quando d = 0, e a curva gerada pelos pontos se aproxima consideravelmente ($R^2 = 0,975$) de uma função de segundo grau. Esta característica pode ser obtida avaliando apenas a corrente no primário, monitorando o momento em que a mesma decresce a 50% da corrente máxima no primário, e descreve o ponto em que as duas bobinas se alinham, podendo ser uma característica chave no desenvolvimento de um sistema para a determinação da posição relativa da bobina implantada.

Conclusão

O presente trabalho mostrou um estudo preliminar das características de um sistema de WPT com duas bobinas frente a variação do posicionamento relativo das mesmas. Inicialmente, o trabalho introduziu o conceito de dispositivos médicos implantáveis, a importância e dificuldades em definir a posição de uma bobina implantável e o modelo matemático de um sistema de WPT. Tendo em vista a necessidade de observar características e singularidades que possibilitem desenvolver um método para a determinação da posição relativa das bobinas, avaliou-se o comportamento do ponto de MPT para diferentes valores no eixo y e z com um ângulo $\theta = 0^\circ$ e observou-se que a curva de MPT aproxima-se de uma parábola centrada em d = 0. Esta é uma característica interessante para detectar o alinhamento entre a bobina externa e interna, corroborando a hipótese apresentada e demonstrando a viabilidade do desenvolvimento de um sistema de

posicionamento de uma bobina implantada apenas monitorando o dispositivo externo. Trabalhos futuros incluem o estudo do comportamento da curva de MPT para outras situações de posicionamento relativo das bobinas.

Agradecimentos

O presente trabalho foi realizado com apoio do CNPq, Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico do Brasil (nº 132552/2015-9).

Referências

- [1] Campi T. *et al.* Wireless Power Transfer Charging System for AIMDs and Pacemakers. *IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques*. February 2016; 64(2):633-642.
- [2] Joung Y. Development of Implantable Medical Devices: From an Engineering Perspective. *International Neurology Journal*. 2013; 17:98-106.
- [3] Lim HG *et al.* Implementation of a Transcutaneous Charger for Fully Implantable Middle Ear Hearing Device. 2005. In: *Proceedings of 27th Annual Conference of the IEEE Engineering Medicine and Biology*; 2005 Sep 1-4; Shanghai, China. 2005. p. 6813-6816.
- [4] Jeutter DC. A Transcutaneous Implanted Battery Recharging and Biometer Power Switching System. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*. 1982; 29(5):314-321.
- [5] Artan NS *et al.* A High-Performancing Transcutaneous Battery Charger for Medical Implants. 2010. In: *Proceedings of 32nd Annual International Conference of the IEEE Engineering Medicine and Biology Systems*; 2010 Aug 31 – Sep 4; Buenos Aires, Argentina. 2010. p. 1581-1584.
- [6] Hui SYR, Zhong WX, Lee CK. A Critical Review of Recent Progress in Mid-Range Wireless Power Transfer. *IEEE Transactions on Power Electronics*. 2014; 29(9):4500-4511.
- [7] Abatti PJ, Pichorim SF, Miranda CM. Maximum Power Transfer versus Efficiency in Mid-Range Wireless Power Transfer Systems. *Journal of Microwaves, Optoelectronics and Electromagnetic Applications*. 2015; 14(1):97-109.
- [8] Babic SI, Akyel C. Calculating Mutual Inductance Between Circular Coils With Inclined Axes in Air. *IEEE Transactions on Magnetics*. 2008; 44(7):1743-1750.
- [9] Zierhofer CM, Hockmair ES. Geometric Approach for Coupling Enhancement of Magnetically Coupled Coils. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*. 1996; 43(7):708-714.

AValiação DO MÓDULO DE CISALHAMENTO DE UMA AMOSTRA DE PLASMA HUMANO DURANTE A COAGULAÇÃO SANGUÍNEA

J. F. S. Costa Júnior*, G. C. Parcero* e J. C. Machado*

*Programa de Engenharia Biomédica/COPPE/UFRJ, Rio de Janeiro, Brasil

e-mail: jfsc.junior@gmail.com

Resumo: A coagulação sanguínea é um complexo processo que envolve uma série de reações químicas governadas por fatores de coagulação. Durante este processo, ocorrem variações no módulo de cisalhamento, μ , que podem ser avaliadas empregando um sistema ultrassônico. O objetivo deste trabalho foi usar um sistema ultrassônico para excitar um transdutor com uma salva de senoides com frequência de 2,0951 MHz e frequência de repetição de pulsos de 1,25 Hz, e, com isso, gerar força de radiação acústica impulsiva (FRAI) sobre uma esfera de vidro posicionada no interior de uma cubeta contendo plasma sanguíneo. O deslocamento da esfera, induzido pela FRAI, foi monitorado usando um sistema ultrassônico operando no modo pulso-eco. Desta forma, foi possível avaliar μ ao longo do processo de coagulação baseado no protocolo para medição do tempo de protrombina. O valor estimado para μ , após 7,5 min do início do processo de coagulação, foi de $652,67 \pm 104,06$ Pa. A utilização do plasma é justificada pelo seu uso nos testes clínicos e cirúrgicos.

Palavras-chave: Módulo de cisalhamento, força de radiação acústica, ultrassom, coagulação sanguínea.

Abstract: *The blood coagulation is a complex process, involving a series of chemical reactions, which are oriented by coagulation factors. Shear modulus vary during this process and this variation can be evaluated by ultrasonic system. The aim of this work was to employ an ultrasonic system to excite a transducer with a burst with 2.0951 MHz frequency and 1.25 Hz pulse repetition frequency, which will generate impulsive acoustic radiation force (IARF) on a glass sphere located inside a cuvette filled with blood plasma. The sphere displacement induced by IARF was monitored by another ultrasonic system operating in the pulse-eco mode. Thus, it was possible to assess μ during the coagulation process based on the protocol for measurement of prothrombin time. The estimated value of μ after 7.5 min from the start of the clotting process was 652.67 ± 104.06 Pa. The use of plasma is justified due to its application in clinical and surgical tests.*

Keywords: *Shear modulus, acoustic radiation force, ultrasound, blood clotting.*

Introdução

O processo de coagulação sanguínea, baseado em uma cascata de reações químicas, é ativado por meio dos fatores de coagulação presentes no plasma. A etapa

final do processo corresponde à conversão de fibrinogênio em fibrina, a polimerização da fibrina e a síntese de uma rede de fibrina estável [1]. Durante o processo de coagulação, o módulo de cisalhamento, μ , do sangue aumenta. Desta forma, a medição deste parâmetro torna possível investigar a coagulação sanguínea, assim como uma das propriedades viscoelásticas do coágulo de fibrina [2].

A coagulação do sangue representa um papel importante em muitas doenças cardiovasculares, como por exemplo, trombose venosa profunda [3]. Por isso, a caracterização das propriedades viscoelásticas do coágulo sanguíneo é fundamental na determinação do tratamento apropriado e para o entendimento da etiologia destas doenças.

Neste trabalho utilizou-se apenas o plasma para analisar a coagulação. Esta escolha se deve ao fato de que os testes clínicos para obter o tempo de protrombina (TP) são realizados com plasma, pois este apresenta todos os fatores de coagulação, exceto as plaquetas [1,4]. Além disso, na literatura encontram-se poucos trabalhos baseados em métodos ultrassônicos que usaram plasma humano para analisar o processo de coagulação [5, 6]. Adicionalmente, alguns trabalhos usaram força de radiação acústica para avaliar μ e η durante a coagulação, porém empregaram volumes de sangue completo superiores a 100 mL [7, 8], o que torna a técnica clinicamente inviável. O método ultrassônico utilizado neste trabalho já foi empregado para investigar μ e η de coágulos de amostras de sangue completo e plasma [9], portanto, após o período de coagulação.

O objetivo deste trabalho foi a aplicação de força de radiação acústica impulsiva (FRAI) sobre uma esfera de vidro posicionada no interior de uma cubeta contendo uma amostra de plasma humano. A partir do monitoramento do deslocamento da esfera é possível avaliar as alterações de μ da amostra de plasma durante o processo de coagulação sanguínea.

Materiais e métodos

Fundamentação Teórica – O deslocamento teórico de uma esfera em meio viscoelástico induzido por uma FRAI pode ser obtido por [10]:

$$U(t) = \frac{-iF_0}{12\pi^2 R} \int_{-\infty}^{\infty} \frac{(e^{i\omega t_0} - 1)e^{i\omega t} d\omega}{\omega(\mu - i\omega\eta) [1 - ikR - k^2 R^2 \left(\frac{1+2\psi}{9}\right)]} \quad (1)$$

onde F_0 é força de radiação acústica, R o raio da esfera, ω a frequência angular central do transdutor responsável por gerar a FRAI, ψ é a razão entre as

densidades da esfera (ρ_e) e do meio viscoelástico (ρ) e k é o número complexo de onda, representado por (2):

$$k = \sqrt{\rho\omega^2/(\mu - i\omega\eta)} \quad (2)$$

Para estimar μ e η , inicialmente o deslocamento da esfera em resposta a FRAI com duração t_0 foi medido usando-se dados experimentais. Em seguida, conhecendo-se ρ e ρ_e , calcula-se integral em (1) numericamente, a qual representa a curva teórica do deslocamento. Minimizando-se a diferença entre a curva medida e a curva teórica obtêm-se μ e η do meio [10].

Montagem Experimental – A Figura 1 ilustra a montagem experimental utilizada. Basicamente, um sistema ultrassônico denominado SiFRA foi responsável por induzir o deslocamento, por meio da aplicação de FRAI, de uma esfera localizada no interior de um meio contido na cubeta imersa no tanque acústico. Adicionalmente, a placa SR-9000 (Matec Instrument Company Inc., Northboro, MA, EUA) instalada no barramento ISA de um microcomputador foi configurada para operar no modo pulso-eco, para com isso se monitorar o deslocamento da esfera.

A placa SR-9000 gerou os sinais de excitação do transdutor ultrassônico NDT-V307 (Olympus America Inc.; Center Valley, PA, EUA), T_D , com diâmetro de 25 mm e distância focal de 5,08 cm, com frequência central de 4,89 MHz. Os sinais de radiofrequência (RF) de eco coletados por T_D e capturados pela placa SR-9000 passaram por um filtro passa baixa com frequência de corte de 5 MHz (Minicircuits, Brooklyn, NY, EUA) antes de serem exibidos em um osciloscópio digital (DPO3032; Tektronix, Beaverton, OR, EUA), operando com uma frequência de amostragem de 50 MHz e duração do tempo de aquisição de 100 ms. O sinal de sincronismo gerado pela placa SR-9000, na frequência de 4,998 kHz, foi empregado para alimentar a entrada de um circuito divisor de frequência (CDF) desenvolvido no próprio laboratório.

O sinal de saída do CDF (com frequência de 1,25 Hz) foi usado como sinal de sincronismo pelo gerador de funções modelo AFG3251 (Tektronix, Beaverton, OR, EUA). Este gerador de funções foi responsável por excitar o transdutor ultrassônico modelo NDT-V395 (Olympus America Inc, Center Valley, PA, EUA), T_F , com diâmetro de 38 mm e distância focal de 6,71 cm, com frequência central de 2,0951 MHz. Antes de excitar T_F , o sinal produzido pelo gerador AFG3251 passou por um amplificador de potência modelo A300-40PA (ENI, Rochester, NY, EUA) com ganho de 56 dB e por um circuito de casamento de impedância baseado na rede- π , o qual foi desenvolvido no próprio laboratório.

Os focos de T_D e T_F foram posicionados sobre uma esfera de vidro (Só Esfera, São Paulo, SP, Brasil) com diâmetro de 2,99 mm e densidade de 2500,7 Kg·m⁻³. Um posicionador de rotação modelo M-481-A (Newport Corporation, Irvine, CA, EUA) foi utilizado para que o ângulo de rotação de T_D fosse de 10°, e, com isso, reduzisse interferência acústica do feixe de T_F sobre T_D .

Os sinais de RF ultrassônicos capturados e exibidos no osciloscópio foram transferidos para um *netbook*, via

interface USB, por meio de um programa de aquisição desenvolvido na plataforma LabView® (Version 8.2; National Instruments, Austin, TX, EUA). Posteriormente, as curvas de deslocamento experimentais da esfera foram obtidas a partir da aplicação do método de correlação cruzada nos sinais ultrassônicos armazenados. Para isso empregou-se um programa computacional em Matlab® (R2011a; Mathworks, Natick, MA, EUA). Os atrasos de tempo entre os sinais de eco da esfera foram usados na determinação da forma de onda do sinal correspondente ao deslocamento da mesma.

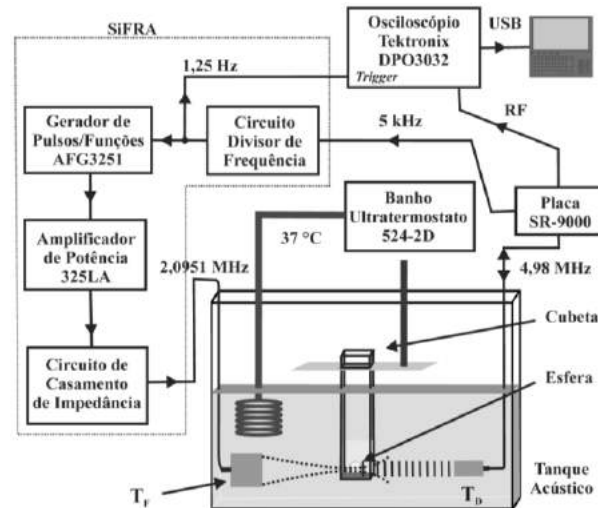


Figura 1: Montagem experimental usada para rastrear o deslocamento da esfera contida na cubeta e causado pela FRAI gerada por T_F e incidente na esfera.

Validação dos métodos ultrassônicos – Os sistemas ultrassônicos empregados para avaliar o processo de coagulação sanguínea foram testados em um *phantom* à base de gelatina de pele de porco (300 Sigma Bloom; Sigma-Aldrich, São Paulo, SP, Brasil) na concentração volumétrica de 7%. Inicialmente, uma cubeta com dimensões de 1,0 x 1,0 x 4,5 cm e janelas com filmes de PVC com dimensões de 0,8 x 3,5 cm foi preenchida com 1,5 mL de gelatina e acondicionada no refrigerador por 30 min a uma temperatura de aproximadamente 6°C. Em seguida, a cubeta foi acoplada a um suporte de PVC com uma haste metálica e posicionada no interior de um tanque acústico, ficando parcialmente submersa (7/9 de 4,5 cm). Por fim, uma esfera de vidro foi mergulhada em gelatina a 29°C e, logo depois, foi posicionada no centro da cubeta, sobre a camada de gelatina gelificada. A temperatura da água do tanque acústico foi mantida em 28,2°C, por meio de um banho ultratermostato modelo 521-2D (Nova Ética, São Paulo, SP, Brasil).

Decorridos 30 min após o posicionamento da esfera no centro da cubeta, 1,0 mL de água foi adicionada à cubeta e os focos dos transdutores foram posicionados sobre a esfera. Após aspirar a água da cubeta com uma micropipeta, 2,0 mL de gelatina líquida, a 29°C, foi adicionada e todo sistema ultrassônico foi ativado. Com isso, o transdutor T_F foi excitado pela salva de senoide produzida pelo gerador AFG3251, o qual passou pelo amplificador de potência antes de excitá-lo. A excitação

de T_F com uma salva de senoide com amplitude de $117 V_{pp}$, 5000 ciclos e frequência de repetição de pulsos (FRP) de 1,25 Hz gerou FRAI a cada 0,8 s (tempo suficiente para a esfera voltar para a posição de equilíbrio). Com intuito de monitorar o comportamento temporal da esfera, a placa SR9000 adquiriu sinais durante 421 min com uma aquisição sendo realizada a cada 60 s. O primeiro sinal foi adquirido 30 s após a adição da gelatina líquida à cubeta. Inicialmente, os sinais adquiridos foram capturados e exibidos no osciloscópio, o qual foi configurado para realizar uma média coerente de 4 sinais de eco.

Preparação das amostras de plasma e tromboplastina – A determinação de μ do plasma, durante a coagulação, foi realizada considerando-se o protocolo usado para calcular o tempo de protrombina (TP). Durante este processo ocorre a transformação do plasma (líquido) em coágulo (gel).

Para a realização dos testes do TP foi misturado, em uma cubeta, plasma padrão e tromboplastina de cérebro de coelho, mantendo uma relação de 1:2. Para reconstituir plasma liofilizado, ou seja, padrão (Control Plasma N; Dade Behring, Marburg, Germany) e tromboplastina (Thromboplastin C Plus; Dade Behring, Marburg, Germany) foram adicionados 1 e 4 mL de água destilada aos recipientes contendo as amostras liofilizadas de plasma e tromboplastina, respectivamente. Durante o período de reconstituição do plasma e da tromboplastina, seus respectivos frascos foram agitados gentilmente. Uma micropipeta ajustável (10 a 1000 μ L) foi usada para transferir tanto o plasma quanto a tromboplastina reconstituídas para dois tubos de ensaios acondicionados no interior de um banho Maria (Model 1100; Fanem, São Paulo, SP, Brazil), onde foram incubados por 1 min a uma temperatura de 37 °C [22].

Procedimento experimental – Uma micropipeta foi usada para transferir 500 μ L de tromboplastina do tubo de ensaio para uma cubeta modificada (base de alumínio com formato de V e ângulo de inclinação inferior a 3°), a qual foi acoplada a um suporte de PVC fixado em uma haste metálica e posicionada no interior do tanque acústico, sendo que apenas 2/9 do comprimento da cubeta não ficaram submersos. Em seguida, uma esfera de vidro foi adicionada, apoiada sobre a base de alumínio, ao centro da cubeta e os focos dos transdutores T_D e T_F foram posicionados sobre a esfera.

Realizaram-se 3 aquisições de sinais ultrassônicos antes da adição de 250 μ L plasma à cubeta contendo tromboplastina, para o início da coagulação.

Imediatamente após 5 segundos da adição de plasma à cubeta contendo tromboplastina, todo sistema ultrassônico foi ativado e, com isso, o transdutor T_F foi excitado com uma salva de senoide com FRP de 1,25 Hz. O sistema ultrassônico de monitoramento foi usado para adquirir sinais de eco durante 9,5 min, com uma aquisição realizada a cada 30 s.

Resultados

Phantom de Gelatina – A Figura 2 apresenta todas as curvas de deslocamentos da esfera de vidro no

interior da gelatina, as quais foram extraídas dos sinais de RF de eco adquiridos do instante 0,5 até 421 min. A linha tracejada indica o instante no qual o sistema SiFRA começou a gerar FRAI sobre a esfera.

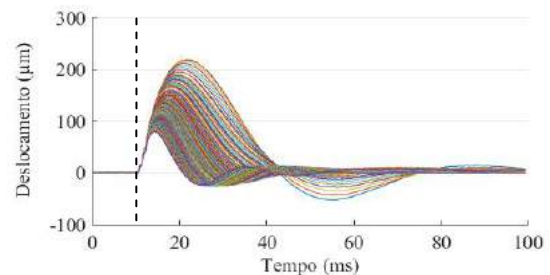


Figura 2: Deslocamentos experimentais da esfera durante o processo de gelificação (0,5 a 241 min) com a temperatura mantida em 28,2 °C.

Os deslocamentos, medido experimentalmente (curva rosa) e determinado teoricamente (curva preta), da esfera localizada no interior de gelatina de pele de porco (7 %) em resposta a FRAI aplicada por 2,39 ms podem ser visualizados na Figura 3. A linha pontilhada sinaliza o instante em que a aplicação da força de radiação sobre a esfera foi interrompida. Observa-se que ela continua se movendo até alcançar um valor máximo e logo após retorna para a posição inicial.

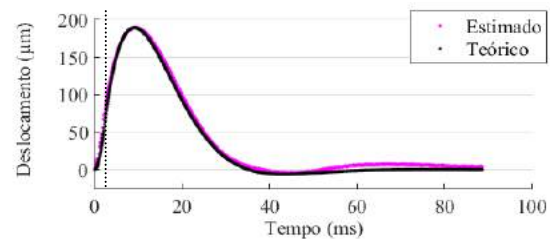


Figura 3: Deslocamentos experimental (rosa) e teórico (preto) da esfera imersa em gelatina, em um determinado instante do processo de gelificação.

As Figuras 4 i) e ii) apresentam o deslocamento máximo da esfera e os valores de μ da gelatina durante sua gelificação (0,5 a 241 min), com a temperatura mantida em 28,2 °C, respectivamente.

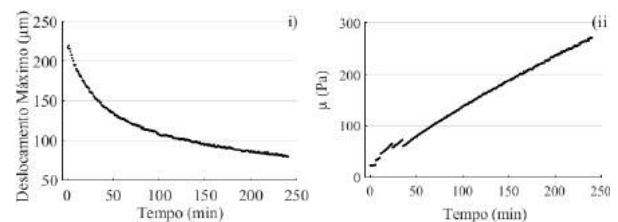


Figura 4: i) Deslocamento máximo da esfera e ii) Valores de μ da gelatina durante a gelificação (0,5 a 241 min) com a temperatura mantida em 28,2 °C.

Coagulação Sanguínea – Os valores de μ e η da tromboplastina foram $24,12 \pm 0,55$ Pa e $0,10 \pm 0,00$ Pa·s. A Figura 5 exibe 5 curvas de deslocamento da esfera em resposta à aplicação da FRAI durante 2,39 ms. Estas curvas foram obtidas em 0,5, 1,0, 1,5, 8,0 e 8,5 min após a adição de plasma à cubeta contendo tromboplastina.

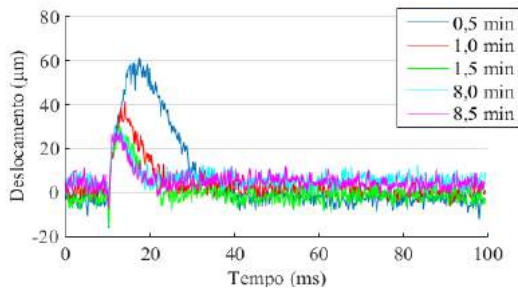


Figura 5: Curvas experimentais do deslocamento da esfera em uma amostra com mistura de plasma e tromboplastina, durante o processo de coagulação.

O deslocamento máximo da esfera, 5 s depois que o plasma foi adicionado à cubeta com tromboplastina, pode ser visualizado na Figura 6i). A variação de μ ao longo da coagulação pode ser visualizada na Figura 6ii).

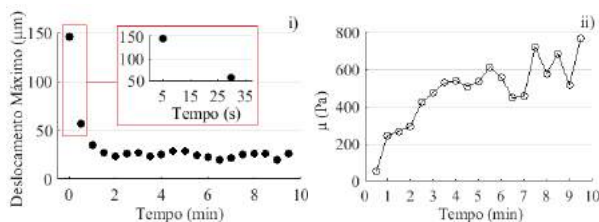


Figura 6: i) Deslocamento máximo da esfera e ii) Valores de μ do plasma humano durante a coagulação (0,5 a 9,5 min) com a temperatura mantida em 37 °C.

Discussão

A Figura 3 ilustra que há um bom casamento entre as curvas de deslocamento teórica e experimental, o que torna confiável a estimativa dos valores de μ . As Figuras 4i) e 4ii) mostram que durante a gelificação da gelatina, ocorre uma redução no deslocamento da esfera e um aumento de μ . Gennisson et al [3] relataram que a estabilização de μ durante a gelificação ocorre após 600 min. Antes disso, o comportamento de μ é semelhante ao encontrado neste trabalho.

O deslocamento máximo da esfera ao longo da coagulação (Figura 6i) sinaliza a transição da amostra de plasma de líquido para gel, pois a diferença de deslocamento entre os instantes 5 e 30 s é 89,2 μm . Isto indica que o coágulo foi formado (gel). Além disso, a partir de 1 min o deslocamento da esfera é praticamente constante. De acordo com o protocolo de TP, para um sangue normal o coágulo deve ser formado entre 10 e 12 s [4], porém se TP for superior ao intervalo mencionado, o paciente pode apresentar deficiência de vitamina K ou doença hepática. Além disso, TP é empregado para controlar a prescrição de anticoagulantes [4]. A montagem experimental usada neste trabalho permite a realização de 2 aquisições de sinais de RF por min, porém a substituição do *netbook* por um microcomputador com processador Intel® Core™ i7 e memória RAM de 8 Gb possibilita armazenar 15 sinais de RF por minuto, e com isso será possível definir TP a partir do deslocamento máximo da esfera durante a coagulação.

A média e o desvio padrão de μ obtidos a partir de

7,5 min foram de 652,67 e 104,06 Pa, respectivamente. Este resultado está de acordo com os valores estimados por Huang *et al.* [9], sendo que os mesmos usaram um método baseado em FRAI e um reômetro e estimaram os seguintes valores de μ : $619,5 \pm 80,5$ Pa e $681,9 \pm 192,0$ Pa, respectivamente.

Conclusão

A utilização de um sistema ultrassônico baseado na aplicação de força de radiação acústica impulsiva sobre uma esfera de vidro possibilitou o estudo de μ durante a gelificação de gelatina de pele de porco e do processo de coagulação de uma amostra de plasma humano.

Agradecimentos

Ao CNPq e à FAPERJ pelo suporte financeiro.

Referências

- [1] Hall R., Malia RG., Medical Laboratory Haematology, 2nded. Oxford: Butterworth-Heinemann Ltd; 1991.
- [2] Kaibara M. Biorheology. 1996, 33(2):101-17.
- [3] Gennisson JL, Yu F, Cloutier G. Analysis of blood clot formation with transient elastography: Similarity with sol-gel transition in Agar-gelatin phantoms. In: Proceedings of 2004 IEEE International Ultrasonics Symposium (IUS); 2004 Aug. 23-27; Montréal, Canada, p. 1134-7.
- [4] Berkow R, Fletcher AJ, Manual Merck de Medicina: Diagnóstico e Tratamento, 16thed. São Paulo: Roca; 1995
- [5] Plag C, Libgot R, Gruel Y, Patat F, Ossant F. High frequency ultrasound characterization of blood clotting process: results obtained with plasma and whole blood. In: Proceedings of 2007 IEEE International Ultrasonics Symposium; 2007 Oct 28-31; New York, EUA, p. 884-7.
- [6] Machado JC, Lenzi A, Silva WG. An ultrasonic method to measure human plasma coagulation time. Journal of the Acoustical Society of America. 1991, 90(4):1749-1753.
- [7] Bernal M, Gennisson JL, Flaud P, M Tanter. Shear Wave Elastography Quantification of Blood Elasticity During Clotting. Ultrasound Medicine and Biology. 2012, 38(12): 2218-2228.
- [8] Bernal M, Gennisson JL, Flaud P, Tanter M. Correlation Between Classical Rheometry and Supersonic Shear Wave Imaging In Blood Clots, Ultrasound in Medicine and Biology. 2013, 39(11).
- [9] Huang CC, Shih CC, Liu TY, Lee PY. Assessing the Viscoelastic Properties of Thrombus Using a Solid-Sphere-Based Instantaneous Force Approach. Ultrasound Medicine and Biology. 2011, 37(10).
- [10] Aglyamov SR, Karpiouk AB, Ilinskii YA, Zabolotskaya EA, Emelianov SY. Motion of a Solid Sphere in a Viscoelastic Medium in Response to Applied Acoustic Radiation Force: Theoretical Analysis and Experimental Verification. J. Acoust. Soc. Am. 2007, 122(4): 1927-1936.

INTERFACE HOMEM-MÁQUINA BASEADA EM SINAIS ELETROOCULARES PARA ACIONAMENTO DE LEITO HOSPITALAR

F. M. Lana*, G. O. F. Taitson*, P. H. T. Queiroga* e N. F. Figueiredo*

*Pontifícia Universidade Católica de Minas Gerais (PUC Minas), Belo Horizonte, Brasil
e-mail: felipemenezeslana25@gmail.com

Resumo: Este trabalho pretende demonstrar a possibilidade de se auxiliar deficientes físicos através de biosinais provenientes do globo ocular. Para este objetivo foi desenvolvido um protótipo de uma Interface Homem-Máquina baseada em sinais eletrooculares (EOG) para movimentar encostos de leitos de hospitais. A interface desenvolvida possui uma placa de aquisição de biosinais, que através de eletrodos posicionados na face do usuário, coleta, amplifica e filtra sinais elétricos gerados por movimentos oculares. Estes são processados por um microcontrolador PIC18F4550, que aciona motores de corrente contínua, responsáveis por atuar em um sistema parafuso de potência, rotacionando duas seções do leito em dois sentidos distintos, de modo a fornecer maior conforto e independência à pacientes com limitações motoras. O usuário pode executar quatro sequências diferentes possibilitando o controle independente de duas seções do protótipo. O sistema responde corretamente aos comandos propostos, mostrando que é possível o ajuste de posição das seções do protótipo do leito através apenas de movimentos oculares.

Palavras-chave: Eletro-oculograma, Biosinais, Leito Hospitalar, Interface homem-máquina.

Abstract: *In order to assist people with physical disabilities, a man-machine interface based on electrooculogram signals (EOG) to move hospital beds was developed. The developed interface has a biosignal acquisition board, which through electrodes placed on the face of the user, collect, filter and amplify electrical signals generated by eye movements. These signals are processed and conditioned by a PIC18F4550 microcontroller, which triggers DC motors, responsible for acting on a power screw system rotating two sections of the bed in two different directions, in order to provide more comfort and independence to patients with motor and/or communication disabilities. The user can make use of four different sequences to control, independently, two sections of the prototype. The system responds correctly to proposed commands, showing that it is possible to adjust the position of the sections of the bed prototype only through eye movements.*

Keywords: *Electrooculogram, Man-machine interface, Biosignals, Hospital Bed.*

Introdução

Segundo a Organização das Nações Unidas (ONU), cerca de 610 milhões de indivíduos no mundo possuem algum tipo de deficiência. No Brasil, são 24,5 milhões, dos quais 27,1% possuem deficiência física, e 8,2% auditiva.

Diversas tecnologias de engenharia podem ser aplicadas na medicina como uma das possíveis soluções para pacientes com limitações motoras e/ou de comunicação. Ahmadibakhsh descreve o acionamento de motores através da interpretação de sinais de EEG ou EOG [1]. Tendo biosinais como entrada, sistemas de controle mais complexos podem ser implementados por meio de softwares matemáticos [2]. A fim de auxiliar profissionais da saúde na assistência de pacientes internados em leitos hospitalares, sistemas de alertas baseados em processamento de sinais de EOG têm sido desenvolvidos, o que pode ser um primeiro passo para a utilização desta tecnologia em benefício destas pessoas [3]. Estes mesmo sinais eletrooculares podem ser empregados na restauração da comunicação de pacientes com deficiência na fala e impossibilitados de se comunicar por meio de linguagens corporais [4]. Os olhos, normalmente, mantêm seus movimentos mesmo em casos mais delicados de debilidade física. Um sistema mecânico atrelado a um sistema eletrônico dotado de processador de sinais pode adquirir, tratar e gerar sinais de ativação de dispositivos eletromecânicos com base nesses sinais [5].

Com o objetivo de proporcionar mais autonomia aos pacientes com graves deficiências ou limitações físicas foi desenvolvido um protótipo de uma interface homem-máquina baseada em sinais eletrofisiológicos gerados pela movimentação do globo ocular. A interface possibilita o controle de um leito hospitalar de forma a dar autonomia ao paciente no controle da posição dos encostos de seu leito. Auxiliando no tratamento e conforto do mesmo.

Materiais e métodos

Para o completo funcionamento do sistema são necessários eletrodos, o tratamento do sinal, um microcontrolador, e um sistema de acionamento de motores. Para um melhor entendimento do sistema por completo um diagrama de blocos, visto na Figura 1, foi desenvolvido.

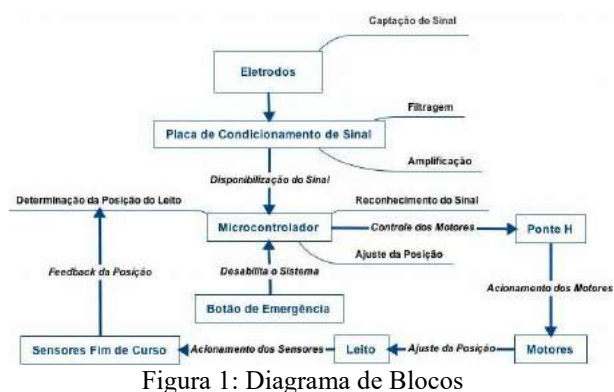


Figura 1: Diagrama de Blocos

Eletrodos – Os eletrodos são responsáveis por coletar o sinal electrocular. Para a coleta do sinal foram utilizados 5 eletrodos, sendo 4 deles respondem pelo movimento ocular, e 1 deles pelo sinal de referência.

A configuração usada para o posicionamento dos eletrodos pode ser vista na Figura 2.

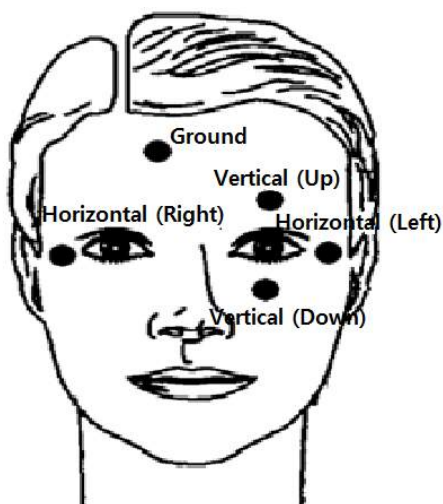


Figura 2: Posicionamento dos Eletrodos

Foram utilizados eletrodos descartáveis da marca Solidor.

Placa de Condicionamento de Sinal – Foi utilizada uma placa experimental desenvolvida no Trabalho de Conclusão de Curso do programa de Graduação em Engenharia Mecânica (ênfase em Mecatrônica) da PUC Minas por Jackson Junior Pereira Tironi, Rafael de Almeida Lial e Saulo Vieira Fidelis de Moura, tendo como orientador o professor Sady Antônio dos Santos Filho.

A placa busca condicionar o sinal em níveis adequados ao processamento pelo microcontrolador. Inicialmente o sinal vindo dos sensores, na faixa de $10\mu\text{V}$, é amplificado com um ganho de aproximadamente 1000. Em seguida é feita uma filtragem para eliminar frequências abaixo de 16Hz e acima de 30Hz, para que o sinal seja aplicado ao comparador com histerese tornando-se um sinal digital, para então ser processado no microcontrolador.

A placa possui duas entradas diferenciais para os sinais do globo ocular e uma entrada para o sinal de referência. Desta forma foi possível monitorar simultaneamente os movimentos horizontais e verticais. Pode-se observar o processo de condicionamento de sinal através do diagrama visto na Figura 3.

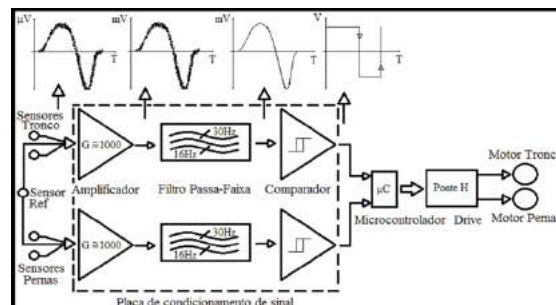


Figura 3: Diagrama do Sistema e Formas de Onda

Microcontrolador – O microcontrolador utilizado foi o PIC18F4550 da *Microchip*. Foram usadas 13 portas digitais sendo sete entradas e seis saídas digitais. Desta forma foi possível controlar o sistema por completo. O *firmware* para controle do sistema foi desenvolvido na interface de desenvolvimento MPLAB X. No *firmware* foram definidas quatro sequências de movimentos oculares para o controle da posição dos encostos. Dois referentes aos movimentos horizontais, responsáveis pelo ajuste do encosto das pernas, e dois aos verticais, responsáveis pelo ajuste do encosto do tronco.

Protótipo do Leito Hospitalar – Foi construído um protótipo de leito, em escala reduzida, de 4:1, de forma a simular um leito hospitalar com a inclinação do encosto do tronco e das pernas ajustáveis. O projeto do leito foi desenvolvido no software *SolidWorks*, e pode ser visto na Figura 4. Ele consiste de três partes, duas móveis, encosto das pernas e tronco, e uma fixa no centro.

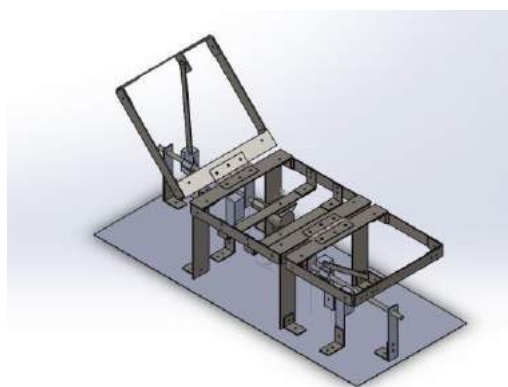


Figura 4: Desenho do Protótipo do Leito Hospitalar

Para o ajuste da posição das partes móveis um sistema de transmissão de parafuso de potência foi implementado. O ângulo de ajuste foi definido de 0 a 45° para o tronco e de 0 a 30° para as pernas.

Uma velocidade de aproximadamente 5mm/segundo foi projetada para o deslocamento do parafuso. O curso completo do ajuste do tronco se dá em aproximadamente 20 segundos.

Foram adicionados sensores de fim de curso ao final do curso do parafuso para garantir que ângulos mais acentuados não sejam alcançados.

Fluxograma – Tendo em vista que o controle da posição do leito, o processo de reconhecimento e tratamento do sinal são idênticos para ambas as partes do leito, um único fluxograma, visto na Figura 5, foi elaborado, a fim de ilustrar o funcionamento do *firmware* desenvolvido para o controle do sistema.

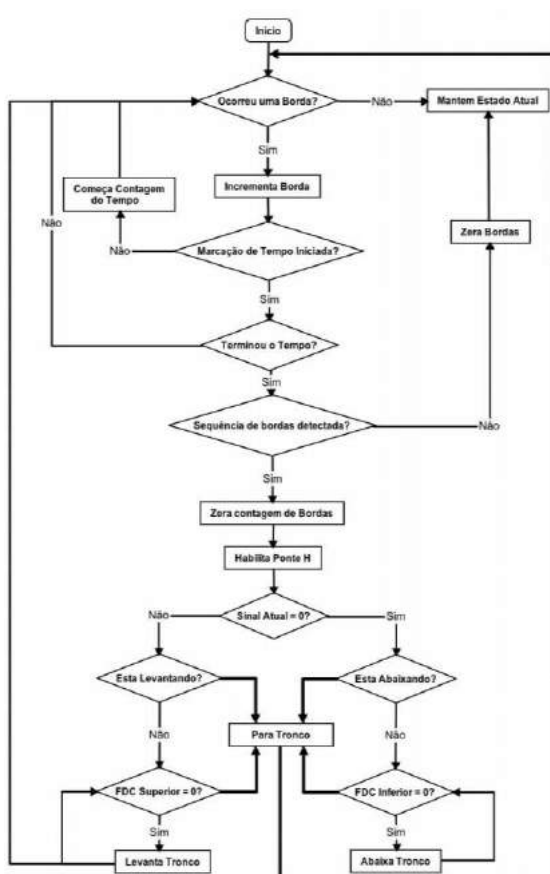


Figura 5: Fluxograma

Os movimentos do globo ocular geram bordas de subida ou descida na saída da placa de condicionamento de sinal. As sequências definidas para o controle são compostas por um total de 3 movimentos oculares, que correspondem a bordas interpretadas pelo sistema, por exemplo, acima-abaxo-acima.

O fluxograma começa verificando se alguma borda ocorre. Reconhecida a borda, esta é contabilizada. Em seguida, a marcação do tempo deve ser iniciada. No caso da marcação já estar acontecendo, o programa espera até que a mesma seja finalizada. Ao final da marcação, o número contabilizado de bordas é verificado. Contabilizadas 2 ou 3 bordas, o programa procede para a tomada de decisão. A ponte H respectiva à sua entrada é habilitada, e o sinal,

amostrado para que seja possível determinar em qual sentido o motor deve ser acionado. Para que o motor possa ser acionado no sentido desejado é impreterível que o sensor fim de curso, localizado no mesmo sentido, não esteja acionado. Os blocos "Esta Levantando?" e "Esta Abaixando?" só podem ser verificados caso a condição do reconhecimento de 2 ou 3 bordas, no tempo determinado, for satisfeita. Garantindo que acionamentos e desligamentos indesejados dos motores não ocorram. Vale ressaltar que ao começar a abaixar ou levantar uma das partes do leito o sensor fim de curso no sentido do movimento é constantemente verificado, e ao ser acionado desabilita o movimento em sua direção. Foi incluído também um botão de emergência que ao ser pressionado para completamente o sistema até que seja pressionado novamente.

Testes – Os testes foram restritos a comprovação do funcionamento das partes eletrônicas, mecânicas e do algoritmo do sistema.

Inicialmente foi necessária uma calibração da placa de condicionamento de sinais. Esta foi feita introduzindo um sinal senoidal, na entrada da placa, de amplitude semelhante à do sinal de EOG. A forma de onda senoidal foi escolhida por possuir semi ciclos positivos e negativos, assemelhando-se, neste aspecto, a forma de onda gerada pelo movimento ocular. Após a calibração e validação dos resultados um teste completo do sistema foi realizado.

Para isso foram fixados eletrodos no rosto de um voluntário e durante os testes do protótipo do leito hospitalar foi verificado o reconhecimento dos comandos apartir do movimento dos olhos e a velocidade de inclinação e posição final dos encostos das pernas e do tronco.

Resultados

O sistema demonstrou boa repetibilidade no reconhecimento dos comandos executados pelo voluntário proporcionando uma movimentação dos encostos em tempos adequados ao propósito.

Discussão

A interface se mostrou funcional e serve como referência para o desenvolvimento de um dispositivo comercial para pacientes com limitações motoras e/ou comunicativas, pois requer somente a movimentação dos olhos para controle da inclinação dos encostos. Esta mesma interface poderia inclusive ser utilizada em outras aplicações.

Conclusão

O sistema teve o funcionamento eletrônico e mecânico comprovado. As próximas etapas consistem na adequação do projeto aos padrões de segurança e conformidade de equipamentos da área médica e a sua implementação em um leito hospitalar comercial.

Agradecimentos

Agradecimentos aos senhores Jackson Junior Pereira Tironi, Rafael de Almeida Lial e Saulo Vieira Fidelis de Moura, desenvolvedores da placa de condicionamento de sinal utilizada e ao professor Sady Antônio dos Santos Filho, que disponibilizou a placa de condicionamento de sinais para o desenvolvimento do projeto.

Referências

- [1] Ahmadibakhsh F, Afdideh F, Resalat SN. A New Hardware Implementation of Motor Control Using EOG Signals. IEEE EMBS International Conference on Biomedical Engineering and Sciences; 2012 Dec 17-19; Langkawi, Malásia. 2012. p. 746-9.
- [2] Min Lin, Bin Li. A Wireless EOG-based Human Computer Interface. 3rd International Conference on Biomedical Engineering and Informatics; 2010. p. 1794-6.
- [3] Venkataramanan S, Prabhat P, Choudhury SR, Nemade HB, Sahambi JS. Biomedical Instrumentation based on Electrooculogram (EOG) Signal Processing and Application to a Hospital Alarm System. Proceedings of ICISIP – IEEE. 2005; 535-40.
- [4] Usakli AB, Gurkan S, Aloise F, Vecchiato G, Babiloni F. A hybrid platform based on EOG and EEG signals to restore communication for patients afflicted with progressive motor neuron diseases. In: Proceeding of the 31st Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society; 2009 Sep 2-6; Minneapolis, Minnesota. 2009. p. 543-6.
- [5] Wei L, Hu H, Yuan K. Use of Forehead Bio-signals for Controlling an Intelligent Wheelchair. In: Proceedings of the 2008 IEEE International Conference on Robotics and Biomimetics; 2009 Feb 21-26; Bangkok, Thailand. 2009. p. 108-13.

DESIGNING TOOLS FOR EXACERBATING DYSTROPHIC PHENOTYPES IN ZEBRAFISH

A. B. D. Thomasi*, D. F. Pires **, A. Wood*** and P. Currie***

* Fundação Mineira de Educação e Cultura (Fumec), Belo Horizonte, Brazil

** Pontifical Catholic University of Minas Gerais (PUC, Poços de Caldas, Brazil

***Australian Regenerative Medicine Institute (ARMI), Melbourne, Australia

e-mail: anathomasi@hotmail.com

Abstract: Muscular dystrophy comprises a heterogeneous group of genetic disorders that are characterized by progressive and irreversible degeneration of muscle mass. Each of the disrupted genes distinctively affects the gene expression of one component of the two protein complexes in the muscle cell membrane: the Integrin-associated complex or Dystrophin-associated glycoprotein complex. The latter links the Extracellular Matrix to the muscle internal actin cytoskeleton, preventing fiber detachment during muscle contraction and its malfunction leads to many different diseases. One of them results from a deficiency in the glycosylation of dystroglycan, leading laminin to fail to bind. As an example, Candyfloss (LAMA2) Zebrafish has shown that fibers detach naturally as the result of basement membrane failure, therefore the hypothesis is that a similar phenomenon would be observed when exacerbated fish using a small electroshock. Fish are conventionally electrocuted using a S88 Grass Stimulator, which is not efficient, since it electrocutes only one fish at a time. For this reason, we conducted studies to develop a new device (Thomasi - Pires Lid, TPL) with a design inspired on a 48 well plate. Not only does the TPL enable the electrocution of 48 fish at a time, but it can also be used to image the fish and analyze the swimming assay on the ZebraBox, improving productivity.

Keywords: Zebrafish, Thomasi – Pires Lid, Muscular Dystrophy.

Introduction

Muscle tissue is subject to a wide range of diseases, some of which inherited, such as Muscular Dystrophies (MDs). There are more than 30 identified different genes that cause them. These diseases are characterized by the progressive degeneration of the skeletal muscle, leading to generalized muscle weakness and wasting. Unfortunately, there is no treatment to stop or revert these conditions, so the diseases remain incurable.

As a result, it is necessary to develop genetic models in an effort to understand the mechanisms involved in these illnesses. Zebrafish (*Danio rerio*) embryos are particularly suited to the study for many reasons: their development occurs externally, they are transparent, a large portion of their body is composed of somatic muscle, they are accessible and they begin to move at

early stages of development [1].

Although there are many different genes to be studied, this particular article focused on the development of a new tool to exacerbate phenotypes in Zebrafish by them small shocks. Lesions in laminin subunit alpha 2 (LAMA2) cause Merosin-Deficient Congenital Muscular Dystrophy (MDC1A) [2]. The classical phenotype associated with a complete lack of LAMA2 leading to a deficiency in the glycosylation of dystroglycan in the Dystrophin-associated Glycoprotein complex (DGC). Consequently, laminin fails to bind, causing muscle fibre detachment induced by natural muscle contraction. Based on this and studies by [3] and [4], the hypothesis is that if Zebrafish are stimulated by electroshocks, muscle contraction will occur, inducing fibre detachment.

Here, we described the design of a new electric shock tool for the process. Its main objective is to increase productivity by electrocuting more fish at a time, allowing studies to achieve results faster and increasing the probability of finding a cure or treatment (drug screening) for these conditions.

Materials and methods

The development of the new technology described in this article was divided considering three main components: Design, Circuit and Program. Each of them received specific attention, so that they would work together, as it is described as follows.

Design – In order to understand our design it is necessary to know how the previous method worked. The flowchart in Figure 1, a) below shows this method.

We start the process by crossing the fish with the desired genes to be tested. When the fish are 5 days old, we electrocute them using the S88 Grass stimulator (Grass), a microcontroller and a microscope, as the fish are only 2mm long (Figure 2).

In the next step, the fish are divided into two groups. The first group is placed in slides to be analyzed in an Abrio microscope, while the second group is taken to a 48 well plate in the ZebraBox for a swimming assay. At the end of the two procedures, all of the fish undergo a DNA analysis to determine and select the ones lodging the genes.

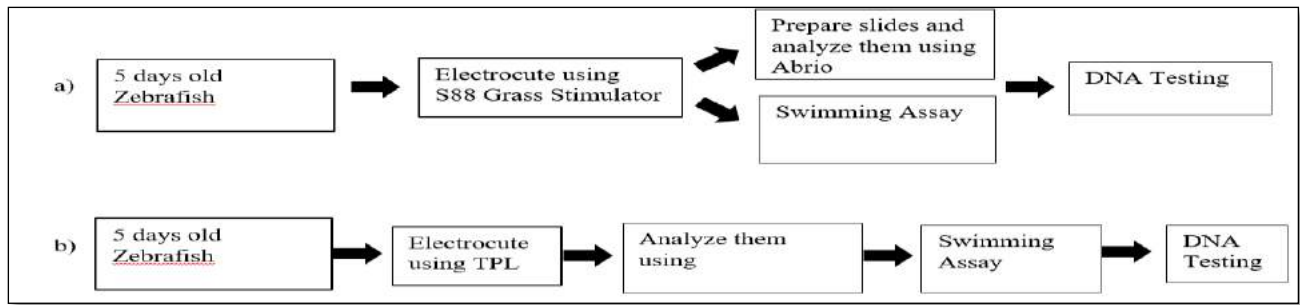


Figure 1: a) S88 Grass Stimulator process b) TPL process

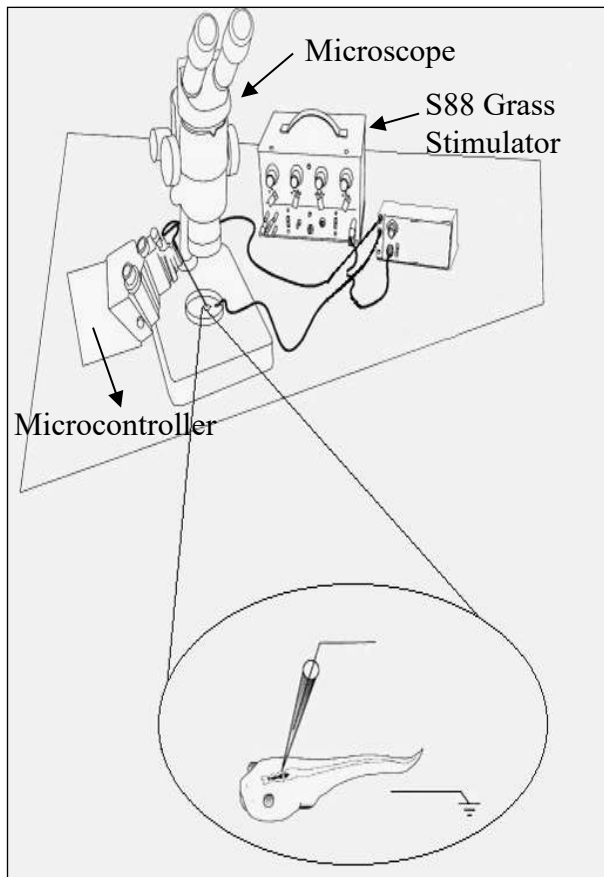


Figure 2: Electroshock using S88 Grass Stimulator

Our main concern regarding the process described is the operational limitation of Grass, as it can only electrocute one fish at a time, making the process take too long, around two days to analyze 20 fish. Furthermore, it is not possible to use the same fish in imaging and swimming assay.

Having these concerns in mind, the process described until now and represented by Figure 1a) was redesigned based on the 48 well plate (used in the last phase). Two new tools were designed using Autodesk SolidWorks to optimize the process: the Lid Separator (Figure 3) and the Lid Electroshock (Figure 4).

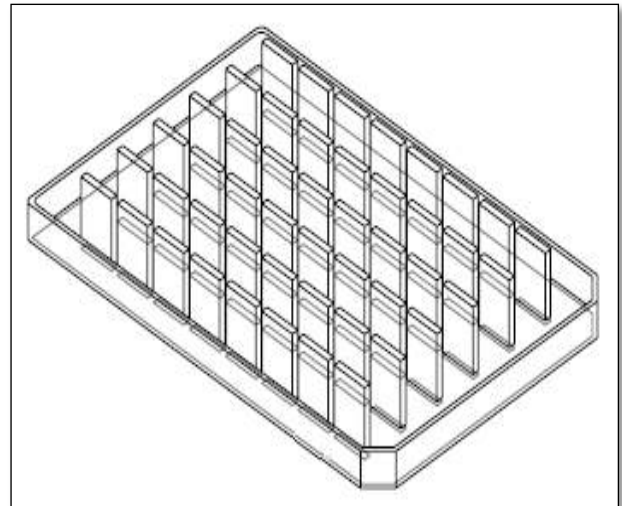


Figure 3: Lid Separator

The first one consists of a lid filled with walls placed at the top of the 48-well plate, reducing the space between each well. This measure is necessary to ensure that the fish remains still while it is being imaged in the microscope and that the shock is applied in the fish and does not disperse throughout the saline liquid. The latter is a lid filled with holes where we will place the electrodes to apply small shocks to the fish.

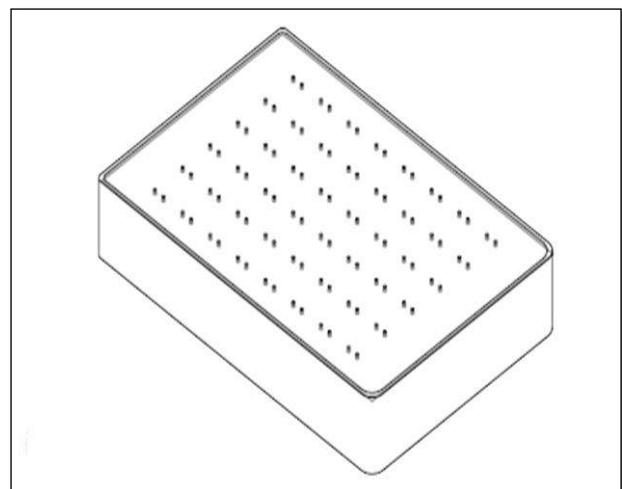


Figure 4: Lid Electroshock

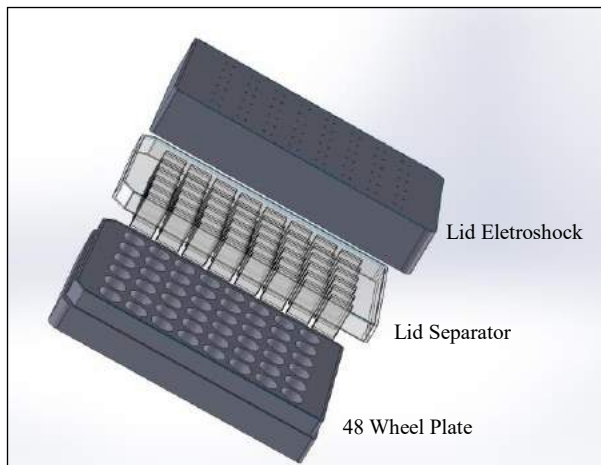


Figure 5: Thomasi - Pires Lid (TPL)

After the creation of the tools described above (Figure 5), it was possible to optimize the process illustrated by the flowchart in Figure 1a), originating a new sequence of steps shown in Figure 1b). The second process begins at the same stage as the first one, using the 5-day-old fish that are electrocuted in the next step, but this time using the new tool, Thomasi – Pires Lid.

The fish are accommodated in the middle of two walls (Lid Separator) and two electrodes, submerged in a saline solution, which enables current conduction (Figure 6). After that, the Lid Electroshock is removed and the fish are put in the Olympus to perform a microscope image processing. There is no need to prepare any slides as the Olympus microscope utilizes the 48 well plate and automatically moves around all the necessary positions. Subsequently, the Lid Separator is also removed and it more saline solution is added to the wheels, providing more space for the fish to swim in the ZebraBox. Lastly, each fish undergoes a DNA analysis to determine which ones present the desired genes.

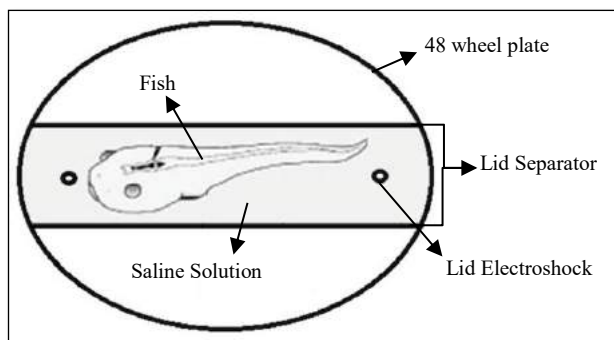


Figure 6: Accommodation of a fish in the TPL

This process is more efficient for several reasons: it electrocutes 48 fish at a time and it uses the same recipient throughout the process, improving the time spent to around 1 day.

Circuit – The first circuit designed operated in the same fashion as a dimmer, controlling the voltage delivery (Figure 7). The final circuit was improved,

being controlled by an Arduino, which sets the voltage (0 - 50V) [5], duration, repetition and interval between pulses.

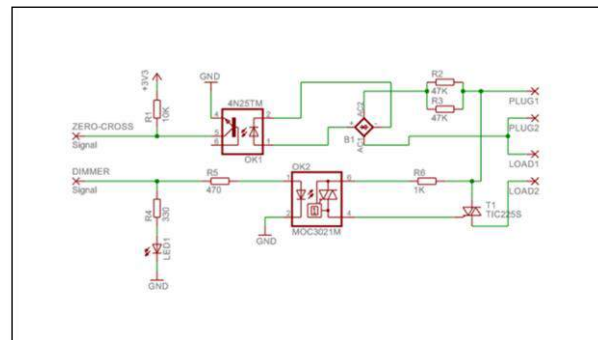


Figure 7: First circuit design

In the schematic circuit, it is important to recognize that the optocouplers are crucial components, as they have the capacity to separate the electronic circuit from the electric circuit. In other words, using them would provide a superior protection of the electronic circuit. In addition, optocouplers enhance the quality and accuracy of the measurement. We chose the MOC3021 model, which consist of one LED and one DIAC, serving as a switch, cutting the wave like a dimmer (Figure 8).

In order to ensure that the same voltage percentage is shown in the positive and in the negative semi-circles, it must have a “Zero Crossing Detection” (Figure 9).

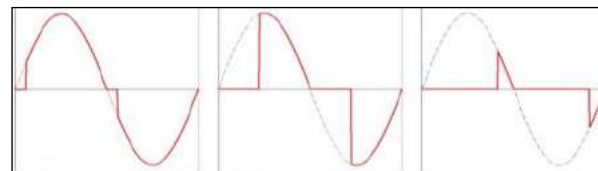


Figure 8: Wave being cut by dimmer

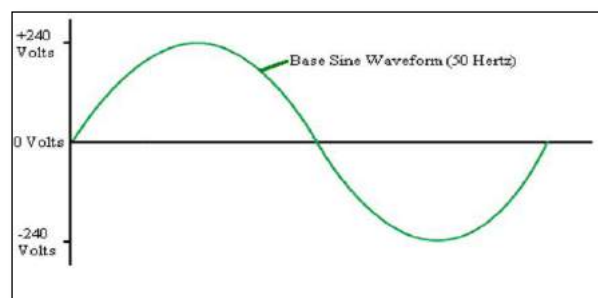


Figure 9: Sine Wave form of electrical output

This detection is made from the use of the optocoupler 4N25, which consists of one LED and one transistor. This means it can work with actuation or detection. In this case, it is used for detection. The bridge rectifier diodes rectify the wave to get a better accuracy. As a result, the LED stays on most of the time. Consequently, the transistor stays open and the zero-cross signal does not receive any signal during this

period. However, when the wave crosses zero, the LED turns off and sends a signal to the microcontroller. Hence, it is possible to know exactly when the wave crosses zero.

Program – This project used the Arduino platform for programming. The following program (Figure 10) is only an example and its most important part is the function “interrupt”.

```

1  int AC_LOAD = 3; // Output to Opto Triac pin
2  int dimming = 128; // Dimming level (0-128) 0 = ON, 128 = OFF
3
4  void setup() {
5      pinMode(AC_LOAD, OUTPUT); // Set the AC Load as output
6      attachInterrupt(0, zero_crosss_int, RISING); // Choose the zero cross interrupt
7  }
8  void zero_crosss_int() // function to be fired at the zero crossing to dim the light
9  {
10     // Firing angle calculation: 50Hz-> 10ms (1/2 Cycle)
11     // (10000us - 10us) / 128 = 75 (Approx)
12     int dimtime = (75 * dimming);
13     delayMicroseconds(dimtime); // Off cycle
14     digitalWrite(AC_LOAD, HIGH); // triac firing
15     delayMicroseconds(10); // triac On propagation delay
16     digitalWrite(AC_LOAD, LOW); // triac Off
17 }
18 void loop() {
19     dimming = 128;
20     delay(100);
21     dimming = 75;
22     delay(100);
23     dimming = 25;
24     delay(100);
25 }

```

Figure 10: Example Program

Results

Figure 1 clearly shows that using the TPL prototype added more efficiency to the method and accuracy to the results.

Discussion

In an effort to elucidate the mechanisms involved in genetic disorders, the main objective of this study was to develop a new electroshocking tool. It should have the ability to speed up the electroshocking step in Zebrafish.

Surprisingly, the new tool (TPL) improved not only the electroshocking step, but the entire process as it was inspired in the same plate used in both Zebbox and Olympus microscope.

In summary, the present study suggests that the importance of this discovery is that it increases the speed of research processes related to MDs. Hence, it is plausible to expect that findings involving these disorders would be more rapidly made, raising the hopes to those who are waiting for a cure or treatment.

Acknowledgements

This piece of research was made possible through the help and support of three main institutions:

- The *Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior* (Capes), which sponsored the Science Without Borders program;
- The Australian Regenerative Medicine Institute (ARMI);
- The Monash Micro Imaging.

References

- [1] BASSETT, D. I.; CURRIE, P. D.. The zebrafish as a model for muscular dystrophy and congenital myopathy. *Human Molecular Genetics*, [s.l.], v. 12, n. 2, p.265-270, 22 set. 2003. Oxford University Press (OUP). <http://dx.doi.org/10.1093/hmg/ddg279>.
- [2] HALL, T. E. et al. The zebrafish candyfloss mutant implicates extracellular matrix adhesion failure in laminin 2-deficient congenital muscular dystrophy. *Proceedings Of The National Academy Of Sciences*, [s.l.], v. 104, n. 17, p.7092-7097, 16 abr. 2007. *Proceedings of the National Academy of Sciences*. <http://dx.doi.org/10.1073/pnas.0700942104>.
- [3] MANUEL, Remy et al. Inhibitory Avoidance Learning in Zebrafish (*Danio Rerio*): Effects of Shock Intensity and Unraveling Differences in Task Performance. *Zebrafish*, [s.l.], v. 11, n. 4, p.341-352, ago. 2014. Mary Ann Liebert Inc. <http://dx.doi.org/10.1089/zeb.2013.0970>.
- [4] GERISCH, G. et al. Membrane and actin reorganization in electropulse-induced cell fusion. *Journal Of Cell Science*, [s.l.], v. 126, n. 9, p.2069-2078, 27 fev. 2013. The Company of Biologists. <http://dx.doi.org/10.1242/jcs.124073>.
- [5] SUBRAMANIAN, Arul; SCHILLING, Thomas F. Thrombospondin-4 controls matrix assembly during development and repair of myotendinous junctions. *Elife*, [s.l.], v. 3, p.1-5, 18 jun. 2014. ELife Sciences Organisation, Ltd.. <http://dx.doi.org/10.7554/elife.02372>.

SISTEMA COMPUTADORIZADO PARA APRESENTAR AS VARIAÇÕES NO CENTRO DE MASSA NO DISCO PROPRIOCEPTIVO DE FREEMAN

A. R. F. SILVA, A. V. MORAIS, L. LAZZARESCHI, S. R. M. S. BOSCHI, T. A. SCARDOVELLI
e A. P. SILVA

Núcleo de Pesquisas Tecnológicas/Universidade de Mogi das Cruzes, Mogi das Cruzes, Brasil
E-mail: AndreRobertoFernandes@gmail.com

Resumo: A postura, ou controle postural, pode ser percebido como a disposição relativa dos segmentos corporais, através da composição do conjunto angular do corpo humano, na postura ereta, e, ereta semi-estática. A análise da dinâmica postural é preditiva para a verificação das desordens de equilíbrio, bem como na avaliação dos efeitos de intervenções clínicas e terapêuticas. O treinamento funcional utiliza-se de sistemas e componentes que utilizam o princípio da instabilidade para a aquisição da coordenação e equilíbrio. Dentre as estruturas utilizadas no treinamento funcional o disco de Freeman apresenta-se como um instrumento muito eficiente no auxílio da intervenção proprioceptiva. O objetivo deste trabalho foi desenvolver um sistema computadorizado para apresentar as variações da distribuição de massa no disco de Freeman através de um controle eletrônico e um sistema supervisor. Os diversos testes realizados em laboratório demonstram que o protótipo feito cumpre os objetivos da pesquisa, demonstrando de forma fiel à posição em que está a maior concentração de massa.

Palavras-chave: Propriocepção, Instrumentação, Centro de Massa.

Abstract: *The posture and postural control, can be perceived as the provision of body segments by composition of angular set of the human body in the upright position, and upright semi-static. The analysis of dynamic postural is predictive for the verification of balance disorders, as well as the assessment of the effects of clinical and therapeutic interventions. Functional training makes use of systems and components that use the principle of instability for the acquisition of coordination and balance. Among the structures used in functional training Freeman disc presents itself as a very effective tool in helping proprioceptive intervention. The aim of this study was to develop a computer system to display the mass distribution of variations in Freeman disc via an electronic control and supervision system. The various tests in the laboratory show that the prototype made meets the objectives of the research, showing faithfully the position where it is the largest mass concentration.*

Keywords: *Proprioception, Instrumentation, Mass Center.*

Introdução

A conservação do equilíbrio corporal durante a postura ereta é uma condição inevitável para o desenvolvimento das atividades de vida diária [1].

A estabilidade é gerada pelos momentos de força sobre as articulações corporais, que de uma forma geral neutralizam a força da gravidade. As variáveis essenciais relacionadas ao controle da postura ereta semi-estática determinam as possíveis alterações que diretamente estão relacionadas com a perda da estabilidade e da mobilidade. O estudo da dinâmica do controle postural é essencial para o diagnóstico das desordens do equilíbrio, e com isso, possibilitar a avaliação dos efeitos das intervenções terapêuticas [2].

Para ter equilíbrio corporal são necessárias respostas neuromusculares. A capacidade de regulação dos mecanismos que levam à execução dos movimentos é chamada de controle motor. O controle motor estabelece direcionamentos corporais a partir das informações dos receptores proprioceptivos sobre a condição atual do corpo em relação ao ambiente. Este é responsável pela ativação do conjunto de músculos responsáveis pela realização dos movimentos [3].

As respostas neuromusculares necessárias para permitir o controle da postura estão relacionadas à projeção vertical do centro de gravidade (CG) corporal, que deve ser mantido dentro da base de suporte (polígono delimitado pelas bordas laterais dos pés).

A análise da dinâmica postural é preditiva para a verificação das desordens de equilíbrio, bem como na avaliação dos efeitos de intervenções clínicas e terapêuticas e de propostas de reabilitação.

A análise do controle postural se dá através da atitude corporal durante dois momentos específicos: a) durante a postura estática e b) durante a postura dinâmica, sendo a última uma resposta a superfícies instáveis.

Para manter o equilíbrio em superfícies instáveis o corpo altera a distribuição de massa, compensando a instabilidade e mantendo o equilíbrio, dessa forma a distribuição de massa demonstra a resposta corporal à superfície instáveis.

O treinamento funcional em plataformas instáveis é um importante parâmetro para a reabilitação e condicionamento neuromuscular, proporcionando a melhora da coordenação e do padrão de recrutamento neuromuscular. Estudos recentes concluíram que o

treinamento regular em plataformas instáveis previne possíveis danos articulares e são eficientes na melhora da força muscular, velocidade de reação e equilíbrio [4].

Dentre as plataformas instáveis o disco Freeman [5] é o mais utilizado proporcionando um grande treinamento proprioceptivo. Entretanto, a maioria das plataformas instáveis comerciais apenas gera instabilidade, não informando as oscilações da distribuição da massa corporal, enquanto que, as plataformas de força que demonstram são estáticas e apenas permitem a análise do controle postural durante a postura estática.

Dessa forma, um sistema computadorizado que apresente a distribuição da massa em dois planos anatômicos ortogonais da articulação de tornozelo (flexão plantar e dorsiflexão – plano sagital; inversão e eversão – plano frontal) pode fornecer dados quantitativos e qualitativos para o profissional da saúde, gerando um melhor aproveitamento do disco de Freeman.

Portanto, o objetivo deste estudo é desenvolver um sistema computadorizado para apresentar as variações da distribuição de massa no disco de Freeman através de um controle eletrônico e um sistema supervisor.

Materiais e métodos

A montagem mecânica para instrumentação do disco de Freeman consiste basicamente em células de carga, que são montadas por bases acionadoras e por suportes soldados a um disco metálico de mesmo diâmetro do disco de Freeman no qual o indivíduo sobe para o ensaio. Esse disco é construído em Aço Carbono SAE 1020 com 2,5mm de espessura e diâmetro Ø395mm.

Os suportes foram concebidos no intuito de proporcionar fixação para os sensores e mantê-los distantes do disco de Freeman possibilitando o acionamento das células de carga. Os suportes foram desenvolvidos em formato “U”. Esses suportes são construídos em chapa de Aço SAE 1020 com 4 mm de espessura para que o sensor tenha curso suficiente para que sua flexão não seja restringida.

Os suportes das células de carga são soldados no disco metálico que são distribuídos para obter 2 conjuntos de 4 sensores principais para cada pé (Figura 1).



Figura 1 - Disposição das células de carga para soldagem.

Foi aplicada simulação de tensões no conjunto no intuito de validar as dimensões adotadas para as partes fixas e móveis. Para a quantificação das tensões resultantes no equipamento foi adotado o método de elementos finitos através do software Autodesk®

Inventor Professional 2015. A força peso adotada para os ensaios foi de 1200N distribuídos por toda a superfície do disco, o que resultaria em uma pessoa de aproximadamente 120kgf sobre o equipamento.

Adotada a carga citada e considerando como apoios fixos as superfícies das bases acionadoras dos sensores, resultou-se em tensão atuante máxima de 247,5 MPa (Figura 2) e fator de segurança 1,79 demonstrando que o projeto é robusto o suficiente para suportar os esforços. A concentração de tensão ocorre na região da célula de carga onde se encontra o *strain gauge* o que possibilita maiores deformações nessa área e consequentemente maiores variações de resistência elétrica.

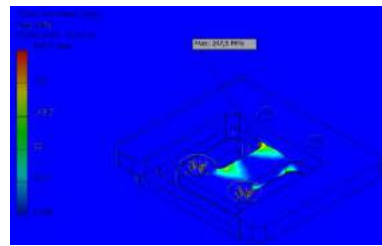


Figura 2 - Tensão máxima atuante no equipamento referente à carga de 1200N.

Para captar as variações de força, foram utilizados sensores *strain gages* distribuídos na base da plataforma. Foi definido que, no estado de repouso, o sensor possui 1k Ω e quando é aplicada força, o componente apresenta uma variação de até 5 Ω .

Para gerar o sinal foram utilizadas duas fontes de alimentação de 10 V, o positivo da fonte 2 foi ligado no negativo da fonte 1, assim é gerado um sinal de +10 V e um sinal de -10 V. Os dois sinais sofrem uma pequena variação que pode gerar uma imprecisão de leitura quando amplificado, logo o sinal deve ser mantido o mais constante possível, para eliminar essa variação foi utilizado reguladores de tensão que reduzem o sinal, mas o mantém constante. Para reduzir o ruído no sinal foi disposto um capacitor de 47 μ F em cada uma das saídas dos reguladores.

Para gerar uma variação de tensão que pode ser lida pelo controlador foi necessário montar um divisor de tensão com tensões positiva e negativa seguida por uma resistência variável e o sensor. A tensão negativa passa pelo sensor e varia de acordo com a variação da resistência, a tensão positiva por sua vez passa pela resistência variável que se altera de acordo com o valor da resistência. As duas tensões se somam e, se o divisor estiver balanceado, se anulam. Para balancear o divisor deve-se variar o valor da resistência variável com o sensor em repouso até que a tensão resultante seja o mais próximo possível de zero. A resistência variável de 470 Ω foi colocada em série com um resistor fixo de 680 Ω , dessa forma é possível obter uma boa precisão no balanceamento das cargas.

A tensão resultante é muito pequena, logo é necessário amplificá-la. Porém nesse sinal existe um ruído que, quando amplificado, gera uma grande imprecisão na leitura. Então é necessário implementar

um filtro ativo passa-baixa de segunda ordem de 50 Hz para filtrar esse sinal. Para montar esse filtro foi escolhido o amplificador operacional LM741.

O sinal foi amplificado utilizando dois amplificadores inversores, um de ganho 10 e outro de ganho 4.7, logo a tensão resultante será amplificada 47 vezes, tornando assim as alterações no sensor mais aparentes e fáceis de serem lidas e trabalhadas.

Após a amplificação, a variação de tensão fica entre 0 V a + 1.5 V sendo necessário converter o sinal analógico em sinal digital e vincular com o LabView®. Essa função é cumprida pela placa de aquisição de dados (DAQ) NI USB-6212 conectado no computador por cabo USB.

O programa gerado no LabView® envolve a criação de uma área dividida em diversos setores (Figura 3), cada setor possui um valor numérico determinado por uma matriz resultante da multiplicação de duas matrizes (Figura 4), onde uma matriz determina o número de setores verticais e as influências dos sensores 1 e 3, enquanto que a outra matriz determina o número de setores horizontais e as influências dos sensores 2 e 4. As influências de cada sensor são determinadas pela distância entre o setor e os sensores, quanto mais distante for o sensor do setor, menor é a sua influência, e quanto mais perto, maior a sua influência.

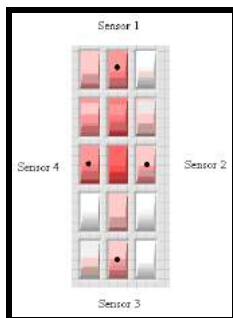


Figura 3 - Área de atuação dividida em 15 setores

1	1X	1Y	1	S1	S1	S1	S1	S1
1-(1/Y)	1X	2Y	1	S2	S2.2	S2.3	X.S2	
1-(2/Y)	1X	3Y	1	S3	S3	S3	S3	
1-(3/Y)	1X	4Y	1	S4	S4	(1-(1/3))S4	(1-(2/3))S4	(1-(0.1))S4
1-(4/Y)	1X	1	1					

X=numero de setores horizontais
Y=numero de setores verticais
S1=sensor 1
S2=sensor 2
S3=sensor 3
S4=sensor 4

Figura 4 - Cálculo da influência de cada sensor.

Os valores calculados de cada setor passam por um processo que gera um número de 0 a 510 em que a cor vermelha é o ponto de maior força calculado através da soma dos quatro sensores ($ST=S1+S2+S3+S4$), valor este dado pelo centro de pressão deslocado, azul claro é o ponto de repouso dos sensores, ou seja, quando não existe força no sensor e branco representa metade da pressão total (Figura 5).



Figura 5 - Representação de cores para o ponto de repouso (0) até o ponto máximo (ST).

A matriz de cores é calculada através de um diagrama de blocos montado para multiplicar os sensores com suas respectivas influências e então somar os quatro valores obtidos para descobrir o valor de cada setor. Este diagrama deve ser repetido com os valores numéricos adequados para cada setor até haver um diagrama com valores diferentes para cada setor.

Para calcular a massa em kg em cada sensor é necessário inserir a massa em quilogramas do objeto que será colocado no disco, sabendo a massa total que está sobre o disco e sabendo a diferença entre cada sensor, é possível calcular a massa em cada sensor, por exemplo, sabendo que sobre o disco tem uma massa de 100 kg e que em um sensor tem 20% do valor de tensão da soma de todos os sensores, utilizando essa proporção é possível calcular que neste sensor tem 20% da massa total, logo nesse sensor tem 20 kg. Para calcular essa proporção foi utilizada a seguinte expressão.

$$P_S = \frac{M \times S_L \times V_S}{S_S \times S_L}$$

Onde:

PS = massa no sensor;

M = massa total no disco;

SL = soma do valor em volts dos quatro sensores do lado em que se deseja encontrar a massa;

VS = tensão no sensor em que se deseja encontrar a massa;

SS = soma do valor em volts de todos os oito sensores.

Para tornar o sistema mais preciso foi disposto um botão que quando pressionado vai subtrair os valores do sensor pelo valor do próprio sensor no momento em que o botão é pressionado, dessa forma qualquer valor lido será zero, isso elimina problemas como o peso do disco de aço sobre os sensores e diferenças de valores entre os circuitos.

Resultados

Após todo o processo de simulação e de construção do sistema supervisor, foi montado o circuito de forma real em uma placa padronizada utilizando as mesmas condições da simulação. Após os primeiros testes, o dispositivo de sensoriamento permitiu registros idênticos aos realizados na simulação, para tal a comunicação do sistema supervisor foi feita através de uma placa de aquisição de dados (DAQ).

Utilizando uma chapa de aço carbono foi produzido um disco com as mesmas medidas de um disco de Freeman, o disco de aço foi então cortado no meio para isolar as leituras de cada pé, dessa forma um pé não interfere no outro. As células de carga (*strain gauge*) removidas das balanças digitais foram então fixadas no disco de Freeman e no disco de aço através de suportes dispostos de forma que, quando aplicar força na chapa de aço, os sensores serão acionados de acordo com a força aplicada.

A conexão do disco com as placas foi feita através de cabos rede devido a sua resistência e sua montagem (quatro pares de fio no seu interior), cada par é ligado

em um sensor de um lado, e na placa do outro. A placa é então ligada em uma DAQ, que por sua vez é ligada em um computador executando o programa por meio de um cabo.

O sistema supervisorio foi dividido em três abas. A primeira permite inserir alguns dados pessoais do voluntário, tais como: nome, idade, sexo e peso.

A segunda aba permite equalizar a distribuição de massa. Esta tela contém também o botão que zera e calibra a leitura dos sensores para cada voluntário.

A terceira aba apresenta os dados de tensão elétrica em cada sensor, na forma de valor numérico e de gráfico. Esses dados possibilitam a regulagem dos potenciômetros sem a necessidade de remover os circuitos da caixa para realizar medições.

O primeiro teste foi verificar se a distribuição de massa está correta, para tanto foi colocado corpos de prova de massa conhecida (5 kg) em diversas posições no disco e verificar se o sistema supervisorio responde adequadamente. Após, foi realizado um teste com o autor da pesquisa, visando constatar se o sistema apresentava o mesmo comportamento com valores de massa de uma pessoa (aproximadamente 70 kg).

A Figura 6a apresenta a utilização do disco na posição flexão plantar. A Figura 6b mostra a resposta do sistema supervisorio oriunda da posição flexão plantar evidenciando que a área onde há maior concentração de carga está no quadrante superior. A Figura 6c apresenta a utilização do disco na posição dorsiflexão. A Figura 6d mostra a resposta do sistema supervisorio oriunda da posição dorsiflexão evidenciando que a área onde há maior concentração de carga está no quadrante inferior.

Os testes com os corpos de prova de massa conhecida, bem como o teste utilizando a massa do autor demonstraram de maneira adequada o posicionamento em que a força é aplicada, independentemente de sua posição, forma e intensidade. Não houve alteração no formato do disco de Freeman com isso, não houve comprometimento em relação ao seu uso normal.

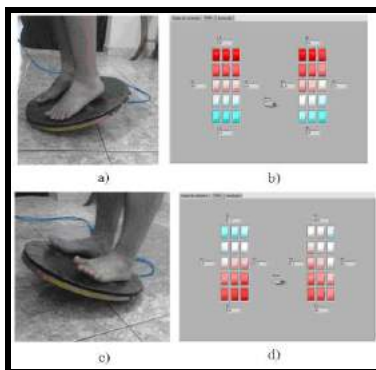


Figura 6 - Teste utilizando a massa do autor. a) Disco na posição flexão plantar; b) Resposta do supervisorio a posição flexão plantar; c) Disco na posição dorsiflexão; d) Resposta do supervisorio a posição dorsiflexão.

Conclusão

O objetivo desta pesquisa era criar um sistema eletrônico, que agindo em conjunto com um supervisorio produzido no Labview® pudesse demonstrar a distribuição de massa no disco proprioceptivo de Freeman. Os diversos testes realizados em laboratório demonstram que o protótipo feito cumpre os objetivos da pesquisa, demonstrando de forma fiel a posição em que está a maior concentração de massa. O aprendizado desenvolvido nesse projeto foi possível colocar em prática muitos conhecimentos teóricos da engenharia elétrica, tais como: desenvolvimento e simulação do sensoramento eletrônico, desenvolvimento do sistema supervisorio. E com isso poder contribuir com o aprimoramento de um dispositivo que será utilizado no processo de treinamento e reabilitação. Uma próxima etapa do estudo poderia ser o aperfeiçoamento do protótipo de forma que o examinador tenha controle sobre a plataforma, visando obter diversas inclinações controladas e analisar a reação do paciente a essas variações por meio do sistema supervisorio.

Agradecimentos

A FAEP (Fundação de Amparo ao Ensino e Pesquisa), pelo auxílio financeiro. A Universidade de Mogi das Cruzes e a FAPESP (Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de São Paulo – Processo nº 2013/22947-0) pelo apoio e incentivo.

Referências

- [1] Andrade, L.P.; Stella F.; Barbieri, F.A.; Rinaldi, N.M.; Hamanaka, A.Y.Y.; Gobbi, L.T.B. Efeitos de tarefas cognitivas no controle postural de idosos: Uma revisão sistemática. *Motricidade*. Portugal, v.7, n.3, p. 19-28, 2011.
- [2] Alonso, A.C.; Brench, G.C.; Greve, J.M.D.A. Técnicas de avaliação proprioceptiva do ligamento cruzado anterior do joelho. *Acta Fisiátrica*, São Paulo, v.17, n. 3, p. 134-140, 2010.
- [3] Oliveira, D.C.S.; Rezende, P.A.M.S.L.; Silva, M.R.; Lizardo, F.B.; Sousa, G.C.; Santos, L.A.; Guimarães, E.A.; Chacur, E.P. Análise eletromiográfica de músculos do membro inferior em exercícios proprioceptivos realizados com olhos abertos e fechados. *Revista Brasileira de Medicina do Esporte*, São Paulo, v. 4, n. 18, p.261-266, 2012.
- [4] Maior, A.S.; Simão, R.; Salles, B.F.; Miranda, H.; Costa, P.B. Neuromuscular activity during the squat exercise on an unstable platform. *Brazilian Journal of Biomotricity*. Rio de Janeiro, v.3, n.2, p. 121-129, 2009.
- [5] Freeman, M.A. Instability of the foot after injuries to the lateral ligaments of the ankle. *The Journal of Bone & Joint Surgery*, Londres, v.47B, n.4, p.669-677, 1965.

CIRCUITOS ELÉTRICOS DE BAIXO CUSTO PARA AQUISIÇÃO DE TENSÃO E CORRENTE EM EQUIPAMENTOS DE ELETROCIRURGIA

J. F. Dums*, B. Schneider Jr.** e A. A. Badin**

*IFSC, Joinville, Brasil

** UTFPR, Curitiba, Brasil

e-mail: joseflavio@ifsc.edu.br

Resumo: Este trabalho aborda a concepção de circuitos elétricos para serem utilizados na leitura da tensão e da corrente, em alta frequência, de conversores estáticos de energia, comutados ou não, que trabalham acima de 100 kHz, como os equipamentos de eletrocirurgia [300 kHz a 5 MHz]. O objetivo é encontrar uma estrutura resistiva cuja reatância seja desprezível na faixa de frequências considerada, ou cujo efeito possa ser compensado, possibilitando a criação de circuitos amostradores para sinais complexos de alta frequência. Um breve estudo das características reais dos resistores de sinal axiais (resistores com corpo cilíndrico, revestido por um filme de carbono ou filme metálico e com fixação por terminais, do inglês Pin Through Hole - PTH), resistores de sinal de superfície (Surface Mounted Device - SMD) e resistores de potência de fio até 100 Ω é apresentado. Dois modelos simplificados, porém realísticos, são apresentados. Um modelo para os resistores de sinal inferiores a 47 Ω e os resistores de fio inferiores a 100 Ω . O outro para os resistores de sinal superiores a 1 k Ω . Por fim, os circuitos práticos para realizar a amostragem da tensão e da corrente de saída de um amplificador de potência transistorizado, operado a 400 kHz, são apresentados, ensaiados e discutidos.

Palavras-chave: Unidade eletrocirúrgica, potência, medição, resistores.

Abstract: *This paper presents the design of electrical structures to be used for reading high frequency voltage and current in switched or not static power converters, working between 300 kHz and 5 MHz, as an Electrosurgical Unit. The goal of this work is to find a resistive structure with neglectable reactance in the frequency band considered, or compensate them, creating sampler circuits for complex high frequency signals. A brief study of the characteristics of the Pin Through Holes (PTH) signal resistors, Surface Mounted Devices (SMD) signal resistor and power wire resistors above 100 Ω is shown. Two realistic simplified models are presented. One for signal resistances lower than 47 Ω and power wire resistors lower than 100 Ω . Other for signal resistance greater than 1 k Ω . Finally, a practical circuit to sample output voltage and output current of a linear converter operating at 400 kHz are shown, tested and discussed.*

Keywords: *Electrosurgical unit, power, measurement, resistors*

Introdução

A eletrocirurgia pode ser definida como a utilização de altas intensidades de corrente elétrica (tipicamente até 3 A) e altas tensões (até 2.000 V) em altas frequências (por norma de 300 kHz a 5 MHz) [1] para fazer incisões (ou cortes), destruir e/ou remover tecidos orgânicos, juntamente com a promoção de algum grau de hemostasia[2].

Um equipamento de eletrocirurgia mal regulado, ou mal utilizado, pode gerar problemas ao paciente como a carbonização dos tecidos, cortes em locais indesejados e até a eletroestimulação de músculos.

Apesar de ser largamente utilizado, o desenvolvimento destes equipamentos ainda necessita de pesquisas. Nas últimas décadas a produção de estudos acerca dos equipamentos de eletrocirurgia tem se concentrado em três eixos: (a) Desenvolver novas topologias que permitam um controle indireto da potência de saída [1], [3]–[5]; (b) Utilizar técnicas computacionais para determinar a potência de saída [6]–[9] (c) Utilizar circuitos de baixo custo para obter valores proporcionais às grandezas de saída [10], [11]. Contudo, nas técnicas em “a” há um erro inerente às perdas de potência nos elementos que sucedem os circuitos de amostragem ou aproximações de cálculo realizadas. Em “b”, as técnicas exigem um grande aparato tecnológico, o que acaba inviabilizando a sua implementação comercial devido aos altos custos associados. Em “c”, ao obter medidas proporcionais às grandezas de saída, não é possível garantir que se determine a potência ativa, devido ao conteúdo reativo que se faz presente.

A fim de não esbarrar nas mesmas limitações é que se busca um sistema capaz de permitir a leitura precisa e direta das grandezas de saída do equipamento, a um custo muito baixo. Assim, será possível viabilizar o cálculo da potência ativa por alguma técnica já conhecida, como a proposta por Monteiro [7], por exemplo, e o consequente desenvolvido um sistema de retroalimentação que a mantenha estável durante os procedimentos.

Materiais e métodos

Na literatura técnica é bastante conhecido que devido ao processo como são construídos os componentes passivos (resistores, capacitores e indutores), estes apresentam elementos parasitas que modificam sua impedância com a variação da frequência [12].

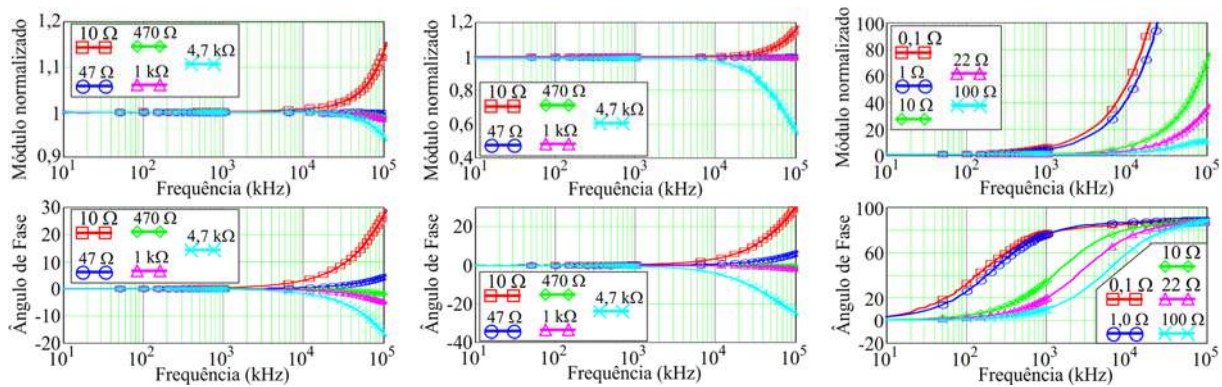


Figura 1: A esquerda os diagramas de módulo (superior) e fase (inferior) para resistores de sinal PTHs. Ao centro os diagramas de módulo (superior) e fase (inferior) para resistores de sinal SMDs. A direita os diagramas de módulo (superior) e fase (inferior) para os resistores de potência de fio.

Apesar de serem complexos, os modelos destes componentes podem ser simplificados se a banda de frequências a ser considerada na aplicação dos componentes for limitada.

Neste sentido, considerando que tipicamente os equipamentos eletrocirúrgicos operam entre 300 kHz e 500 kHz, este estudo irá admitir que uma banda de frequências entre zero e 100 MHz é capaz de representar com fidelidade um sinal eletrocirúrgico.

Buscando simplificar os modelos, foram ensaiados, em um analisador de impedâncias Agilent 4294A, resistores de sinal do tipo PTHs, resistores de sinal SMDs de formato 1206 e resistores de 5 W de potência, de fio, do tipo PTH.

Do resultado destes ensaios foram traçadas as curvas que descrevem o comportamento do módulo e da fase das impedâncias em função da frequência. Estas são apresentadas na Figura 1 onde: Na linha de curvas superior estão as curvas de módulo das impedâncias, normalizadas pela resistência nominal descrita nos componentes e na linha inferior estão as curvas do ângulo de fase. A primeira coluna de curvas apresenta a impedância dos resistores de sinal axiais, a segunda coluna de curvas trata dos resistores de superfície e a terceira coluna de curvas se refere aos resistores de fio.

Pelos ensaios verifica-se que para valores até 100 Ω , todos os tipos de resistores ensaiados têm comportamento similar a um circuito resistivo-indutivo, visto que o módulo da impedância e o ângulo de fase aumentam de valor quando do aumento da frequência.

Já para resistores de sinal acima de 100 Ω o comportamento tende a ser similar a um circuito resistivo-capacitivo pois o módulo da impedância e o ângulo de fase diminuem de valor com o aumento da frequência.

Porém, para resistores de sinal entre 47 Ω e 1 k Ω , a variação no módulo é inferior a 5% e o ângulo de fase não extrapola $\pm 8^\circ$. Por estes motivos, estes resistores podem ser considerados puramente resistivos, visto que 5% é a faixa de tolerância admitida para os componentes ensaiados e que uma variação de 8° na fase representa menos de 1% de erro entre a impedância medida e o valor da resistência em zero Hz.

Sendo assim, na Figura 2 são apresentados os modelos simplificados dos resistores utilizados, onde (a) é para resistores de sinal acima de 1 k Ω e (b) é para os resistores de sinal inferiores a 47 Ω e os resistores de fio ensaiados.

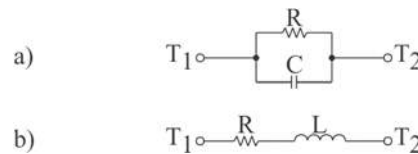


Figura 2: Modelos simplificados para os resistores. (a) Resistores de sinal acima de 1 k Ω . (b) Resistores de sinal menores que 47 Ω e resistores de fio até 100 Ω .

Amostragem de Tensão – O circuito amostrador de tensão escolhido é o divisor de tensão. Conforme a norma ABNT NBR IEC 60601-1-2 [2], toda impedância que possa vir a ser colocada em paralelo ao paciente deve ser superior a 2 M Ω . Desta forma o divisor adotado é composto de dois resistores SMDs, R_1 e R_2 , ambos de 1 M Ω em série, para compor o elemento de entrada, e um resistor SMD, R_3 de 1 k Ω , como elemento de saída. O circuito é conectado entre o Eletrodo Ativo (E_A) e o Eletrodo de Retorno (E_R) do equipamento e a amostra da Tensão de Saída (V_A) do equipamento eletrocirúrgico é obtida ao mensurar a tensão sobre o resistor R_3 , tendo como referência o terminal E_R . Esta configuração é apresentada no circuito à esquerda da Figura 3.

Devido às resistências do circuito divisor serem iguais ou superiores a 1 k Ω , adotou-se o modelo (a) apresentado na Figura 2 e, desta forma, o circuito amostrador pode ser representado pelo circuito central da Figura 3. Neste modelo, as capacitâncias parasitas C_1 , C_2 e C_3 foram determinadas a partir do ensaio dos resistores reais no analisador de impedâncias, cujos valores obtidos são iguais a 0,055 pF.

A presença das capacitâncias parasitas modifica o comportamento do ganho estático do circuito divisor de tensão, como mostra a Figura 4 que apresenta o ganho do circuito normalizado e a sua variação de fase ao longo da faixa de frequências admitida, mostrando que o ganho de

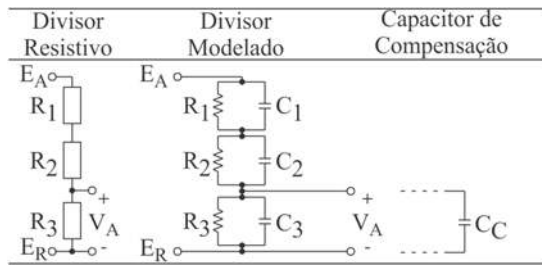


Figura 3: Circuito para amostrar a tensão. À esquerda o circuito resistivo montado, ao centro o circuito modelado e a direita o capacitor de compensação adicionado.

amplitude pode ser muito maior que o valor desejado, em algumas dezenas de MHz, bem como o atraso do sinal amostrado pode se aproximar a 90°. Como nestas frequências pode existir conteúdo harmônico, este será distorcido em relação ao seu real valor, e, portanto, irá alterar a medição desejada.

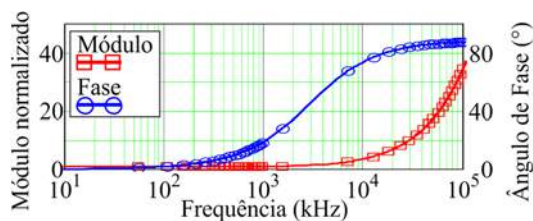


Figura 4: Resposta de ganho e de fase para o circuito divisor de tensão sem compensação.

Ao inserir o capacitor de compensação C_C mostrado a direita, na Figura 3, estas variações de ganho e fase podem ser eliminadas, permitindo uma resposta linear em toda faixa de frequência admitida. O valor da capacitância de compensação pode ser determinado pela equação (1), e para o circuito proposto ele ficou em 55 pF.

$$C_C = \frac{C_1 \cdot C_2}{C_1 + C_2} \cdot \left(\frac{R_1 + R_2}{R_3} \right) - C_3 \quad (1)$$

Fez-se a opção pela utilização de capacitores cerâmicos de disco no circuito compensador. Neste sentido diversos capacitores foram ensaiados no analisador de impedância, e assim foi possível gerar a Figura 5, onde se observa que os capacitores abaixo de 470 pF podem ser considerados como capacitâncias puras e, portanto, adequados para esta aplicação.

Amostragem de corrente – Para realizar a amostragem da corrente de saída do conversor, fez-se a opção pela inclusão de um resistor em série com a carga, conhecido como resistor *shunt*. Este resistor, para suportar a corrente de saída, precisa ser capaz de dissipar alguns watts de potência. Por este motivo é que se optou pela adoção de resistores de 1 Ω e 5 W de potência, de fio. Como já foi descrito anteriormente, e apresentado na Figura 1, este tipo de resistor tem uma característica indutiva.

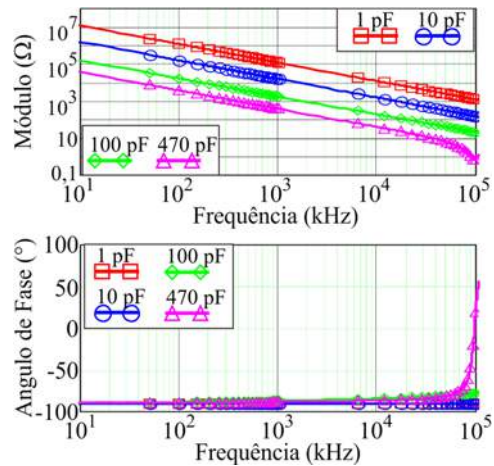


Figura 5: Resposta em frequência da impedância para capacitores cerâmicos.

Para eliminar este problema, optou-se pela inclusão de um circuito com característica capacitiva que possa compensar o efeito já citado [13], e assim, apresentar na saída do circuito amostrador uma tensão proporcional a corrente aferida e sem distorções.

O circuito proposto para esta solução é apresentado na Figura 6.

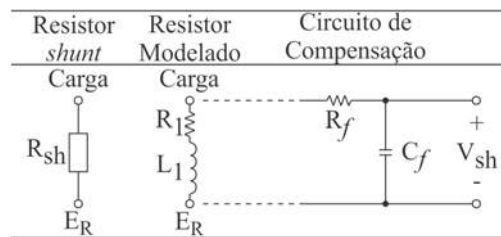


Figura 6: Circuito para amostrar a corrente. À esquerda o resistor shunt, ao centro o componente modelado e a direita o circuito de compensação adicionado.

Por meio dos ensaios no analisados de impedâncias foi possível aferir que a indutância série do resistor *shunt* utilizado é de 0,75 μH. Para compensar o efeito indutivo foi preciso sintonizar as frequências de corte (frequência na qual o ângulo de fase é ±45°) do circuito equivalente e do circuito de compensação. Sendo assim, foram utilizados um resistor R_f de 910 Ω e um capacitor C_f de 800 pF, e desta forma se obteve uma resposta linear em todo o espectro de frequências considerado.

Resultados experimentais – Para os ensaios foi utilizado o amplificador de potência transistorizado, operado a 400 kHz com saída quase senoidal, proposto por Schneider et al. [1]. Na saída do amplificador foram inseridos os circuitos amostradores, conforme indica a Figura 7, onde V_A é a amostra de tensão e V_{sh} é amostra de corrente, ambas referenciadas ao eletrodo de retorno E_R .

Foram realizadas aquisições de tensão e de corrente com as estruturas sem compensação e com compensação, aplicados a uma fatia de chuchu com 10mm de espessura e diâmetro aproximado de 60mm, com contato mecânico.

Utilizou-se osciloscópio digital com 2 Gsa de amostragem e sondas de tensão e corrente de 100 MHz de banda. Destes ensaios foram obtidas as curvas apresentadas na Figura 8 onde E_A é a tensão do eletrodo ativo, V_A -SC é a amostra de tensão sem compensação, V_A -CC é a amostra de tensão com compensação, I_{sh} é a corrente de retorno multiplicada por 2, V_{sh} -SC é a amostra de corrente sem compensação e V_{sh} -CC é a amostra de corrente com compensação.

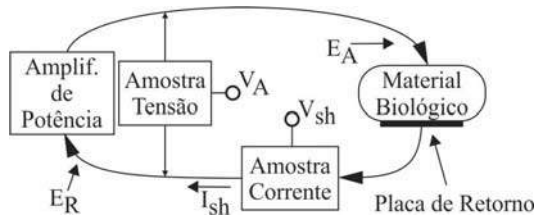


Figura 7: Esquemático de ligação dos circuitos de amostragem.

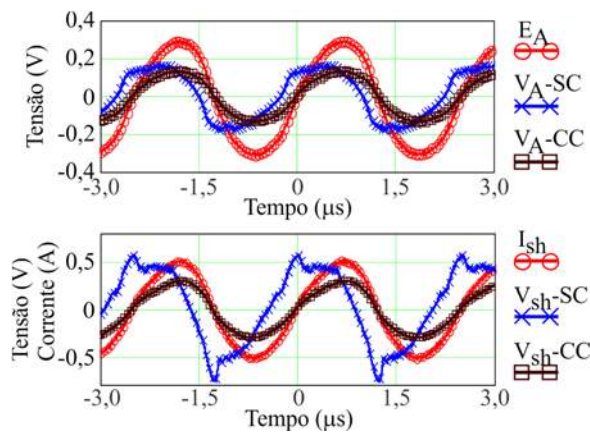


Figura 8: Amostras de tensão e de corrente de saída.

Conclusão

Os resultados obtidos demonstram a eficácia dos circuitos propostos, uma vez que a amostra apresenta grande semelhança com as medições reais. Nas amostras de tensão e de corrente sem compensação existe um grande adiantamento de fase e amplificação do conteúdo harmônico. Essas distorções são atenuadas significativamente com a inclusão dos elementos de compensação, de forma a permitir que estas amostras possam ser utilizadas para o cálculo da potência ativa de saída. Cabe ressaltar que estes resultados são possíveis graças a escolha minuciosa dos componentes, a limitação da banda de frequências considerada e ao layout cuidadoso dos circuitos de amostragem, minimizando o comprimento das conexões dos componentes.

Agradecimentos

À Fundação Instituto de Tecnologia de Joinville (FITEJ) e à Secretaria Estadual de Educação de Santa Catarina, por meio do programa UNIEDU, pelos apoios financeiros.

Referências

- [1] B. Schneider and P. J. Abatti, "Desenvolvimento de um Equipamento Eletrocirúrgico com Saída não Chaveada," *Rev. Bras. Eng. Biomed.*, vol. 21, no. 1, pp. 15–24, Jun. 2005.
- [2] A. Associação Brasileira de Normas Técnicas, ABNT NBR IEC 60601-2-2: Equipamento eletromédico Parte 2-2: Requisitos particulares para a segurança básica e desempenho essencial de equipamentos cirúrgicos de alta frequência e acessórios cirúrgicos de alta frequência. Rio de Janeiro, RJ, 2013, p. 80.
- [3] H. Wurzer, R. Maeckel, J. Lademann, H. Audring, and H. D. Liess, "A spark counter as a control unit of a radio frequency surgery device.," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 44, no. 9, pp. 831–8, Sep. 1997.
- [4] S. Jensen, D. Maksimovic, D. Friedrichs, and J. Gilbert, "Fast tracking electrosurgical generator using GaN switches," in 2015 IEEE Applied Power Electronics Conference and Exposition (APEC), 2015, vol. 8993, no. c, pp. 1404–1408.
- [5] D. a Friedrichs, R. W. Erickson, and J. Gilbert, "A new dual current-mode controller improves power regulation in electrosurgical generators.," *IEEE Trans. Biomed. Circuits Syst.*, vol. 6, no. 1, pp. 39–44, 2012.
- [6] M. Fritz and H. Schall, "Electrosurgical Generator for the Treatment of a Biological Tissue, Method for Regulating an Output Voltage of an Electrosurgical Generator, and Corresponding use of the Electrosurgical Generator.," 13/002145, 2014.
- [7] A. Luiz, R. Monteiro, K. C. Grande, R. A. De Faria, and B. Schneider, "A simple approach to calculate active power of electrosurgical units," *Res. Biomed. Eng.*, no. 2, pp. 1–15, 2015.
- [8] Y. Zhou, D. Li, W. Xu, and C. Song, "A new parameter measurement system for electrosurgery output.," *Sheng Wu Yi Xue Gong Cheng Xue Za Zhi*, vol. 31, no. 2, pp. 421–425, Apr. 2014.
- [9] H. Visser, K. Fastenmeier, R. Mausberg, and G. Lohr, "Measurement of physical parameters in HF surgical techniques in dentistry.," *ZWR*, vol. 100, no. 4, pp. 219–223, Apr. 1991.
- [10] O. H. Schmitt, R. D. Tucker, C. E. J. Sievert, and S. E. Silvis, "A miniature current probe for measuring electrosurgical currents.," *Med. Instrum.*, vol. 17, no. 4, pp. 276–277, 1983.
- [11] R. D. Tucker, P. S. Stasz, and E. V Kramolowsky, "A simple and inexpensive method for measuring electrosurgical variables.," *Biomed. Instrum. Technol.*, vol. 23, no. 1, pp. 54–57, 1989.
- [12] P. B. Reinhold Ludwig, *RF Circuit Design: Theory and Applications*. Upper Saddle River, New Jersey, US: Prentice-Hall, Inc, 2000.
- [13] S. A. Dyer, *Survey of Instrumentation and Measurement*. New York, NY, USA: JohnWiley & Sons, Inc., 2001.

DESENVOLVIMENTO DE UM ESTIMULADOR ELÉTRICO PARA USO EM PACIENTES DE UTI

Alessandro Schildt*, Paulo Sanches*, Danton Junior*, Bruno Tondin*, André Muller*, Paulo Thomé*, Matias Fröhlich**, Graciele Sbruzzi** e Marco Vaz**

*Serviço de Pesquisa e Desenvolvimento em Engenharia Biomédica/HCPA, Porto Alegre, Brasil

**Escola de Educação Física, Fisioterapia e Dança/UFRGS, Porto Alegre, Brasil

e-mail: aschildt@hcpa.edu.br

Resumo: Uma das aplicações da Estimulação Elétrica é a reabilitação neuromuscular (ganho de massa muscular e força) de pacientes que tiveram limitações temporárias ou permanentes de seus membros. Entretanto, a maioria dos estimuladores elétricos existentes no mercado não possibilita o ajuste de todos os parâmetros necessários para uma ação efetiva nessa reabilitação. Dentro deste contexto, foi desenvolvido um estimulador elétrico com o intuito de minimizar as perdas de massa e força muscular que acometem pacientes internados em Unidades de Terapia Intensiva (UTI). O estimulador possui características que permitem executar protocolos rápidos e eficientes dentro de UTIs e foi desenvolvido com uma interface amigável com o usuário, utilizando um computador embarcado e microcontroladores para geração dos pulsos de estímulo. O aparelho se mostrou eficaz para o propósito a qual foi concebido, apresentando resultados preliminares bons.

Palavras-chave: Estimulação elétrica, computação embarcada, pacientes de UTI.

Abstract: *Neuromuscular rehabilitation is one of the applications of artificial electrical stimulation in patients with temporary or permanent lower limb limitations. However, most electrical stimulators commercially available do not allow the adjustment of all the necessary parameters for an effective rehabilitation. Within this context, an electrical stimulator was developed aimed at minimizing the loss of muscle mass and muscle force that affects patients in Intensive Care Units (ICU). The stimulator has the necessary features that allow to organize fast and efficient protocols within ICU was developed with a user-friendly interface, which uses an embedded computer and microcontrollers for the generation of stimulation pulses. The device proved effective for the purpose for which it was designed, with good preliminary results.*

Keywords: *Electrical stimulation, embedded computing, ICU patients.*

Introdução

A Estimulação Elétrica (EE) é uma tecnologia assistiva utilizada na medicina para reabilitação neuromuscular ou para tratamento de dor. Esta técnica vem sendo usada como uma alternativa ao exercício

voluntário em pessoas que possuem o movimento de algum membro limitado devido a condições físicas graves como paraplegia [1], doença pulmonar obstrutiva crônica (DPOC) [2] ou insuficiência cardíaca [3]. Nestes estudos citados há o uso de EE no quadríceps femoral para fim de treinamento muscular de pacientes graves, com o intuito de comparar o uso de EE com técnicas de exercícios convencionais. Constatou-se que, no caso dos pacientes com DPOC, há um aumento da força muscular e uma diminuição no número de dias para a transferência do leito para a cadeira [2]. Já no caso dos pacientes com insuficiência cardíaca, ocorreu um aumento na distância percorrida no teste de caminhada de 6 minutos e na força muscular periférica [3].

Outro caso específico de perda de mobilidade que merece bastante atenção devido às consequências debilitantes aos pacientes é o período de internação em UTI. A disfunção neuromuscular é um distúrbio que ocorre na maioria desses pacientes, atingindo tanto a musculatura respiratória quanto a periférica [4], e está associada principalmente a alterações na estrutura da fibra muscular e em marcadores inflamatórios [5,6]. Inúmeros fatores de risco estão associados a essa disfunção, mas os principais são a imobilidade, o descondicionamento físico e a fraqueza muscular.

Dessa forma, a EE oferece uma alternativa para reduzir e/ou devolver a mobilidade perdida ou reduzida nesses pacientes, melhorando sua independência funcional e reduzindo o tempo de internação na UTI, visto que a EE pode ser aplicada quando o paciente ainda está sedado.

Visando o tratamento destes pacientes desenvolveu-se um estimulador elétrico com algumas características, não encontradas em equipamento comerciais:

- Definição *on-line* de parâmetros de estimulação, que são feitas somente pelo pesquisador responsável;
- Salvar dados de estimulação: corrente e tensão que percorrem os eletrodos, além de duração do protocolo de estimulação.

Portanto, o presente artigo (1) aborda o sistema desenvolvido, contemplando o computador embarcado escolhido, os módulos de estimulação e os dispositivos de segurança implementados; (2) apresenta os

resultados obtidos durante o desenvolvimento do equipamento e com seu uso em pessoas saudáveis; e (3) discute os resultados obtidos em pessoas saudáveis, apresentando as conclusões do que foi observado durante a implementação do equipamento e de sua utilização.

Materiais e métodos

O estimulador desenvolvido e apresentado no diagrama da Figura 1, é composto por um computador embarcado *BeagleBone Black*, uma tela de 4.3' sensível ao toque, dois módulos de estimulação e um módulo *Real Time Clock and Calendar* (RTCC). O computador embarcado é usado em conjunto com a tela para o gerenciamento de todas as funções e interface com o usuário. Já os módulos de estimulação foram desenvolvidos para gerar os sinais de estimulação e o módulo RTCC é usado para manutenção de data e hora.

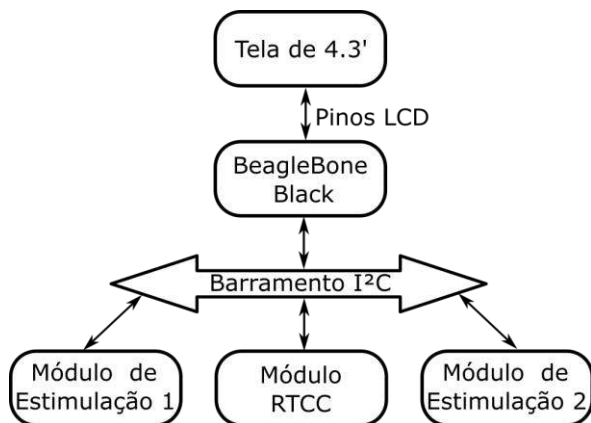


Figura 1: Diagrama em blocos básico do estimulador desenvolvido.

BeagleBone Black – É um computador embarcado de baixo custo que apresenta até 69 portas de entrada e saída disponíveis, suporte a protocolos de comunicação SPI, I²C, CAN e *Serial*, suporte a USB *client* e *host*, 4GB de memória *flash* e um processador ARM Cortex-A8 modelo AM3358 de um núcleo de 1GHz da *Texas Instruments* [7]. O estimulador foi projetado a partir deste computador embarcado, sendo o principal elemento do equipamento. A partir dele é gerado o protocolo de estimulação, o qual é enviado aos módulos de estimulação utilizando um dos três barramentos I²C disponíveis. Além disso, é usado como *logger* para monitorar as informações de corrente e tensão obtidas da estimulação no paciente, além de criar e editar protocolos de estimulação. Para que essas funcionalidades fossem efetivadas foi usada uma distribuição *Linux Debian 7.0* (codinome *Wheezy*) para dispositivos embarcados em conjunto com um aplicativo desenvolvido na linguagem C++ em plataforma aberta (*QT 4.8* para dispositivos embarcados) para empregar a utilização da tela sensível ao toque.

Módulo de estimulação – A partir da Figura 2 observa-se que cada módulo de estimulação possui um

microcontrolador PIC18F2520 da empresa *Microchip*, o qual é usado para receber as informações de estimulação do computador embarcado via protocolo I²C, decodificar este pacote e gerar o sinal de estimulação. Outra função deste módulo é monitorar tensão e corrente que circulam entre os eletrodos. A cada 200 ms uma amostra com resolução de 10 bits de cada medida é feita através de um microcontrolador PIC12F1840, também da *Microchip*, e são enviadas para o PIC18F2520 utilizando protocolo *Serial*.

As características de estimulação que podem ser descritas no módulo são:

- Frequência de estímulo: 1, 2, 5, 10 a 100 Hz, em intervalo de 10 Hz;
- Duração do pulso de estímulo: 100 μ s a 1 ms, em intervalo de 100 μ s;
- Ciclos de estimulação e repouso variando de 0 a 60 s, em intervalo de 1 s;
- Intensidade de corrente: 0 a 110 mA em carga de 1 K Ω .

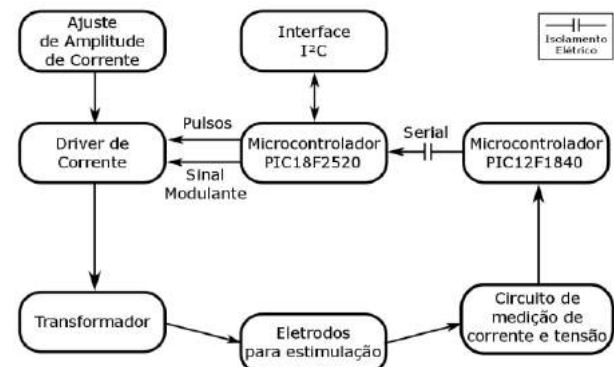


Figura 2: Diagrama em blocos do módulo de estimulação desenvolvido.

Outra parte importante deste módulo de estimulação é a geração, propriamente dita, do sinal que estimulará a região muscular desejada do paciente. Nesta foi considerado o desenvolvimento de uma fonte de corrente sobre o primário do transformador que é usado para aumentar a tensão de saída.

Dispositivos de segurança – Como o estimulador foi desenvolvido baseado na ideia de uma fonte de corrente, são necessários alguns métodos para garantir segurança do paciente. O principal problema que pode ocorrer neste caso é a impedância entre a pele do paciente e o eletrodo se elevar muito, ocasionando um aumento da tensão para compensar o crescimento da impedância e garantir a manutenção da corrente. Sendo assim, a partir da monitoração de tensão e corrente, foi possível inferir a impedância, e determinou-se que uma impedância acima de 10K Ω significa problema de contato. Então, quando um dos módulos de estimulação atinge uma impedância igual ou maior a esta, o sistema bloqueia a estimulação e exibe na tela uma mensagem de erro ao usuário. Se por ventura ocorrer outro problema, o usuário ainda tem a possibilidade de suspender a alimentação dos módulos de estimulação através de um botão de emergência.

Outrossim, é necessário manter o paciente isolado da rede elétrica durante o protocolo de estimulação. O transformador, a partir de sua concepção, é isolado eletricamente entre o primário e o secundário. Porém, como a medida da impedância de contato é realizada diretamente no secundário do transformador, o módulo apresenta um isolador DC-DC para alimentar este circuito de medição. E, para a comunicação *Serial* entre os microcontroladores foi utilizado um isolador digital de um canal. Com isso manteve-se a isolação visando à segurança do paciente.

Ensaio com voluntários saudáveis – Para avaliação do estimulador foi executado um estudo preliminar com 24 indivíduos saudáveis (12 mulheres e 12 homens, idade média de $23,8 \pm 3,4$ anos) em que foi realizada a estimulação do músculo quadríceps. O projeto de pesquisa foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa da Universidade e possui cadastro na Plataforma Brasil sob o número CAEE 36588914.4.1001.5347.

Neste estudo foi aplicado dois protocolos distintos de estimulação, sendo que as características do sinal de estímulo de cada um dos protocolos apresentaram largura de pulso de $600 \mu\text{s}$ e de $1000 \mu\text{s}$, respectivamente. Ambos os protocolos foram aplicados com frequência de 80 Hz, sendo que cada ciclo era composto por 5 segundos de estímulo muscular e 25 segundos de repouso, com 10 minutos de duração. Outra informação importante é que os eletrodos usados possuem área de $13 \text{ cm} \times 7 \text{ cm}$, e foram posicionados proximalmente sobre o ponto motor do músculo quadríceps femoral e sobre a sua extremidade distal, imediatamente acima da borda superior da patela.

Dados relacionados à contração voluntária máxima (CVM) antes e depois do protocolo de estimulação foram obtidos por meio de um dinamômetro isocinético modelo *System 3* da empresa *Biodex*. Além dos dados referentes à capacidade máxima de produção de força para avaliar a fadigabilidade dos extensores do joelho, também foram colhidos dados (1) de limiar sensorial; (2) limiar motor; e (3) intensidade máxima de corrente suportada pelos sujeitos. Para a obtenção destes dados, o nível de corrente foi acrescido lenta e gradativamente pelo pesquisador, até a sinalização verbal do sujeito no instante que percebesse qualquer sensação provocada pela corrente elétrica; quando fosse possível visualizar a contração muscular; e quando não fosse mais possível tolerar aumento do nível da corrente elétrica. Os respectivos valores de corrente elétrica foram então registrados para análise posterior. O objetivo desse ensaio foi o de demonstrar os efeitos do aumento da largura de pulso sobre esses limiares, sobre a intensidade máxima suportada pelos sujeitos, sobre a percepção de conforto pela Escala Análogo-Visual de Dor e sobre a fadigabilidade de cada protocolo.

O teste de Kolmogorov-Smirnov foi realizado para determinar se os grupos possuíam distribuição normal e utilizou-se o teste t para amostras pareadas para a comparação entre as médias de limiar sensorial, limiar motor e intensidade máxima de corrente. Já para o torque máximo obtido nas CVMs antes e após o

protocolo de estimulação foi utilizada uma ANOVA de dois fatores (largura de pulso x momento pré e pós EE) para a comparação dos resultados ($p < 0,05$, Programa *SigmaPlot*, Versão 11.0).

Resultados

Um sinal adquirido do estimulador com carga de $1 \text{ K}\Omega$, amplitude de corrente de 50 mA, largura de pulso de $600 \mu\text{s}$ e frequência de 80 Hz é apresentado na Figura 3. É possível ver que a amplitude está próxima a 50 V de pico e a largura do pulso está próxima de 0,6 ms.

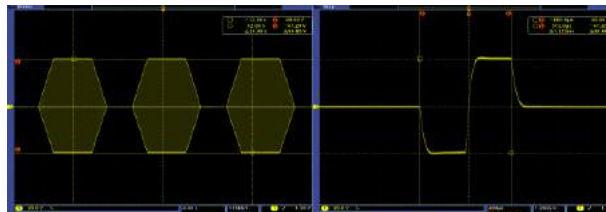


Figura 3: Exemplo de envoltória e pulso adquiridos com o estimulador desenvolvido.

Na Figura 4 apresentam-se imagens referentes ao estimulador elétrico desenvolvido bem como o ensaio de um sujeito saudável utilizando o equipamento.



Figura 4: Equipamento desenvolvido e ensaio em sujeito saudável.

Já na Figura 5 é mostrada uma imagem adquirida do aplicativo desenvolvido, que é a interface entre o equipamento e o usuário. Nesta é possível ver a tela na qual o usuário verifica, em tempo real, o funcionamento de ambos os canais de estimulação.



Figura 5: Tela apresentada ao usuário do equipamento.

Os limiares sensoriais e motores e a intensidade máxima de corrente tolerada estão dispostos na Tabela 1. O aumento na largura de pulso determinou uma redução na intensidade de corrente necessária para se atingir o limiar sensorial, enquanto o limiar motor e a intensidade máxima de corrente tolerada não foram

diferentes entre as correntes com diferentes larguras de pulso.

Tabela 1: Limiares sensorial e motor e intensidade máxima de corrente, em mA (média \pm DP).

Largura do pulso	Limiar Sensorial	Limiar Motor	Intensidade Máxima de Corrente
600 μ s	6,33 \pm 1,73	19,04 \pm 4,19	53,58 \pm 18,84
1000 μ s	5,00 \pm 1,53*	17,04 \pm 4,34	45,33 \pm 16,31

* Indica $p < 0,05$ na comparação entre correntes.

Houve redução no torque máximo da CVM pré para a CVM pós tanto no protocolo com a corrente de 600 μ s quanto na de 1000 μ s, como apresentado na Tabela 2.

Tabela 2: Média e desvio padrão obtidos a partir dos dados de torque, em Nm da CVM pré e pós EE e a diferença percentual.

Largura do pulso	CVM Pré	CVM Pós	Diferença %
600 μ s	177,50 \pm 77,54	154,96 \pm 67,18*	-12,80 \pm 6,39
1000 μ s	184,00 \pm 79,18	164,96 \pm 71,98*	-10,78 \pm 5,58

* Indica $p < 0,001$ nas comparações Pré x pós EE.

Em relação à tolerância aos diferentes tipos de corrente, não houve diferença nos valores da EVA ($p > 0,05$) entre os protocolos de 600 μ s (6,30 \pm 2,07) e 1000 μ s (6,57 \pm 1,59).

Discussão

O estimulador desenvolvido apresentou um sinal de saída com pouca deformação em larguras de pulso maiores que 500 μ s. Isto se deve ao fato do transformador usado ter um núcleo ferromagnético relativamente grande: 41 mm x 33 mm x 16 mm.

A largura maior de pulso, por enviar maior quantidade de energia para o sistema neuromuscular, determinou um menor limiar sensorial, ou seja, os sujeitos perceberam o início do estímulo elétrico com menores níveis de intensidade de corrente do que a estimulação elétrica com menor largura de pulso. O fato de os limiares motor e de tolerância máxima e os valores de EVA serem semelhantes revelam que qualquer um dos dois protocolos pode ser utilizado para causar efeitos semelhantes na EE. Isso é fortalecido pelo fato de que ambos os protocolos produziram níveis de fadiga neuromuscular semelhante.

Esses resultados demonstram a eficácia do estimulador em produzir modificações neuromusculares em um protocolo de dez minutos de EE. Portanto, o estimulador foi capaz de gerar as alterações funcionais esperadas no sistema neuromuscular, de modo a causar uma sobrecarga semelhante àquela observada em um exercício voluntário. Como os pacientes das UTIs não poderão realizar exercícios voluntários, o estimulador elétrico terá condições de gerar a sobrecarga mecânica

semelhante à de exercícios voluntários mesmo com o paciente sedado. Isso possibilitará acelerar o processo de reabilitação, de modo a reduzir o tempo de permanência desses pacientes nas UTIs e possivelmente reduzir o tempo de permanência com equipamento de ventilação a partir de uma mobilidade neuromuscular precoce.

Conclusão

No estudo preliminar com pessoas saudáveis, o estímulo proporcionado pelo equipamento desenvolvido mostrou-se adequado para a geração de contrações musculares e sobrecarga mecânica semelhante à de exercícios voluntários. Nos próximos passos, com a utilização do estimulador em pacientes de UTI, poderão ser feitos ajustes com relação ao protocolo utilizado, bem como na amplitude de corrente de estimulação que será adequada às diferentes condições de pacientes em UTIs.

Agradecimentos

Agradecemos ao CNPq pelo suporte financeiro.

Referências

- [1] Masdar, A.; Ibrahim, B. S. K. K. and Jamil, M. M. A. Development of Low-Cost Current Controlled Stimulator for Paraplegics. *International Journal of Integrated Engineering* 2012, 4(3):40-47.
- [2] Zanotti, E.; Felicetti, G.; Maini, M. and Fracchia, C. Peripheral muscle strength training in bed-bound patients with COPD receiving mechanical ventilation: effect of electrical stimulation. *Chest* 2003, 124:292-296.
- [3] Deley, G.; Kervio, G.; Verges, B.; Hannequin, A.; Petitdant, M. F.; Salmi-Belmihoub, S.; Grassi, B. and Casillas, J. M. Comparison of low-frequency electrical myostimulation and conventional aerobic exercise training in patients with chronic heart failure. *European Journal of Cardiovascular Prevention and Rehabilitation* 2005, 12:226-233.
- [4] Kress, J. P. Sedation and Mobility: Changing the Paradigm. *Critical Care Clinics* 2013, 29(1):67-75.
- [5] Helliwell, T. R.; Wilkinson, A.; Griffiths, R. D.; McClelland, P.; Palmer, T. E. and Bone, J. M. Muscle fibre atrophy in critically ill patients is associated with the loss of myosin filaments and the presence of lysosomal enzymes and ubiquitin. *Neuropathology and Applied Neurobiology* 1998 Dec, 24(6):507-517.
- [6] Vattemi, G.; Tonin, P.; Filosto, M.; Savio, C.; Rizzuto, N. and Tomelleri, G. Reversible upper limb muscle weakness with selective loss of thick filaments. *Neurology* 2003 Sep 23;61(6):863-4.
- [7] Coley, G. BeagleBone Black: System Reference Manual. Maio 2014. Revisão C.1. Disponível em: https://github.com/CircuitCo/BeagleBone-Black/blob/master/BBB_SRM.pdf?raw=true.

SISTEMA PARA PROGRAMAÇÃO AUTOMÁTICA DE BOMBAS DE INFUSÃO UTILIZANDO IDENTIFICAÇÃO POR RADIO FREQUÊNCIA (RFID)

Pereira, L. F.*; Lilienthal, R. F.**; Russomano, T.**; Azevedo, D. F. G. de**

*UFRGS, Porto Alegre, Brasil

**MicroG Centre, PUCRS, Porto Alegre, Brasil

e-mail: lfabricio@gmail.com

Resumo: Dentro da rotina hospitalar podem ocorrer erros na administração de infusoterapia devido a informações faltantes ou incorretas e também pelo erro da programação da bomba. Os erros podem ocorrer em qualquer momento entre a prescrição médica e o procedimento de infusão propriamente dito, podendo ocasionar sérios danos à saúde do paciente. Este estudo teve como objetivo desenvolver um sistema programação automatizada de bombas de infusão através do uso de identificação por rádio frequência (RFID), prevendo a sua integração com um sistema de informação hospitalar (HIS). Os resultados obtidos confirmam a capacidade da interface de se conectar ao banco de dados, solicitar a lista de prescrições de terapia de infusão e apresentá-la ao profissional de saúde para que os dados sejam selecionados e gravados em uma etiqueta inteligente RFID. O módulo de prescrição eletrônica baseada na Web demonstrou-se capaz de gerenciar e armazenar as prescrições geradas pelos médicos. O firmware auxiliar ativou a bomba para se comunicar com um módulo de leitor de RFID, ler e decodificar os dados contidos na etiqueta de RFID e, posteriormente, programar a bomba com esses dados. Acreditamos que este trabalho fornece uma ferramenta de apoio para reduzir os erros nos procedimentos de terapia de infusão dentro de um ambiente hospitalar.

Palavras-chave: RFID, Bombas de infusão, Sistema de informação hospitalar, Etiqueta inteligente, Autoprogramação.

Abstract: *Errors in infusion therapy administration can occur within the routine of a hospital due to missing or incorrect information and through pump programming mistakes. Errors can happen at any point in time between prescription and the infusion procedure itself, causing serious harm to patient health. This study aimed to develop an infusion pump automated programming system through use of radio frequency identification (RFID), providing its integration with a hospital information system (HIS). Results obtained confirm the ability of the interface to connect to the database, request the list of infusion therapy prescriptions and present this to the health professional for data to be selected and recorded on an RFID smart tag. The web-based electronic prescription module has demonstrated itself capable of managing and storing the prescriptions generated by doctors. The auxiliary*

firmware for the syringe infusion pumps enabled the pump to communicate with an RFID reader module, read and decode data contained on the RFID tag, and subsequently program the pump with this data. We believe this work provides a support tool to reduce errors in infusion therapy procedures within a hospital environment.

Keywords: *RFID, Infusion Pump, Hospital Information System, SmartTag, self-programming.*

Introdução

Um dos procedimentos mais executados no ambiente hospitalar é a administração de fármacos pela via intravenosa [1], sendo que em uma grande parte dos casos são utilizadas bombas de infusão (BI). Essas bombas possuem a capacidade de infundir fármacos em artérias, onde a pressão sanguínea é maior do que a infusão por gravidade [2] é capaz de fornecer.

Com o aprimoramento das BIs, foram acrescentadas nessas bombas a capacidade de consultar, em uma tabela interna, se o fluxo programado é superior ao fluxo crítico [3] para um determinado fármaco. Essas bombas são chamadas de bombas de infusão inteligentes [4].

Dentro do ambiente hospitalar, existem fontes de erros que podem ocorrer tanto no caminho desde a prescrição médica, na enfermagem como na farmácia hospitalar e, até mesmo, na administração do fármaco no paciente [5].

Para aumentar a segurança do paciente, este estudo objetivou desenvolver um sistema que utiliza a tecnologia de identificação por rádio-frequência (RFID) em bombas de infusão. Com isso, as informações referentes à terapia de infusão prescrita pelo médico são recuperadas na farmácia hospitalar por meio de uma interface com acesso ao banco de dados do sistema de informação do hospital (HIS).

Essas informações são gravadas em uma etiqueta inteligente (RFID), que é colada no recipiente do fármaco. O fármaco prescrito é levado até o paciente e colocado na bomba de infusão. Ao se colocar o fármaco na BI, a bomba faz então a leitura dos dados contidos na etiqueta RFID e programa automaticamente seus parâmetros de configuração. Terminada a programação, a BI apresenta os dados para o profissional de saúde e aguarda a confirmação para iniciar o procedimento de infusão.

Materiais e Métodos

Para o desenvolvimento desse sistema, utilizou-se os seguintes materiais e programas:

- Um microcomputador Core 2 Duo;
- Software Borland C++ Builder 6.0 (BCB6);
- Banco de dados PostgreSQL 8.3;
- Placa de desenvolvimento com microcontrolador 8051;
- Compilador Assembly ASM51;
- Leitor de etiquetas RFID – Tagstar RFID-Reader TS-1015;
- Etiquetas inteligentes compatíveis com ISO-15693;
- Seringas descartáveis;
- Mecanismo de infusão de uma bomba de infusão de seringa.

Optou-se pela utilização da tecnologia RFID ISO-15693, porque ela [6] permite um alcance entre o leitor e a tag [7] de até 3m (dependendo da antena), e frequência de operação de 13,56MHz, sendo que a distância necessária para a identificação do fármaco será menor que 10 cm, pois o leitor estará próximo da etiqueta RFID.

A leitura dos dados da etiqueta [8] RFID foi realizada com o módulo leitor RFID Tagstar TS-1015 devido à sua compatibilidade com a ISO-15693, por possuir uma antena integrada com a possibilidade de utilização de uma antena externa, interfaces de comunicação RS232, UART e SPI, e tensão de alimentação de 5V.

Etiquetas inteligentes RFID [9] foram escolhidas como meio de transporte e armazenamento de informações, devido ao seu encapsulamento ser tão fino quanto uma folha, serem facilmente laminadas com adesivo autocolante e por possuírem uma boa flexibilidade, permitindo, assim, sua fixação em seringas (formato cilíndrico).

Para permitir a gravação dos dados na etiqueta, foi escolhida a linguagem ANSI-C++ no software de desenvolvimento Borland C++ Builder 6.0, devido a sua relativa facilidade de desenvolvimento e por ser uma ferramenta bastante utilizada no desenvolvimento de módulos de software profissionais.

Para complementar esta IHM, optou-se pelo o desenvolvimento de um sistema de Prescrição Eletrônica baseado no ambiente web. Foram utilizadas as linguagens de programação PHP5, HTML e CSS (voltadas ao desenvolvimento de sistemas baseados em internet).

Utilizou-se o Banco de Dados PostgreSQL 8.3, devido a sua ampla utilização, por ser um programa de livre acesso, além de ser um banco de dados muito poderoso (Figura 1).

A metodologia de desenvolvimento foi separada em três etapas:

Fase I - O Sistema de Prescrição Eletrônica: foi desenvolvido visando à possibilidade de sua utilização em vários ambientes de um hospital. Por isso mesmo, este sistema foi desenvolvido para funcionar como uma página de internet, que pode ser acessada de qualquer

computador conectado à web via rede local. Esse sistema foi desenvolvido fundamentalmente na linguagem PHP5, muito utilizada para a geração dinâmica de páginas de internet. O código desenvolvido fica hospedado no servidor de dados que roda o sistema operacional Apache 2, que é capaz de interpretar o código desenvolvido através de um módulo especial para PHP. Também fica hospedado neste servidor o banco de dados PostgreSQL, que é o responsável pelo armazenamento organizado das informações geradas e utilizadas pelo sistema desenvolvido (Figura 2).



Figura 1: Sistema de infusão

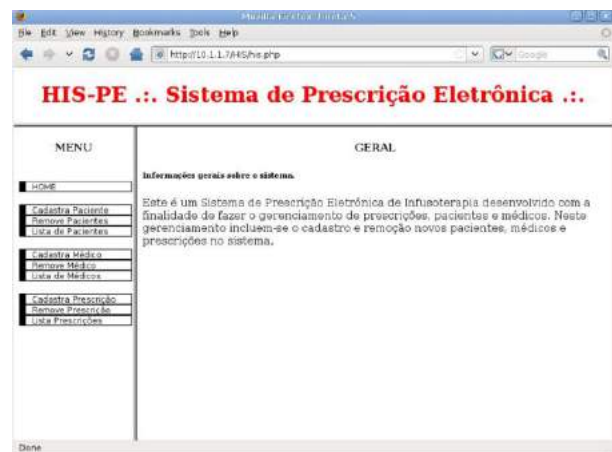


Figura 2: Tela inicial da prescrição eletrônica

Fase II - Desenvolvimento da interface homem-máquina (IHM): objetivou-se facilitar a utilização e a simplicidade do sistema. Essa etapa foi desenvolvida em linguagem Ansi-C++. Para a comunicação com o banco de dados, foi utilizado o componente TQuery que acompanha o software de desenvolvimento e é próprio para a comunicação com Banco de Dados. Para que esse componente pudesse conectar-se ao banco de dados PostgreSQL, foi necessário instalar o módulo psqLODBC, que permite a conexão ao banco de dados por ODBC (Open Data base Connectivity). Após, foi necessária a configuração dos dados da tabela e do servidor a que se deseja conectar.

A IHM é capaz de: (1) se comunicar com o banco de dados do Sistema de Informação Hospitalar (HIS) buscar os dados da prescrição médica para a infusão; (2) implementar a interface dessas informações com o profissional de saúde para que este possa selecionar o paciente correto e (3) proceder a gravação da tag, que é afixada no recipiente do fármaco

receitado. O fluxograma apresentado na Figura 3 mostra a implementação feita para a IHM.

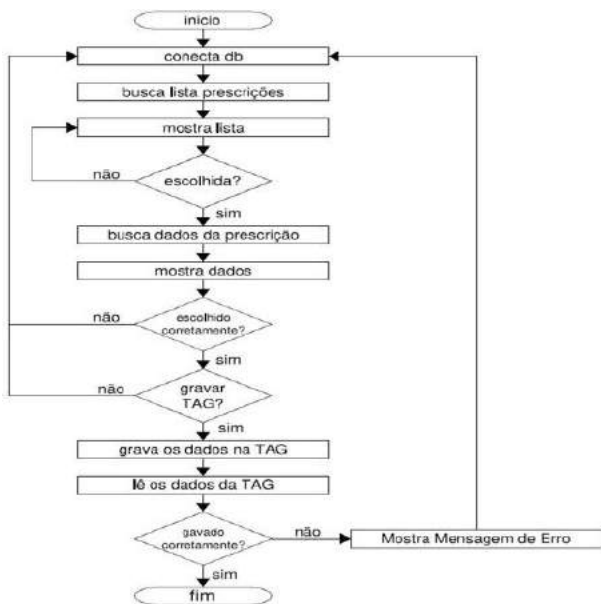


Figura 3: Diagrama de fluxo do software de IHM

Fase III - Desenvolvimento do módulo de *firmware* auxiliar da BI: para que a BI comum possa se comunicar com um módulo RFID, foi necessário realizar alterações no código fonte original. Por isso, foi desenvolvido um módulo de *firmware* auxiliar, que torna a BI capaz de se comunicar com o módulo leitor RFID. Esse módulo de *firmware* foi desenvolvido para rodar em uma placa controladora contendo o microcontrolador 8051 e conexão através de uma UART.

Esse módulo foi desenvolvido em linguagem Assembly para manter a linha de desenvolvimento da BI original e facilitar a integração. Foi usado o compilador ASM51. Para a gravação do microcontrolador, foi utilizado um programa fornecido pelo fabricante do microcontrolador.

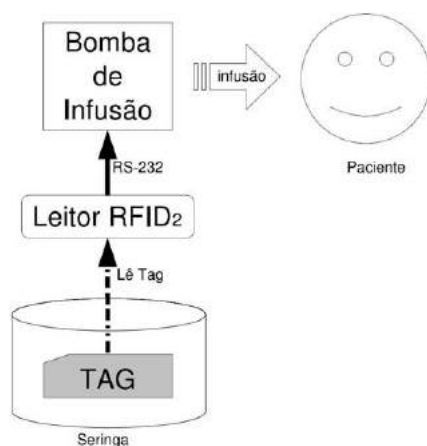


Figura 4: Esquemático do funcionamento da BI+RFID

A Figura 4 apresenta o princípio geral de funcionamento da tecnologia. O módulo de *firmware* auxiliar que roda dentro da placa controladora da BI

implementa a interface entre o módulo RFID e o *firmware* principal da bomba de infusão. Os dados obtidos pelo módulo de *firmware* auxiliar são fornecidos ao *firmware* principal, através de uma área de memória compartilhada.

Na comunicação com o leitor, o módulo de *firmware* desenvolvido faz (1) a leitura dos dados contidos na tag (se ela estiver presente), (2) a decodificação das informações e (3) a programação automática da bomba. Após a autoprogramação, a BI aguarda que o profissional de saúde faça a conferência dos dados e confirme o início da infusão.

Resultados

Cada uma das fases foi testada separadamente e, após cada aprovação, foi realizada uma série de testes com todo o conjunto em funcionamento. Todos os ensaios foram feitos em um ambiente controlado, utilizando-se somente com uma BI.

Nos testes realizados com o sistema de prescrição eletrônica, obteve-se um comportamento esperado e validado, uma vez que o programa foi capaz de cadastrar, remover e listar corretamente os dados referentes aos pacientes, aos médicos e às prescrições cadastradas.

No que se refere à IHM, foram testadas as capacidades de gravar os dados de forma correta na etiqueta RFID. Prescrições foram selecionadas do sistema e gravadas em etiquetas RFID. Esses dados gravados foram lidos utilizando o software do fabricante do leitor (Tagstar). O referido programa apresenta os dados lidos no formato hexadecimal e ASCII. Esse software da Tagstar apresentou corretamente os dados lidos das etiquetas, demonstrando que as informações gravadas das etiquetas conferem com as prescrições requisitadas do sistema. Dessa forma, foi possível avaliar que os dados foram gravados corretamente. Esse procedimento foi executado cerca de 250 vezes, sempre com dados diferentes e não houve erros de gravação.

O módulo de *firmware* auxiliar foi testado rodando na placa controladora conectada pela UART ao módulo leitor RFID. Para o teste, foram gravados na etiqueta os dados referentes a prescrições obtidas do Sistema de Prescrição. A placa foi acionada e cada seringa contendo os dados gravados foi aproximada ao leitor. O *firmware* detectou a presença de cada etiqueta próxima, iniciou a leitura dos dados e os apresentou no display LCD. Para uma melhor verificação, foram efetuados testes de desempenho da leitura de etiquetas curvadas (coladas em seringas) em função da sua distância em relação ao leitor versus o desempenho da leitura de etiquetas planas. Foi observado que, na leitura de uma etiqueta plana, tem-se uma perda de 50% da capacidade de leitura a uma distância de 5,8cm e para uma etiqueta curva a uma distância de 4,8cm. A Figura 5 mostra de forma gráfica a diferença de desempenho entre os dois casos. Observou-se que houve uma redução de aproximadamente 1 cm no alcance do leitor para uma etiqueta curva em relação à etiqueta plana. Cada

ponto do gráfico corresponde ao desempenho obtido em relação a mil leituras consecutivas para cada distância.

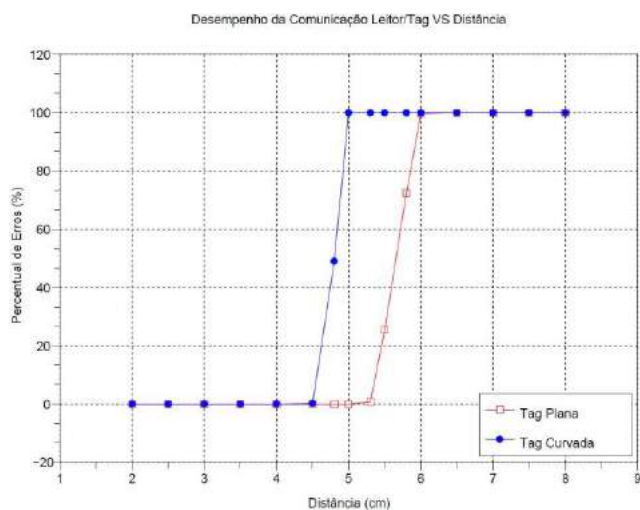


Figura 5: Comparativo de desempenho entre uma etiqueta plana e outra curvada

Para os testes referentes ao funcionamento em conjunto da BI+RFID e da IHM, não ocorreram discrepâncias em relação aos resultados obtidos nos testes individuais. Dessa forma, o funcionamento em conjunto foi considerado muito bom, demonstrando assim, a capacidade do sistema desenvolvido.

Conclusão

O módulo de prescrição eletrônica desenvolvido apresentou um desempenho adequado para a sua utilização num ambiente hospitalar. Uma vez que para a sua utilização necessita-se apenas de um computador com acesso a rede local, essa pode ser utilizada em qualquer local do hospital.

A interface homem-máquina (IHM) desenvolvida demonstrou sua capacidade de se integrar a um Sistema de Informação Hospitalar de forma eficiente. As informações referentes às prescrições de infusão foram corretamente importadas e apresentadas para o profissional de saúde, que faz a escolha de qual prescrição será atendida no momento. O profissional procede a gravação dessas informações em uma etiqueta inteligente RFID, que é afixada no recipiente do fármaco prescrito (seringa). Dessa forma, todas as informações relevantes ao procedimento estão contidas na etiqueta, evitando possíveis erros de transcrição da prescrição médica para a etiqueta comum que normalmente é afixada no fármaco.

O módulo de *firmware* auxiliar desenvolvido para bomba de infusão também apresentou um desempenho adequado no que se refere à leitura correta dos dados contidos na etiqueta inteligente afixada no fármaco e à correta programação dos parâmetros de configuração necessários para que o procedimento de infusão seja feito de forma adequada.

Quando a IHM e a BI com a tecnologia RFID embarcada trabalham em conjunto, elas formam uma

ferramenta muito útil e muito importante para a rotina hospitalar, pois reduzem as possibilidades de ocorrência de erros tanto de transcrição da prescrição médica para a etiqueta, quanto de programação da bomba de infusão. Isso contribuiu para o aumento da segurança do paciente em tratamento. No entanto, não se pode diminuir o treinamento constante das equipes, uma vez que a tecnologia por si só não impede todo o tipo de erro possível [10]. Quando esses dois sistemas operam aliados ao sistema de prescrição eletrônica, além de aumentar a segurança, eles viabilizam um maior controle sobre que tipo de fármaco está sendo prescrito para um determinado paciente, assim como quem prescreveu o fármaco em questão. Com os resultados obtidos durante o desenvolvimento do projeto, foi demonstrado que esta tecnologia pode trazer uma grande contribuição à rotina hospitalar, para o aumento da eficiência e segurança do tratamento de infusoterapia.

Para trabalhos futuros, sugerimos a inclusão de mais de uma BI no ambiente de testes a fim de verificar o comportamento típico do ambiente de uso real. Nessa situação poderá se observar se a captura e a coleta de dados da etiqueta versus BI versus paciente ocorrerá de forma satisfatória.

Referências

- [1] Bronzino, JD. The Biomedical Engineering Handbook, chapter 83 - Parenteral Infusion Device. CRC Press, 2^o edition, 2000.
- [2] Associação Brasileira de Normas Técnicas. Norma NBR IEC 60601-2. ABNT, 1996.
- [3] Button, VLSN. Equipamentos Médico-Hospitalares e o Gerenciamento da Manutenção, chapter 8 - Dispositivos de Infusão. Ministério da Saúde, 2002.
- [4] Nicholas PK; Agius CR. Toward safer IV medication administration. J Inf Nurs, v.28, n.2S, p. 25-30, 2005.
- [5] Taxis K, Barber N. Ethnographic study of incidence and severity of intravenous drug errors. BJM, 326, 2003.
- [6] Finkenzeller K. RFID Handbook: Fundamentals and Applications in Contactless Smart Cards and Identification. John Wiley and Sons, 2003.
- [7] Bhatt H, Glover B. RFID Essentials. O'Reilly, 2006
- [8] Manish B, Shahram M. RFID Field Guide: Deploying Radio Frequency Identification Systems. Prentice Hall PTR, 2005.
- [9] Kleinschmidt J, Thornton F. RFID Security. Syngress Publishing, 2006.
- [10] Majority of IV Medication Errors Linked to Clinical Practice Not Technology. AAMI [internet]. 2016 Mar [cited 2016 May 10]. Available from: www.aami.org/newsviews/newsdetail.aspx?ItemNumber=3149.

ARQUITETURA DE HARDWARE PARA MONITOR DE UTI EMPREGANDO MECANISMOS DE TOLERÂNCIA A FALHAS

M. W. P. Pereira*, P. C. Cortez*, J. A. N. Silveira*

* Universidade Federal do Ceará, Fortaleza, Brasil
e-mail: mariowpp@gmail.com

Resumo: Este trabalho apresenta o desenvolvimento de uma arquitetura de hardware para monitores de UTI, combinando etapas do projeto de sistemas embarcados, mecanismos de tolerância a falhas e sensores inteligentes. Os métodos baseados em alguma forma de redundância são combinados ao protocolo IEEE 1451, tendo como base um modelo de sistema de instrumentação biomédica generalizado. A metodologia empregada define os requisitos operacionais, decomposição do sistema em módulos, análise de prováveis falhas, definição das técnicas de tolerância a falhas e implementação utilizando plataformas de desenvolvimento comerciais. Todo o desenvolvimento se baseia em normas e protocolos de órgãos nacionais e internacionais, procurando projetar o sistema dentro das restrições de um produto destinado à comercialização. A arquitetura proposta proporciona a criação de módulos sensores inteligentes tolerantes a falhas, mais precisos, autoconfiguráveis, de fácil manutenção, que compõem um monitor de UTI utilizando componentes de mercado.

Palavras-chave: Tolerância a falhas, sistemas embarcados, monitor de UTI, sensores inteligentes.

Abstract: *This paper presents the development of a hardware architecture for ICU monitors, combining project stages of embedded systems, mechanisms for fault tolerance and smart sensors. Methods based on some form of redundancy are combined with the IEEE 1451 protocol, based on a generalized biomedical instrumentation system model. The methodology defines the operational requirements, system decomposition into modules, analysis of likely failures, fault tolerance techniques definition and implement using commercial development platforms. All development is based on standards and protocols of national and international organizations, seeking to design the system within the constraints of a product to be marketed. The proposed architecture provides the creation of fault tolerant intelligent sensor modules, more accurate, self-configurable, easy to maintain, which makes up an ICU monitor using market components.*

Keywords: *s Fault tolerance, embedded systems, ICU monitor, smart sensors.*

Introdução

Mesmo incluindo novos recursos tecnológicos, grande parte dos equipamentos eletromédicos possuem poucas técnicas de tolerância a falhas aplicadas ao seu

projeto. A ocorrência de eventos adversos interfere na segurança do paciente e pode ser influenciada pelo mau funcionamento e manutenção dos equipamentos e recursos materiais [1]. O monitor de UTI é um equipamento que monitora os sinais vitais de um paciente e está inserido em ambientes críticos de supervisão e manutenção da vida. A aplicação de técnicas avançadas e complementares de tolerância a falhas, pode diminuir a quantidade de ocorrência de defeitos durante o seu funcionamento, reduzindo gastos com manutenção e aumentando o *Mean Time to Failure* (MTTF).

O parque instalado no Brasil de equipamentos médico-hospitalares em operação é estimado em US\$ 6 bilhões, representando dispêndios anuais de manutenção de US\$ 450 milhões (3,5% do Orçamento da União para a Saúde). Os equipamentos inoperantes ou operantes precários por falta de assistência técnica somam US\$2 bilhões, ou seja, 30% de todo o parque [2].

Neste contexto, usuários e desenvolvedores não precisam, e não devem, se conformar com equipamentos e serviços de baixa qualidade, desde que dispostos a arcar com o custo do emprego de técnicas de tolerância a falhas, podendo desenhar um sistema no qual o caminho das falhas não resulte em um defeito deste. Todos os métodos de tolerância a falhas são baseados em alguma forma de redundância. Isto envolve ter um sistema que é mais complexo do que o necessário simplesmente para realizar a tarefa requerida [3].

O presente trabalho propõe um modelo de arquitetura para equipamento eletromédico de monitoramento de sinais vitais (monitor de UTI) com requisitos de tolerância a falhas. Para isso, os métodos baseados em alguma forma de redundância (hardware, software, informação, tempo) são combinados aos protocolos IEEE 1451 [4], módulo transdutor inteligente, partindo de um modelo de sistema de instrumentação biomédica generalizado [5]. Como resultado da arquitetura proposta é gerada uma análise de SWOT e um caso de implementação para o *e-Health Sensor Platform for Arduino*.

Materiais e métodos

A especificação da arquitetura segue um modelo de desenvolvimento *Top-level* [6] que combina etapas do projeto de sistemas embarcados e mecanismos de tolerância a falhas [7]. Esta metodologia compreende: Especificação dos Requisitos, Decomposição em

Prováveis Falhas, Escolha das Técnicas de Tolerância a Falhas e Implementação.

Especificação dos Requisitos – O sistema proposto possui sensores aplicados ao paciente que realizam a monitorização contínua dos parâmetros vitais: frequência respiratória, oximetria de pulso, frequência cardíaca, cardioscopia, temperatura e pressão arterial não-invasiva, conforme especificado pela Anvisa e possui conexão exclusiva com a rede de alimentação elétrica [8].

Transdutores primários e secundários convertem os valores medidos de cada sensor para sinais elétricos que são processados, armazenados, transmitidos e exibidos.

O operador do equipamento monitora os sinais vitais do paciente por meio de um display gráfico e recebe alarmes visuais e sonoros através de leds e buzinas, bem como mensagens textuais.

Um sistema computacional operando em tempo real controla os processos de leitura periódica dos sinais vitais, a interface homem-máquina (IHM) e trata as tarefas assíncronas do sistema [9].

Todos os requisitos funcionais fazem parte do sistema generalizado de instrumentação biomédica.

Decomposição em Módulos – O diagrama de blocos do sistema baseia-se na especificação dos requisitos e no conjunto de protocolos IEEE 1451, *Transducer Smart Sensor*, o qual define uma arquitetura que integra sensores, instrumentos e sistemas para trabalharem de forma padronizada, autoconfigurada, de fácil manutenção, maior precisão e acesso transparente à rede de dados [10].

A arquitetura proposta, conforme a Figura 1, possui dois grandes blocos: o STIM, *Smart Transducer Interface Module*, e o NCAP, *Network Capable Application Processor*, que são conectados através de um meio de comunicação especificado pelo *Transducer Independent Interface*, TII.

O STIM é composto pelos módulos de medição dos parâmetros vitais e pelo módulo de interface homem-máquina, cada um possui uma folha de dados eletrônica (TEDS) que descreve as características de identificação, operação e comunicação dos dispositivos.

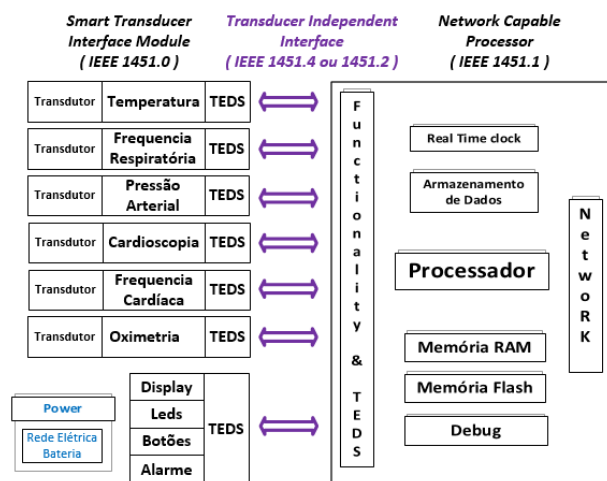


Figura 1: Decomposição em módulos da arquitetura.

O TEDS é uma estrutura compacta, mas suficientemente flexível para trabalhar com vários tipos de sensores, atuadores e seus requisitos [4], está fisicamente armazenada em um microcontrolador ou em uma memória física do tipo EEPROM.

O NCAP é o elemento central da arquitetura, provê comunicação com a rede de dados (network), executa funções de leitura, escrita, conversão, interpretação, calibração e configuração conforme os dados contidos nos TEDS de cada STIM conectada.

O bloco Power fornece tensão regulada e estabilizada a todos os componentes do sistema.

Identificação dos Módulos – Conforme o diagrama de blocos constante na Figura 1, verificam-se quais módulos comprometem o funcionamento do equipamento em caso de falhas. Para a análise de falhas os componentes do sistema são divididos em POWER, NCAP e STIM.

Análise das Prováveis Falhas – Cada módulo é analisado separadamente e suas prováveis falhas são listadas, analisadas e especificadas na Tabela 1, com base na técnica de análise FMEA [3][11].

Tabela 1: Análise qualitativa das prováveis falhas.

Módulo	Função	Modo de Falha Potencial	Efeitos Potenciais de Falha
POWER	Energia do sistema	Curto-circuito Variação de energia elétrica	Desligamento súbito
STIM	Interface Medição Display	Projeto Hardware Projeto Software EMI Descalibragem	Erros de medição Erros de comunicação
NCAP	Controle Storage Network	Projeto Hardware Projeto Software EMI Bit flip	Travamento Erros de comunicação Estado imprevisto

Além das falhas elencadas constata-se que o módulo NCAP, por centralizar a comunicação com todos os componentes do STIM, é um ponto único de falha, *single-point-of-failure*, que pode levar o sistema a um estado imprevisto e inviabilizar a utilização do equipamento.

Escolha das Técnicas de Tolerância a Falhas – Para empregar as técnicas de tolerância a falhas considera-se alguns requisitos não funcionais de equipamentos eletromédicos que operam com sistemas operacionais de tempo real, são eles: o curto intervalo de tempo para reconhecimento de erros, de forma a não prejudicar o processamento em tempo real; a impossível recuperação de erros por retorno, uma vez que eventos passados não são reproduzíveis em tempo real; a redundância estática para garantir a continuidade do processamento em caso de falha de um componente; a ocorrência de falhas não mascaráveis, que deve levar o sistema a um estado seguro, *fail-safe* [12].

A lista das técnicas que podem mitigar as falhas identificadas e o propósito de cada está posta na Tabela 2. Estas técnicas elencadas combinam recursos de redundância de hardware, software e informação para

atender os requisitos da aplicação. Soluções que envolvem redundância de tempo são descartadas em virtude dos requisitos de operação em tempo real.

Tabela 2: Técnicas de tolerância a falhas empregadas.

Falha	Técnica	Objetivo
Curto-circuito	Circuito de proteção	Mascaramento
	Pontos de consistência	Deteção
	Interrupções de segurança	Recuperação
Variação de energia	Fonte de energia alternativa	Mascaramento
	Circuito de deteção	Deteção
	Interrupções de segurança	Recuperação
Projeto do Hardware	<i>Pair-and-a-spare</i>	Mascaramento
	TMR	
	<i>Flux-Summing</i>	
Projeto do Software	N-versões	Mascaramento
	Interrupções de segurança	Recuperação
<i>Bit flip</i>	Rotinas de verificação	Diagnóstico
	Códigos de correção de erro	
EMI	Mecanismos de proteção	Mascaramento
	Códigos de deteção de erro	Deteção
Descalibragem	Rotinas de deteção	Deteção
	Rotinas de autoconfiguração	Diagnóstico

Implementação – As técnicas selecionadas são combinadas à arquitetura proposta através do projeto de hardware e software a ser elaborado. Os dados de configuração de cada sensor inteligente, TEDS, são gravados em memória eletrônica, proporcionando conexão com o NCAP do tipo *plug-and-play*, simplificando a instalação, atualização e manutenção dos módulos transdutores.

O TEDS possui uma estrutura de dados bem definida e vários *templates* com campos que descrevem integralmente o tipo, a operação e a parametrização de cada transdutor.

Os campos *Meta-TEDS* e *Channel TEDS* são obrigatórios, cada módulo STIM deve possuir esses descritores afim de indicar características operacionais importantes como: modelo de dados e calibração, limites de medição, *self-test*, *hardware errors*.

O campo *Calibration TEDS* também deve ser configurado para permitir rastreabilidade das atividades de calibração.

O campo *Application Specific TEDS* se destina à informações específicas da aplicação. Técnicas de redundância utilizadas em um módulo, pontos de consistência, *fail-safe* são armazenadas neste campo.

Um exemplo de implementação da arquitetura proposta, utilizando componentes de prateleira, é ilustrado na Figura 2, em que uma placa *Arduino Uno* é conectada ao *Shield e-Health Sensor Platform* [13] correspondendo ao NCAP e ao STIM respectivamente. Cada módulo STIM é configurado e testado separadamente com a placa *Arduino Uno*. A folha de dados de cada módulo, o TEDS, é previamente gravada

na memória EEPROM do próprio microcontrolador, que possui tamanho de 1024 bytes.

Os dados do TEDS são lidos na memória EEPROM, interpretados e repassados para as variáveis das funções correspondentes ao STIM em teste [14].

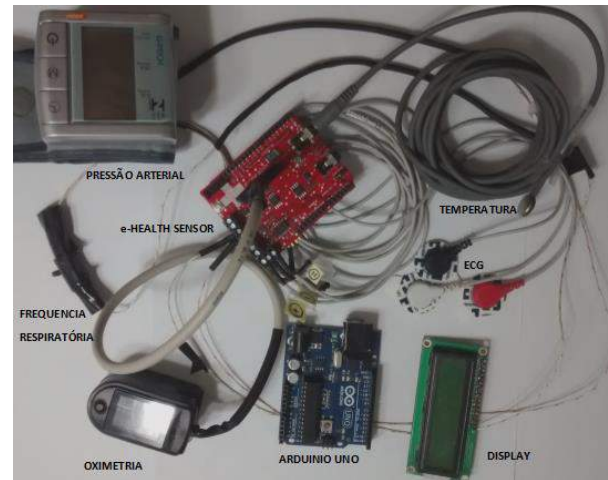


Figura 2: Componentes utilizados na etapa de validação.

Alguns sensores da placa *Shield e-Health Sensor Platform* fornecem saída analógica e são conectados ao NCAP (*Arduino UNO*) como transdutor tipo misto (IEEE 1451.4), enquanto os demais, são conectados e configurados como modo digital (IEEE 1451.2), conforme a Tabela 3. Ressalta-se que os módulos Oximetria e Pressão Arterial possuem atuadores que auxiliam no processo de medição dos sensores, já o módulo de Interface Homem-Máquina (IHM) é configurado como módulo atuador somente, correspondendo ao DISPLAY na Figura 2.

Tabela 3: Propriedades dos componentes utilizados na implementação.

STIM	Interface	Template TEDS	Bytes TEDS
Temperatura	1451.4 Class 2	Strain Gate	50
Frequência Respiratória	1451.4 Class 2	Thermocouple	24
ECG	1451.4 Class 2	Voltage Output	30
Oximetria	1451.2 GPIO	Meta, Channel, Calibration	272
Pressão Arterial	1451.2 Serial	Meta, Channel, Calibration	272
IHM	1451.2 SPI	Meta, Channel, Calibration	176

Para a geração das folhas de dados TEDS é utilizado o software Lab View da empresa National Instruments, o qual fornece interface gráfica com todos os valores e *templates* para o protocolo IEEE 1451.

Resultados

A partir da especificação dos requisitos, decomposição em módulos, identificação dos módulos, análise das prováveis falhas, escolha das técnicas de tolerância a falhas e implementação obtém-se uma arquitetura para equipamento eletromédico de monitorização de sinais vitais, capaz de tolerar as principais falhas inerentes do ambiente onde opera e dos módulos constantes em sua arquitetura, que pode ser implementada através de componentes de mercado.

A arquitetura construída é flexível quanto a definição dos recursos de hardware e software, assim como a implementação das técnicas de tolerância a falhas. A Figura 3 exhibe uma análise SWOT da arquitetura proposta.

	Oportunidades	Ameaças
Ambiente Externo	Regiões com dificuldade de assistência técnica e treinamento aos operadores do equipamento. Demanda por confiabilidade.	Projeto da solução baseado somente no custo. Maior tempo de projeto.
Ambiente Interno	Modularização. <i>Plug-and-Play</i> Interfaces padronizadas. Autoconfiguração. Folha de dados eletrônica (TEDS).	Maior esforço computacional. Ausência de campos TEDS específicos para tolerância a falhas.
	Forças	Fraquezas

Figura 3: Análise SWOT da arquitetura proposta.

Discussão

Analisando os resultados é possível verificar que diversas técnicas de tolerância a falhas podem ser implementadas junto ao sistema, proporcionando redução da ocorrência de eventuais defeitos para os monitores de UTI que seguirem a arquitetura especificada juntamente com os protocolos IEEE 1451.

O caráter modular, incorporado desde a especificação do sistema, facilita a identificação, a manutenção e o reparo de eventuais defeitos, além de proporcionar o desenvolvimento de novos módulos de sensores inteligentes, aumentando a eficiência no tempo de configuração, na precisão e na manutenção dos sensores.

Aplicações voltadas ao monitoramento remoto dos parâmetros vitais, calibração e diagnóstico remoto do equipamento podem ser implementadas juntamente com a tecnologia Internet das Coisas.

Ressalta-se que o presente trabalho faz parte de um projeto que visa a confecção de um aparelho monitor de UTI comercial, com o diferencial de possuir melhores índices MTTF e MTBF através da adoção de técnicas de tolerância a falhas associadas aos protocolos IEEE 1451.

Trabalhos futuros visam a criação de um protótipo em placa de circuito impresso utilizando componentes de mercado e testes de validação e de injeção de falhas para comprovar a melhora dos índices indicados.

Conclusão

Com base nos resultados e discussões, a arquitetura obtida cumpre com os objetivos deste trabalho, tendo em vista que as prováveis ocorrências de defeitos no sistema são mitigadas pelas técnicas de tolerância a falhas implementadas e pode ser aplicada utilizando componentes de mercado, aumentando a complexidade e o custo do equipamento, no entanto, proporciona o aumento do *Mean Time to Failure* (MTTF), diminuição dos custos com manutenção e *downtime*, fornecendo maior confiabilidade, precisão e segurança à pacientes e operadores. Baseado na literatura pesquisada, tem-se como principal contribuição uma arquitetura de monitor de UTI modularizada e tolerante a falhas ainda não presente nos equipamentos atuais.

Referências

- [1] COSTA CMA, GUIMARÃES RM. Considerações sobre a administração de recursos materiais em um hospital universitário. *Rev Enferm UERJ*, v. 12, p. 205-210, 2004.
- [2] NEPOMUCENO LX. *Técnicas de Manutenção Preditiva*. São Paulo. Edgard Blucher, 2002.
- [3] Neil S, *Safety-Critical Computer Systems*, Addison Wesley, 1996.
- [4] IEEE, Transducer to microprocessor communication protocols and Transducer Electronic Data Sheet (TEDS) formats. IEEE Std 1451.2-1997. Sept. 1998.
- [5] WEBSTER JG, *Medical instrumentation application designer*. 3rd. ed. USA: John Wiley and Sons Inc. 1998.
- [6] Isermann R, *Fault-Diagnosis Systems. An Introduction from Fault Detection to Fault Tolerance*. Springer, 2006.
- [7] Santos ACO, *Tolerância a Falhas para Sistemas Embarcados* [monografia]. Recife. Universidade Federal de Pernambuco, 2000.
- [8] Anvisa, RESOLUÇÃO –RDC N°7, DE 24 DE FEVEREIRO DE 2010.
- [9] Wiley-IEEE P, *Real-Time Systems Design and Analysis: Tools for the Practitioner*, 4th ed. 2011.
- [10] INTERNATIONAL STANDARD ISO/IEC/IEEE 21450, 1nd ed. 2010-05-15.
- [11] Clifton AE, *Hazard Analysis Techniques for System Safety*, 2nd ed. July 2015.
- [12] Weber TS, *Tolerância a falhas: conceitos e exemplos*, 2001, [internet], Available from: <http://www.inf.ufrgs.br/~tais/disciplinas/textos/Dependabilidade.pdf>
- [13] Nuez LAM, e-HEALTH Sensor Platform, [Projeto de Final de Curso]. Zaragoza. Universidad Zaragoza, 2014.
- [14] Costa MNJ, Building Smart Sensor Nodes according to IEEE 1451.3 Standard, 33rd IEEE EMBS, September 2011.

GONIÔMETRO INDUTIVO TRIFÁSICO PARA APLICAÇÕES BIOMÉDICAS

C. A. D. Turqueti¹, S. F. Pichorim¹, G. T. Laskoski²

¹ Universidade Tecnológica Federal do Paraná, Curitiba, Brasil

² Instituto Federal do Paraná, Curitiba, Brasil

e-mail: cturqueti@yahoo.com.br

Resumo: Este artigo descreve um goniômetro de *link* indutivo trifásico para aplicações biomédicas. O ângulo da articulação é medido por um enlace indutivo entre duas bobinas, a transmissora e a receptora. A transmissora possui um enrolamento com núcleo de ar, e a receptora, um toróide de ferrite com três bobinas deslocadas 120° uma da outra (como um sistema trifásico). A utilização deste sistema trifásico possibilita a medição dos ângulos em 360°. Este artigo descreve a proposta deste goniômetro bem como testes práticos, onde o sistema apresentou um erro médio de 1,6% e máximo de 14,9°.

Palavras-chave: Goniômetro, Sensor Indutivo, Trifásico.

Abstract: This article describes a three-phase inductive link for biomedical applications. The joint angle is measured by an inductive link between two coils, the transmitter and the receiver. The transmitter has a coil with an air core, and receiving, a ferrite toroid with three coils with 120° between them (like a three-phase system). The use of this three-phase system allows the measurement of angle up to 360°. This article describes the design of this goniometer and practical tests, where the system had an average error of 1.6% and a maximum error of 14.9°.

Keywords: Goniometer, Inductive Sensor, Three-phase.

Introdução

A medicina e a engenharia têm avançado no campo da pesquisa, aprimorando sistemas existentes e criando novas formas de obter informações fisiológicas. O desenvolvimento surge por uma necessidade, neste caso, da medição de movimentos do corpo humano. Esta área que possui muitas pesquisas, das quais a reabilitação e esportes de alto rendimento são importantes. Uma dificuldade na medição angular é a existência de vários graus de liberdade, como, por exemplo, o joelho [1].

Durante a juventude e a infância, a estrutura óssea é formada em grande parte de colágeno, o que dá uma maior flexibilidade, porém nos dias atuais o sobre peso é bastante comum entre os jovens e pode causar deformações nestas estruturas ocasionando problemas ortopédicos [2].

Os desalinhamentos de membros causados por uma deformação óssea articular devido ao sobre peso podem ser medido utilizando sistemas de imagens [3]. Também

podem ser utilizadas tecnologias de movimentação espacial [4], eletrogoniômetro, acelerômetros, goniômetro de *link* indutivo [5].

Laskoski [5] pesquisou e desenvolveu um goniômetro de *link* indutivo, que utiliza a intensidade do campo magnético recebido para determinar a distância entre duas bobinas. Através de triangulação e da lei dos cossenos pode-se medir o ângulo da articulação. Contudo este goniômetro apresenta um fundo de escala de 180°.

Foi observada a possibilidade de se desenvolver um goniômetro de *link* indutivo com um sistema trifásico de bobinas receptoras. A descrição deste sistema e seus resultados serão apresentados a seguir.

Materiais e métodos

A medição do ângulo utiliza a relação entre os três sinais do sensor e um sinal de sincronismo para determinar o ângulo formado entre o módulo transmissor e o módulo receptor, possibilitando uma ampla faixa de medição até 360°.

O goniômetro de enlace indutivo é composto por um transmissor (M_{Tx}) e um receptor (M_{Rx}). O receptor é constituído de três bobinas L_1 , L_2 e L_3 , dispostas em ângulos de 120° (como em um sistema trifásico).

Quando a bobina transmissora é alimentada por uma corrente alternada gera um campo magnético que pode ser captado pelas bobinas receptoras através do enlace indutivo.

O toróide é feito de ferrite, material ferro magnético, que possui uma permeabilidade magnética maior que a do ar e, portanto, causa uma deformação do campo magnético concentrando as linhas de campo no toróide, [6]. A figura 1 mostra a distorção gerada.

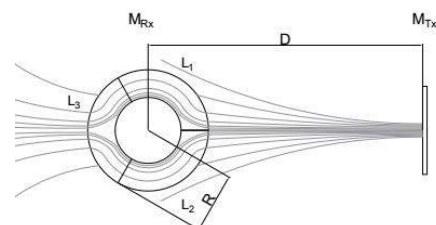


Figura 1: Disposição espacial do M_{Tx} e do M_{Rx} , distorção das linhas do campo magnético causada pelo M_{Rx} .

Se a distância D entre o transmissor e o receptor for muito maior que o raio R da bobina receptora ($D \gg R$),

as linhas de campo poderão ser consideradas paralelas, (campo uniforme nas 3 bobinas receptoras). Porém, quanto mais próximo da bobina transmissora, haverá uma maior divergência no campo, como mostra a figura 1.

O posicionamento para efetuar a medição do ângulo da articulação é ilustrado na figura 2, onde a bobina receptora fica posicionada próximo ao eixo transversal e a bobina transmissora fica localizada na perna no eixo horizontal. Com este posicionamento é possível efetuar medições da extensão e flexão do joelho, por exemplo.



Figura 2: Disposição das bobinas transmissora e receptora para a medição do ângulo da articulação do joelho. Figura adaptada de Sabotta [7].

O M_{Tx} é formado por um circuito ressonante composto por um indutor de $10,55 \mu\text{H}$ de núcleo de ar e um capacitor de $1 \mu\text{F}$, que em paralelo possuem uma frequência de ressonância de $48,99 \text{ kHz}$. O circuito oscilador é composto de um gerador de frequência DAWER AG-1000D. Neste trabalho foi utilizado um sinal senoidal de 49 kHz e 5 V de amplitude.

O M_{Rx} é constituído de três partes, sendo um circuito receptor, um amplificador e um demodulador. O receptor é constituído por um toróide de ferrite com diâmetro externo de $23,1 \text{ mm}$, diâmetro interno de 14 mm e $8,3 \text{ mm}$ de altura, com três bobinas contendo 85 espiras de fio esmaltado de bitola $0,08 \text{ mm}$ deslocadas 120° , conforme apresentado nas figuras 1 e 3. A indutância medida no analisador de impedância Agilent HP4294A, foi de $51,3 \mu\text{H}$ a 49 kHz . Todas as bobinas possuem o mesmo sentido de enrolamento, os três inícios de enrolamento foram conectados juntos e os finais de enrolamentos foram usados como saída do sinal, constituindo um sistema de três bobinas com ligação estrela (similar a um sistema trifásico), como mostra a figura 3.

O módulo M_{Rx} é alimentado por uma fonte ajustável de corrente contínua modelo PS-3002D.

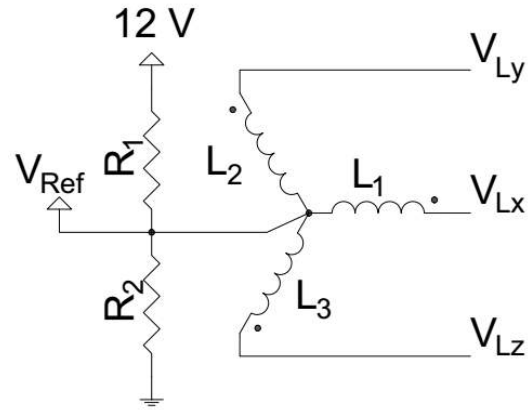


Figura 3: Esquema elétrico do sistema trifásico do módulo receptor M_{Rx} ($R_1 = R_2 = 2,3 \text{ k}\Omega$ e $L_1 = L_2 = L_3 = 50 \mu\text{H}$).

As mudanças de ângulo entre as bobinas, transmissora e receptoras (ângulo da articulação) provocam mudanças na tensão induzida (V_{Lx} , V_{Ly} e V_{Lz}) em cada bobina (L_1 , L_2 e L_3 , respectivamente). Estas tensões alternadas, depois de serem retificadas, podem ser utilizadas na determinação do ângulo. Pode-se escrever que

$$V_x = V_p \sin \theta, \quad (1)$$

$$V_y = V_p \sin(\theta + 120^\circ), \quad (2)$$

$$V_z = V_p \sin(\theta - 120^\circ), \quad (3)$$

onde de V_x , V_y e V_z são as tensões contínuas proporcionais aos sinais V_{Lx} , V_{Ly} e V_{Lz} , respectivamente.

Para este projeto, foi considerada que a bobina receptora está no centro do eixo transversal e que a distância entre ambas as bobinas transmissora e receptora, não se altera, portanto, o módulo da tensão máxima medida é dada por

$$V_p = |Vm| = \sqrt{\frac{V_x^2 + V_y^2 + V_z^2}{1,5}}. \quad (4)$$

Substituindo a equação 4 em 1, 2 ou 3 obtém-se

$$\theta = \arcsen \frac{V_x}{|Vm|}, \quad (5)$$

$$\theta = \arcsen \frac{V_y}{|Vm|} - 120^\circ, \text{ ou} \quad (6)$$

$$\theta = \arcsen \frac{V_z}{|Vm|} + 120^\circ. \quad (7)$$

Desta forma o valor do ângulo medido θ depende somente da relação entre os três sinais recebidos.

O sinal recebido pelo conjunto de bobinas em estrela é da ordem de milivolts, portanto é necessário um circuito amplificador com a impedância de entrada alta para não alterar o sinal recebido. Cada entrada possui um conjunto de dois amplificadores em série e cada amplificador possui um ganho de 10, determinado por

$$G = -\frac{R_2}{R_1}. \quad (8)$$

O ganho total de um circuito amplificador é o produto do ganho de cada estágio, portanto o ganho total de 100 foi projetado.

Foi escolhido o TL084 por possuir entradas com transistores FET, largura de banda de 3 MHz e a tensão máxima de alimentação é de 30V [8].

Devido a utilização de uma fonte única de 12V foi necessário gerar uma tensão de referência (V_{Ref}) de 6V utilizando dois resistores de 4,7 k Ω em série. Esta tensão de referência também é utilizada na referência do circuito receptor.

O circuito de demodulação ativa (*chopper*), figura 4, utiliza o componente CD4016 como chave eletrônica.

Este circuito integrado é de fácil utilização, com alimentação de 3 a 15 V e resposta em frequência de até 40 MHz. Para o chaveamento a frequência de resposta é de 8 MHz em 10 V.

Este circuito possibilita obter somente um semi-ciclo da onda senoidal recebida, portanto se tomarmos o V_x da figura 4 como exemplo, em ângulos de 280° a 120° ele tem sinal positivo e de 120° a 280° ele possui sinal negativo. Isto não é possível com uma demodulação com apenas diodos. Assim, isto possibilita fazer medições em até 360° . O sinal de sincronismo para o circuito de demodulação é obtido através um par de fios que são ligados ao M_{Tx} . Um fio é ligado na saída digital do gerador de frequências e o outro na referência.

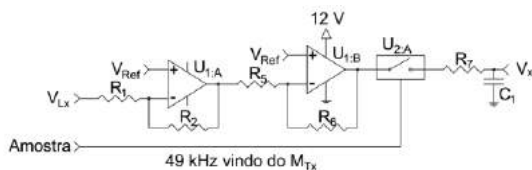


Figura 4: Módulo amplificador U_1 e *chopper* U_2 ($R_1 = R_5 = 10$ k Ω , $R_2 = R_6 = 100$ k Ω , $R_7 = 2,3$ k Ω e $C_1 = 2,2$ μ F).

Os sinais V_{Lx} , V_{Ly} e V_{Lz} , após serem amplificados e demodulados, se tornam tensões contínuas V_x , V_y e V_z , respectivamente. As tensões de saída foram medidas com o osciloscópio Agilent MSO6034A.

A bobina receptora neste projeto foi fixada em uma base de madeira e foi utilizado um transferidor com resolução de 5° . A bobina transmissora foi fixada em um anteparo móvel que translada em uma régua com resolução de 1 milímetro, como mostra figura 5, e que através de indução magnética faz a leitura do ângulo entre o M_{Tx} e o M_{Rx} .

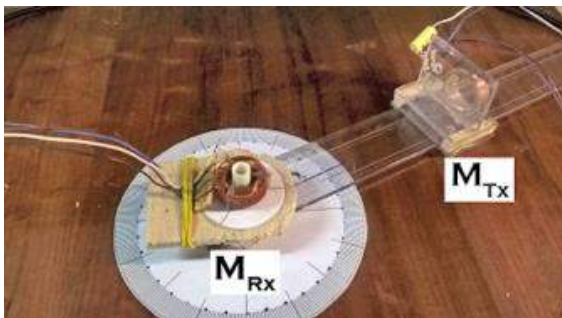


Figura 5: Toróide receptor do M_{Rx} e circuito ressonante do M_{Tx} .

Resultados

Foram efetuadas medições das tensões V_x , V_y e V_z nas saídas dos demoduladores. Na figura 6 são apresentados os resultados.

Devido à alimentação do sistema não ser simétrica (ver V_{Ref} na figura 3) as tensões V_x , V_y e V_z estão grampeadas (*off-set*). Assim, para utilizar a equação 4 é necessário eliminar o *off-set*. Desta forma, as ondas foram subtraídas do valor médio dos pontos das senóides.

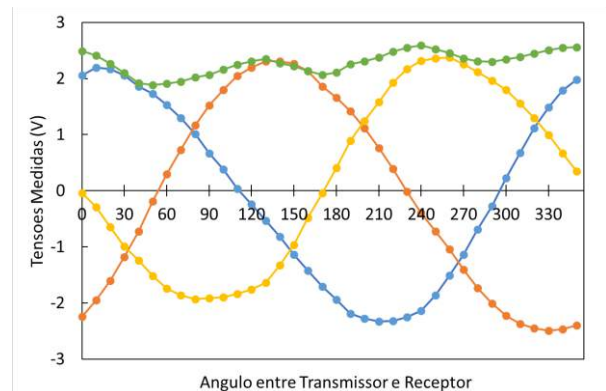


Figura 6: Tensões medidas na saída dos demoduladores V_x (azul), V_y (laranja) e V_z (amarela) em função do Angulo entre as bobinas. Tensão calculada $|V_m|$ em verde.

Utilizando o goniômetro de *link* indutivo trifásico foram feitas medições em 360° a uma distância de 60 mm com incremento de 10° . A figura 7 mostra os ângulos ajustados no transferidor e os valores obtidos pelos cálculos (eq. 5 e 6) a partir dos valores medidos. O maior desvio de medição foi de $14,9^\circ$ (ocorrido no ângulo de 100°) e o menor desvio foi de $0,4^\circ$ (em 160°). Uma correlação de 0,9989 foi obtida para o goniômetro proposto.

A regressão linear (figura 7) mostra um erro de 1,61% na medição deste instrumento.

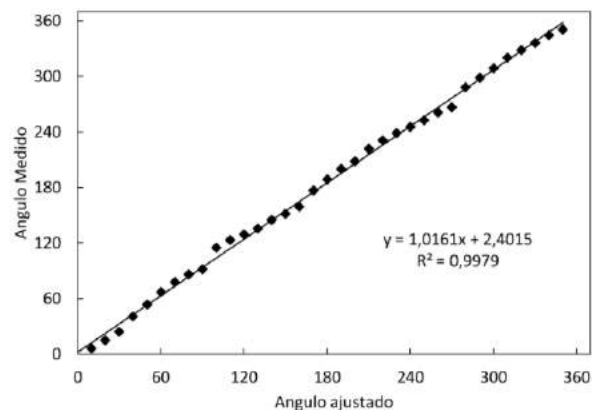


Figura 7: Correlação entre ângulos ajustados e medidos pelo sensor proposto. Os pontos são valores medidos e a reta é a regressão linear.

Discussão

Os erros encontrados no goniômetro proposto podem ter sido causados por alguns motivos, entre eles o método construtivo da bobina receptora, pois foi utilizado somente uma camada de enrolamento e devido ao perímetro externo do toróide ser maior que o perímetro interno, os fios da bobina ficaram encostados internamente e externamente ficaram separados. Novas bobinas serão construídas adicionando mais camadas de enrolamento para tentar minimizar este erro.

Em um sistema trifásico ideal, o ponto de encontro de duas fases é também o ponto de máximo ou de mínimo tensão da terceira, no goniômetro houve uma pequena defasagem entre estes pontos, como pode ser observado na figura 6.

Na figura 7 entre os pontos 90° e 100° e entre 270° e 280° há uma pequena descontinuidade. Isto ocorre próximo dos picos negativos e positivos da senóide em V_z (figura 6). Nestes dois pontos V_z tem os maiores valores de pico (negativo e positivo respectivamente) e provocam as maiores variações de $|V_m|$, conforme equação (5) e figura 6. Este erro pode ser causado pela mudança na determinação do quadrante na operação matemática do arco seno.

Devido a utilização de um divisor de tensão resistivo que geram a tensão de referência V_{Ref} , as tensões obtidas V_{Lx} , V_{Ly} e V_{Lz} podem ter sofrido flutuações, resultando em erros de medição. Serão efetuados testes com reguladores de tensão para gerar V_{Ref} .

Neste projeto foi considerado que a bobina M_{Rx} está no centro e somente M_{Tx} se movimenta, quando utilizado em uma situação real, a distância entre as bobinas se altera, devido ao posicionamento da bobina M_{Rx} e devido ao próprio movimento da articulação. Isto gera uma necessidade de desenvolver uma equação que englobe isto.

Finalmente, a distância entre M_{Rx} e M_{Tx} não é muito maior que o raio do M_{Rx} , figura 1, portanto o fato de considerar o campo magnético uniforme nas bobinas receptoras, também pode ser uma fonte de erro.

Conclusão

Devido ao método de construção não foi possível fazer três bobinas idênticas, isto faz com que as tensões obtidas pelas bobinas não sejam exatamente iguais, e que pode ser observado nos resultados do módulo da tensão medida ($|V_m|$) representada pela linha verde na figura 6.

Para solucionar o problema da flutuação do módulo ($|V_m|$), em projetos futuros, deverão ser avaliadas bobinas com maior número de espiras, para que as tensões máximas induzidas $|V_m|$ nas três bobinas sejam mais próximas possível.

Foi verificado um erro de medição máximo de $14,9^\circ$ em 100° , uma correlação de 0,9989 e um erro geral de 1,61% (inclinação de 1,0161 na reta da figura 7). O goniômetro de *link* indutivo trifásico, apesar de possuir

alguns erros de medições, dependendo da aplicação pode ser utilizado em engenharia biomédica.

Finalmente, em trabalhos futuros será necessário a realização de testes com toróide menores para que o raio da toróide seja muito menor que a distância entre o transmissor e o receptor.

Agradecimentos

Ao Programa de Pós-Graduação em Engenharia Biomédica (PPGEB) e a Eletronave Industrial Eletrônica Ltda.

Referências

- [1] A. Maciel, Modelagem de Articulações para Humanos Virtuais Baseada em Anatomia, Universidade Federal do Rio Grande do Sul, 2001.
- [2] M. Brandalize and N. Leite, Alterações ortopédicas em crianças e adolescentes obesos, *Fisioter. Mov.*, vol. 23, no. 2, pp. 283–288, 2010.
- [3] F. de A. Lemos, Desenvolvimento de um programa de análise de imagens radiológicas de membros inferiores com osteoartrite de joelho a partir de parâmetros biomecânicos funcionais, Universidade Federal do Rio Grande do Sul, 2010.
- [4] J. Shi, S. Hu, Z. Liu, J.-Y. Guo, Y. Zhou, and Y. Zheng, Recognition of Finger Flexion from Ultrasound Image with Optical Flow: A Preliminary Study, *Int. Conf. Biomed. Eng. Comput. Sci.*, no. 1, pp. 1–4, Apr. 2010.
- [5] G. T. Laskoski, Desenvolvimento de um goniômetro telemétrico indutivo para aplicações biomédicas, Universidade Tecnológica Federal do Paraná, 2010.
- [6] R. L. Boylestad, Introdução à análise de circuitos, 12th ed. São Paulo, 2012.
- [7] J. Sabotta, Atlas de anatomia humana, 21st ed. Rio de Janeiro, 2000.
- [8] Texas Instruments, TL08xx JFET-Input Operational Amplifiers, Datasheet acessado em <http://www.ti.com.cn/cn/lit/ds/symlink/tl082-n.pdf>

CARACTERIZAÇÃO DA DISTRIBUIÇÃO DE FORÇAS EM BAROPODÔMETRO LIEB

F. R. Castro, M. F. R. Urban, C. M. Fanfoni, J. E. Blanco, D.P. Paulo, M.A.A. Sanches, A.A. Carvalho

Departamento de Engenharia Elétrica/FEIS – UNESP, Ilha Solteira, Brasil
e-mail: fcastro12@gmail.com

Resumo: O presente trabalho descreve a metodologia de avaliação de um baropodômetro eletrônico constituído por 120 sensores resistivos modelo FSR400 dispostos matricialmente em duas plataformas. As características individuais dos sensores estão disponíveis na literatura, no entanto, são apresentados resultados utilizando grupos de sensores. Os resultados foram obtidos com um corpo cilíndrico de massa 5,0 kg, no qual o erro médio obtido foi de 1,12%, comparando-se com o valor real. De forma similar, os resultados com 15 voluntários jovens e saudáveis apresentaram um erro médio de 3%, ao se comparar com as suas respectivas massas.

Palavras-chave: Baropodômetro, Sensor FSR, Distribuição de Forças na Região Plantar.

Abstract: *This paper describes the evaluation methodology of a baropodometer instrumented with 120 force sensing resistors -FSR400- located into two platforms. The main individual sensor's characteristics are available in the literature; however, some results are showed using a group of sensors. The results obtained with a steel cylinder of 5,0 kg, showed 1,12% of mean error. Likewise, results with 15 young and healthy volunteers showing 3% of mean error between the real and measured weight.*

Keywords: *Baropodometer, FSR Sensor, Pressure Center.*

Introdução

O pé é a parte final de uma corrente cinemática na locomoção humana. Em posição ortostática o pé ajuda na delicada atividade neuro-músculo-esquelética necessária para manter o equilíbrio. O pé tem duas funções, atuar passivamente como amortecedor de impactos ao caminhar ou correr, e transferir ativamente as forças internas no solo [1].

Assim, o pé é um órgão da base de sustentação que determina a estática do corpo. As primeiras preocupações dos terapeutas e médicos, nos tratamentos da reeducação estática, devem ser com este órgão, uma vez que variações na base ou na estática do corpo, normalmente ocasionam desvios na postura que podem gerar problemas complexos no futuro [2].

As técnicas mais comuns para avaliar a distribuição de forças na região plantar são a pedigrafia e o podoscópio, no entanto, estes métodos são subjetivos,

uma vez que o resultado depende inteiramente dos conhecimentos e julgamento do avaliador.

Visando obter exames objetivos, qualitativos e quantificados, foram desenvolvidos diferentes equipamentos ao longo dos anos [3]. Dentre eles, pode-se citar os chamados baropodômetros, que apresentam custo elevado, tornando sua aquisição inviável para a maioria das instituições de saúde.

Na literatura há numerosas pesquisas onde são utilizados diferentes tipos de sensores para avaliar distribuições de força na região plantar, uma vez que a seleção dos sensores é o fator principal para o desenvolvimento do projeto [4-5].

Dessa forma, verificando-se o benefício do desenvolvimento de um equipamento similar de baixo custo, no Laboratório de Instrumentação e Engenharia Biomédica do Departamento de Eng. Elétrica da UNESP-Ilha Solteira, foi implementado um baropodômetro permitindo que o objetivo do presente trabalho seja apresentar algumas de suas características.

Materiais e métodos

O equipamento desenvolvido possui duas plataformas com dimensões 200mm de largura, 400mm de comprimento e 60mm de altura, que permitem realizar avaliações em pacientes que calçam até 42.

Foram utilizados um total de 120 sensores resistivos do tipo *Force Sensing Resistor FSR*, sendo 60 em cada plataforma e dispostos matricialmente em 10 linhas e 6 colunas. Os circuitos de condicionamento de sinais, aquisição e interfaceamento de dados foram alojados dentro das plataformas, evitando o desconforto dos usuários ao ter contato direto com possíveis fios.

O sensor FSR é um dispositivo polimérico que apresenta diminuição da resistência elétrica quando aplicada uma força mecânica sobre a sua área ativa. Devido ao baixo custo, este sensor tornou-se muito difundido em diferentes aplicações.

Na construção do sensor foi utilizado um domo de PVC sobre a superfície do sensor, como indicado por [6]. Com isso busca-se produzir uma distribuição uniforme de força sobre a região ativa do sensor. Os sensores FSR com o domo de PVC apresentam precisões de até 0,22% e sensibilidade acima de 0,2mV/N [7].

Uma foto do equipamento implementado pode ser visualizada na Figura 1. O equipamento mostra-se

robusto por suportar massas de até 120 kg, prático e portátil por apresentar um peso de 8,5 kg, facilitando seu deslocamento e manipulação.



Figura 1: Plataformas do equipamento implementado.

Os dados adquiridos dos sensores são processados e transmitidos ao computador por meio do dsPIC33FL128GP de Microchip®. Para realizar a varredura dos sensores, utilizou-se um princípio similar ao utilizado na leitura de um teclado matricial e assim adquirir as informações dos 120 sensores, como utilizado em equipamentos comerciais segundo [8].

Os dados são transmitidos ao computador utilizando comunicação serial e velocidade de transmissão de 1,2Mbps. Dessa forma, a aquisição e transmissão dos dados dos 120 sensores é realizada com frequência de amostragem de 20 Hz, atingindo os requisitos exigidos para este tipo de implementação, como indicado por [9], e assim realizar análises de estabíliometria.

Os dados são apresentados por meio de um aplicativo desenvolvido no LabVIEW 2013 de National Instruments®. Dentre as principais características, deve-se citar a possibilidade de visualização de imagens 3D da distribuição de forças sobre os sensores, permitindo ao avaliador identificar e diagnosticar subjetivamente possíveis patologias nos pés do paciente.

Com o intuito de verificar a calibração do equipamento, foi posicionado um cilindro de aço com massa 5,0 kg (49N), localizado sobre uma área formada por 12 sensores.

Por fim, foi avaliada a distribuição de peso na região plantar de 15 voluntários jovens saudáveis, sem histórico de problemas neuromusculares.

Resultados e Discussão

Peso Conhecido – Na Figura 2 é apresentada uma foto do cilindro de aço posicionado sobre uma das plataformas do equipamento. Como a superfície de

contato do cilindro com o equipamento é rígida e plana, o cilindro descarrega a totalidade do seu peso sobre os sensores.

Para determinar a precisão do equipamento ao mensurar uma quantidade conhecida de massa em uma região determinada, foram feitas dez medições com o cilindro de aço, com o intuito de comparar o valor mensurado pelo equipamento, estes correspondem ao chamado Test 1. A força média mensurada foi de 49,9N com desvio padrão de 0,7794N, resultando um erro médio de 1,74%.

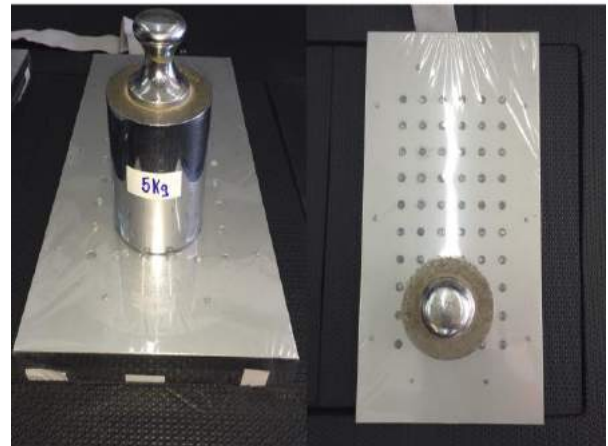


Figura 2: Resultados com pesos conhecidos. (a) Vista frontal do posicionamento do cilindro de aço sobre o grupo de sensores da plataforma direita, (b) Vista superior do posicionamento do cilindro.

Como mostrado na Figura 3a, a distribuição de forças não é homogênea sobre a área definida. Este fato ocorre devido à superfície rígida e plana do cilindro descarregar um peso maior em alguns sensores da plataforma pelos mesmos não apresentarem alturas iguais. As variações de altura decorrem do processo de fabricação e colagem dos domos sobre a área ativa do sensor. Com o intuito de diminuir as discrepâncias nas alturas dos sensores, foram obtidos fatores de correção utilizando superfícies planas com descarregamento de forças conhecidas, possibilitando identificar as compensações necessárias em cada sensor. O método de correção de altura é utilizado em equipamentos comerciais como método de calibração e como mencionado por [10].

Além disso, foi utilizada uma borracha de silicone para melhorar a distribuição de forças sobre os sensores, visando tornar as distribuições mais homogêneas, como demonstrado por [11].

Entretanto, como o objetivo do equipamento desenvolvido é mensurar as distribuições de força na região plantar, foram simuladas as texturas do pé humano exercendo forças conhecidas sobre áreas determinadas, permitindo analisar os resultados obtidos a partir do equipamento.

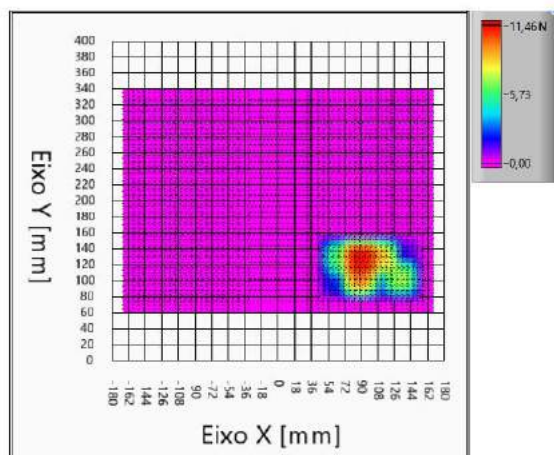
Buscando simular a textura do pé, foram utilizadas camadas de Estruturas Vinílicas Acetinadas (EVA) coladas no cilindro de aço utilizado

anteriormente e posicionado na mesma área apresentada na Figura 2.

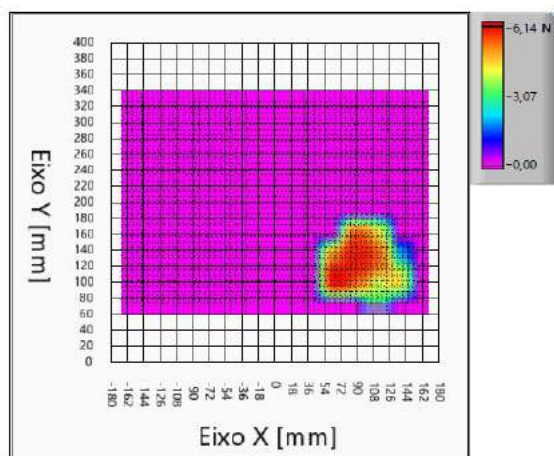
O resultado obtido após a utilização do EVA foi uma força média de 37,6N com desvio padrão 1,34N e erro de 23%. O resultado obtido é esperado uma vez que ao se utilizar materiais para melhorar a distribuição de peso sobre os sensores e simular os tecidos moles dos pés, a distribuição de peso entre o cilindro de aço e a plataforma se torna contínua sobre a região determinada, havendo descarregamento de forças entre os sensores, obtendo-se pontos cegos no equipamento.

Em função dos dados obtidos, os 120 sensores foram calibrados novamente, utilizando os materiais usados para melhorar a distribuição de peso sobre um conjunto de sensores.

Como é possível observar na Figura 3b, o descarregamento de forças produzido pelo cilindro de aço mantém uma distribuição mais homogênea na área dos 12 sensores após a calibração dos mesmos utilizando a borracha de silicone. Neste caso, a força mensurada pelo equipamento foi de 49,59N com desvio padrão de 1,17N, representando um erro médio de 1,12%, os resultados obtidos foram denominados como Test 2.



a)



b)

Figura 3: Resultado com cilindro de aço 49,0 N. (a) Test 1, (b) Test 2.

Na Tabela 1 são apresentados os resultados obtidos nos Test 1 e 2. Além das distribuições de forças nos sensores localizados na região central da área selecionada, demonstrando que no Test 1 a média e o desvio padrão das forças mensuradas pelos sensores é maior em relação os dados obtidos no Test 2, comprovando-se a existência de uma distribuição mais homogênea entre os sensores quando é utilizada a borracha de silicone e os materiais de simulação dos tecidos mole do pé.

Tabela 1: Forças mensuradas nos Test 1 e Test 2.

	Test 1 M ± (DP)	Test 2 M ± (DP)
Força Mensurada (N)	49,90 ± (0,77)	49,59 ± (1,17)
Erro Medição	1,74%	1,12%
Forças Médias Região Central (N)	6,09 ± (3,43)	4,85 ± (1,34)

Resultados Com Voluntários – Os dados do grupo de voluntários avaliados e os dados mensurados pelo equipamento são apresentados na Tabela 2. Observa-se que há uma correlação significativamente alta entre o peso real do paciente e o peso mensurado pelas plataformas.

Tabela 2: Características e dados do grupo de voluntários.

Parâmetro	Valor M ± (DP)
Número Voluntários	15,00
Idade (Anos)	19,13 ± (4,61)
Peso Real (kg)	63,73 ± (14,43)
Peso Mensurado (kg)	65,66 ± (16,59)
Erro %	3,02
Correlação p	0,00021

$p < 0,01$ correlação significativamente alta.

M ± (DP) = Média ± Desvio Padrão

Apesar do erro obtido entre o peso real e o peso mensurado seja reduzido (3%), deve-se salientar que o equipamento desenvolvido tem como objetivo mensurar a distribuição de força na região plantar e não pretende funcionar como equipamento de medição de peso em pacientes.

Desta forma, na Figura 4 são apresentadas duas distribuições de força na região plantar obtidas de dois voluntários do grupo mencionado. O voluntário da Figura 4a, apresenta uma distribuição plantar do tipo pé plano, entretanto, o voluntário da Figura 4b, tem uma distribuição nos pés tipo pé cavo. O voluntário da Figura 4a declarou possuir, anteriormente a análise com o equipamento implementado, um pé do tipo pé plano, conforme foi possível se verificar durante a avaliação do equipamento

Assim, por meio de avaliações realizadas com o equipamento implementado é possível observar

diferenças nas distribuições de peso na região plantar, e associa-las a diferentes patologias nos pés conforme descrito por [12].

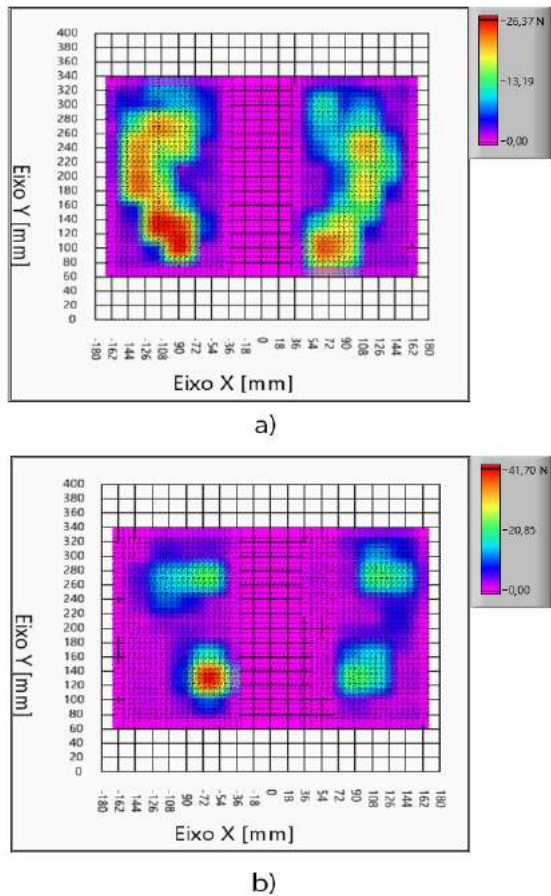


Figura 4: Distribuição de forças na região plantar de voluntários hígidos, a) voluntário com pé plano, b) voluntário com pé cavo.

Conclusão

O equipamento implementado apresentou exatidão ao utilizar o cilindro de aço com massa 5,0 kg (massa 49N), no qual foi observado um erro de 1,74% entre o peso real e o mensurado pelo equipamento.

Ao utilizar a borracha de silicone sobre os sensores, a distribuição de forças foi mais homogênea na área em contato com o cilindro de aço. No entanto, o erro observado foi de até 23% devido aos pontos cegos que ocorrem entre os sensores.

Após a calibração dos sensores para mensurar o descarregamento de forças sobre o próprio sensor e na sua área circundante, foi possível obter um erro de 1,12% entre o valor mensurado e a forças exercidas pelo cilindro.

De forma similar, comparando-se os pesos mensurados e pesos corporais de 15 voluntários jovens e saudáveis foi encontrado um erro médio de 3%, demonstrando a exatidão do equipamento quando exercidas forças com objetos não rígidos, salientando que o objetivo do equipamento é mensurar a

distribuição de forças na região plantar, e não mensurar o peso do paciente.

Além das avaliações estáticas é possível realizar avaliações dinâmicas, uma vez que o equipamento trabalha com frequência de amostragem de 20Hz, que é a frequência mais utilizada em baropodômetros comerciais e pesquisas relacionadas à estabiliometria [9].

Referências

- [1] D. Rosenbaum and H. Becker, "Plantar pressure distribution measurements. Technical background and clinical applications.," *Foot and Ankle Surgery*, vol. 3, no. 1, pp. 1-14, 1997.
- [2] E. F. Manfio, "Análise da distribuição de pressão plantar em sujeitos normais," *Revista Fisioterapia Brasil*, vol. 3, no. 1, pp. 65-68, 1991.
- [3] P. R. Cavanagh and M. Ae, "A technique for the display of pressure distributions beneath the foot," *Journal of Biomechanics*, vol. 13, no. 2, pp. 69-75, 1980.
- [4] A. Razak, A. Zayegh, R. Begg and Y. Wahab, "Foot Plantar Pressure Measurement System: A Review," *Sensors — Open Access Journal*, vol. 12, no. 7, pp. 9884-9912, 2012.
- [5] H. Wang, J. Liu and S. Chen, "An Intelligent 3D Force Platform for Plantar Pressure Distribution Measurement," in *International Conference on Mechatronics and Automation*, Changchun, China, 2009.
- [6] A. A. Carvalho and R. G. Radwin, "A new method for extending the range of conductive polymer sensors for contact force," *International Journal of Industrial Ergonomics*, vol. 17, no. 3, pp. 285-290, 1996.
- [7] M. Urban, M. Sanches, R. Kozan, L. Felão, M. Bazani and A. Carvalho, "Desenvolvimento De Um Protótipo De Baropodômetro," in *XXIV Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica – CBEB 2014*, 2014.
- [8] T. Papakostas, J. Lima and M. Lowe, "A barge Area Force Sensor for Smart Skin Applications," *Sensors, 2002. Proceedings of IEEE*, vol. 2, pp. 1620-1624, 2002.
- [9] T. Viera, L. Oliveira and J. Nadal, "Estimation procedures affect the center of pressure frequency analysis," *Brazilian Journal of Medical and Biological Research*, vol. 42, no. 7, pp. 665-673, 2009.
- [10] G. Papaioannou, V. Protopappas, T. Panagiotis, C. Mitrogiannis, G. Nianios and S. Tashman, "A New Method For Pressure Sensor Equilibration And Conditioning," *Brazilian Journal of Biomechanics*, vol. 2, no. 3, pp. 176 - 195, 2008.
- [11] E. Morin, J. Bryant, S. Reid and R. Whiteside, "Calibration Issues of Tekscan Systems For Human Pressure Assessment," *RTO MP-056*, pp. 24-1, 24-7, 2000.
- [12] I. A. Kapandji, *Fisiologia articular*, 5 ed., vol. 2, São Paulo: Manole LTDA, 1990.

ANÁLISE DE DADOS DE ESTABILIOMETRIA COM UM BAROPODÔMETRO DE BAIXO CUSTO

F. R. Castro, M. F. R. Urban, C. M. Fanfoni, J. E. Blanco, R.T. Xavier, M. A. A. Sanches e A. A. Carvalho

Departamento de Engenharia Elétrica/FEIS – UNESP, Ilha Solteira, Brasil
e-mail: fcastro12@gmail.com

Resumo: Neste trabalho é descrito de maneira sucinta o desenvolvimento de um baropodômetro constituído por 120 sensores resistivos tipo FSR e os seus circuitos de aquisição e interfaceamento. O equipamento realiza aquisição de sinais em tempo real, salva-os e monitora o deslocamento do centro de pressão, tornando possível a realização de análises de estabiliometria. Para avaliar as medidas efetuadas e o processamento de dados que servem para determinar o centro de pressão, realizaram-se dois testes nos quais foram exercidas forças, em trajetórias definidas, sobre grupos de sensores. Os resultados obtidos mostram que o equipamento é adequado para efetuar análises de estabiliometria.

Palavras-chave: Baropodômetro, Sensor FSR, Centro de Pressão, Estabiliometria

Abstract: *This paper describes briefly the development of a baropodometer instrumented with 120 force sensing resistors –FSR– and its acquisition and interfacing circuitry. The equipment performs acquisition of force signals in real time, saves them and evaluates the pressure center displacement, making possible the stabilometry analysis. The pressure center data processing was evaluated by two tests, applying forces in defined trajectories, over sensor groups. The obtained results show that the equipment is suitable to perform stabilometry analysis.*

Keywords: *Baropodometer, FSR Sensor, Pressure Center, Stabilometry.*

Introdução

O homem pode ser considerado como uma máquina viva, possuindo diferentes e complexos sistemas (muscular, ósseo, nervoso, etc) que ligados entre si fornecem ao corpo equilíbrio e estabilidade [1]. A distribuição de forças na região plantar de um indivíduo fornece informações valiosas que possibilitam a avaliação de patologias dos pés e da coluna vertebral. O pé é o órgão base da sustentação do corpo humano. As forças verticais resultantes na região plantar geram o chamado centro de pressão (CP)[2-3].

Na literatura, há numerosas pesquisas nas quais se estuda o comportamento do CP para se entender problemas fisiológicos e posturais em pacientes de diferentes faixas etárias como, por exemplo, problemas de equilíbrio em idosos, e graus de escoliose em diferentes faixas etárias [4-5-6].

Na maioria destas pesquisas, empregam-se equipamentos comerciais que são muito pouco utilizados no país devido ao seu elevado custo, como os fornecidos por [7-8], com custos aproximados aos 90,000 reais.

O objetivo deste trabalho foi o desenvolvimento de um baropodômetro de baixo custo que realiza a aquisição dos sinais de forças relacionadas à distribuição de forças na região plantar de pacientes em tempo real, possibilitando estudar o deslocamento do centro de pressão e efetuar análises de estabiliometria.

Materiais e métodos

O equipamento desenvolvido possui duas plataformas feitas de policarbonato e alurevest. Cada plataforma tem 200mm de largura, 400mm de comprimento e 60mm de altura. É possível realizar avaliações em pacientes com números de calçado até 42 (segundo os gabaritos da empresa Podaly).

Foram utilizados 120 sensores resistivos tipo *Force Sensing Resistor FSR*, 60 em cada plataforma, dispostos matricialmente em 10 linhas e 6 colunas.

Os circuitos de condicionamento de sinais, aquisição de dados e de interfaceamento foram alojados no interior das plataformas, tornando o equipamento portátil e robusto.

O sensor FSR é um dispositivo polimérico que apresenta diminuição de sua resistência elétrica quando se aplica uma força em sua área ativa. É um sensor muito difundido, principalmente devido ao seu baixo preço.

Para distribuir uniformemente a força na área ativa do sensor, utilizou-se um domo de PVC colado à superfície do sensor [9].

Para aquisição, processamento e comunicação de dados, o equipamento tem como componente principal o microcontrolador dsPIC33FJ128GP, da Microchip®.

Aproveitando o comportamento elétrico do sensor e a sua distribuição matricial, utiliza-se o mesmo modo de leitura de um teclado matricial de computador. Assim, adicionando 3 multiplexadores e demultiplexadores analógicos HCT4051, é possível ler até 128 sensores.

O dsPIC transmite os dados coletados a um computador utilizando comunicação serial, por meio de um conversor RS232-USB. A velocidade de transmissão é de 1,2Mbps. Em função das velocidades de aquisição

e transmissão de dados, é possível atingir uma frequência de amostragem de 20Hz.

Como a corrente necessária para a operação do baropodômetro é de apenas 90mA, não há necessidade de conectá-lo à rede elétrica. Utiliza-se a tensão fornecida por uma porta USB (5V) do computador (a variação da tensão nesta porta é de $\pm 0,1V$).

O interfaceamento de dados foi feito com um aplicativo desenvolvido no LabVIEW 2013, da National Instruments®. Entre as suas principais características encontra-se a apresentação em imagens 3D da distribuição de forças nos sensores, possibilitando ao avaliador identificar e diagnosticar subjetivamente eventuais patologias nos pés e na coluna do paciente avaliado.

Utilizando a frequência de amostragem de 20Hz, os sinais relacionados à distribuição de forças na região plantar foram coletados, possibilitando obter dados de establiometria, em função dos tamanhos e deslocamentos do centro de pressão. Para evitar ruídos nos sinais do CP, foi implementado um filtro *Butterworth* passa-baixas com frequência de corte de 8Hz. As exigências mínimas relatadas por [10] foram atingidas.

Establiometria – A establiometria é o estudo do comportamento do CP, que é ponto resultante da somatória das forças exercidas sobre uma superfície de suporte conhecida [11].

O CP possui duas coordenadas, X e Y, calculadas pela equação [1].

$$CP(x, y) = \left(\frac{\sum_{i=0}^N (F_i * x_i)}{\sum_{i=0}^N F_i}, \frac{\sum_{i=0}^N (F_i * y_i)}{\sum_{i=0}^N F_i} \right) \quad (1)$$

sendo x_i a coordenada do sensor no eixo X, y_i a coordenada do sensor no eixo Y, F_i a força exercida em cada sensor e N a quantidade de sensores [3].

Em análises de establiometria, o deslocamento do CP no eixo X é denominado Médio-Lateral (ML) e no eixo Y, Anterior-Posterior (AP). O estudo de establiometria foi feito utilizando o Estatocinesigrama e o Estabilograma como descrito por [3].

O estatocinesigrama é o gráfico que apresenta o deslocamento do CP no plano AP vs ML (Figura 1a). Os seguintes parâmetros são determinados em função da informação obtida do estatocinesigrama:

Deslocamento da Oscilação Total – DOT: O deslocamento da oscilação total (DOT), refere-se ao comprimento total da trajetória do CP nas direções AP e ML, sendo calculado por:

$$DOT = \sum_{i=0}^{M-1} \sqrt{(CPX_{i+1} - CPX_i)^2 + (CPY_{i+1} - CPY_i)^2} \quad (2)$$

Velocidade Média Total – VMT: A velocidade média total (VMT) é a velocidade de deslocamento do CP, calculada em função da frequência de amostragem (f) e

do número total de amostras (M), pela equação [3]:

$$VMT = \frac{f * DOT}{M - 1} \quad (3)$$

Utilizando as expressões [2] e [3], foi possível obter dados de deslocamentos totais nas duas direções, ML e AP, assim como velocidades de deslocamento nestas duas direções.

De forma similar, foram utilizados os valores máximos e mínimos, em cada direção, para calcular as amplitudes máximas dos deslocamentos do CP, pelas equações:

$$AD_{ML} = \max(CPX) - \min(CPX) \quad (4)$$

$$AD_{AP} = \max(CPY) - \min(CPY) \quad (5)$$

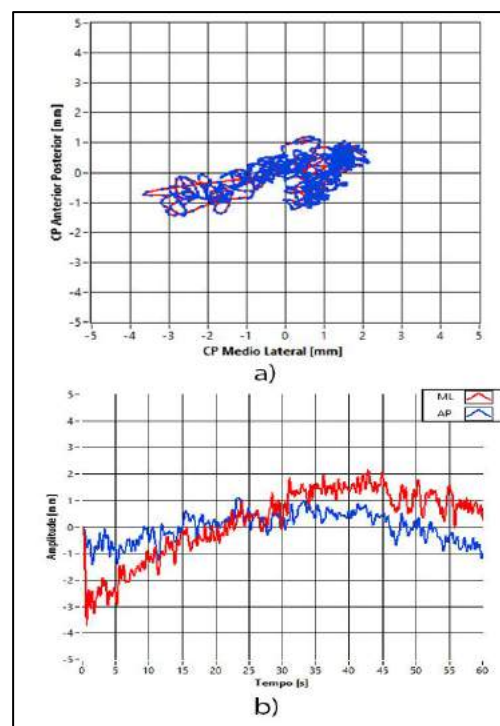


Figura 1: Establiometria. (a) Estatocinesigrama, (b) Estabilograma.

O estabilograma é a representação gráfica do deslocamento do CP nas duas direções AP e ML, em função do tempo, vide Figura 1b.

O principal parâmetro obtido do método de estabilograma é o valor eficaz de cada sinal (RMS), calculados pelas equações [6] e [7]:

$$RMS_{ML} = \sqrt{\frac{\sum_{i=0}^M COPX_i^2}{M}} \quad (6)$$

$$RMS_{AP} = \sqrt{\frac{\sum_{i=0}^M COPY_i^2}{M}} \quad (7)$$

sendo M o número de amostras.

Resultados e Discussão

Para avaliar a aquisição de dados em função do tempo e a análise de estabiliometria, foram feitos dois testes sobre o equipamento, utilizando deslocamentos controlados de forças em áreas conhecidas. Conforme mencionado, a análise de estabiliometria é realizada estudando o comportamento do CP.

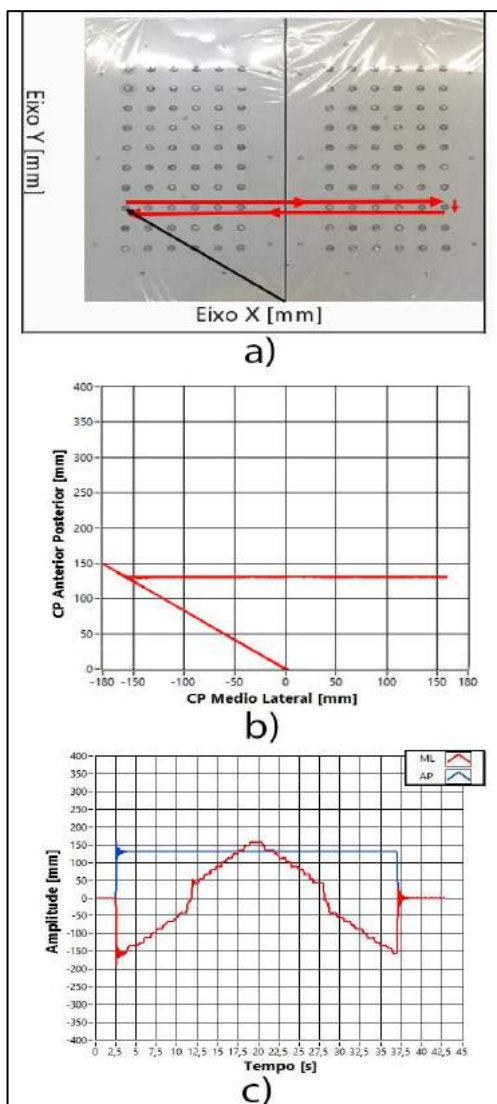


Figura 2: Avaliação do CP - Teste 1 com trajetória definida na direção ML.

O primeiro teste (Teste 1) foi feito aplicando forças sequencialmente ao longo de uma linha nas duas plataformas, vide Figura 2a. Neste caso, como apresentado no estatorcinesigrama (Figura 2b), houve um deslocamento inicial da origem até a coordenada da linha onde foram aplicadas as forças. Como esperado, o deslocamento do CP ocorreu na direção ML, não havendo deslocamento na direção AP. Já o estabiliograma (Figura 2c) apresenta o sentido como foram aplicadas as forças sequencialmente, indo da coordenada -157mm para a coordenada +157mm e, depois, no sentido oposto, na direção ML.

O segundo teste (Teste 2) foi feito aplicando forças, sequencialmente, na 9ª coluna de sensores (da esquerda para a direita), vide Figura 3a. No gráfico de estatorcinesigrama (Figura 3b) é mostrado o deslocamento do CP, unicamente na direção AP, conforme esperado. O estabiliograma (Figura 3c) por outra parte, mostra como foi o deslocamento do CP ao longo do tempo nas direções ML e AP. Observa-se que há um deslocamento inicial na direção ML até a coordenada da coluna avaliada, mas uma vez aplicadas as forças ao longo desta coluna, o deslocamento se mantém constante. Na direção AP, é possível ver como são aplicadas as forças sequencialmente, primeiro no sentido da coordenada 74mm para 325mm e depois no sentido da coordenada 325mm para 74mm.

Os sinais apresentam comportamentos subamortecidos, devido ao efeito do filtro passa-baixas.

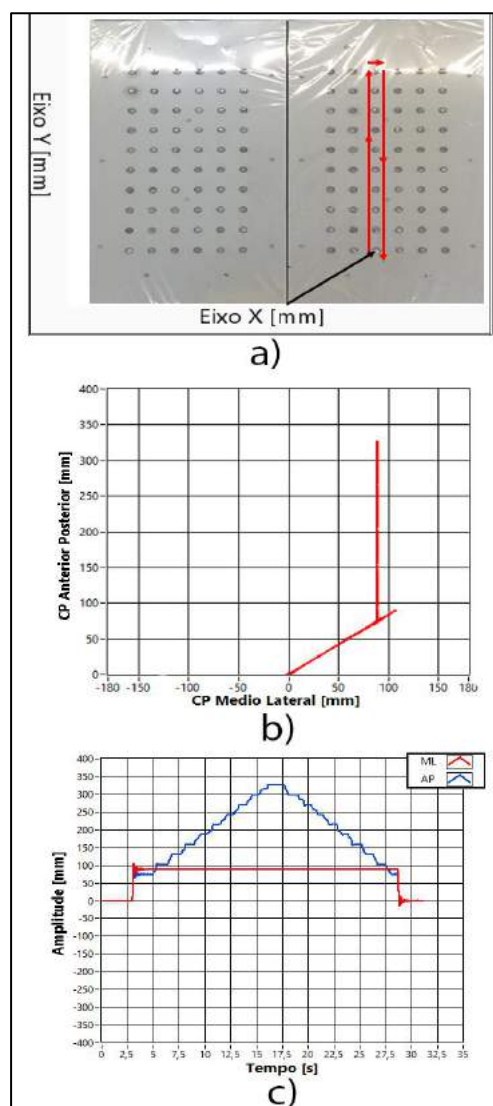


Figura 3: Avaliação do CP. Teste 2 com trajetória definida na direção AP.

Os dados de estabiliometria de cada teste são apresentados na Tabela 1. É importante observar a amplitude dos deslocamentos nas duas direções, onde é

possível ver que quando feito o Teste 1, o deslocamento em ML é maior que o deslocamento em AP, que é um resultado esperado segundo a trajetória mostrada na Figura 2a. Da mesma forma, o deslocamento em AP é maior que o deslocamento em ML no teste 2, isto porque como mostrado na Figura 3a, as forças foram aplicadas ao longo de uma coluna do equipamento.

Pelo fato das plataformas serem quase simétricas, os dados de estabiliometria, velocidade e amplitude nas duas direções, mostram estar relacionados em magnitude nos Teste 1 e 2; no entanto, estas relações são produto do tipo de trajetórias selecionadas.

Tabela 1: Dados de Estabiliometria.

Dado Estabiliometria	Test 1	Test 2
Deslocamento Total [mm]	1166,35	841,85
Deslocamento ML [mm]	1042,88	231,48
Deslocamento AP [mm]	340,65	733,57
Velocidade Média Total [mm/s]	29,69	29,42
Velocidade ML [mm/s]	26,55	8,09
Velocidade AP [mm/s]	8,67	25,64
Amplitude ML [mm]	331,96	108,33
Amplitude AP [mm]	159,06	335,07
RMS ML [mm]	93,49	80,64
RMS AP [mm]	117,05	192,94

Conclusão

Os resultados obtidos ao exercer forças, com trajetórias definidas, sobre um grupo de sensores, confirmam que o equipamento é adequado para efetuar análises de estabiliometria.

Com o baropodômetro implementado é possível analisar a distribuição de forças na região plantar de um voluntário, estudar estática e dinamicamente o comportamento do seu centro de pressão e efetuar análise de estabiliometria como descrito em [12].

A utilização de redes neurais pode potencializar o equipamento como um instrumento de diagnóstico e pesquisa eficaz para ser utilizado por profissionais que atuam nas áreas de Fisioterapia, Podologia e Posturologia.

O custo final do equipamento implementado, de aproximadamente R\$6.000,00, é cerca de vinte vezes menor do que os equipamentos comerciais. É importante salientar que o preço aqui apresentado não inclui o valor do software utilizado.

Referências

- [1] L. Lippert, *Cinesiologia Clínica Para Fisioterapeutas*, Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2003.
- [2] A. Harrison y J. Folland, «Investigation of gait protocols for plantar pressure measurement of non-pathological subjects using a dynamic

pedobarograph,» *Gait & Posture*, vol. 6, nº 1, pp. 50-55, 08 1997.

- [3] M. Duarte y S. Freitas, «Revisão sobre posturografia baseada em plataforma de força para avaliação do equilíbrio,» *Revista Brasileira de Fisioterapia*, vol. 14, nº 3, pp. 183-192, 2010.
- [4] K. Leal, F. Vieira, L. Camargo, C. Novelli, G. Martins, R. Casagrande y G. Vilela, «A importância do centro de pressão (cop) no equilíbrio e na percepção de qualidade de vida durante o processo de envelhecimento,» *Revista CPAQV - Centro de Pesquisas Avançadas em Qualidade de Vida*, vol. 7, nº 1, 2015.
- [5] J.-Y. Park, G. D. Park, S.-G. Lee y J.-C. Lee, «The Effect of Scoliosis Angle on Center of Gravity Sway,» *Jornal Of Physical Therapy Science*, vol. 25, nº 12, p. 1629–1631, 2013.
- [6] M. Simoneau, P. Mercier, J. Blouin, P. Allard y N. Teasdale, «Altered sensory-weighting mechanisms is observed in adolescents with idiopathic scoliosis,» *BMC Neuroscience*, vol. 7, nº 68, 2006.
- [7] Tekscan, 2015. [En línea]. Available: <https://www.tekscan.com/products-solutions/systems/matscan>. [Último acceso: 04 08 2015].
- [8] Novel, 2015. [En línea]. Available: <http://www.novel.de/novelcontent/emed>. [Último acceso: 02 08 2015].
- [9] M. Urban, M. Sanches, R. Kozan, L. Felão, M. Bazani y A. Carvalho, «Desenvolvimento De Um Protótipo De Baropodômetro,» de *XXIV Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica – CBEB 2014*, 2014.
- [10] T. Viera, L. Oliveira y J. Nadal, «Estimation procedures affect the center of pressure frequency analysis,» *Brazilian Journal of Medical and Biological Research*, vol. 42, nº 7, pp. 665-673, 2009.
- [11] D. Winter, «Human balance and posture control during standing and walking,» *Gait & Posture*, vol. 3, nº 4, pp. 193-214, 1995.
- [12] F. Castro, *Aprimoramento De Um Baropodômetro Eletrônico E Análise De Estabiliometria Em Voluntários Com Escoliose*, Ilha Solteira, São Paulo: Universidade Estadual Paulista - UNESP - FEIS, 2016, p. 91.

DESENVOLVIMENTO DE UM SISTEMA DE TOMOGRAFIA POR IMPEDÂNCIA ELÉTRICA DE BAIXO CUSTO

R. J. R. S. Lucena e M. A. F. Feitosa

UPE – Universidade de Pernambuco, Recife, Brasil
e-mail: rafael.lucena@outlook.com

Resumo: Este trabalho apresenta a síntese do desenvolvimento de um sistema experimental de tomografia por impedância elétrica. A metodologia de construção deste projeto seguiu os parâmetros de funcionamento encontrados nas literaturas relacionadas à área médica. Foi projetado na forma de módulos o que contribui para estudos futuros dos fenômenos elétricos e de programação. A verificação do funcionamento foi embasada nas imagens de impedância, geradas por meio de um *software* de reconstrução, amplamente utilizado na literatura. Os resultados demonstraram que o sistema é promissor com relação a aplicações em laboratório, com resolução espacial dentro da faixa encontrada na literatura e com custo abaixo dos equipamentos comerciais. O sistema experimental realizou de forma satisfatória seu objetivo de gerar imagens de impedância, com possibilidades futuras de melhorias com relação a velocidade de processamento das imagens para geração de imagens em tempo real.

Palavras-chave: Tomografia por Impedância Elétrica, EIDORS, Instrumentação Biomédica, Imagiologia.

Abstract: This paper presents a synthesis of the development of an experimental system electrical impedance tomography. The construction methodology of this design followed operating parameters found in the literature related to the medical field. It was designed in the form of modules that contributes to future studies of electrical phenomena and programming. With check of operation grounded in the impedance images generated by a reconstruction software, widely used in the literature. The results showed that the system is promising in relation to applications in the laboratory, with a spatial resolution within the range found in the literature and below the cost commercial equipment. The experimental system performed satisfactorily its goal to generate impedance images, with future possibilities for improvement with respect to processing speed of images to generate real-time images.

Keywords: Electrical Impedance Tomography, EIDORS, Biomedical Instrumentation, Medical Imaging.

Introdução

A Tomografia por Impedância Elétrica (TIE) é uma técnica usada para determinar a distribuição da permissividade de um dielétrico no interior de um objeto, a partir de medidas externas de tensão ou corrente elétrica. As aplicações encontradas na literatura se concentram

principalmente nas áreas médicas, com o monitoramento da função pulmonar [1] por exemplo, e industriais, na verificação da distribuição de substâncias durante processos químicos em recipientes fechados [2].

O objetivo deste trabalho é desenvolver um sistema de tomografia por impedância elétrica modular, de baixo custo, capaz de ser replicado para fins de pesquisa. A verificação do funcionamento do sistema se baseia na obtenção e verificação das imagens de impedância. Essas imagens são geradas utilizando-se um *software livre* de reconstrução [3], [4].

As definições modulares de construção do sistema também são baseadas nas literaturas [1], [3] e [4]. Essa característica modular, alinhada com a montagem em placas de circuito impresso pela técnica *through-hole*, permitiu a criação de placas de tamanho ideal para os estudos, que podem ser facilmente modificadas ou substituídas à medida que pesquisas futuras indiquem melhores soluções para um determinado bloco do sistema (como um filtro ou algum amplificador existente). A fim de atingir, em particular, estudantes de engenharia eletrônica e biomédica, o sistema foi desenvolvido utilizando os componentes que possuíam o menor custo, mas que mantinham a performance para aplicações em laboratório.

Materiais e métodos

Apesar do vasto leque de aplicações industriais, focou-se nesse trabalho num sistema a ser utilizado na área médica, o qual pode ser adaptado, caso necessário, para uma aplicação diferente. O diagrama simplificado da Figura 1 representa o sistema exibido na Figura 2 que é constituído por um computador que realiza a reconstrução da imagem, uma unidade de controle, uma fonte de corrente que injeta sinais no corpo do paciente, um multiplexador que determina quais eletrodos serão utilizados a cada momento, um módulo de captação dos sinais e os eletrodos de superfície.

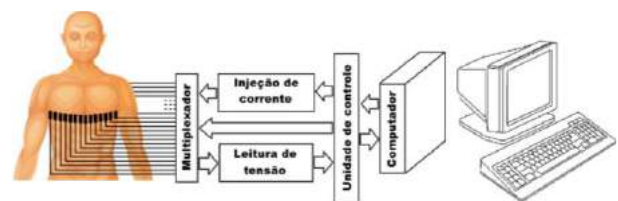


Figura 1: Diagrama simplificado do sistema.

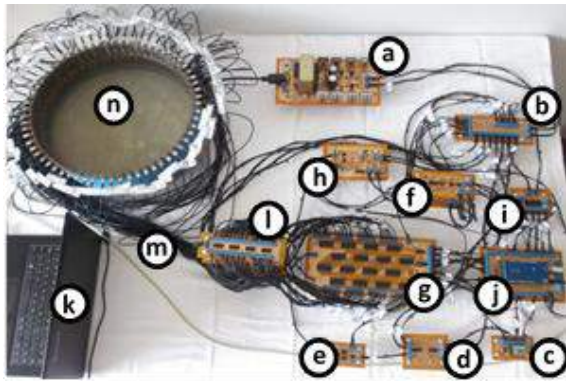


Figura 2: Sistema desenvolvido, com indicação dos módulos.

Durante a revisão da literatura e estudos de viabilidade de desenvolvimento do sistema, foi traçado o diagrama detalhada exibido na Figura 3.

A fonte de alimentação (a) gera tensões contínuas de 12, -12, 5 e -5 Volts além da tensão de referência. Sua saída é conectada ao módulo multiplicador de saídas (b) que possibilita que cada módulo receba individualmente sua alimentação, evitando que dois ou mais cabos se conectem fisicamente ao mesmo conector.

O gerador de sinal base (c) é um gerador de onda programável, baseado no AD9833, programado pela unidade de controle para fornecer um sinal senoidal de 50 kHz.

O filtro passa-faixa (d) é responsável por atenuar ruídos que se encontram fora da frequência de 50 kHz, além de fornecer o sinal base para dois outros módulos.

A fonte de corrente controlada por tensão (e) é baseada na configuração *Howland*, com três amplificadores AD844. Injetando corrente no sistema por I_1 e tem como referência o ponto I_T .

O gerador de pulsos de conversão (f) emite um sinal que é interpretado pela unidade de controle como uma

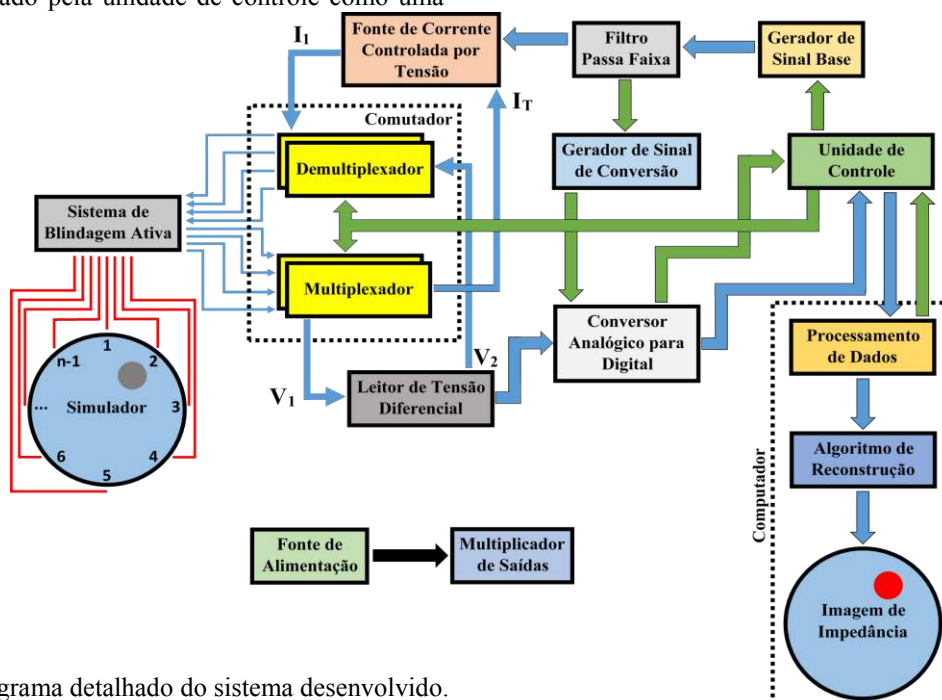


Figura 3: Diagrama detalhado do sistema desenvolvido.

interrupção. Permitindo assim a realização da leitura de tensão em momentos específicos.

O comutador (g) é um sistema composto por multiplexadores e demultiplexadores que realizam o endereçamento dos sinais pelos eletrodos.

A tensão é medida pelo leitor de tensão diferencial (h), baseado nos valores obtidos em V_1 e V_2 , através de um amplificador de instrumentação AD524.

O conversor analógico-digital (i) converte a tensão recebida do amplificador diferencial e a envia de forma serial ao computador.

A unidade de controle (j) é responsável por gerenciar todos os módulos e realizar a comunicação com o computador. Foi utilizado um Arduino ATmega1280 como microcontrolador neste módulo.

O *software* de reconstrução (k) utilizado para gerar as imagens de impedância é o EIDORS (*Electrical Impedance tomography and Diffuse Optical Reconstruction Software*). Este programa é um conjunto de algoritmos de código aberto desenvolvido para os ambientes Matlab® ou Octave. O processamento dos dados consiste em organizar os dados recebido pela serial em tabelas no formato de entrada do algoritmo.

O sistema de blindagem ativa (l) é composto por Amp-Ops (Amplificadores Operacionais) em configuração de *buffer*, que transmitem pela malha externa dos cabos coaxiais (m) o mesmo sinal do condutor interno. Isso reduz o efeito capacitivo dos cabos além de reduzir o ruído eletromagnético exterior, que é absorvido pela malha.

Os simuladores (n) desenvolvidos, para realização dos experimentos, são compostos de uma base de madeira que é unida a um tubo de PVC (*PolyVinyl Chloride*) por resina de poliéster. Esta resina, junto com partes de manta de fibra de vidro, é usada para limitar a área dos eletrodos de cobre e impermeabilizar o interior do simulador, como pode ser visualizado na Figura 4.

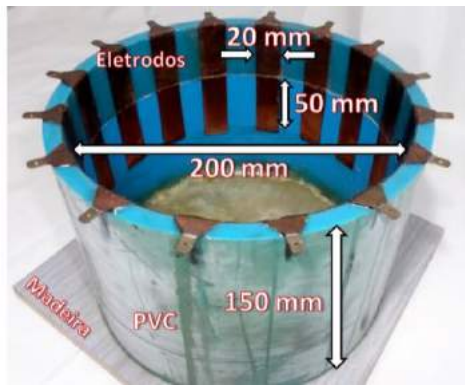


Figura 4: Perfil do simulador padrão de 16 eletrodos.

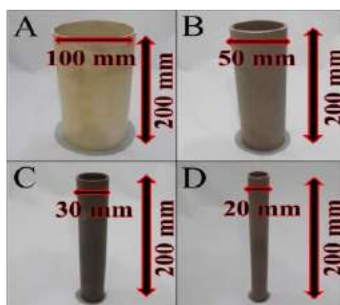
Diversos simuladores, diferentes entre si em dimensões e quantidades de eletrodos, foram desenvolvidos. Uma relação de todos os simuladores construídos é apresentada na Tabela 1.

Tabela 1: Simuladores desenvolvidos.

Diâmetro do Simulador	Quantidade de Eletrodos	Tamanho dos Eletrodos
50 mm	8 unidades	10 x 50 mm
100 mm	8 unidades	20 x 50 mm
100 mm	16 unidades	10 x 50 mm
200 mm	16 unidades	20 x 50 mm
200 mm	32 unidades	10 x 50 mm
350 mm	32 unidades	20 x 50 mm
350 mm	64 unidades	10 x 50 mm

O simulador de 200 mm de diâmetro com 16 eletrodos de cobre com dimensão 20 x 50 mm, tornou-se o padrão das medições, devido às suas especificações serem recorrentes na literatura como em [5] e [6].

Para criar uma área de alta impedância no interior dos simuladores foram selecionados 4 *phantoms*, como na Figura 5. São tubos de PVC, cada um com diâmetro relativo ao diâmetro do simulador utilizado. A utilização de *phantoms* de PVC foi baseada na literatura [7].

Figura 5: Modelos de *phantoms*.

O número de medições de tensão necessárias N é determinada pela expressão, $N = n(n - 3)$ onde n é o número de eletrodos. Esta expressão é derivada da

utilização do “método vizinho” para obtenção dos dados [8]. No caso da utilização de um simulador com 16 eletrodos são necessárias 208 medições.

O algoritmo de reconstrução recebe os dados de referência e os dados do ensaio, em formato de tabelas, e realiza a partir destes a reconstrução da imagem. O processo de construção destas tabelas é realizado pelo usuário após a obtenção de todas as medições.

Resultados

Para gerar a imagem de impedância do simulador padrão é necessário obter inicialmente os dados de tensão (208 medições) para o sistema em equilíbrio de impedância. Estes dados são adquiridos preenchendo o simulador com apenas água potável, como mostra a Figura 6, e observando os valores de tensão medidos. Essa medição é utilizada para compor a tabela de referência do sistema.

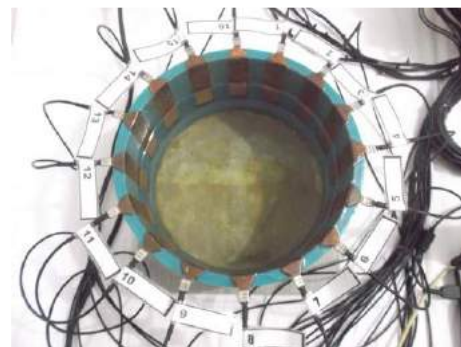


Figura 6: Imagem do experimento em vazio.

Com os dados de referência, o próximo passo é adquirir os dados para o sistema com alguma variação de impedância (dados do ensaio).

A Figura 7 foi gerada duplicando-se os dados da tabela de referência para os dados da tabela de ensaio.

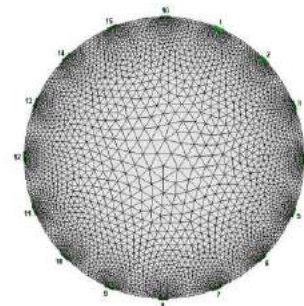


Figura 7: Imagem de impedância para o experimento em vazio.

Aplicando um *phantom* de 50 mm de diâmetro em uma posição aleatória, como mostra a Figura 8, e obtendo os dados de ensaio, é possível obter a imagem de impedância da Figura 9, através do algoritmo de reconstrução. As áreas em vermelho representam alta impedância, enquanto as em azul baixa impedância.

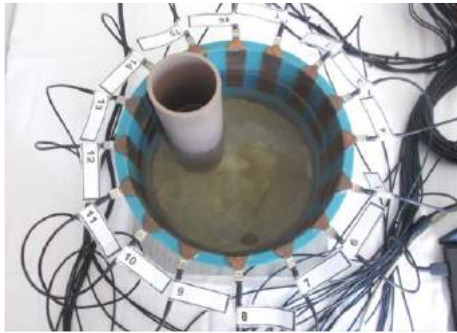


Figura 8: Imagem do experimento com um *phantom*.

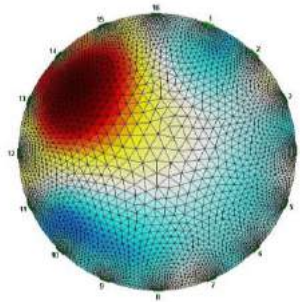


Figura 9: Imagem de impedância para o experimento com um *phantom*.

Os resultados demonstraram a funcionalidade do sistema desenvolvido para os experimentos empregados. O sistema apresentou uma resolução espacial média de 15 % do diâmetro do simulador, valor semelhante ao de sistemas encontrados na literatura [9]. O custo dos componentes utilizados no sistema foi de R\$ 1.253,65. Este valor mostrou que o sistema é promissor para aplicações onde o interesse é estudo dos módulos e localização do posicionamento de *phantoms*.

Discussão

A metodologia adotada na criação do sistema tem como finalidade desenvolver um equipamento simples, mas capaz de executar um tratamento de sinal relativamente complexo. A resolução espacial do sistema apresentou valores na faixa dos encontrados na literatura, demonstrando eficiência. As imagens de impedância de outros ensaios exibiram a localização dos respectivos *phantoms* respeitando a resolução espacial do sistema.

O próximo passo é melhorar os circuitos desenvolvidos e otimizar tanto o código de reconstrução como o de controle para geração de imagens em tempo real. Desta forma, no futuro, intervenções aplicadas aprimorarão o sistema mantendo ainda assim a característica principal, que é possuir um baixo custo com performance suficiente para atuar em plenitude na sua finalidade.

Conclusão

Ao final do projeto foi concebido um tomógrafo por impedância elétrica de caráter experimental, passível de

replicação com custo que varia com relação às particularidades de aplicação. Devido às características de construção, como por exemplo modularidade e divisão dos componentes, é possível modificar os parâmetros para utilização em diferentes áreas, como a petrolífera, que é um dos alvos de pesquisa da equipe.

Agradecimentos

À CAPES pelo apoio financeiro, e ao Programa de Pós-Graduação em Engenharia de Sistemas (PPGES) oferecido pelo Universidade de Pernambuco (UPE) pelo suporte e infraestrutura.

Referências

- [1] D. S. Holder, *ELECTRICAL IMPEDANCE TOMOGRAPHY: Methods, History and Applications*. Institute of Physics Publishing Bristol and Philadelphia, 2005.
- [2] T. Dyakowski and A. J. Jaworski, “Non-Invasive Process Imaging – Principles and Applications of Industrial Process Tomography,” *Chem. Eng. Technol.*, vol. 26, no. 6, pp. 697–706, Jun. 2003.
- [3] M. Khalighi, B. Vosoughi Vahdat, M. Mortazavi, W. Hy, and M. Soleimani, “Practical design of low-cost instrumentation for industrial electrical impedance tomography (EIT),” in *2012 IEEE International Instrumentation and Measurement Technology Conference Proceedings*, 2012, pp. 1259–1263.
- [4] L. C. Moro and R. W. Porto, “Single frequency electrical impedance tomography system with offline reconstruction algorithm,” in *2015 IEEE 6th Latin American Symposium on Circuits & Systems (LASCAS)*, 2015, pp. 1–4.
- [5] T. K. Bera and J. Nagaraju, “A Simple instrumentation calibration technique for Electrical Impedance Tomography (EIT) using a 16-electrode phantom,” in *2009 IEEE International Conference on Automation Science and Engineering*, 2009, no. May, pp. 347–352.
- [6] A. J. Fitzgerald, D. S. Holder, L. Eadie, C. Hare, and R. H. Bayford, “A comparison of techniques to optimize measurement of voltage changes in electrical impedance tomography by minimizing phase shift errors,” *IEEE Trans. Med. Imaging*, vol. 21, no. 6, pp. 668–675, Jun. 2002.
- [7] F. D. Garcia, M. N. De Souza, and A. V. Pino, “Algoritmo de Reconstrução de Imagens para um Sistema de Tomografia por Impedância Elétrica (EIT) Baseado em Configuração Multiterminais,” *Rev. Bras. Eng. Biomédica*, vol. 29, no. 2, pp. 133–143, 2013.
- [8] J. Malmivuo and R. Plonsey, *Bioelectromagnetism: Principles and Applications of Bioelectric and Biomagnetic Fields*. OXFORD UNIVERSITY PRESS, 1995.
- [9] E. L. Costa, R. G. Lima, and M. B. Amato, “Electrical impedance tomography,” *Curr. Opin. Crit. Care*, vol. 15, no. 1, pp. 18–24, Feb. 2009.

DEVELOPMENT OF A NON-INVASIVE DIGITAL AUTOMATIC SPHYGMOMANOMETER WITH BLUETOOTH LOW ENERGY COMMUNICATION

F. B. C. Barbosa, A. B. Balbinot*, Vinícius Cene and A. Balbinot
Universidade Federal do Rio Grande do Sul, Porto Alegre, Brasil

*Faculdade Luterana São Marcos, RS, Brasil

e-mail:abalbinot@gmail.com

Abstract: A non-invasive digital automatic sphygmomanometer that communicates with a mobile device through Bluetooth Low Energy (BLE) was developed. The device is autonomous, employing a rechargeable lithium-polymer battery. The pressure within an arm cuff is acquired by the integrated piezoresistive transducer MP3V5050GP and the data is analyzed by a PIC18F27J53 microcontroller with a custom oscillometric algorithm. Wireless communication is achieved through the RN4020 Bluetooth Smart module. The system was calibrated using a NIBP simulator, satisfying precision requirements for static and dynamic measurement as defined by the Brazilian National Institute of Metrology, Quality and Technology (INMETRO).

Keywords: Sphygmomanometer, oscillometry, arterial pressure, bluetooth smart.

Introduction

The auscultation technique with a trained observer and a mercury sphygmomanometer has been the golden standard for the measurement of blood pressure for many years. However, due to health and environmental concerns, the use of mercury is declining and alternatives are needed. Furthermore, an aging population means that the technology must evolve to meet the increased demand for chronic disease monitoring, sparking a lot of interest in the development of reliable and practical electronic devices for home care.

Through intelligent use of mobile devices it is possible to simplify the hardware of health monitoring devices, making them more accessible. In addition, recent technologies such as Bluetooth Low Energy (BLE) promise a standardized and low-power communication protocol. Studies show that BLE may reach billions of devices before 2020, making it an interesting technology to explore [1]. Having that in mind, this paper summarizes the project and implementation of a portable digital automatic sphygmomanometer which uses BLE to communicate its measurement results to a personal tablet.

Background

To properly introduce the methodology applied in the development of this device, a brief bibliography on

the topics of blood pressure and oscillometry is presented.

A. Blood pressure

During a cardiac cycle, the heart alternately contracts and expands, two phases respectively known as systole and diastole. In the systole, the blood within the systemic circulation flows out of the heart through the aorta with an internal pressure of about 100 mmHg [2], reaching its peak pressure, known as systolic pressure. As the heart expands and the ventricle relaxes, the blood reaches its minimum pressure, called diastolic pressure. Mean arterial pressure (MAP) is the arithmetical mean of the arterial pressure during a cardiac cycle and is typically between 60 and 90 mmHg [3].

B. Oscillometry

Oscillometry is based on the analysis of the pressure signal within a cuff as it is deformed by the expansion of the arterial wall [4] and it is most commonly applied in conjunction with an arm cuff. To obtain a measurement, the cuff is first rapidly inflated to a pressure above the expected systolic pressure, and then it is slowly deflated, as the signal is acquired by a pressure transducer. Figure 1 shows the curves required for the application of the oscillometric method. Above it is shown the pressure within the cuff, acquired by the transducer, while the curve below shows the oscillations obtained after filtering the former signal with a high-pass filter with cutoff frequency of $\frac{1}{2}$ Hz. The amplitude of the oscillations is at its maximum value when the pressure in the cuff equals the MAP [4]–[6]. The amplitude of the oscillations at the point of systolic and diastolic blood pressure in relation to their maximum value is given by empirical characteristic ratios, here identified as k_s and k_d [5], [6]. The points in which the mean, systolic and diastolic blood pressure occurs are known as parameter identification points (PIPs) [7].

A study from the University of São Paulo compared data from an oscillometric signal data base containing 255 measurements and cross-correlated the value of characteristic ratios and several other parameters [8]. In this study, a relationship between characteristic ratios and the MAP was proposed, as shown in Table I, with each pressure level adjusted as to minimize the standard deviation between the algorithm's results and the reference values. The values in this table were chosen as base for this project's algorithm.

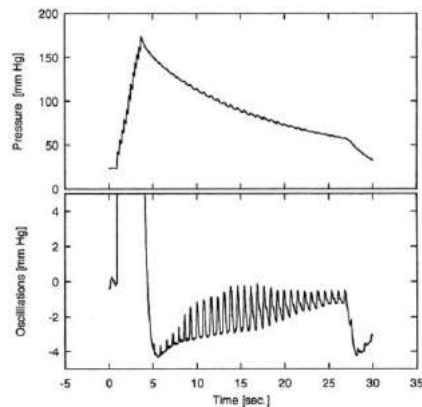


Figure 1: Oscillometric pressure curves [5].

Table 1: Characteristic ratios as function of MAP [8].

MAP [mmHg]	k_a	MAP [mmHg]	k_d
200 < MAP	0,50	180 < MAP	0,75
150 < MAP	0,29	140 < MAP	0,82
135 < MAP	0,45	120 < MAP	0,85
120 < MAP	0,52	60 < MAP	0,78
110 < MAP	0,57	50 < MAP	0,60
70 < MAP	0,58	MAP	50
MAP	70		0,50

Materials and Methods

The block diagram of the developed system is illustrated in Figure 2. In this image, the hatched region limits the blocks supplied by the voltage regulator. The arm cuff is connected to the device through a pneumatic circuit; within a case, silicon tubes connect it to an air pump, a proportional valve and the transducer. The data acquired by the transducer pass through an anti-aliasing low-pass filter before being digitized by the microcontroller, which applies a custom algorithm to obtain the systolic, diastolic and mean blood pressure. The BLE module communicates the result to the mobile device. Figure 3 shows a picture of the developed system.

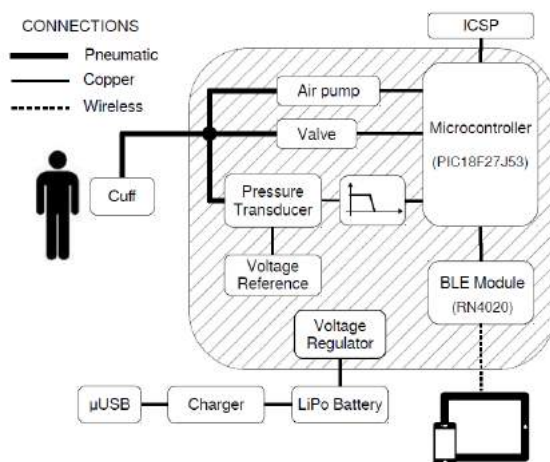


Figure 2: Block diagram of the developed system.



Figure 3: Picture of the developed system.

A. Measurement Chain

The system was designed to measure pressures within the range of 40 to 260 mmHg. The measurement chain starts at Freescale Semiconductors integrated piezoresistive transducer MP3V5050GP. It has on-chip temperature compensation, calibration and signal conditioning, which allows it to operate with very few external components. It possesses a nominal sensitivity of $7.2^{mV}/_{mmHg}$ [9].

The transducer is supplied by Texas Instruments (TI) REF3130 series voltage reference. The output of the transducer is connected to an anti-aliasing first-order filter with nominal cutoff frequency of 48.23 Hz. Furthermore, a buffer separates it from the analog input pin of the microcontroller, which samples the data at a frequency of 100 Hz with an embedded 12 bits analog-digital converter (ADC).

B. Hardware

A Microchip PIC18F27J53 microcontroller acts as the device central unit, performing digitization of the pressure signal and data processing, commanding the electromechanic components and configuring and communicating with the Bluetooth module. This component was chosen due to its low cost, very low power consumption, 12-bit ADC, operation at 48 MHz from an internal oscillator as well as multiple programmable pins [10].

An ICSP connector allows the use of a Microchip PicKit2 for programming and debugging. The Bluetooth module is a Microchip RN4020 Bluetooth 4.1 module, with onboard BLE stack and ASCII command interface API over UART. The BLE stack allows for very low power communication between the system and a mobile device. This module was configured to act as a server, with BLE services Battery and Blood Pressure [11].

A 3.7 V rechargeable LiPo battery was used in the project. The output voltage is controlled by TI TPS63001 buck-boost converter, which keeps the supply at a stable 3.3 V with about 95% efficiency. A recharging circuit built around TI bq24093 chip allows recharging the battery through the micro-USB port.

Finally, the electromechanical devices are a KPM14A air pump, from Yujin Electric, and a VS-LM01 valve, from Americor. The air pump is controlled by a simple transistor switch, while the valve is commanded by a voltage-to-current converter, which allows its exhaust speed to be controlled at will, for a slow and almost constant exhaust during the measurement routine.

C. Algorithm

The firmware was developed in C, using Microchip MPLAB XC8 compiler for Linux. In the main loop, once a measurement starts, the system starts pumping air into the cuff, until the data sampled from the pressure transducer indicates that it has reached a maximum threshold (200 mmHg during tests). At this point the motor turns off and the valve is controlled to allow a deflation close to 5 mmHg/s .

Within an interrupt routine that is activated at a rate of 100 Hz, the latest value obtained by the ADC is registered in a buffer. An auto-zero function eliminates the transducer's voltage offset. A high-pass FIR filter with 64 taps and cutoff frequency of $1/2$ Hz filters the data and saves it in a separate buffer, thus the first buffer stores the pressure data while the second buffer stores the oscillations from Figure 1. When the buffers fill, as consequence of the microcontroller's limited random access memory, the data is temporarily saved into the program memory. After each acquisition the developed PIP algorithm will proceed to identify the peaks within the oscillation buffer, i.e., the local maxima and minima, by singling out points in the curve which absolute value is superior to a small set of points around it. When the pressure reaches a minimum threshold (40 mmHg during tests) the valve opens completely and the acquisition stops.

The stored peak information is then used to determine the points which make up the envelope of the oscillation curve. In practice, it assumes that the envelope should increase in amplitude until it reaches a maximal value and then continually decrease in amplitude, filtering out peaks which would cause oscillations in the envelope curve. Finally, the absolute values of the upper and lower curve of the envelope are summed to obtain the amplitude of the envelope. Figure 4 exemplifies these steps, showing all the peaks identified by the algorithm together with the envelope's calculated amplitude. The plot was generated with a script that simulates the microcontroller's embedded algorithm with data acquired from a non invasive blood pressure (NIBP) simulator.

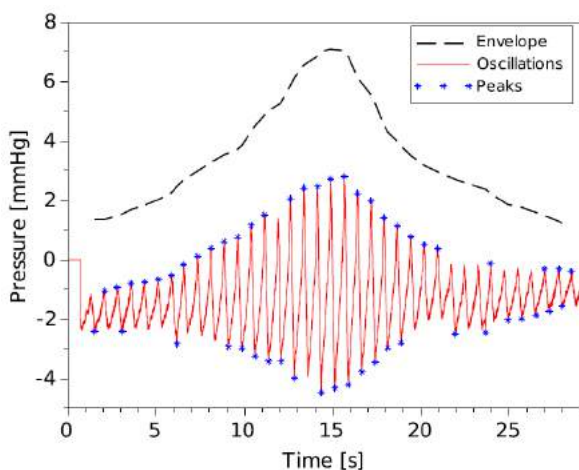


Figure 4: Identification example [5].

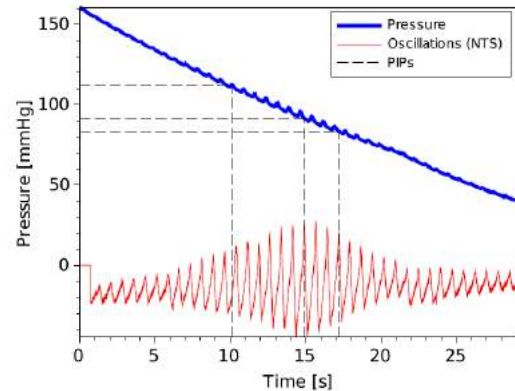


Figure 5: PIP calculation example.

Once the envelope's amplitude is obtained, the calculation is very straightforward. First, the MAP is determined by getting the acquired pressure at the maximum amplitude. Then, using the characteristic ratio values shown at Table I, all the PIPs can be determined. This logic can be easily seen at Figure 5, which plots both the pressure and oscillation data (not to scale), identifying the PIPs for systolic, mean and diastolic pressure. This plot was also generated with a script that mimics the microcontroller's embedded algorithm, using the same data from Figure 4.

Results

A static calibration determined the transfer function as well as the linearity of the system. This was done reading the microcontroller's 12-bit DAC output while putting the transducer under a constant pressure generated by a calibrated non-invasive blood pressure (NIBP) simulator, a BP-Pump, from Bio-Tek Instruments. To validate the blood pressure measurement, four preset functions of the NIBP simulator device were employed; this device possesses a internal cuff which simulates the oscillations within a real arm cuff during blood pressure acquisition. Here INMETRO allows a maximum error of 5 mmHg and maximum standard deviation of 8 mmHg. Although the device also measures heart rate, this functionality was not thoroughly tested, as it is quite trivial, and the focus of the work was in the more complex analysis of blood pressure.

A. Static Calibration

The measurements were taken in points from 40 to 260 mmHg equally spaced of 20 mmHg with four repetitions (48 total measurements). As a metric, INMETRO prescribes only two repetitions with values spaced between 40 mmHg, thus making the procedure sufficiently rigorous by national standards [12]. The result was a notably high linearity; the biggest linearity error was of 1.23 mmHg, or 0.56% of the systems full scale range.

B. NIBP Measurements

For each preset configuration the data was acquired and then measured with five repetitions, comparing the results with the nominal systolic, mean and diastolic

blood pressure, for a total of 20 measurements. Figure 6 shows that the measurement result is fairly close to the expected values. As indicated by Table II, five out of six parameters are well within INMETRO specifications; the exception, the systolic blood pressure average error, is off by an almost constant offset. As such, an adjustment of the ratios for k , would certainly greatly mitigate it. There is also two points of interest in the acquired MAP, which are notably far from the regression curve. An analysis of the data has shown that each of them were caused by a sudden spike in the oscillations, which point to the algorithm's limitation in filtering motion artifacts as well as other interferences.

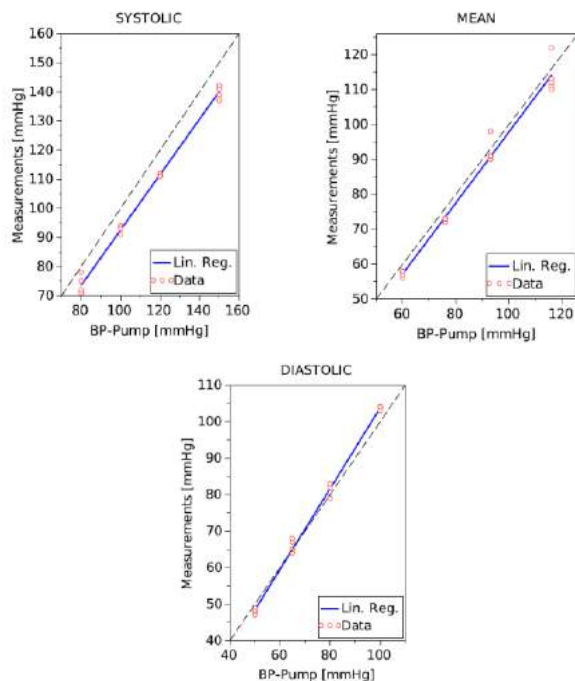


Figure 6: Blood pressure measurements.

Table 2: Maximum average error and standard deviation.

	MAP	SP	DP	INMETRO
Max. average error	-9.80	3.80	-3.20	± 5.00
Max. standard deviation	3.04	2.05	4.83	8.00

Conclusion

This sphygmomanometer proved to be a functional device, using common, low-power components while attending INMETRO specifications, with the exception of systolic pressure maximum average measurement error. However, this could easily be fine-tuned for the reasons cited in this paper. In addition, it was a practical application of the fairly new Microchip RN4020 chip, a BLE module which could be used to power other telemedicine designs. Thus, this project may give basis to further developments, such as using the mobile device's internet connection to share the measurement results with a doctor, or storing them for detailed analysis over a long period of time. Still, there are limitations that would have to be addressed, such as the lack of motion

artifact reduction in the algorithm. Hopefully it may serve as inspiration for more advanced prototypes, which may help achieve a low-cost, reliable and low-power sphygmomanometer for home care.

Acknowledgements

The authors would also like to thank Mr. Rodinei Ramos da Rocha, technician of Porto Alegre Clinical Hospital, and his colleagues, for their assistance in using the hospital's NIBP simulator.

References

- [1] C. Gomez, J. Oller, and J. Paradells, "Overview and evaluation of bluetooth low energy: An emerging low-power wireless technology," *Sensors*, no. 12, pp. 11734–11753, 2012.
- [2] S. Blanchard and J. D. Bronzino, "Anatomy and physiology," in *Introduction to Biomedical Engineering* (J. D. Enderle and J. D. Bronzino, eds.), ch. 3, pp. 75–132, Burlington: Elsevier Inc., 3 ed., 2012.
- [3] P. A. Laizzo, "General features of the cardiovascular system," in *Handbook of Cardiac Anatomy* (P. A. Laizzo, ed.), ch. 1, pp. 3–12, New York: Springer, LLC, 1 ed., 2009.
- [4] R. A. Peura, "Blood pressure and sound," in *Medical Instrumentation: Application and Design* (J. G. Webster, ed.), ch. 7, pp. 293–337, Boca Raton: John Wiley & Sons, Inc., 4 ed., 2000.
- [5] G. Drzewiecki, "Noninvasive assessment of arterial blood pressure and mechanics," in *The Biomedical Engineering Handbook* (J. D. Bronzino, ed.), vol. 1, ch. 71, pp. 1379–1394, Boca Raton: CRC Press LLC., 2 ed., 2000.
- [6] T. G. Pickering, J. E. Hall, L. J. Appel, B. E. Falkner, J. Graves, M. N. Hill, D. W. Jones, T. Kurtz, S. G. Sheps, and E. J. Roccella, "Recommendations for blood pressure measurement in humans and experimental animals," *Hypertension*, vol. 45, no. 1, pp. 142–161, 2005.
- [7] M. Ramsey, "Blood pressure monitoring: automated oscillometric devices.," *Journal of clinical monitoring*, vol. 7, no. 1, pp. 56–67, 1991.
- [8] J. Moraes, M. Cerulli, and P. Ng, "A strategy for determination of systolic, mean and diastolic blood pressures from oscillometric pulse profiles," *Computers in Cardiology 2000*, vol. 27, pp. 211–214, 2000.
- [9] Freescale Semiconductor, MP3V5050 Series Datasheet, 2009.
- [10] Microchip Technology Inc., PIC18F47J53 Family Datasheet, 2010.
- [11] Microchip Technology Inc., RN4020 BluetoothR Low Energy Module User's Guide, 2014.
- [12] INSTITUTO NACIONAL DE METROLOGIA, QUALIDADE E TECNOLOGIA, Norma número NIE-DIMEL-097, revisão número 08, março de 2015, 2015.

CONFEÇÃO DE UM ELETRODO GUARDA-CHUVA DE NITI PARA ABLAÇÃO HEPÁTICA POR RADIOFREQUÊNCIA

M. P. Marques, P. H. Penaforte, S. S. R. F. Rosa, G. C. Cavalcante

Laboratório de Engenharia Biomédica, UnB, Brasília, Brasil

e-mail: marina.pin.mar@gmail.com

Resumo: A ablação hepática por radiofrequência (RFA) é um procedimento minimamente invasivo utilizado no tratamento de tumores no fígado, e possui um potencial benéfico na redução de mortalidade, morbidade e da fila de transplante de fígado. Entretanto, apesar dos benefícios, a RFA é pouco utilizada no Brasil por ter um custo elevado. Este trabalho apresenta uma metodologia experimental para construção de um eletrodo guarda-chuva de NiTi para ablação hepática. A geometria do eletrodo foi escolhida com base na análise de tecnologia já utilizada nesse tipo de tratamento de câncer. O processo de construção do eletrodo foi realizado em três etapas: i) memorização do fio NiTi (56,05%Ni) em forno de têmpera por 500°C durante 30 min, ii) micro soldagem das hastes com *laser* de fibra Yb, ao redor de um outro fio de mesmo material e iii) Análise da solda por Microscopia Eletrônica de Varredura (MEV). O resultado obtido foi um eletrodo guarda-chuva, expansível com 4cm de diâmetro, que conduz a corrente até o alvo do tumor e atende as especificações técnicas de um instrumento para RFA.

Palavras-chave: Liga de NiTi, Rádio Frequência, Ablação Hepática, Soldagem à laser.

Abstract: Radiofrequency Ablation (RFA) is a minimally invasive procedure that is used to treat tumors in the liver. This technique has a potential benefit in the reduction of mortality, morbidity and liver transplant waiting list. However, despite the benefits, the RFA is little used in Brazil, because of its high cost. This paper presents an experimental methodology for building an umbrella electrode of NiTi for liver ablation procedures. The geometry of the electrode was chosen based on the analysis of the technology already used in this type of cancer treatment. The construction process was completed through these three steps: i) NiTi wire (56.05% Ni) memorized in tempering oven for 500°C for 30 min, ii) micro welding rods with Yb fiber laser, around another wire of the same material and iii) solder analysis by Scanning Electron Microscopy (MEV). The result was an expandable umbrella electrode with 4cm diameter that meets the technical specifications of an instrument to RFA.

Keywords: NiTi alloy; Radio Frequency; Ablation Liver; Laser Beam Welding.

Introdução

O HCC é um tipo de tumor maligno que ocorre no

fígado, e é frequente em pacientes com cirrose hepática. Esse tumor, geralmente classificado como câncer primário, quando diagnosticado em sua fase inicial, se dá na forma de nódulos de diâmetros de 1 cm a 3cm [1]. É um dos tumores malignos mais frequentes no mundo sendo diagnosticado em mais de meio milhão de pessoas por ano [2].

Dentre as formas de tratamento para o HCC, existe a Ablação por Radiofrequência (RFA), procedimento em que o eletrodo ativo é posicionado na região tumoral, e com a passagem de corrente alternada em média frequência, tipicamente entre 400kHz a 500kHz, é produzido um aquecimento no local (hipertermia) e por fim, a necrose das células tumorais [3, 4].

Na expectativa de inovação e promoção de tecnologia nacional, o grupo de pesquisa da Universidade de Brasília (UnB) do Laboratório de Engenharia e Inovação (LEI), têm desenvolvido um equipamento médico para realização de ablação hepática. Com potência de 50W, o gerador de RF desenvolvido, pode ser aplicado no tratamento de nódulos tumorais de no máximo de 3 cm.(Mudança na ordem)

O equipamento mencionado está em fase desenvolvimento e resumidamente, possui três partes: i) gerador de radiofrequência com frequência de 500kHz e potência controlável de 5W a 50W; ii) eletrodo monopolar ativo; e iii) eletrodo de retorno. A Figura 1 representa como se dá o procedimento de ablação em um tecido hepático. No caso do eletrodo do tipo guarda-chuva, ele é conduzido até o tumor dentro de um cateter (*probe*), e então, é aberto, o que aumenta seu volume de ação.



Figura 1. Diagrama ilustrativo do funcionamento do equipamento de ablação hepática. Da direita para esquerda: equipamento de ablação hepática, eletrodo de retorno e eletrodo guarda-chuva ativo em uma peça de fígado (*ex-vivo*). *Figura atualizada

O eletrodo guarda-chuva desenvolvido pelo grupo é de NiTi, material que possui Efeito de Memória de

Forma (EMF), superelasticidade, boa condutividade, além de resistência a corrosão e abrasão. Apesar do Ni ser considerado um material citotóxico, na liga NiTi com composição equilibrada, existe a formação de óxido de titânio (TiO_2), que é estável na superfície e impede o contato do Ni com o tecido [6]. Devido a essas propriedades, ele tem ganhado cada vez mais espaço em aplicações médicas, tais como a ortodontia e processos cirúrgicos [5].

Neste trabalho apresentamos um estudo experimental do processo e das condições necessárias de otimalidade para confecção de um instrumento médico, denominado eletrodo guarda-chuva ativo monopolar, com hipótese de melhor obtenção a distribuição de temperatura por volume de tecido tumoral.

Materiais e Métodos

O desenvolvimento do eletrodo foi realizado com base no modelo guarda-chuva *LeVeen™* da *Boston Scientific* de número de referência no catálogo 26-224 [7]. Este modelo foi escolhido com base em simulações realizadas com o *software* COMSOL e análise de zona de queima em artigos científicos por fornecer a maior zona de ablação, dentre os modelos sem refrigeração interna [8-9].

Escolha do Material - As ligas NiTi têm a capacidade de adquirir uma geometria por meio de tratamento térmico e mantê-la ao retornar a temperatura ambiente. Nesse estudo, foram utilizados fios NiTi na construção do eletrodo uma das partes do equipamento de ablação hepática. Para testar os métodos de memorização foram utilizados fios e fitas de NiTi com composições e diâmetros variados, especificados na Tabela 1.

Tabela 1: Características dos Materiais utilizados (Autoria própria).

Tipo	Dimensão (mm)	Descrição	Marca
A	0,38	<i>Superelastic</i> Niti alloys	NDC
B	0,5	Arco ortodôntico G	Morelli Ortodontia
C	0,46	Nitinol <i>Super Elastic</i>	<i>Eurodonto</i> ,
D	0,3	Arcos Niti <i>SuperElastic</i>	<i>Eurodonto</i> ,
E	0,4 x 0,55	Arcos Niti <i>Super Elastic</i>	<i>Eurodonto</i> ,
F	0,4 x 0,55	Arco ortodôntico M	Morelli Ortodontia
G	0,4 x 0,4	Nitinol <i>Super Elastic</i>	<i>Eurodonto</i> ,
H	0,48±0,01	NiTi ASTM F2063* 56,05%Ni	Sandinox

* Especificação padrão para ligas, com efeito memória de forma, de níquel-titânio para dispositivos médicos e implantes cirúrgicos.

Os arcos ortodônticos foram utilizados por serem mais fáceis de adquirir e para treinar os métodos de

memorização, entretanto, eles não foram utilizados na construção do eletrodo até por já terem sido submetidos a tratamentos térmicos e químicos desconhecidos. Por esse motivo, a liga H foi escolhida para a confecção do eletrodo, já que era um fio de composição conhecida o que facilita a reprodução do estudo.

Memorização dos fios: Curvatura - Para realizar a memorização dos fios de NiTi na forma de semicircunferência foram realizados vários experimentos, buscando o melhor método. As especificações técnicas do projeto requeriam as propriedades de elasticidade, memorização circular e rigidez para propiciar a perfuração do tecido.

Foram testadas vários tipos de configurações para a memorização do fio no formato de semi-circunferência de 1cm de raio, necessária para a geometria guarda-chuva. Os cinco procedimentos utilizados neste estudo experimental foram: *i)* Presilhas do tipo terminal de encaixe fêmea; *ii)* Parafuso com rosca de 1,5 cm de diâmetro; *iii)* Fios de cobre; *iv)* Molde usinado em ferro fundido ($T_f = 1175\sim 1290^\circ C$) em formato de 'P' e *v)* Tubos de inox curvos (Figura 2).

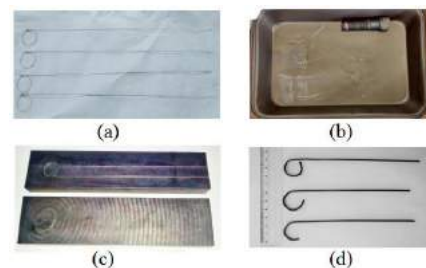


Figura 2. Procedimentos para a memorização dos fios de NiTi. Fios com curvatura do tipo: a) presilhas – i, b) parafuso – ii e fios de cobre – iii, c) molde e tampa usinado em formato 'P' – iv e d) tubos de inox, de baixo para cima, 1, 2 e 3 – v.

Seleção da temperatura de memorização - A escolha da temperatura tem um grande impacto sobre as propriedades mecânicas do material. As fases de transição de alta temperatura, austenítica e de baixas temperaturas, martensítica do NiTi, dependem das características metalográficas de cada fio. Como não havia meios para realizar a Calorimetria Diferencial de Varredura (DSC), foram realizados tratamentos térmicos em forno de têmpera com temperatura e tempo variados, com o objetivo de se determinar empiricamente os valores.

Os fios foram colocados dentro de uma forma, como a Figura 2a, e deixados dentro do forno de têmpera durante um tempo pré-definido. Após isso, os fios eram retirados e imediatamente colocados em água fria.

Soldagem dos fios - O procedimento de soldagem à laser foi a alternativa adotada para soldar o fio de NiTi curvado, em um *array* guarda-chuva. A soldagem das fitas foi realizada com o equipamento IPG YLR-2000S pulsado com Yb-Fiber laser (Ítrbio) que produz um comprimento de onda igual a 1,07µm. Este sistema é equipado por uma mesa de deslocamento linear em *x* e *y* e foco do laser em *z* (Figura 3). Foi utilizado gás de Argônio com taxa de 8L/min para minimizar a oxidação.

O ajuste do foco foi realizado e mantido os mesmo para todos os testes realizados.

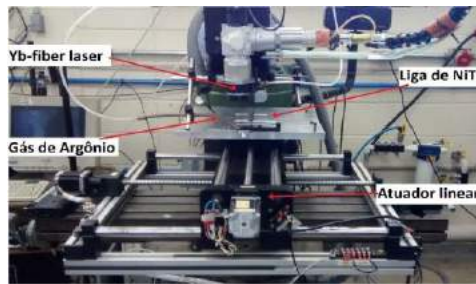


Figura 3. Sistema do experimento soldagem a laser, composto por mesa atuadora, presilhas metálicas, laser Yb-fiber, gás de argônio e os fios de NiTi.

Resultados

Com base nas pesquisas mencionadas, foram realizados testes para obter a melhor combinação de parâmetros de temperatura e tempo, relacionados à memorização e a solda. Além da adesão de dois fios de NiTi por meio da solda a laser com sua respectiva análise microscópica. A Tabela 2 contém em detalhes sobre o tipo e as características técnicas dos fios utilizados em cada um dos 12 testes experimentais realizados, junto com as características qualitativas observadas.

Tabela 2: Parâmetros de projeto. Desc. = Descontinuidades Temp. = Temperatura e Exp. = Expansão (Média).

	Fio	Desc.	Exp.	Temp.	Tempo
I.	A	Sim	10 mm	400°C	30 min
	B,C	Sim	< 5 e 8 mm	400°C	1 hora
	B,C	Sim		400°C	30 Min
II	A	Não	5 mm	400°C	1 hora
	B,C	Não	7 mm	400°C	1 hora
	B,C	Não		650°C	30 Min
III	B,C	Sim	< 5 a 8mm	400°C	1h
	B,C	Sim	-	650°C	30min
IV	B,C	Não	-	500°C	30min
	D,F,G,H	Não	-	500°C	30min
V	D,G,F,H	Não	-	500°C	30min
	D,G,F,H	Sim	-	500°C	30min

Memorização dos fios: Curvatura - Foi observado nos fios tipo D, F, H e G, memorizados utilizando os tubos com a configuração V, a formação de óxido de Titânio TiO_2 na superfície das amostras, com coloração variadas, conforme mostra a Figura 4.



Figura 4. Fios memorizados em semi-circunferência

utilizando os tubos de inox do método V, da esquerda para direita, tubo 2, 1 e 3 com os fios do tipo F, D, H e G.

Soldagem dos fios - Antes de realizar a soldagem do eletrodo guarda-chuva, foram realizados testes em fios avulsos de NiTi, variando a potência de 200W a 1000W, em passos de 200W para $t = 1ms$ e $t = 10ms$. Por meio desses testes, escolheu-se a faixa de 150W a 400W (Figura) para realizar os testes nas amostras e finalmente encontrar a relação dos parâmetros de potência, tempo e área que permitissem a soldagem do eletrodo.

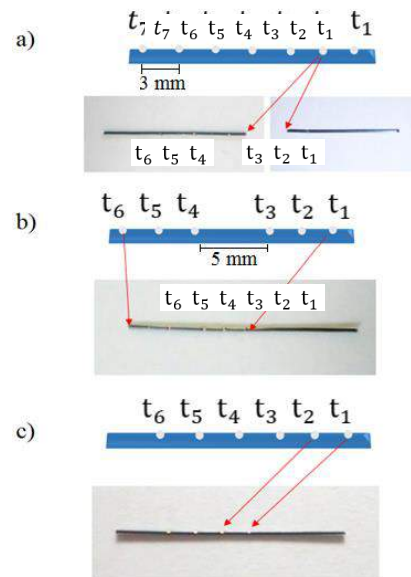


Figura 5. Testes realizados com fios de NiTi variando os parâmetros de potência e tempo. a) Amostra A: $P = 200W$ com $t_1 = 5ms$, $t_2 = 10ms$, $t_3 = 2ms$, $t_4 = 7ms$ e $P = 150W$ com $t_5 = 5ms$, $t_6 = 10ms$ e $t_7 = 2ms$; b) Amostra B: $P = 200W$ com $t_1 = t_2 = t_3 = 5ms$ e $t_4 = t_5 = t_6 = 7ms$; c) Amostra C: $P = 400W$ com $t_1 = t_2 = 2ms$, $t_3 = 5ms$ e $P = 200W$ com $t_4 = 5ms$, $t_5 = 10ms$ e $t_6 = 20ms$.

Nos testes realizados, o ponto de solda obtido com a potência de 400W e 2ms foi o que forneceu *adesão sem causar tanta vaporização de material nem ruptura do fio. A soldagem das seis hastes foi realizada fixando-as ao redor do fio central e emitindo 3 pulsos de laser, por hastes, com espaçamento de 3mm entre cada ponto de solda. A Figura 4, mostra o eletrodo guarda-chuva já soldado com os pontos de solda em detalhe e com aumento de 10x da seção transversal, além das imagens obtidas com o MEV.

Análise do ponto de solda - Os pontos de solda durante os experimentos foram avaliados somente quanto a sua qualidade macroscópica: regularidade das bordas, perda de material por vaporização, trincas, aderência ou rompimentos. Para avaliar se a fusão do protótipo ocorreu durante a soldagem, utilizou-se uma amostra para análise com Microscópio Eletrônico de Varredura (MEV). A amostra foi lixada até a altura dos pontos de solda e analisadas no MEV com ampliação até de 6,76K vezes.

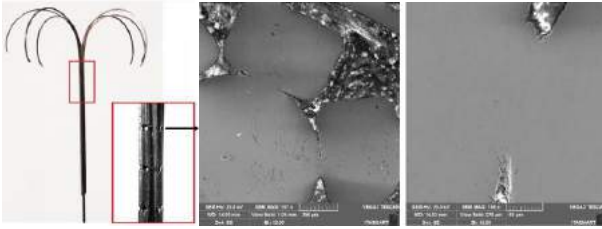


Figura 4. Eletrodo guarda-chuva desenvolvido durante a pesquisa, com aumento de 10x (frontal) e imagens obtidas da seção horizontal com o MEV, aumento de 197x e 746x do ponto de solda.

Discussão

Foi observado durante a memorização dos fios, que em temperaturas maiores que 500°C ocorreu um aumento da resistividade depois do arrefecimento do material. Já para temperaturas menores, como 400°C por até 1 hora, os fios não mantiveram o formato imposto, apresentando EFM, com temperatura de transformação acima da temperatura ambiente, o que indica que as ligas ortodônticas utilizadas tinham uma composição, com características de fase mista (austenítica e martensítica) em temperatura ambiente (T_{amb}). Por isso, foi necessária uma temperatura maior e menos tempo, 500°C por 30 min, para que a memorização mantivesse a geometria na faixa de temperatura de aplicação (T_{amb} até 120°C) mas mantivesse a superelasticidade para entrar e sair do cateter sem deformar.

Os fios de NiTi por terem a tendência de recuperar a sua geometria original demonstraram aumento do diâmetro durante o tratamento térmico, mesmo com a imposição da geometria. Por isso, os melhores métodos foram o IV e o V conforme mostrados na Tabela 2 que foram capazes de conter essa expansão, sem causar descontinuidades ou interferir na geometria desejada.

Nas análises do ponto com MEV e aumento de até 2kx, foi possível ver o a linha de interseção entre os dois fios, ser substituída por uma região homogênea conforme aproximação do centro da região de solda. Ainda que a região de contato entre os fios fosse pequena, devido geometria circular, houve a fusão das ligas, podendo afirmar que foram soldados.

Conclusão

O processo de fabricação do eletrodo guarda-chuva mostrado neste estudo provou que a soldagem de NiTi com fios já memorizados e nesta geometria pode ser realizada. Além graças as propriedades de memorização e superelasticidade, além da condutibilidade elétrica deste material que propiciam a propagação e distribuição da corrente no tecido tumoral.

O eletrodo monopolar, modelo guarda-chuva de NiTi desenvolvido, atende as necessidades mecânicas e elétricas do procedimento e pretende atingir uma zona de ablação aproximadamente esférica, de até 4 cm de diâmetro com propagação homogênea de calor e promover a necrose das células tumorais por meio da RFA.

O estudo comparativo entre o modelo guarda-chuva e outras geometrias de eletrodo, estão em andamento para avaliar a zona de necrose produzida *in vitro*. Ainda é necessária análise de citotoxicidade *in vitro* para avaliar a biocompatibilidade do eletrodo pós-soldagem.

Agradecimentos

Agradecimentos ao órgão financiador Ministério da Saúde (MS) em especial a equipe do Departamento do Complexo Industrial e Inovação em Saúde (DECIIS/SCTIE). E aos laboratórios: Itasmart, e Laboratório de Processamento de Materiais (LPM) do ITA, ao Laboratório de Fotônica do Instituto de Estudos Avançados (IEAv), em São José dos Campos - SP e ao Laboratório de Engenharia Biomédica (LaB) da UnB.

Referências

- [1] Gomes MA, Priolli DG, Tralhão JG, Botelho MF. Hepatocellular carcinoma: epidemiology, biology, diagnosis, and therapies. *Revista da Associação Médica Brasileira*. 2013; 59(5): 514–524.
- [2] Junior MR, Papaiordanou F, Epstein M, Fonseca A et al. Radio ablação de tumores hepáticos primários e metastáticos. *Onde estamos e para onde vamos? Medicina*. 2010; 43(4): 451-454.
- [3] Felipe J., Humanos M. Hipertermia por Radiofrequência no câncer. *Revista Eletrônica da Associação Brasileira de Medicina Complementar*. [Internet]. 2016. Disponível em: <http://www.medicinacomplementar.com.br>.
- [4] Dias ER., Silva J, et al. Evidence-Based Medicine in judicial decisions concerning right to healthcare. *Einstein*. 2016; 14(1): 1-5.
- [5] Otsuka K, Ren X. Physical metallurgy of Ti–Ni-based shape memory alloys - Progress in materials science. 2005; 50(5): 511-678.
- [6] Biesekierski A, et al. A new look at biomedical Ti-based shape memory alloys. *Acta biomaterialia*. 2012; 8(5): 1661-1669.
- [7] Boston Scientific Corporation *RFA Family Brochure Product Guide*. [Internet]. 2016 [cited 21 April 2016]. Available from: <https://www.bostonscientific.com/content/dam/bostonscientific/pi/portfolio-group/rfa/RFA-Family-Brochure-ENDO-149636-AA.pdf>.
- [8] Rathke H, Hamm B, Güttler F, Rathke J, et al. Comparison of four radiofrequency ablation systems at two target volumes in an ex vivo bovine liver model. *Diagnostic Interv. Radiol*. 2014.20(3): 251–258.
- [9] Almeida TR. Development of a Stent-Based Electrode for Radio Frequency Thermal Ablation Procedure. Coimbra, Portugal, 2012.

ANÁLISE E DESENVOLVIMENTO DE UM ENLACE INDUTIVO RESSONANTE COM 4 BOBINAS PARA FINS BIOMÉDICOS

C. M. de Miranda, S. F. Pichorim e P. S. Ferreira

Universidade Tecnológica Federal do Paraná, Curitiba, Brasil

e-mail: caio.demiranda@gmail.com

Resumo: Nas últimas décadas, *links* indutivos vêm sendo ostensivamente utilizados em aplicações biomédicas, para alimentação ou leitura de dados de sensores implantados ou subcutâneos com as mais diversas finalidades. Recentemente, *links* indutivos com mais de 2 bobinas tem sido propostos para transferência de energia sem fio, possibilitando um maior alcance na transmissão. Em geral os sistemas com 3 e 4 bobinas são os mais comuns encontrados na literatura. Neste trabalho um sistema prático de 4 bobinas para fins biomédicos é analisado e desenvolvido. O sistema é constituído de bobinas com aproximadamente 30 mm de diâmetro, com apenas 1 espira (*loop*) de fio de cobre esmaltado com 0,91 mm de diâmetro, possuindo dimensões apropriadas para aplicações como alimentação de um coração artificial, por exemplo. Medições práticas são correlacionadas com valores teóricos simulados no *software* Matlab®, comprovando a aplicabilidade do sistema proposto.

Palavras-chave: Enlaces indutivos ressonantes, transferência de energia sem fio, eficiência, transferência relativa de potência.

Abstract: *In the last decades, inductive links have been extensively used in biomedical applications, in order to power supply to or read data from implantable or transcutaneous biomedical sensors with several different finalities. Recently, inductive links with more than 2 coils have been proposed for wireless power transfer (WPT), allowing larger range in the transmission. In general, systems with 3 and 4 coils are the most commonly founded in literature. In this work, a practical 4-coil system for biomedical applications is analyzed and implemented. The system is constituted by coils with 30 mm of diameter, with only one turn or loop, of enameled copper wire with 19 AWG, having suitable dimensions for the use in applications such as feeding an artificial heart, for example. Practical measurements are correlated with theoretical values simulated on Matlab® software, showing the applicability of the proposed system.*

Keywords: Resonant-inductive links, wireless power transfer, efficiency, relative power transfer.

Introdução

Atualmente *links* indutivos para transferência de energia sem fio tem ganhado renovado interesse, desde que no trabalho de [1] demonstrou-se a possibilidade de

se alcançar maiores distâncias ao utilizar enlaces ressonantes com mais de 2 bobinas. Neste e em outros trabalhos da literatura demonstrou-se que os únicos fatores limitantes, para alcançar a máxima transferência de potência possível, são as perdas nos circuitos intermediários [2-4]. Deste modo, indutores com baixas perdas e alto fator de qualidade (Q) são recomendados nestes sistemas.

Em sistemas biomédicos, além dos *links* com 2 bobinas, sistemas com 3 ou 4 bobinas tem sido propostos e estudados para alimentação de dispositivos implantáveis [5-7]. Nestes casos obviamente existem restrições em relação à dimensão dos componentes e suas disposições, sendo que ainda não há um consenso em relação a melhor configuração de um sistema com mais de 2 bobinas para fins biomédicos.

Uma aplicação bastante importante é a alimentação de órgãos artificiais, como por exemplo corações artificiais. Nestas aplicações as dimensões da bobina implantada estão na faixa de 50 a 75 mm de diâmetro, e espessura de até 7 mm, onde classicamente se utilizam sistemas com 2 bobinas [8,9]. Neste trabalho um sistema com 4 bobinas com dimensões apropriadas para alimentação de um coração artificial, por exemplo, é proposto. Utilizando uma rotina desenvolvida no *software* Matlab®, valores teóricos de eficiência e transferência relativa de potência são comparados a medidas reais, comprovando a viabilidade da técnica proposta.

Desenvolvimento

Um típico sistema de transferência de energia com 4 bobinas é mostrado na Figura 1. Neste sistema deseja-se transferir energia para R_4 (carga), sendo R_1 uma composição da impedância de saída do gerador e das perdas no circuito 1, e R_2 e R_3 representam as perdas nos circuitos intermediários. Todos os circuitos são sintonizados na mesma frequência de ressonância, ou seja, $(\omega_0^{-1} = \sqrt{L_1 C_1} = \sqrt{L_2 C_2} = \sqrt{L_3 C_3} = \sqrt{L_4 C_4})$, e indutivamente acoplados pelas indutâncias mútuas envolvidas. Comumente, em trabalhos da literatura desprezam-se os acoplamentos entre circuitos não adjacentes [2,4,7], isto é, desprezam-se as indutâncias mútuas M_{13} , M_{14} e M_{24} , uma vez que os acoplamentos entre circuitos adjacentes são em geral mais significativos por estarem mais próximos. Deste modo, a complexidade no equacionamento do sistema é consideravelmente reduzida. Assim, escrevem-se

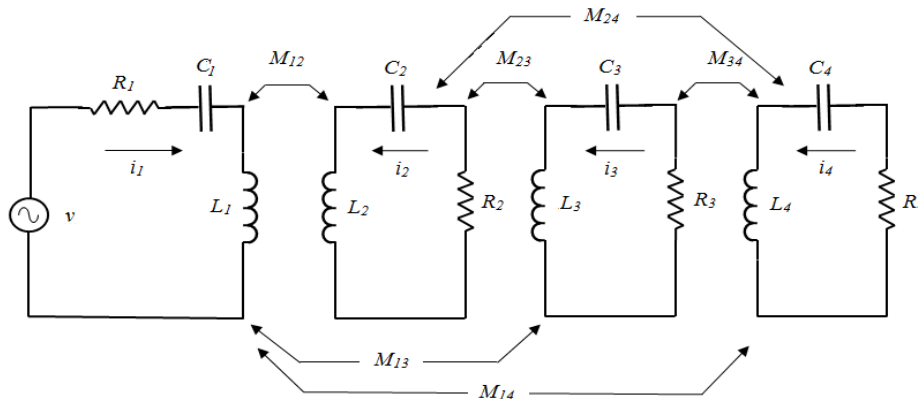


Figura 1. Sistema de transferência de energia sem fio com 4 bobinas, onde todos os circuitos são ressonantes e acoplados pelas indutâncias mútuas.

as equações do circuito, de onde podem-se calcular as correntes circulantes. A eficiência total do sistema é calculada como sendo,

$$\eta = \frac{P_A}{P_G} = \frac{R_4 i_4^2}{v \cdot i_1} \quad (1)$$

onde P_G é a potência entregue pela fonte e P_A a potência dissipada pela carga. Diferentes expressões para a eficiência são mostradas na literatura [3-5,7]. Ainda, sabe-se que a máxima transferência de potência é determinada por $P_{MAX} = v^2/4R_1$ [4]. Deste modo uma transferência relativa de potência ($P_{REL.}$) pode ser calculada como [4],

$$P_{REL.} = \frac{P_4}{P_{MAX}} \quad (2)$$

Entretanto, desconsiderar a influência das indutâncias mútuas entre circuitos não adjacentes não é necessariamente válido em um sistema de transferência de energia para fins biomédicos, onde existem mais restrições em relação ao posicionamento e afastamento dos circuitos.

Nos sistema de 3 e 4 bobinas para fins biomédicos propostos na literatura, o circuito ligado a carga é, obviamente, subcutâneo ou implantado. Porém os outros circuitos podem ser subcutâneos ou não dependendo da aplicação [5-7]. No sistema de 4 bobinas aqui proposto,

os circuitos 3 e 4 são subcutâneos, enquanto os sistemas 1 e 2 são posicionados externamente ao corpo do paciente. Obviamente, em um sistema prático a distância entre as bobinas 3-4 é fixa e estas devem ocupar o menor espaço possível. Deste modo, considera-se que ambas são coplanares e que a distância axial entre estas é zero, isto é, uma envolve a outra. Ainda, para facilidade do ajuste da distância na qual ocorre a máxima transferência de potência (acoplamento crítico), a distância entre as bobinas 1 e 2 pode ser também fixada, tal como nos circuitos 3 e 4, sendo as distâncias entre os conjuntos 1-2 e 3-4 variadas. Neste caso fica claro que as indutâncias mútuas M_{13} , M_{14} e M_{24} não podem ser desconsideradas.

Conforme mencionado, sistemas com mais de 2 bobinas são sensíveis as perdas nos circuitos intermediários (2 e 3) [2-4]. Desta maneira, enrolamentos com reduzido número de espiras são desejáveis (além de resultarem em menores dimensões, desejável em qualquer sistema implantado). Sendo assim, neste trabalho optou-se por usar bobinas com apenas 1 espira ou *loop*. Um esquemático do sistema proposto é mostrado na Figura 2.

No sistema proposto todos os circuitos são sintoniza-

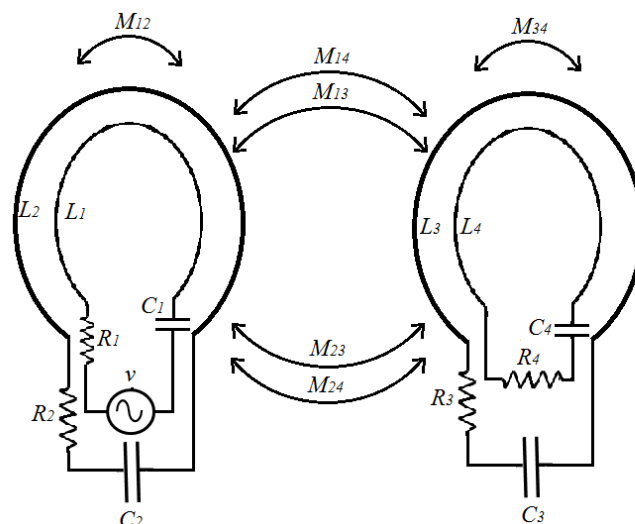


Figura 2. Sistema indutivo e ressonante com 4 bobinas (em *loops*), proposto para fins biomédicos.

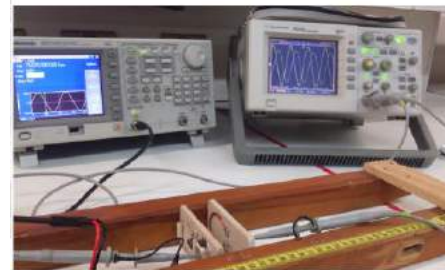
dos na mesma frequência de ressonância. Uma vez que neste sistema nenhuma indutância mútua pode ser desprezada, o equacionamento é bastante complexo. Deste modo as expressões fechadas para eficiência e transferência relativa de potência são bastante complexas e pouco intuitivas. Para contornar esta situação, uma rotina em Matlab® foi implementada e possibilitou calcular as indutâncias mútuas envolvidas através da clássica equação de Neumann para diferentes distâncias entre as bobinas [10,11], determinar as correntes circulantes correspondentes, e por fim calcular η e P_{REL} através das equações (1) e (2), conforme será mostrado na próxima seção.

Resultados

Quatro *loops* de fio de cobre esmaltado com diâmetro de 0,91 mm foram construídos. Os *loops* internos (L_1 e L_4) possuem diâmetro de aproximadamente 3 cm, sendo os *loops* externos (L_2 e L_3) concêntricos e coplanares aos *loops* internos (Figura 2). Essas dimensões estão dentro da faixa utilizada em aplicações de alimentação de corações artificiais conforme trabalho de [8,9]. As indutâncias medidas em um analisador de impedâncias Agilent HP4294A são de aproximadamente 108 nH e 112 nH, para os *loops* menores e maiores (medidas na frequência de 15 MHz conforme justificado na sequência), respectivamente. A resistência série destes *loops*, também medida com o analisador, é de aproximadamente 44 m Ω . Utilizando um conjunto de capacitores variáveis (*trimmers*) e capacitores comerciais de 565 pF a frequência de ressonância de 15,07 MHz foi sintonizada para os 4 conjuntos. A resistência equivalente dos circuitos intermediários (L_2 e L_3), adicionando a contribuição das perdas nos capacitores e nos fios utilizados para conexões, é de aproximadamente 316 m Ω na frequência de ressonância. Para medição das correntes circulantes nos conjuntos 1 e 4, um resistor *shunt* de 10 Ω foi usado em série com L_1 bem como um resistor de 100 Ω foi usado como carga ligado a L_4 . Desta maneira podem-se medir as correntes circulantes e, conseqüentemente, as potências entregues pela fonte (P_G) e transferida para a carga (P_4). Um gerador de sinais (Tektronix AFG3101) e um osciloscópio (Agilent DSO3152A) foram utilizados. A tensão fornecida pelo gerador é de 5,85 V_{RMS} na frequência de ressonância do conjunto de 15,07 MHz. Os conjuntos foram fixados a madeiras do tipo Balsa relativamente fáceis de manusear e perfurar para fixação dos componentes, evitando assim possíveis interferências de materiais metálicos. Desta maneira a distância entre os conjuntos pode ser variada e as potências medidas a cada passo. A Figura 3 ilustra o sistema desenvolvido e o esquema de medição. As bobinas são deslocadas em passos de 0,5 cm até a distância final de 5 cm. A potência fornecida pela fonte é calculada como sendo $P_G = v \cdot i_1$, enquanto a potência entregue à carga é medida como $P_4 = R_4 \cdot i_4^2$.



a)



b)



Figura 3. a) *Loops* com aproximadamente 30 mm de diâmetro e fio 0,91 mm de diâmetro (conforme esquema proposto na Figura 2). b) Sistema de medição com gerador de função e osciloscópio. c) Distância de 2 cm, correspondente a máxima transferência de potência (ver Figura 4).

A eficiência e transferência relativa de potência são determinadas a partir de (1) e (2). Para os valores teóricos uma rotina foi implementada no *software* Matlab®. Resolvendo numericamente a equação de Neumann [10,11] determinam-se as 6 indutâncias mútuas envolvidas (ver Figura 2) para cada distância entre as bobinas, e calculam-se as correntes i_1 , i_2 , i_3 e i_4 a partir das equações de malha de um circuito com 4 bobinas. Por fim, com estes dados, pode-se determinar a eficiência e transferência relativa de potência por (1) e (2). Obviamente, a indutância mútua entre, L_1 e L_2 , e, L_3 e L_4 , é constante e aproximadamente igual com valor calculado de 60,03 nH. A Figura 4 mostra os resultados para eficiência e transferência relativa de potência.

O mérito da técnica apresentada é verificado principalmente quando se compara o sistema desenvolvido a um sistema equivalente com apenas 2 *loops*. Neste caso, com as mesmas configurações utilizadas, η e P_{REL} são ambas menores que 1% para

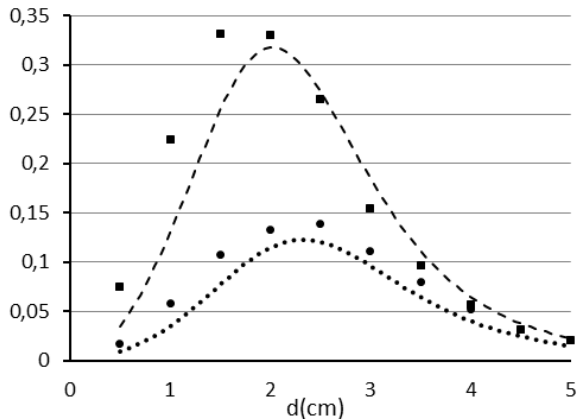


Figura 4. Eficiência η (círculos) e transferência relativa de potência P_{REL} (quadrados) medidas e calculadas (curvas) para o sistema desenvolvido.

qualquer distância entre as bobinas. Ainda, mesmo variando o valor de R_4 ou R_1 , nenhuma melhora significativa é observada. Porém, destaca-se novamente que a técnica utilizada apresenta grande sensibilidade às perdas nos circuitos intermediários. Para tal, na Figura 5 mostra-se um gráfico de P_{REL} para diferentes valores de R_2 e R_3 .

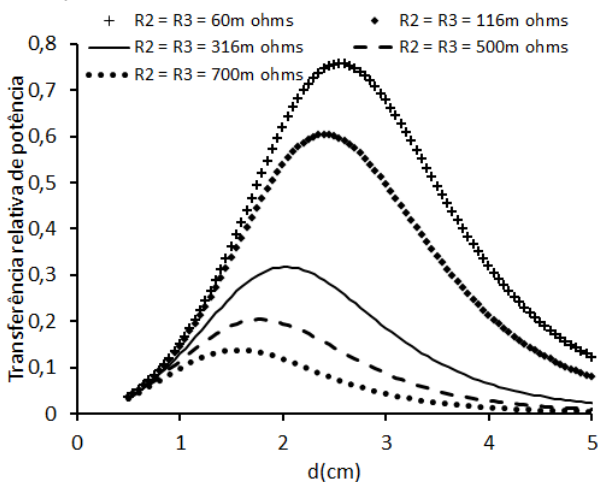


Figura 5. Transferência relativa de potência simulada para diferentes valores de R_2 e R_3 .

Conclusão

Os resultados e simulações apresentados mostram o grande potencial que o sistema de 4 bobinas desenvolvido possui para aplicações biomédicas. Destaca-se a possibilidade de se implementar um sistema com reduzidas dimensões (bobina com apenas 1 espira) com desempenho satisfatório, uma vez que os sistemas intermediários possuam baixas perdas. Obviamente, em um sistema real, os capacitores de sintonia podem ser do tipo SMD para economia de espaço. Ainda, ressalta-se que as bobinas 1 e 2 poderiam possuir maiores dimensões possibilitando maiores alcances, porém aqui foram escolhidas bobinas de mesmas dimensões por facilidade na sintonia dos sistemas.

Agradecimentos

Agradecemos a CAPES e ao CNPq pelo apoio financeiro obtido durante a realização do trabalho.

Referências

- [1] Kurs A, Karalis A, Moffatt R, Joannopoulos J D, Fisher P, Soljačić M. Wireless Power Transfer via Strongly Coupled Magnetic Resonances, *Sci. Exp.* 2007; 317:83-86.
- [2] Cheon S, Kim YH, Kang SY, Lee ML, Lee JM, Zyung T. Circuit-Model-Based Analysis of a Wireless Energy-Transfer System via Coupled Magnetic Resonances, *IEEE Trans. Ind. Electron.* 2011; 58: 2906-2914.
- [3] Hui SYR, Zhong W, Lee CK. A critical review of recent progress in mid-range wireless power transfer, *IEEE Trans. Power Electron.* 2014; 29:4500-4511.
- [4] Abatti PJ, Pichorim SF, Miranda CM. Maximum power transfer versus efficiency in mid-range wireless power transfer systems, *J. of Microw. Optoelectron. and Electromagn. Appl.* 2015; 14:157-169.
- [5] Kiani M, Jow U, Ghovanloo M. Design and optimization of a 3-coil inductive link for efficient wireless power transmission, *IEEE Trans. Biomed. Circuits Syst.* 2011; 5:579-591.
- [6] Zhao Y, Nandra M, Yu CC, Tai YC. High performance 3-Coil wireless power transfersystem for the 512-electrode epiretinal prosthesis. In: *Proc. Annu. Int. Conf. IEEE Engineering in Medicine and Biology Soc.* 2012 Aug 28-1 Sept; San Diego USA. 2012. p. 6583-6586.
- [7] RamRakhyani AK, Mirabbasi S, Chiao M. Design and optimization of resonance-based efficient wireless power delivery systems for biomedical implants. *IEEE Trans. Biomed. Circuits Syst.* 2011; 5: 48-63.
- [8] Leung HY, Budgett DM, McCormick D, Hu AP. Wireless Power System for Implantable Heart Pumps Based on Energy Injection Control In: *PIERS Proceedings*; 2012 Aug 19-23; Moscow Russia. 2012. p. 445 – 449.
- [9] Dissanayake TD. An Effective Transcutaneous Energy Transfer (TET) System for Artificial Hearts [Master Thesis], New Zealand: University of Auckland; 2010.
- [10] Garcia L R, Bernardi R, Godoy BR. Análise da Eficiência Energética de Bobinas Indutivamente Acopladas para Dispositivos Implantáveis. In: *XXIV CBEB*; 2014, Out. 13-17 Uberlândia-MG. 2014. p. 2181-2184.
- [11] Pichorim SF, Abatti PJ. Design of coils for millimeter- and submillimeter-sized biotelemetry. *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, 2004; 51:1487-1489.

IMPLEMENTAÇÃO DE PROGRAMA PARA O CONTROLE DE UM VENTILADOR MECÂNICO PARA O RECRUTAMENTO ALVEOLAR

Michelle Corrêa Brosco*, Marcus Henrique Victor Junior**, Marcelo Britto Passos Amato***, Ana Paula Romani* e Harki Tanaka*

*Universidade Federal do ABC, Santo André, Brasil

** Instituto Tecnológico de Aeronáutica, São José dos Campos, Brasil

*** Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo, São Paulo, Brasil

e-mail: michelle.brosco@aluno.ufabc.edu.br

Resumo: Recrutamento alveolar é definido como a re-expansão de áreas do pulmão previamente colapsadas por meio de uma sequência breve de ciclos ventilatórios com parâmetros, como pressão de platô e PEEP (*Positive End Expiratory Pressure*), previamente definidos. O trabalho proposto teve como objetivo implementar uma ventilação automática durante o procedimento de titulação do PEEP para recrutamento alveolar. A implementação foi realizada por meio de um programa desenvolvido em LabView®, fazendo a comunicação com o ventilador mecânico a fim de gerar uma sequência de comandos ao ventilador necessários para a sequência ventilatória durante a manobra de recrutamento alveolar. Foram utilizados um ventilador de transporte e emergência e um computador com uma ferramenta de programação LabView® para o desenvolvimento do programa e um tomógrafo de impedância elétrica para a estimação do PEEP ideal, em modelo animal. Foram implementadas rotinas para transferir o controle de alteração de modo ventilatório, volume corrente, pressão inspiratória, PEEP, frequência respiratória e pausa inspiratória do ventilador para o programa de controle do ventilador e, em seguida, foi implementada uma rotina para a leitura de um arquivo em formato txt com os comandos a serem executados pelo ventilador. Para avaliar o sistema de titulação do PEEP, foram realizados dois testes experimentais em porcos, seguindo um protocolo para recrutamento alveolar e titulação do PEEP. Pelas imagens do tomógrafo de impedância elétrica, foi possível identificar o ponto de PEEP ideal para cada experimento. O programa para titulação do PEEP e recrutamento alveolar mostrou-se satisfatório, atendendo às necessidades dos pesquisadores para a realização de tal manobra durante o experimento.

Palavras-chave: titulação, PEEP, recrutamento alveolar

Abstract: Alveolar recruitment is defined as the re-expansion of the previously collapsed lung areas by means of a brief and controlled increase of PEEP (*Positive End Expiratory Pressure*) and plateau pressure values. The proposed work aimed to implement an automatic ventilation procedure during PEEP titration maneuver, through a program developed in LabView®, performing the communication to the ventilator in order to generate a sequence of commands

for the alveolar recruitment maneuver. It was used a transport and emergency ventilator and a computer with a LabView® programming software to program development and electrical impedance tomography for animal validation. Routines were implemented to transfer control of ventilation mode, tidal volume, inspiratory pressure, PEEP, respiratory rate and inspiratory pause for alveolar recruitment program and then a routine is implemented for reading a txt file with commands to be executed by the ventilator. To validate the PEEP titration program, two experimental tests were carried out in pigs at the FMUSP, following a protocol for titration and alveolar recruitment. With the images of electrical impedance tomography was possible to identify the ideal PEEP for each experiment. The program to titrate PEEP and alveolar recruitment was satisfactory, meeting the needs of researchers to carry out such a maneuver during the experiment.

Keywords: titration, PEEP, alveolar recruitment

Introdução

Recrutamento alveolar é definido como a re-expansão de áreas do pulmão colapsadas por meio de uma sequência breve de ciclos ventilatórios com parâmetros, como pressão de platô e PEEP (*Positive End Expiratory Pressure*), previamente definidos. A ideia do recrutamento alveolar é manter os pulmões livres de colapso com a finalidade de melhorar a troca gasosa [1]. A manobra de recrutamento alveolar (MRA) é uma técnica que utiliza o aumento sustentado de pressão na via aérea com o objetivo de recrutar unidades alveolares colapsadas, aumentando a área pulmonar disponível para a troca gasosa e, conseqüentemente, a oxigenação arterial. Esta técnica é amplamente utilizada em situações clínicas que apresentem o desenvolvimento de áreas pulmonares colapsadas [2].

A estratégia ventilatória com o uso de PEEP ótimo titulado melhora a função pulmonar, reduz a duração da ventilação mecânica e a duração da falência do órgão [3]. A titulação do PEEP consiste em aumentar progressivamente o PEEP até um valor máximo desejado e, posteriormente, diminuir progressivamente o PEEP até atingir um valor de PEEP ideal.

Atualmente, o procedimento de recrutamento alveolar e titulação do PEEP é realizado por meio de

manobras no ventilador pelo profissional responsável, o que requer atenção do profissional durante todo o processo. O trabalho proposto teve como objetivo implementar uma seqüência ventilatória automática durante o procedimento de recrutamento alveolar e titulação do PEEP, por meio de um programa desenvolvido em LabView®.

Materiais e métodos

Nesse trabalho foi utilizado um ventilador de transporte e emergência (Oxymag, Magnamed), um computador com um ambiente de programação (LabView versão 8.5, National Instruments) para o desenvolvimento do programa, e um tomógrafo de impedância elétrica (Enlight 1800, Timpel) para a validação em modelo animal. O computador foi ligado ao ventilador por meio de um cabo serial RS232 e foi desenvolvido um programa em Labview capaz de controlar os parâmetros utilizados na manobra de recrutamento alveolar no ventilador.

O controle de parâmetros como modos ventilatórios, PEEP, frequência respiratória, pressão da inspiração, volume corrente e pausa inspiratória do ventilador mecânico foram atribuídos para o programa residente no computador.

A fim de exercer o controle do ventilador, foram implementadas no computador rotinas para transferir o controle de alteração de modo ventilatório, volume corrente, pressão inspiratória, PEEP, frequência respiratória e pausa inspiratória do ventilador para o programa de controle e, em seguida, e também, uma rotina para a leitura do arquivo txt com os comandos a serem executados pelo ventilador.

O programa em Labview foi criado de forma que permita ao usuário ajustar livremente as seqüências ventilatórias para a realização da manobra de recrutamento alveolar e titulação do PEEP. Para a definição da seqüência ventilatória o usuário deve descrever em um arquivo txt os parâmetros, tais como modo ventilatório (PCV ou VCV), PEEP, volume corrente, e número de ciclos (Figura 1).

```
TITULACAO
INS/EX = 1:2
FREQ 25/
VCV/
VT 250/
PEEP 20/
CICLOS 25
PEEP 18/
CICLOS 25
PEEP 16/
CICLOS 25
PEEP 14/
CICLOS 25
PEEP 12/
CICLOS 25
PEEP 10/
CICLOS 25
PEEP 8/
CICLOS 25
PEEP 6/
CICLOS 25
```

Figura 1: Arquivo txt para titulação do PEEP.

Para validar o programa de titulação do PEEP, foram realizados dois testes experimentais em porcos. Os protocolos experimentais foram aprovados pelo Comitê de Ética em Pesquisa da FMUSP sob o número 055/13. O animal foi anestesiado, em seguida foi realizada traqueostomia para a intubação. O animal foi ventilado com o Oxymag, com o qual foi realizada a manobra de recrutamento alveolar e titulação do PEEP. Foi colocada a cinta de impedância elétrica para que as imagens da ventilação pulmonar fossem obtidas em tempo real pelo tomógrafo de impedância elétrica (Figura 2). Os protocolos experimentais estão descritos na Tabela 1.



Figura 2: Experimento em animal.

Tabela 1: Protocolos experimentais

Protocolo	Experimento 1	Experimento 2
Recrutamento Alveolar	PCV, PEEP = 20 cmH ₂ O, P _{insp} = 30 cmH ₂ O, 1 min, PEEP = 25 cmH ₂ O, P _{insp} = 35 cmH ₂ O, 1 min, freq = 40 bpm	PCV, PEEP = 20 cmH ₂ O, P _{insp} = 35 cmH ₂ O, 20 s, PEEP = 30 cmH ₂ O, P _{insp} = 45 cmH ₂ O, 40 s, freq = 15 bpm
Titulação do PEEP	VCV, PEEP início = 20 cmH ₂ O, fim = 4 cmH ₂ O, passo de 2, freq = 25 bpm, 1 min	VCV, PEEP início = 20 cmH ₂ O, fim = 6 cmH ₂ O, passo de 2, freq = 25 bpm, 1 min

As figuras 3 e 4 apresentam a variação do PEEP durante os experimentos.

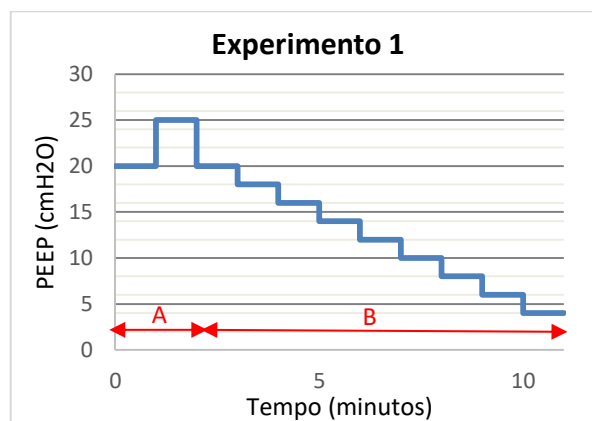


Figura 3: Experimento 1: fase de recrutamento alveolar (A) e fase de titulação do PEEP (B).

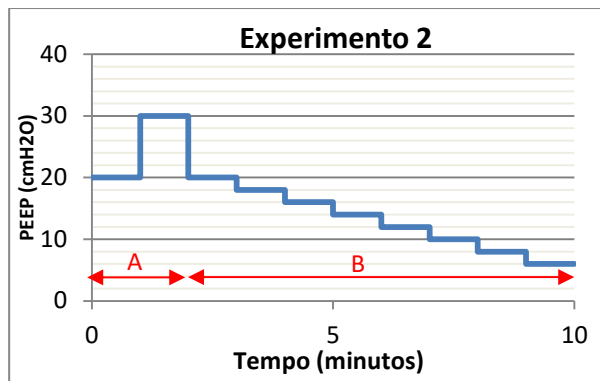


Figura 4: Experimento 2: fase de recrutamento alveolar (A) e fase de titulação do PEEP (B).

Resultados

A Tabela 2 apresenta os dados de PEEP (cmH₂O), hiperdistensão (%) e colapso (%) coletados pelo Tomógrafo de Impedância Elétrica nos experimentos.

Tabela 2: Valores percentuais de hiperdistensão e colapso coletados pelo Tomógrafo de Impedância Elétrica nos experimentos 1 e 2, para cada valor de PEEP.

PEEP (cmH ₂ O)		Hiperdistensão (%)		Colapso (%)	
exp. 1	exp. 2	exp. 1	exp. 2	exp. 1	exp. 2
20,9	20,1	52,1	57,3	0,0	0,0
18,6	18,2	37,3	45,6	0,0	0,0
16,7	16,1	27,2	34,2	0,1	0,3
14,5	14,2	20,6	26,0	2,6	0,5
12,5	12,2	14,4	19,5	4,5	1,8
10,4	10,1	10,0	13,0	7,2	2,1
8,5	8,1	3,7	9,1	9,9	7,2
6,3	6,1	0,4	5,6	17,3	9,1
4,2	4,1	0,0	0,0	20,9	22,0

As Figuras 5 e 6 apresentam a variação da hiperdistensão e colapso durante a titulação do PEEP, nos experimentos 1 e 2, respectivamente. No eixo y os valores de colapso e hiperdistensão (%) e no eixo x os valores de PEEP na titulação.

A Figura 7 apresenta as imagens obtidas pelo tomógrafo de impedância elétrica durante os procedimentos de titulação do PEEP.

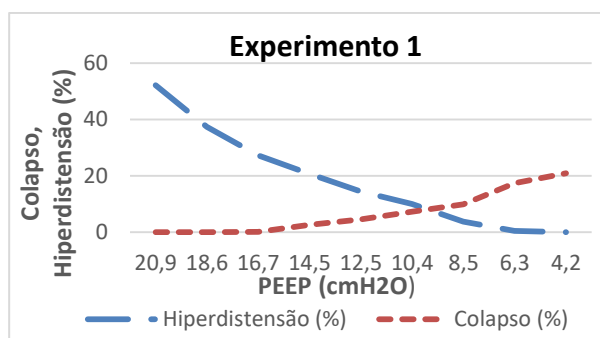


Figura 5: Titulação do PEEP no experimento 1.

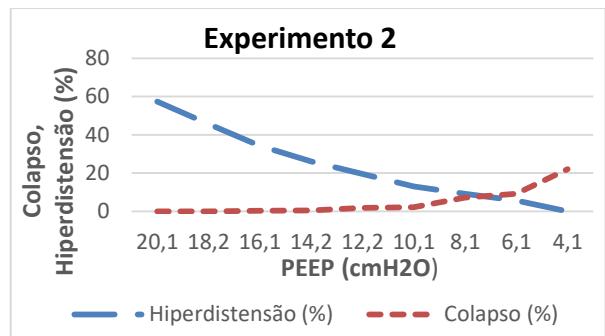


Figura 6: Titulação do PEEP no experimento 2.

Discussão

O programa desenvolvido foi capaz de realizar o controle do ventilador e realizar a manobra de recrutamento alveolar e titulação do PEEP automaticamente e de maneira satisfatória, sem intercorrências.

Pelas figuras 5 e 6 nota-se que o ponto de cruzamento entre as curvas de hiperdistensão e colapso ocorre próximo de 10 cmH₂O no experimento 1 e próximo de 7 no experimento 2. O ponto de cruzamento entre colapso e hiperdistensão é considerado como o valor de PEEP ideal. Portanto, o PEEP ideal para o porco 1 é 10 cmH₂O e para o porco 2 é 7 cmH₂O.

Observando a figura 7, nota-se que quando o animal está sendo ventilado com o PEEP ideal, tem-se a menor área de hiperdistensão (em azul ciano) e colapso (em azul escuro), como é possível observar nas imagens obtidas com PEEP 10,4 cmH₂O no experimento 1 e PEEP 8,1 cmH₂O no experimento 2.

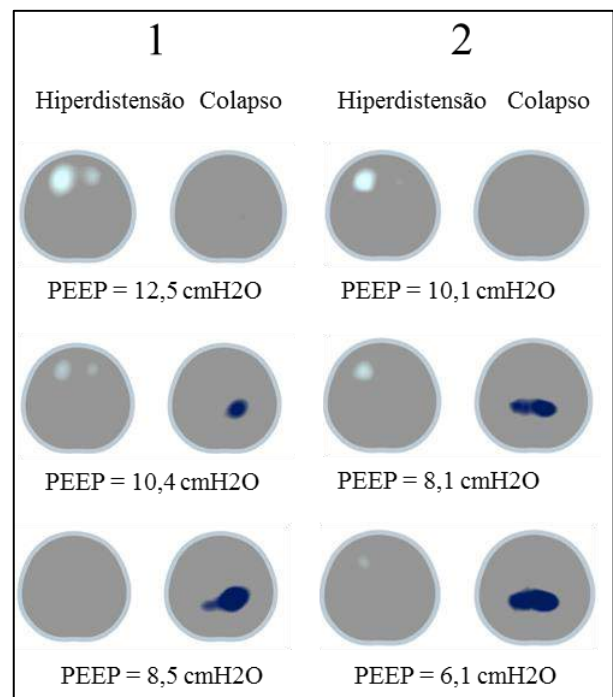


Figura 7: Imagens obtidas no tomógrafo de impedância elétrica durante a titulação do PEEP para o experimento 1 (1) e experimento 2 (2). Nas imagens, o azul ciano

representa a região onde ocorre hiperdistensão e o azul escuro representa a região onde ocorre colapso alveolar.

Conclusão

O programa de controle do ventilador durante as manobras de recrutamento alveolar e titulação do PEEP mostrou-se satisfatório, atendendo às necessidades dos pesquisadores para a realização dessas manobras durante o experimento. Os resultados mostraram-se adequados, uma vez que automatizando o processo, diminuiu-se a probabilidade de ocorrência de erros durante a execução das manobras ventilatórias.

A programação dos controles do ventilador em forma de script permite ao pesquisador um controle do ventilador nas variadas sequências de interesse. Além disso, eliminou a necessidade de operação manual do ventilador mecânico durante as manobras complexas de recrutamento alveolar e titulação do PEEP.

Esse estudo servirá de base para o desenvolvimento de uma função automática de titulação de PEEP nos ventiladores comerciais, o que facilitará o complexo procedimento de titulação de PEEP.

Agradecimentos

Este trabalho foi desenvolvido em parceria com a empresa Magnamed Tecnologia Médica, a qual cedeu o ventilador de transporte Oxymag e auxiliou o desenvolvimento do software, equipe do LIM09 da Faculdade de Medicina da USP, Instituto Tecnológico de Aeronáutica e Universidade Federal do ABC.

Referências

- [1] Algaba, A., & Nin, N. (2013). Alveolar recruitment maneuvers in respiratory distress syndrome. *Med Intensiva*, 37, pp. 355 - 362.
- [2] Gonçalves, L. O., & Cicarelli, D. D. (08 de agosto de 2005). Manobra de Recrutamento Alveolar em Anestesia: Como, Quando e Por Que Utilizá-la. *Rev Bras Anesthesiol*, 55, pp. 631 - 638.
- [3] Trindade, L. V., Lopes, L. d., Bernardelli, G. F., & Vendrame, L. S. (05 de fevereiro de 2009). Manobra de recrutamento alveolar na contusão pulmonar. Relato de caso e revisão da literatura. *Rev Bras Ter Intensiva*, 21, pp. 104 - 108.

MONITORAMENTO DE RISCO ELÉTRICO EM SALA DE CIRURGIA UTILIZANDO SISTEMAS EMBARCADOS: DESENVOLVIMENTO DE UM SISTEMA MICROCONTROLADO PARA CALIBRAÇÃO

Felipe R. Andreis*, Amauri F. Balotin* e Luiz E.S. Spalding**

*Curso de Engenharia Elétrica/ Faculdade de Engenharia e Arquitetura / Universidade de Passo Fundo, Passo Fundo, Brasil

** Curso de Mestrado em Computação Aplicada/ Universidade de Passo Fundo, Passo Fundo, Brasil

e-mail: feliperandreis@gmail.com

Resumo: O trabalho apresenta um sistema microcontrolado de calibração para um equipamento de monitoramento de risco elétrico em sala de cirurgia, chamado Protegemed. O Protegemed, antes de ser instalado em uma sala cirúrgica, precisa passar por um processo de calibração, essa calibração visa minimizar os erros de *offset* e de ganho dos seus amplificadores operacionais. Atualmente, isso é feito de forma manual e com o auxílio de diversos instrumentos, como amperímetro e um computador com software específico. Sendo assim, o presente trabalho tem como objetivo realizar os ajustes de *offset* e ganho do *hardware* do Protegemed de forma automatizada, eliminando a necessidade da utilização de instrumentos e minimizando a responsabilidade de um técnico para realizar tal tarefa. Dessa forma, o trabalho consiste em gerar sinais de corrente a partir do acionamento de cargas de valores pré-definidos, conectadas com a rede elétrica. Como a rede elétrica não é constante, esses sinais passam por uma etapa de condicionamento do sinal, baseado na associação de um transformador de corrente toroidal com amplificadores operacionais, para digitalização do sinal por um conversor A/D. Os valores de corrente digitalizados são enviados para o Protegemed via comunicação serial, para assim ajustar o deslocamento CC e o ganho. O hardware proposto utiliza componentes comuns, como resistores, amplificadores operacionais, entre outros. Todos eles de fácil obtenção e custo reduzido. Ainda mais, o circuito microcontrolado se torna mais confiável para o processo de calibração, eliminando a possibilidade de erro humano.

Palavras-chave: Automático, Calibração, Microcontrolador.

Abstract: *This work proposes a microcontrolled system of calibration for an equipment of Electric risk management inside operating room, this equipment is called Protegemed. Before its installation, Protegemed requires a calibration process, this task aims to minimize offset and gain errors, resulted from the non-ideality of operational amplifiers. Nowadays, this is done manually and with the help of some instruments, such as ammeter and a computer. Thus, the main goal of*

the work is to adjust offset and gain values of Protegemed hardware automatically, eliminating the need of such instruments and also minimizing the importance of a technician to perform this task. Therefore, the work consists of generating pre-defined values of current, using the electrical grid. As the grid is not constant, these signals are adapted by a current transformer in association with operational amplifiers, to be evaluated by the analog to digital channel of a microcontroller. The digitalized values are sent for Protegemed via serial communication, with the aim to adjust the offset and gain levels. As a result, the microcontrolled circuit is more reliable to the calibration, eliminating the possibility of human error. Furthermore, the circuit was built using cheap and easily obtained components.

Keywords: Automatic, Calibration, Microcontroller

Introdução

Em hospitais modernos, todas as salas de cirurgia devem ter instalados o sistema IT-médico de acordo com a norma IEC 60 361 [1]. O uso do sistema IT-médico é de suma importância, mas sozinho, não é suficientemente seguro. Qualquer equipamento está suscetível a falhas enquanto utilizado em cirurgia, expondo o paciente a riscos, podendo estar sujeito a microchoques elétricos sem ser notado pela equipe da sala cirúrgica.

O sistema de monitoramento de risco elétrico em salas de cirurgia recebeu o nome de Protegemed e sua principal função é detectar riscos de microchoques em pacientes quando ocorrem falhas nos equipamentos médicos. Assim, através de monitoramento remoto e em tempo real, as correntes de alimentação e diferencial dos Equipamentos Eletromédicos (EEM) são registradas e caso sejam percebidas falhas de segurança elétrica ocorre a ativação de alertas que chegam até o serviço de engenharia biomédica do hospital. Além disso, os equipamentos e softwares instalados pela pesquisa conseguem fazer a supervisão do tempo de uso de cada EEM [2]. A Figura 1 ilustra a instalação do Protegemed em um centro cirúrgico.

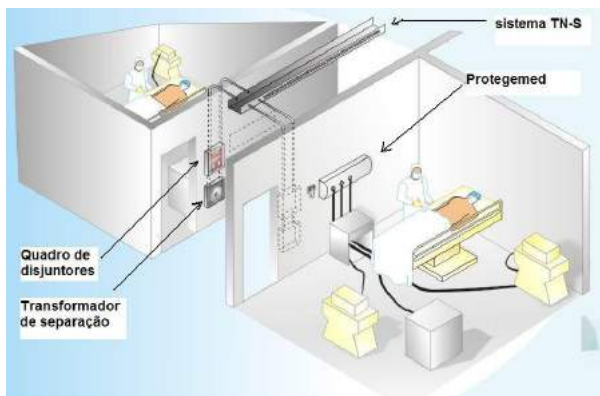


Figura 1 : Desenho da parte de um centro cirúrgico e de uma sala de cirurgia mostrando onde o Protegemed está instalado [3].

Ademais, a plataforma de aquisição de dados do Protegemed necessita uma tarefa de calibração antes de ser instalada em uma sala de cirurgia. Tal procedimento serve para condicionar os sinais elétricos com fins de utilizar da melhor forma possível a faixa de conversão do conversor Analógico-Digital (A/D) e também para efetuar um deslocamento CC. Esse processo é realizado por um técnico, com o auxílio de diversos equipamentos e instrumentos específicos, tais como computador e amperímetro.

O responsável pela calibração precisa conectar o Protegemed a um computador com software específico, via USB, para assim gerar sinais de corrente através do acionamento de diversas chaves eletrônicas contidas em uma caixa genérica. Em seguida, é preciso conectar um amperímetro para ler o valor da corrente e assim informar ao computador os valores lidos pelo amperímetro, o software então retorna certos parâmetros que tem que ser editados em um arquivo de texto contidos no microcontrolador do Protegemed.

Diante disso, o presente trabalho tem como objetivo a construção de um sistema microcontrolado de calibração, com um software de interface amigável, visando eliminar a necessidade dos diversos equipamentos e substituindo-os por uma caixa portátil, de custo reduzido, com uma interface baseada em um teclado numérico e um display LCD.

Materiais e métodos

A Figura 2 mostra o diagrama em blocos do circuito proposto. Nele são mostrados os principais estágios envolvidos no projeto.

O primeiro estágio do circuito é responsável pela interface com o usuário. O segundo estágio, referente ao microcontrolador, é utilizado para controlar os valores específicos de corrente do estágio 3. No quarto estágio é realizado o condicionamento do sinal, também, existe uma realimentação até o estágio 2, no conversor A/D do microcontrolador, para assim medir com exatidão os valores de corrente do estágio 3. Dessa forma, as magnitudes das correntes podem ser mostradas no

display LCD e seus valores transferidos para o estágio 5 por meio de comunicação serial.



Figura 2 : Diagrama em blocos do circuito proposto

Através da interface com usuário, é possível iniciar a calibração de forma automática, onde o usuário não terá nenhuma influência sob o processo a não ser pressionar o botão que indica o início da calibração. O display LCD indicará a magnitude da corrente gerada, bem quando o processo é finalizado.

O conjunto responsável por gerar os valores de correntes é acionado pelas portas de entrada e saída digitais do microcontrolador (E/S), configuradas como saída. Para minimizar a quantidade de pinos de E/S, foi utilizado um demultiplexador (74HC238) com 3 bits de seleção e 8 de dados. O microcontrolador orienta a seleção do demultiplexador e os dados ativam transistores (BC547). Os transistores acionam optoacopladores (MOC3020) para isolar os circuitos de controle e de potência. Na saída dos optoacopladores encontram-se cargas resistivas ligadas em paralelo com a rede elétrica. Para cada magnitude de corrente, existe um circuito independente contendo transistor, optoacoplador e carga. Entretanto, os valores de corrente não podem ser estimados pela divisão do valor RMS da rede elétrica e do resistor da carga, dado que a rede elétrica nem sempre é constante e o resistor possui certa tolerância. Sendo assim, é necessário medir esses valores de corrente para obter uma precisão.

Como a entrada do A/D só pode ter valores entre 0 e 3,3 V, houve a necessidade do desenvolvimento de um circuito de condicionamento do sinal. Esse estágio do circuito inicia com um transformador de corrente, testes acerca do transformador de corrente foram efetuados para verificar sua linearidade na faixa de trabalho. O Protegemed trabalha com valores de corrente de alimentação entre 500 mA e 5 A, valores obtidos através de medições de consumo de equipamentos eletromédicos. Já as correntes diferenciais, são da faixa de 50 μ A até 2 mA, magnitudes que configuram o microchoque [4].

O secundário do transformador de corrente é conectado na entrada de um circuito composto de amplificadores operacionais (LM358) na configuração diferencial, os circuitos são projetados para atingir o máximo valor de tensão do canal A/D (3,3 V) em suas respectivas correntes: 2 mA para correntes de fuga e 5 A para correntes de fase. De modo geral, as topologias dos circuitos de amplificação de fase e de fuga são semelhantes, alterando apenas o valor do resistor de ganho.

O circuito de condicionamento do sinal está conectado a entrada dos conversores A/D do microcontrolador. Cabe ressaltar que a velocidade de conversão A/D executada pelo microcontrolador respeita o Teorema de Nyquist, ocorrendo 256 vezes a cada ciclo da rede elétrica, que é 16,66 ms e sua resolução é de 12 bits.

Resultados

A Figura 3 mostra os efeitos do estágio de condicionamento de sinal para correntes de alimentação. Uma corrente de alimentação de 5 A é gerada pelo estágio 3, o condutor responsável por transportar essa corrente passa pela janela de um transformador de corrente toroidal. O sinal gerado pelo enrolamento secundário do transformador corrente é representado pela linha laranja da Figura 3.

O secundário do transformador de corrente é conectado a um circuito que contém amplificadores operacionais. Como a corrente que está circulando tem o valor máximo para correntes de alimentação (5 A), o circuito condiciona o sinal para a máxima excursão possível do A/D, idealmente essa faixa é de 0 a 3,3 V. O sinal que será digitalizado pelo conversor A/D está representado pela linha verde da Figura 3.

Algumas características do circuito, representadas pela Figura 3, devem ser ressaltadas: A primeira é a inversão de 180° entre um sinal e outro, ocorre pelas características do transformador de corrente, sem ter influência na resolução do problema. A segunda é que o sinal de entrada do A/D não atinge 0 V. Isso é explicado pelo amplificador não ser *rail to rail*, em outras palavras, o amplificador operacional não é capaz de oscilar sua saída entre as duas linhas de alimentação.

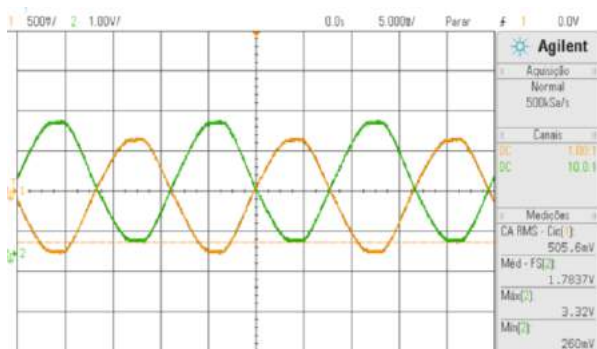


Figura 3: Tensão de saída do transformador de corrente, apresentada em laranja. Tensão de entrada do A/D, em verde.

Na Figura 4, pode-se observar como o circuito completo de condicionamento de sinal se comporta para a faixa de valores de correntes de alimentação. Isto é, para cada valor de corrente gerado, o circuito apresentará um respectivo valor de tensão RMS. A equação que descreve o comportamento do circuito também se encontra ilustrada na Figura 4. Para correntes diferenciais a resposta do circuito de

condicionamento de sinal é a mesma, sendo diferente apenas nos limites de corrente supracitados.

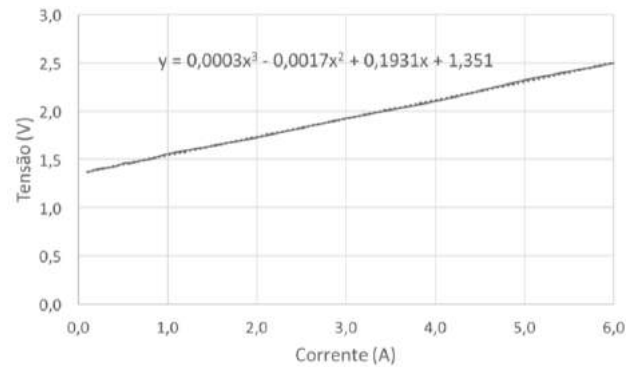


Figura 4: Corrente de entrada e tensão de saída.

Para verificar o funcionamento do conversor A/D, as amostras obtidas para um sinal de 60 Hz foram armazenadas em um *buffer* e plotadas. O resultado disso está ilustrado na Figura 5.

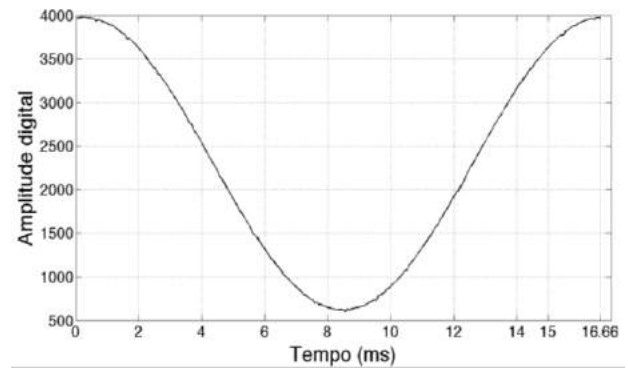


Figura 5: Sinal adquirido pelo conversor A/D.

Contudo, não é possível calcular o valor RMS da corrente com os dados ilustrados na figura acima, considerando que o sinal acima é unipolar, que o sinal real é bipolar e que deve ser simétrico para a realização do cálculo, assim, justifica-se a necessidade do ajuste de *offset*. Cada valor contido no *buffer* do conversor A/D é subtraído de uma constante, que é o deslocamento efetuado pelo condicionador de sinal. O sinal resultante após o ajuste do *offset* é ilustrado pela Figura 6.

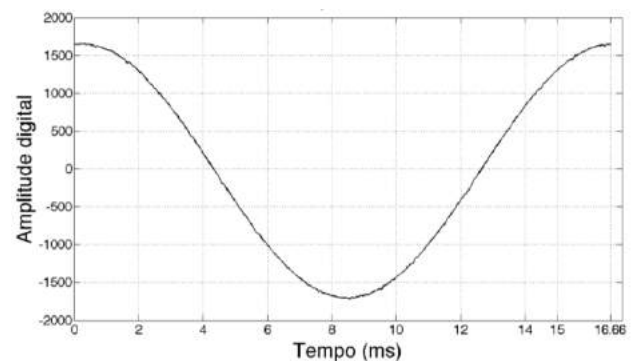


Figura 6: Sinal após o ajuste de offset.

A partir do ajuste de offset, é necessário efetuar o cálculo da corrente RMS que foi gerada pelo sistema microcontrolado. Uma comparação foi feita utilizando como referência um multímetro gráfico Fluke 867B. O objetivo dessa comparação é avaliar o erro de exatidão entre o sistema microcontrolado e o instrumento de referência, o resultado é ilustrado pela Figura 7.

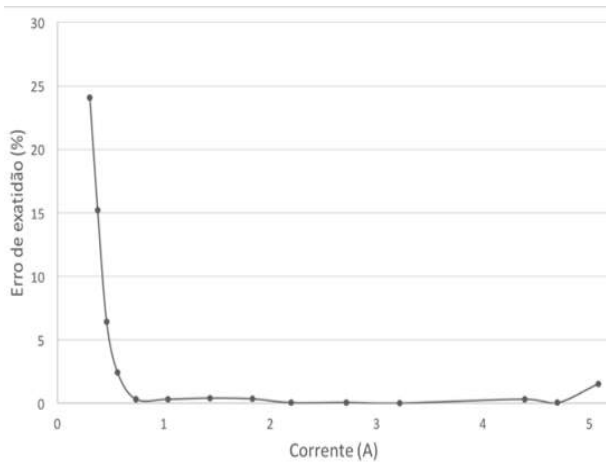


Figura 7 - Erro de exatidão apresentado pelo sistema.

O erro de exatidão para as medições de correntes diferenciais apresenta a mesma característica que para correntes de alimentação, ou seja, taxas menores do que 1% para os limites no qual o sistema trabalha e erros significativos para valores que não são propostos pelo trabalho.

Discussão

Analisando os resultados expostos, percebe-se que o sistema proposto é capaz de melhorar o sistema de calibração atualmente utilizado.

Começando pela simples interface, possibilita o responsável pela calibração de observar parâmetros em tempo real, assim notando qualquer irregularidade no sistema.

O transformador de corrente é uma maneira simples e eficaz de separar o circuito da rede do circuito eletrônico de medição. Verifica-se também que um amplificador operacional de baixo custo, como o LM358, tem suas limitações, porém, pode ser configurado de forma a usar a sua máxima excursão do sinal sem perder resolução na leitura do A/D.

Os próximos objetivos para o trabalho são desenvolver um circuito capaz de produzir correntes de fuga em frequências de 0 até 720 Hz. Além disso, deseja-se no futuro incluir um sistema capaz de verificar o funcionamento do Protegemed dentro da sala cirúrgica, dado que a caixa de calibração é de fácil transporte. Também, será buscada uma certificação do sistema microcontrolado.

Conclusão

Em virtude do exposto, é possível concluir que um sistema microcontrolado para a calibração tem grande utilidade para o projeto Protegemed. A criação de uma caixa de calibração portátil, não dependendo de equipamentos como computador e amperímetro, são os principais benefícios do trabalho. Outro fato importante a ser observado é que o microcontrolador utilizado pode digitalizar essa faixa de frequência respeitando o Teorema de Nyquist. Ainda mais, o circuito apresentou um erro de exatidão menor que 1% em comparação com instrumentos de medição comerciais.

Cabe ressaltar que para a construção e desenvolvimento do protótipo, com exceção do microcontrolador, foram utilizados circuitos integrados e componentes eletrônicos de baixo valor e fácil obtenção. Também, o circuito microcontrolado é mais confiável para o processo de calibração, pelo fato de que diminui a influência de diversos dispositivos externos e elimina a possibilidade de erro humano.

Referências

- [1] "IEC 60364-7-710:2002 | IEC Webstore." [Online]. Available: <https://webstore.iec.ch/publication/1898>. [Accessed: 04-Dec-2015].
- [2] M. T. Rebonatto, F. P. Hessel, and L. E. S. Spalding, "EME Electric Supervision Embedded on Gas Panel with Microshock Dangerousness Degree," in *2014 27th International Conference on VLSI Design and 2014 13th International Conference on Embedded Systems*, 2014, pp. 180–185.
- [3] L. E. S. Spalding, W. P. Carpes, and N. J. Batistela, "A Method to Detect the Microshock Risk During a Surgical Procedure," *IEEE Trans. Instrum. Meas.*, vol. 58, no. 7, pp. 2335–2342, Jul. 2009.
- [4] J. R. Scott, W. R. Lee, and S. Zoledziowski, "Ventricular fibrillation threshold for AC shocks of long duration, in dogs with normal acid-base state," *Occup. Environ. Med.*, vol. 30, no. 2, pp. 155–161, Apr. 1973.

MIOGRAFIA POR IMPEDÂNCIA ELÉTRICA EM RATOS WISTAR DURANTE CONTRAÇÃO DINÂMICA

A.B.B. Coutinho*, M.R. Baldanza**, B. Jotta*, J.P. Werneck-de-Castro**, A.V. Pino*, M.N. Souza*

*Laboratório de Instrumentação Biomédica, Universidade Federal do Rio de Janeiro, Rio de Janeiro, Brasil

** Laboratório de Biologia do Exercício, Universidade Federal do Rio de Janeiro, Rio de Janeiro, Brasil

e-mail: andrebrand1@hotmail.com

Resumo: Poucos estudos avaliaram a miografia por impedância elétrica (EIM) em músculos saudáveis durante contração muscular dinâmica. Além disso, os resultados de alguns desses raros estudos são controversos em relação ao comportamento da EIM durante a contração muscular dinâmica. Buscando contribuir para o conhecimento do comportamento da bioimpedância em músculos saudáveis durante contração dinâmica, este trabalho mediu a bioimpedância no músculo gastrocnêmio de ratos Wistar, na direção transversal à direção de encurtamento, durante contrações passivas e geradas por meio de eletroestimulação. Os resultados mostraram um valor basal da resistência elétrica de $10^2 \Omega$ e uma redução da ordem 5Ω durante contração associada à flexão plantar. Estes resultados se alinham a achados de alguns trabalhos anteriores e contribuem para a ampliação do conhecimento da EIM dinâmica, permitindo que futuramente tal técnica possa ser usada na investigação de mudanças morfológicas, fisiológicas e bioquímicas do músculo.

Palavras-chave: Bioimpedância, EIM dinâmica, Contração dinâmica

Abstract: Recently few works assesses the electrical impedance myography technique (EIM) in healthy muscles during a muscle contraction. The results of these papers are controversial about EIM behavior during a dynamic contraction. Trying to contribute for improvement of the knowledge of bioimpedance behavior in healthy muscle during its contraction, this paper measured gastrocnemius muscle's impedance, in transverse direction of muscle shortening, of Wistar wild type rats during passive contractions and contractions generated with an electrical stimulator. The results showed a resistance baseline around $10^2 \Omega$ and a decrease of around 5Ω during muscle contraction. These results corroborate with findings of some papers and contribute for improvement of dynamic EIM, allowing the use of this technique for future investigations in morphological, physiological and biochemical changes of muscle.

Keywords: Bioimpedance, dynamic EIM, dynamic muscle contraction.

Introdução

O comportamento da miografia por impedância elétrica (Electrical Impedance Myography - EIM) vem sendo investigado durante os últimos anos principalmente no estudo de miopatias [1,2]. Poucos trabalhos utilizam a técnica a fim de analisar músculos saudáveis [2] e, em especial, o comportamento da bioimpedância durante contrações

dinâmicas [2]. Além disso, os resultados de alguns desses raros estudos são controversos em relação ao comportamento da EIM durante a contração muscular dinâmica.

A utilização de modelos animais, surge como uma tendência dos trabalhos atuais de EIM [4, 6], pois neste caso é possível a avaliação da EIM aplicada invasivamente ao tecido muscular, o que é mais difícil de se fazer com humanos.

Buscando contribuir para o conhecimento do comportamento da bioimpedância em músculos saudáveis durante contração dinâmica, o presente trabalho avaliou a parte real da bioimpedância do músculo gastrocnêmio de ratos Wistar, na direção transversal à direção de encurtamento, durante contrações passivas e contrações geradas por meio de eletroestimulação.

Materiais e métodos

Casuística – Foram utilizados três ratos Wistar (dois machos e uma fêmea), saudáveis, expostos a ciclo de claro/escuro de 12 h com alimentação *ad libitum*. O protocolo experimental (explicado mais a frente) foi realizado *in vivo*. Os ratos foram anestesiados por meio de injeção na porção inferior esquerda do abdômen, onde foi injetado solução composta de quetamina (50 ml/kg), xilazina (5 ml/kg) e soro fisiológico. O protocolo experimental foi submetido ao Comitê de Ética para Pesquisa com Animais sob o parecer 19/2015.

Instrumentação – Um circuito eletrônico utilizado para medir a parte real da bioimpedância, ou seja, a resistência elétrica, foi desenvolvido especificamente para este fim. Este protótipo é baseado na aplicação de uma corrente alternada de 50 kHz e 1 mA de pico no músculo. Uma cópia do sinal de corrente e uma amostra da tensão sobre o músculo passam por um demodulador em quadratura, analógico, utilizado para a obtenção do sinal de impedância.

O dispositivo foi calibrado utilizando componentes eletrônicos puramente resistivos que variaram de 10 a 300Ω . A Figura 1 mostra o diagrama de blocos do circuito.

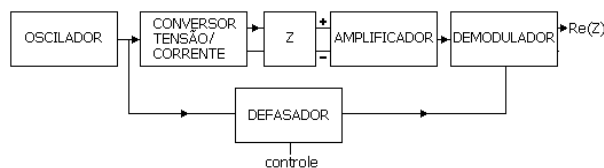


Figura 1: Diagrama de blocos do sistema de medição de resistência elétrica.

Quatro eletrodos de agulha, dois para injeção e captação da corrente e dois para medida de tensão, foram posicionados

no ventre do músculo gastrocnêmio na direção transversal a direção de encurtamento do músculo (Figura 2).

Uma célula de carga MLB 50 (Interface, EUA) presa ao tendão do músculo gastrocnêmio do rato com uma linha inextensível (Figura 2), assim como um sistema de condicionamento de sinal especialmente desenvolvido para esta finalidade, foi utilizada para gerar um sinal associado à força desenvolvida pelo músculo em cada contração. Não houve preocupação quanto a calibração do sinal da célula de carga em unidades de força, uma vez que o mesmo só foi usado para a verificação do padrão temporal das contrações.

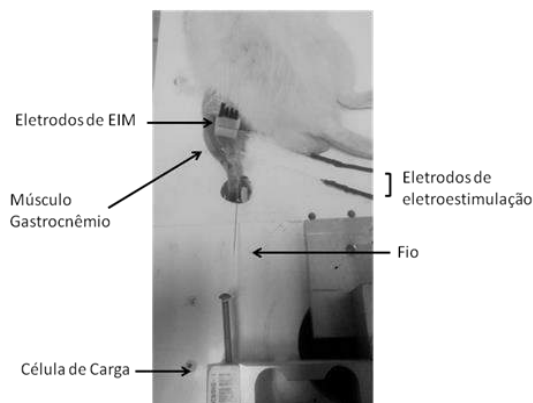


Figura 2: Posicionamento do animal, eletrodos e célula de carga. Tendão do gastrocnêmio fixo na célula de carga, eletrodos de impedância no ventre muscular e eletrodos de eletroestimulação nas extremidades do músculo.

Um eletroestimulador Grass S88X (Grass Technologies, EUA) foi utilizado para evocar as contrações musculares no animal. Este gera pulsos de tensão (monofásico ou bifásico), com amplitudes entre 0,25 V e 24 V em frequências entre 0,01 e 200 Hz. Os pulsos podem ser gerados continuamente ou por intervalos conforme configuração prévia no próprio *hardware*. Como eletrodos foram utilizados duas agulhas hipodérmicas de aço inoxidável fixadas nas extremidades distal e proximal do músculo (Figura 2).

Os sinais de resistência e da célula de carga foram amostrados e digitalizados a taxa de 2500 amostras/s por uma placa analógica/digital (NI 6009, National Instruments, EUA). A placa se comunicava com o computador por meio de uma interface USB e o software utilizado para visualização e aquisição dos dados foi o LabVIEW 8.5. Um esquemático do sistema de aquisição é visto na Figura 3.

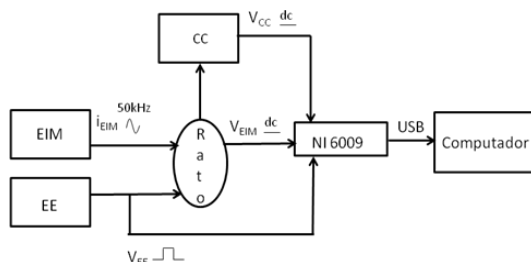


Figura 3: Diagrama de blocos do sistema de aquisição de sinais. CC - Célula de Carga; EIM - Sistema de medição de EIM ; Eletroestimulador; NI 6009 - conversor A/D. i_{EIM} - Corrente de estimulação de EIM; V_{CC} - Tensão de saída da célula de carga; V_{EE} - Tensão da eletroestimulação.

Protocolo Experimental – Os ratos foram submetidos a três testes de contração dinâmica, sendo o primeiro realizado de modo passivo sem a utilização da eletroestimulação.

No primeiro teste o músculo foi alongado (dorsiflexão) e encurtado (flexão plantar) ao máximo por meio de uma mobilização passiva. Um membro da equipe realizou esta manobra, segurando na pata no animal e realizando os movimentos. Esse protocolo teve como objetivo avaliar as variações de resistência associadas as mudanças de morfologia (volume e geometria) do músculo.

No segundo teste analisamos se a variação de bioimpedância está relacionada com a intensidade da força exercida pelo músculo, além da relação com a morfologia. Então, os animais foram submetidos a três séries de 10 trens de pulsos de eletroestimulação com um minuto de intervalo entre as séries. A duração do trem de pulsos foi de 1 s e a frequência de 0,5 Hz. Dentro do trem de pulsos, cada pulso de tensão monofásico teve duração de 1 ms com frequência de 30 Hz. As amplitudes foram de 4 V ou 5 V de acordo com a sensibilidade de cada animal. A tensão foi a máxima que gerava a contração somente do músculo gastrocnêmio.

O terceiro teste procurou avaliar a resposta da bioimpedância em relação a uma eletroestimulação de longa duração. O protocolo consistiu de uma estimulação contínua de 5 Hz durante 4 minutos. Os pulsos de tensão também tinham duração de 1 ms e as amplitudes foram de 4 V ou 5 V. Objetivou-se também investigar se o sinal de impedância variava com a mesma frequência da estimulação, para um período mais longo de estimulação.

Análise e Processamento de Dados – Após a aquisição, o sinal associado à parte real da bioimpedância, de todos os protocolos, foi processado *offline* utilizando o ambiente de programação MATLAB 2008 (Mathworks, EUA), sendo filtrado por um filtro *Butterworth* passa-baixas de 2ª ordem, com frequência de corte (fc) em 15 Hz, no sentido direto e reverso.

Resultados

Serão exibidos os resultados de apenas um animal para ilustrar o comportamento típico do sinal da parte real da bioimpedância do músculo gastrocnêmio durante cada protocolo experimental.

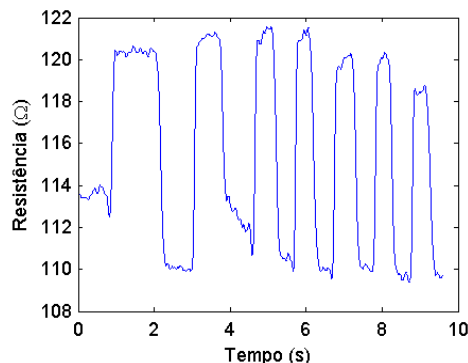


Figura 4: Parte real da bioimpedância muscular durante a dorsiflexão e a flexão plantar passiva

No resultado do protocolo de contração passiva (Figura 4) observa-se um aumento da parte real da bioimpedância duran-

te a dorsiflexão e uma redução durante a flexão plantar. Uma variação de aproximadamente 10Ω foi observada da máxima dorsiflexão para máxima flexão plantar. As variações de resistências observadas não foram exatamente as mesmas para todos os ciclos provavelmente por questões de acomodação do animal e pequenas variações nos limites de movimentação articular inerentes ao ensaio manual.

A Figura 5 ilustra o resultado observado durante o segundo protocolo. Nota-se um comportamento da parte real da bioimpedância assemelhado ao verificado no teste 1 (Figura 4) durante a flexão plantar, gerada neste caso por eletroestimulação. No entanto, é importante frisar que nesse protocolo o músculo retorna à posição de repouso não realizando dorsiflexão. Pode também ser observado que a amplitude da variação do sinal da parte real da bioimpedância reduz com o passar do tempo, da mesma forma que a amplitude da variação do sinal da célula de carga.

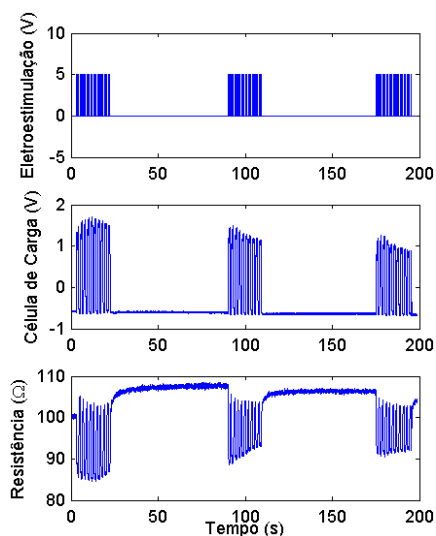


Figura 5: Sinais de estimulação, da célula de carga e da resistência elétrica do músculo durante três séries de dez trens de pulsos de eletroestimulação.

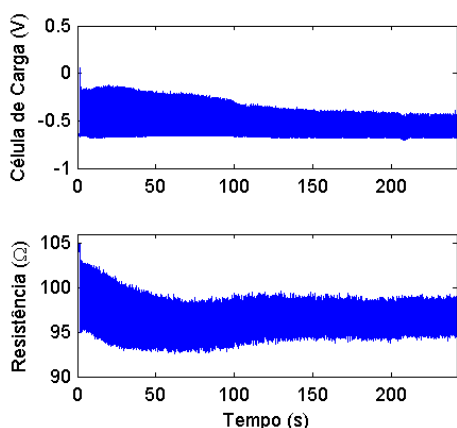


Figura 6: Sinais de força e resistência elétrica do músculo durante os quatro minutos de eletroestimulação a 5 Hz.

O comportamento da parte real da bioimpedância durante os cinco minutos de estimulação a 5 Hz pode ser visto na Figura 6. Pode-se ver que no entorno de 100 s, a linha de base do sinal da parte real da bioimpedância se estabiliza. No en-

tanto, esse gráfico não permite uma visualização do sincronismo entre os sinais. A Figura 7 mostra um *zoom* dos sinais para um pequeno trecho de tempo, podendo-se observar um pequeno atraso do sinal de força em relação ao sinal de eletroestimulação e um atraso do sinal da parte real da bioimpedância em relação ao sinal de força.

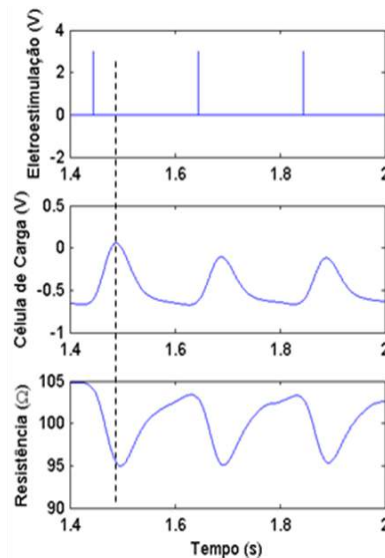


Figura 7: Sinais de eletroestimulação, força e resistência elétrica do músculo, durante os três primeiros pulsos de estimulação do sinal da Figura 6.

Discussão

O comportamento observado na dinâmica do sinal da parte real da bioimpedância foi coerente com mudanças dimensionais do músculo durante uma contração. Aproximando-se o músculo gastrocnêmio por um cilindro, pode-se assumir que $R = \rho(L/A)$; onde ρ é a resistividade do músculo, L é o comprimento e A é a área de seção transversa. Então, quando o tornozelo do animal realiza o movimento de flexão plantar, o músculo contrai, aumentando sua área de seção transversa e reduzindo seu comprimento. Sendo assim, seria de se esperar uma redução na resistência elétrica do músculo durante a flexão plantar, o que pode ser vista nas Figuras 4, 5 e 7.

Nossos resultados não seguem o comportamento observado por Sanchez e colegas [2], que reportaram um aumento de resistência elétrica devido a contração muscular evocada por eletroestimulação em camundongos. Todavia os autores não discutem a causa do aumento de resistência. Adicionalmente, o referido trabalho registrou resistências basais da ordem de $10^3 \Omega$ no gastrocnêmio, enquanto o sistema testado neste trabalho registrou valores na ordem de $10^2 \Omega$.

O comportamento observado no presente trabalho é assemelhado ao da EIM dinâmica reportada no trabalho de Li e colegas [7], que também verificaram redução da resistência elétrica durante a contração muscular. Em termos de magnitude da variação, nossos achados parecem coerentes com resultados reportados para humanos nos trabalhos de Rutkove [8] e Zagar e Krizaj [9]. Estes estudos reportam, respectivamente, variações menores que 4Ω [8] e da ordem de 1Ω [9]. A comparação direta dos resultados é dificultada, uma vez que além das diferenças nas dimensões dos músculos e distância

dos eletrodos, há influência de outros tecidos, como o epitelial e adiposo.

Outro ponto importante para ser observado é a magnitude da variação da resistência elétrica nas Figuras 4 e 5. Na Figura 4, a partir de movimentos passivos de alongamento e encurtamento do músculo da pata do animal foram obtidas variações de aproximadamente $10\ \Omega$. Na Figura 5 as variações associadas à flexão plantar evocada pela eletroestimulação apresentaram aproximadamente de mesma magnitude. Contudo, neste último caso, após a contração o músculo volta para uma posição neutra de repouso. Se analisarmos a variação de resistência de um eventual ponto médio de repouso ao pico de flexão plantar na Figura 4, observa-se uma mudança de 4-5 Ω . Então, tal fato pode ser um indicativo que algum outro fator pode estar influenciando as variações de impedância durante a contração evocada pela eletroestimulação, além das mudanças morfológicas do músculo. Acredita-se que estas alterações possam estar associadas às mudanças de resistividade do tecido muscular decorrentes da própria fisiologia da contração muscular.

Por fim, o último protocolo (5 Hz de estimulação), corrobora as hipóteses discutidas nos protocolos anteriores e ainda apresenta dois novos indícios de influência fisiológica no sinal de resistência: a variação da linha de base com o passar do tempo de estimulação (Figura 6) e o sincronismo entre os três sinais adquiridos (Figura 7). O primeiro indício pode estar associado à alteração de resistividade basal do músculo, uma vez que as mudanças devido a morfologia ocorrem normalmente em cada contração e deveriam responder de forma mais marcante para as variações de resistência. Em relação ao sincronismo, nota-se um atraso do sinal de estimulação para o sinal da célula de carga e, deste para o sinal de resistência elétrica observa-se um pequeno atraso entre os picos de variação dos sinais. Estes atrasos parecem ser coerente, uma vez que a força é consequência da estimulação e a alteração de impedância pode ser considerada como consequência da alteração de força. Além disso, o atraso observado somente nos picos de variação dos sinais pode indicar que há uma diferença nas taxas de variação de cada sinal. Em um outro estudo, Shiffman e colegas [5] observaram variações de impedância prévias às alterações de força. Inclusive, este foi o principal indicativo para aqueles autores afirmarem que a fatores fisiológicos influenciam diretamente nos valores de impedância. Nosso resultado não indica essas alterações prévias da bioimpedância em relação a força. Logo a ideia de influência da fisiologia nos resultados se apoia em outros indicadores. Adicionalmente, um outro trabalho-[2] questiona o resultado do estudo citado, indicando que um problema de processamento poderia ser o causador do assincronismo dos sinais.

Na figura 7 também se nota que o retorno dos valores de resistência aos valores de repouso é mais lento que no sinal de força. Ou seja, mesmo o músculo já estando na condição de repouso, sua resistividade ainda pode estar alterada em relação ao valor basal, em função de presença de metabólitos decorrentes das contrações realizadas.

Conclusão

Os resultados mostraram um valor basal da resistência elétrica de $10^2\ \Omega$ e uma redução da ordem $5\ \Omega$ no músculo

gastrocnêmio de ratos Wistar durante contrações geradas por meio de eletroestimulação. Estes resultados se alinham a achados de alguns trabalhos anteriores e contribuem para a ampliação do conhecimento da EIM dinâmica, permitindo que futuramente tal técnica possa ser usada na investigação de mudanças morfológicas, fisiológicas e bioquímicas do músculo.

Agradecimentos

À CAPES, CNPq e FINEP pelo apoio financeiro.

Referências

- [1] Li J, Geisbush TR, Rosen GD, Lachey J, Mulivor A, Rutkove SB. Electrical impedance myography for the in vivo and ex vivo assessment of muscular dystrophy (mdx) mouse muscle. *Muscle Nerve*. 2014 Jun;49(6):829–35.
- [2] Sanchez B, Li J, Geisbush T, Bragos R, Rutkove S. Impedance alterations in healthy and diseased mice during electrically-induced muscle contraction. *IEEE Trans Biomed Eng*. 2014 Apr 24.
- [3] Shiffman CA, Rutkove SB. Circuit modeling of the electrical impedance: I. Neuromuscular disease. *Physiol Meas*. 2013 Feb;34(2):203–21.
- [4] Li J, Spieker AJ, Rosen GD, Rutkove SB. Electrical impedance alterations in the rat hind limb with unloading. *J Musculoskelet Neuronal Interact*. 2013 Mar;13(1):37–44.
- [5] Shiffman CA, Aaron R, Rutkove SB. Electrical impedance of muscle during isometric contraction. *Physiol Meas*. 2003 Feb;24(1):213–34.
- [6] Ahad MA, Rutkove SB. Electrical impedance myography at 50 kHz in the rat: Technique, reproducibility, and the effects of sciatic injury and recovery. *Clinical Neurophysiology*. 2009 Aug;120(8):1534–8.
- [7] Li J, Yim S, Pacheck A, Sanchez B, Rutkove SB. Electrical Impedance Myography to Detect the Effects of Electrical Muscle Stimulation in Wild Type and Mdx Mice. *PLoS ONE*. 2016;11(3):e0151415.
- [8] Rutkove SB. Electrical impedance myography: Background, current state, and future directions. *Muscle Nerve*. 2009 Dec;40(6):936–46.
- [9] Zagar T, Krizaj D. Multivariate analysis of electrical impedance spectra for relaxed and contracted skeletal muscle. *Physiol Meas*. 2008 Jun;29(6):S365–72.
- [10] Hodges PW, Pempel LHM, Herbert RD, Gandevia SC. Measurement of muscle contraction with ultrasound imaging. *Muscle Nerve*. 2003 Jun;27(6):682–92.

DESENVOLVIMENTO DE EQUIPAMENTO PARA ESTIMULAÇÃO TRANSCRANIANA EM ANIMAIS

Bruno Rodriguez Tondin*, Paulo Roberto Stefani Sanches*, Danton Pereira da Silva Junior*, André Frotta Muller*, Paulo Ricardo Oppermann Thomé*, Alessandro Schildt*, Stefânia Cioato**, Lauren Adachi**, Andressa de Souza**, Rafael Vercelino**, Iraci Lucena Silva Torres**

* Serviço de Pesquisa e Desenvolvimento em Engenharia Biomédica/HCPA, Porto Alegre, Brasil

**Grupo de Farmacologia da Dor: estudos pré-clínicos, Departamento de Farmacologia/UFRGS,

Porto Alegre, Brasil

e-mail: btondin@hcpa.edu.br

Resumo: A dor neuropática (DN) é causada por uma injúria primária ou alteração do sistema nervoso periférico ou central. A DN muitas vezes mostra uma resposta insuficiente aos analgésicos clássicos, permanecendo como um desafio para a clínica e a pesquisa científica. A estimulação transcraniana por corrente contínua (ETCC) é um método não invasivo de estimulação cerebral e representa um recurso promissor no manejo da dor. Neste contexto, foi desenvolvido um estimulador ETCC de pequenas dimensões para avaliar a eficácia deste tratamento em modelos animais. O equipamento, baseado no microcontrolador PIC12F1840, possui recursos que garantem um funcionamento simples e confiável: programação da corrente de estimulação via software, alertas visuais para condições que exijam intervenção do operador e baixíssimo consumo, que permite até 25 horas de tratamento. O equipamento cumpriu todos os requisitos técnico-operacionais propostos, e permitiu obter redução significativa da dor induzida em modelo animal.

Palavras-chave: Estimulação Elétrica, Corrente Contínua, Dor Neuropática.

Abstract: *Neuropathic pain (NP) is caused by a primary injury or dysfunction of peripheral or central nervous system. The NP often shows inadequate response to classic analgesics and remains as challenge for the clinic treatment and scientific research. Transcranial direct current stimulation (tDCS) is a non-invasive method of brain stimulation and represents a promising resource in the pain management. A small tDCS stimulator was developed to assess the efficacy of this treatment in animal models. This equipment was based on a PIC12F1840 microcontroller and has some features to ensure a simple and reliable operation: previous stimulation current level programming using a software application; visual alerts for conditions that require intervention and a very low consumption, allowing up to 25 hours of treatment. The equipment has achieved all the proposed technical and operational requirements, and provided a significant reduction of the induced pain in the animal model.*

Keywords: *Electric Stimulation, Direct Current, Neuropathic Pain.*

Introdução

O controle da dor é uma das prioridades terapêuticas atuais, porém ainda há limitações quanto ao seu alívio, incluindo dificuldades de avaliação, subestimação da dor relatada pelos pacientes, uso inadequado de analgésicos e anti-inflamatórios, presença de efeitos adversos e interrupções (lacunas) no tratamento.

Existem muitos tratamentos farmacológicos para a dor neuropática agindo principalmente na transdução de sinais neuronais, incluindo bloqueadores dos canais de íons, antidepressivos, anticonvulsivos e opioides. Esses fármacos oferecem benefícios terapêuticos limitados, e os pacientes podem desenvolver tolerância, dependência e/ou sofrer efeitos colaterais indesejados [1].

Neuromodulação é um recurso terapêutico utilizado no manejo da dor, e envolve alteração da ação central, periférica e autonômica do sistema nervoso, usando estimulação elétrica ou magnética.

Métodos relacionados à estimulação do sistema nervoso central têm sido estudados, tais como o uso da estimulação cortical invasiva e da estimulação cerebral não-invasiva; esta última dividida em duas modalidades: estimulação magnética transcraniana (EMT) e estimulação transcraniana por corrente contínua (ETCC). EMT é uma técnica de estimulação cerebral que apresenta efeitos positivos em pacientes com dor neuropática [2], porém ainda é uma ferramenta de alto custo. Já ETCC é mais acessível, pois, apesar de oferecer um método menos focal de estimulação do cérebro, sua aplicação é simples e oferece pouco ou nenhum risco na aplicação.

A realização de estudos sobre a fisiopatologia da dor, em modelos animais, contribui para um melhor entendimento dos mecanismos envolvidos na resposta nociceptiva frente à neuromodulação periférica e central, e são de fundamental importância, pois os resultados obtidos poderão nortear estratégias terapêuticas mais eficazes no tratamento da dor crônica.

Considerando a escassez de estudos relacionando o uso da ETCC no tratamento da dor, este trabalho descreve o desenvolvimento de um equipamento ETCC e sua posterior utilização, em ensaios terapêuticos com modelos animais.

Materiais e métodos

Equipamento proposto - O estimulador foi desenvolvido visando sua fixação ao dorso de pequenos animais (ratos) durante a aplicação do estímulo (Figura 1), sendo necessário, portanto, que seja pequeno e leve.

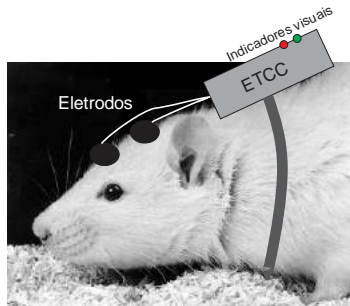


Figura 1: Equipamento fixado ao dorso de rato Wistar.

Para assegurar confiabilidade e estabilidade ao tratamento terapêutico, além de praticidade ao operador, que pode estar estimulando vários animais ao mesmo tempo, foram incorporados alguns recursos operacionais ao dispositivo. Um microcontrolador supervisiona toda a operação garantindo que o tempo de estimulação seja precisamente cronometrado e que o nível de corrente de estimulação esteja dentro do aceitável durante todo o procedimento. Indicadores visuais informam o operador sobre condições anômalas, que exigem sua intervenção, como por exemplo, eventual mau contato dos eletrodos ou necessidade de substituição da bateria.

O diagrama em blocos do estimulador é mostrado na Figura 2.

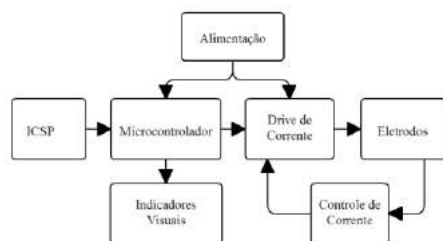


Figura 2: Diagrama em blocos do estimulador.

O equipamento possui: microcontrolador PIC12F1840 em encapsulamento DFN, amplificador operacional duplo em encapsulamento μ DFN, chave analógica e regulador de tensão em encapsulamentos SOT23, além de resistores, capacitores, leds e diodos, em encapsulamentos 0603, que, soldados a uma placa de circuito impresso dupla-face com 1mm de espessura, permitiram reduzir muito suas dimensões e peso.

O equipamento liga automaticamente ao conectar-se o cabo dos eletrodos, de forma que o consumo de corrente é nulo quando não estiver em uso. Ao ligar, a tensão da bateria é amostrada e, se estiver abaixo do nível mínimo necessário para correta estimulação, o led vermelho é acionado de forma intermitente, alertando o operador. Se o nível de carga da bateria estiver adequado, o estimulador inicia a aplicação do estímulo

pré-programado, o contador de tempo é disparado, e o led azul é ligado. A corrente elétrica aplicada aos eletrodos é monitorada à taxa de 1Hz durante todo o procedimento e, caso mantenha-se dentro da faixa programada, o led azul permanece ligado. Se estiver abaixo da faixa aceitável, o estímulo elétrico e a contagem de tempo são interrompidos e o led vermelho é acionado de forma contínua, alertando o operador para que revise os eletrodos.

Para economizar e ampliar a vida útil da bateria, o microcontrolador desliga todos os componentes analógicos e entra em modo SLEEP, logo após o término do tempo de estimulação programado. O fluxograma completo de operação do microcontrolador pode ser visto na Figura 3.

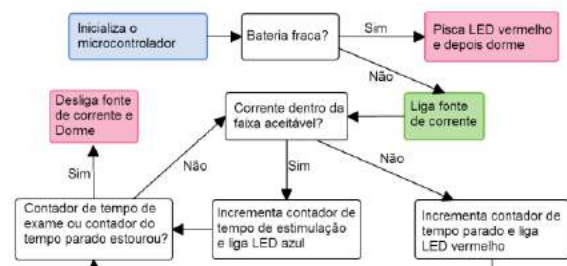


Figura 3: Fluxograma (algoritmo de controle)

Experimentação em Modelo Animal - A dor neuropática (DN) foi induzida através de constrição crônica do nervo isquiático (CCI), Figura 4, conforme descrito por Bennet e Xie [3].

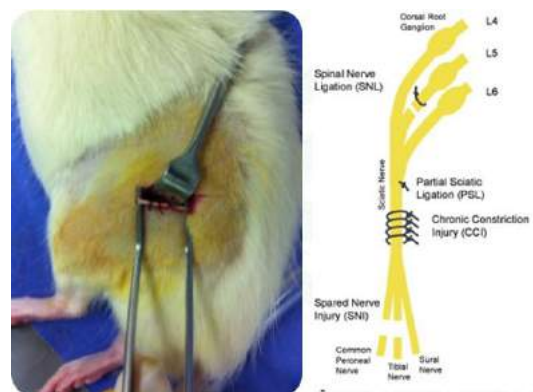


Figura 4: Modelo de dor neuropática.

Foram utilizados 56 animais, divididos em 7 grupos com 8 indivíduos cada:

Grupo Controle (CT): Animais sem intervenção.

Dor Neuropática Sham (SN): procedimento cirúrgico realizado, sem CCI. O animal não foi tratado.

Dor Neuropática Sham + Tratamento ETCC Sham (SNS): procedimento cirúrgico realizado, sem CCI. O animal teve eletrodos posicionados, sem ETCC.

Dor Neuropática Sham + Tratamento ETCC (SNT): procedimento cirúrgico realizado, sem CCI. O animal teve eletrodos posicionados, com ETCC.

Modelo de Dor Neuropática (NP): procedimento cirúrgico realizado com CCI. O animal não foi tratado.

Dor Neuropática + Tratamento ETCC Sham (NPS): procedimento cirúrgico realizado com CCI. O animal teve eletrodos posicionados, sem ETCC.

Dor Neuropática e Tratamento ETCC (NPT) - procedimento cirúrgico realizado com CCI. O animal teve eletrodos posicionados, com ETCC.

Após a DN ser estabelecida, os animais dos grupos de tratamento foram submetidos a uma sessão diária de 20 minutos de ETCC anodal durante oito dias, conforme descrito por Adachi e cols [4].

A estimulação anódica foi aplicada utilizando eletrodos de ECG de gel condutivo cortados de forma a ficarem com uma área de 1,5cm², posicionados no crânio do animal - o ânodo foi colocado sobre o córtex parietal e o cátodo sobre a área supraorbital contralateral. Tem sido demonstrado que esta posição do eletrodo promove a excitabilidade do córtex motor primário efetivamente [5] e induz o alívio da dor [6].

Uma corrente elétrica constante com intensidade de 500µA foi aplicada por 20 min, por oito dias consecutivos, tendo o animal seus movimentos restritos. Para a estimulação placebo (sham), os eletrodos foram colocados nas mesmas posições, porém o estimulador foi desligado após 30 segundos de estímulo, não sendo mais ligado no restante do período.

Para avaliar a eficácia da indução da DN e também os efeitos do tratamento com ETCC no limiar nociceptivo, foram realizados testes de Placa Quente e de Von Frey, no *baseline*, em 7 dias, e em 14 dias após a CCI; e imediatamente, em 24 horas, e em 7 dias após o tratamento. O teste de Placa Quente avalia o tempo de reação do animal ao entrar em contato com uma placa a 55±0.1°C de temperatura, enquanto o teste de Von Frey avalia o máximo de pressão suportado ao aplicar uma força por meio de uma ponta de polipropileno sob uma das patas traseiras do animal.

Para garantir boa fixação à cabeça do animal, foi utilizada uma fita adesiva microporosa, além de uma cobertura usando gaze, como pode ser visto na Figura 5.



Figura 5: Instalação dos eletrodos para ETCC.

O projeto de pesquisa foi aprovado pela Comissão de Ética para Uso de Animais do HCPA sob o número 12-0514.

Resultados

O equipamento ETCC desenvolvido possui dimensões externas de 35x16x16 mm e peso total, incluindo a bateria, de apenas 14,5g. A placa do circuito

pode ser vista na Figura 6. O consumo de corrente de 1,5 mA, durante a aplicação do estímulo, permite uma autonomia de aproximadamente 75 sessões de ETCC. A intensidade do estímulo elétrico pode ser pré-programada por software, de 0 a 500µA, com resolução de 500nA, considerando uma carga máxima de 20kΩ.

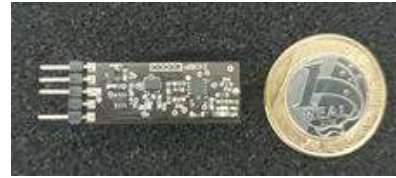


Figura 6: Placa de circuito impresso

Os Testes de Placa Quente realizados imediatamente, e 24 horas após o tratamento com ETCC mostraram reversão completa do comportamento nociceptivo no grupo NPT. Após uma semana do tratamento com ETCC ainda foi possível verificar esse efeito (Figura 7).

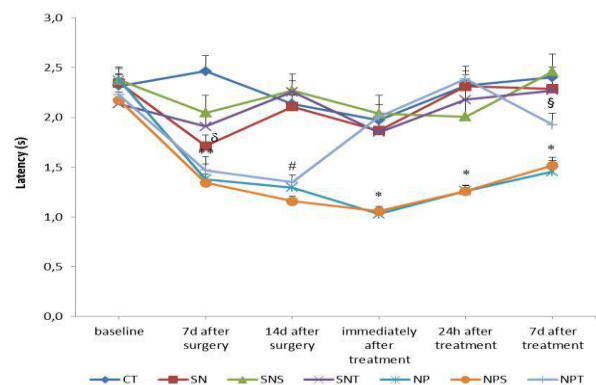


Figura 7: Resposta nociceptiva ao teste de Placa Quente

No teste de Von Frey foi possível verificar uma melhora parcial no comportamento nociceptivo, imediatamente, 24 horas, e 7 dias, após o tratamento com ETCC (Figura 8).

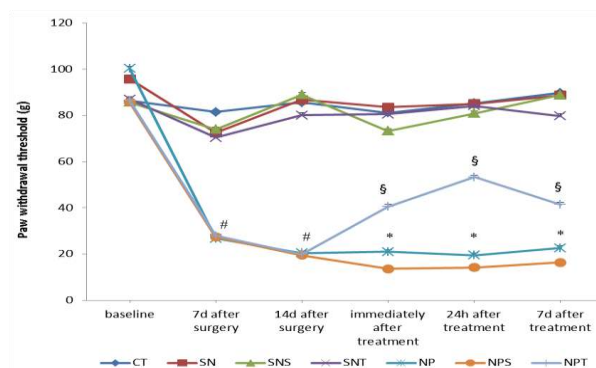


Figura 8: Resposta nociceptiva ao teste de Von Frey

Discussão

As reduzidas dimensões do equipamento permitiram sua fixação ao dorso de ratos Wistar e a realização dos procedimentos de estimulação com os animais não sedados.

O estabelecimento de DN induzida pelo modelo de CCI foi avaliado em 7 e 14 dias após o procedimento cirúrgico por meio de comportamentos nociceptivos como os limiares de dor térmica e mecânica. O comportamento nociceptivo foi pronunciado e estatisticamente significativo na hiperalgesia térmica e mecânica somente em 14 dias, corroborando estudo anterior [7].

A DN está relacionada com processos mal adaptativos de neuroplasticidade no sistema nervoso [8]. Técnicas neuromoduladoras, tais como ETCC, têm se mostrado promissoras na modulação dos efeitos dessas alterações plásticas com resultados terapêuticos potenciais [9]. Nossos principais resultados mostraram que o tratamento ETCC bicefálico reduziu as respostas nociceptivas no modelo DN a curto e longo prazo. A hipersensibilidade térmica foi totalmente revertida pela ETCC bicefálica imediatamente e 24 horas após a última sessão; no entanto, este efeito não foi tão pronunciado após 7 dias. A ETCC bicefálica também reverteu parcialmente a hipersensibilidade mecânica após 24 horas e aos 7 dias pós-tratamento [10].

Conclusão

O emprego de ETCC anódica foi capaz de aliviar o comportamento nociceptivo por até 7 dias após o final do tratamento. Estudos posteriores com outros modelos de dor serão utilizados para definir a efetividade desta técnica.

Agradecimentos

Agradecimentos à FINEP, CNPq, FAPERGS e FIPE/HCPA pelo apoio financeiro ao projeto.

Referências

- [1] Finnerup NB, Sindrup SH, Jensen TS. Recent advances in pharmacological treatment of neuropathic pain. *F1000 Med Reports*, 2010, 2:52.
- [2] Lefaucheur JP. The use of repetitive transcranial magnetic stimulation (rTMS) in chronic neuropathic pain. *Neurophysiol Clin*, 2006, 36(3):117-24..
- [3] Bennett GJ, Xie YK. A peripheral mononeuropathy in rat that produces disorders of pain sensation like those seen in man. *Pain*, 1988, 33(1):87-107.
- [4] Spezia Adachi LN1, Caumo W, Laste G, Fernandes Medeiros L, Ripoll Rozisky J, de Souza A, Fregni F, Torres IL. Reversal of chronic stress-induced pain by transcranial direct current stimulation (tDCS) in an animal model. *Brain Res*. 2012, 1489:17-26.
- [5] Nitsche, M.A. and W. Paulus, Sustained excitability elevations induced by transcranial DC motor cortex stimulation in humans. *Neurology*, 2001, 57(10): 1899-901.
- [6] Fregni F, Gimenes R, Valle AC, Ferreira MJ, Rocha RR, Natalle L, Bravo R, Rigonatti SP, Freedman SD, Nitsche MA, Pascual-Leone A, Boggio PS. A randomized, sham-controlled, proof of principle study of transcranial direct current stimulation for the treatment of pain in fibromyalgia. *Arthritis Rheum*. 2006;54(12):3988-98.
- [7] Jaggi AS, Singh N. Exploring the potential of telmisartan in chronic constriction injury-induced neuropathic pain in rats. *Eur J Pharmacol* 2011;667(1-3):215-21.
- [8] Jensen TS, Finnerup NB. Neuropathic pain: peripheral and central mechanisms. *Eur J Pain Suppl* 2009;3(S2):33-6.
- [9] Nitsche MA, Cohen LG, Wassermann EM, Priori A, Lang N, Antal A, et al. Transcranial direct current stimulation: state of the art 2008. *Brain Stimul* 2008;1(3):206-23.
- [10] Cioato SG, Medeiros LF, Marques Filho PR, Vercelino R, de Souza A, Scarabelot VL, de Oliveira C, Adachi LN, Fregni F, Caumo W, Torres IL. Long-Lasting Effect of Transcranial Direct Current Stimulation in the Reversal of Hyperalgesia and Cytokine Alterations Induced by the Neuropathic Pain Model. *Brain Stimulation*, 2016, 9(2):209-17.

THEORETICAL ANALYSIS OF IRRADIANCES WITHIN SOLAR SIMULATORS COMPARED TO THE SUN'S IRRADIANCE IN STRESS TESTS FOR SUNGLASSES

Mauro Masili* and Liliane Ventura*

*Escola de Engenharia de São Carlos-EESC/USP, São Carlos, Brazil.
e-mail: lilianeventura@usp.br

Abstract: It is still controversial on the literature the ultraviolet (UV) radiation effects on the ocular media, but the World Health Organization has established safe limits on the exposure of eyes to UV radiation based on reports in literature. Sunglasses play an important role in providing safety, and their lenses should provide adequate UV filters. Regarding UV protection for ocular media, the resistance-to-irradiance test for sunglasses under many national standards requires irradiating lenses for 50 uninterrupted hours with a 450 W solar simulator. This artificial aging test may provide a corresponding evaluation of exposure to the sun. Calculating the direct and diffuse solar irradiance at a vertical surface and the corresponding radiant exposure for the entire year, we compare the latter with the 50-hour radiant exposure of a 450 W xenon arc lamp from a solar simulator required by national standards. Our calculations indicate that this stress test is ineffective in its present form. We provide evidence of the need to re-evaluate the parameters of the tests to establish appropriate safe limits against UV radiation. This work is potentially significant for scientists and legislators in the field of sunglasses standards to improve the requirements of sunglasses quality and safety.

Keywords: Solar resistance testing for sunglasses, Sunglasses standards, Ultraviolet A and B protection for sunglasses, UV ocular protection, NBR ISO 12312-1.

Introduction

Ocular health is a serious concern worldwide, but particularly in tropical countries where UV indexes are extremely high in summer and still very high in the winter compared to countries that are farther apart from the tropics. In most countries in Southern Hemisphere and specifically in Brazil, sunglasses standards are not quite appropriate for the ultraviolet conditions, as well as for the people's behavior profile about UV protection, and public should be more aware about ultraviolet protection.

According to the International Commission on Non-Ionizing Radiation Protection [1] (ICNIRP), ultraviolet (UV) radiation is the portion of the electromagnetic spectrum spanning from 100 nm to 400 nm [1]. The International Commission on Illumination (CIE – Commission Internationale de l'Eclairage) [4, 5] subsequently split the UV spectrum into three important spectral bands with respect to the effects of UV

radiation on biological systems. These bands are widely known as UV-C (100 nm – 280 nm), UV-B (280 nm – 315 nm), and UV-A (315 nm – 380 nm or 400 nm, depending on the standard).

Investigations on UV radiation incident upon the eyes have noted pathological modifications to the cornea and to the internal structures of the eye [6, 7]. The possible effects include edema, pterygium, lens opacity (cataract), and retina damage [8, 9].

It is well known that sunglasses should provide filters for protection against UV radiation. National standards for the sunglasses industry, e.g., Brazilian NBR ISO 12312-1:2015 [10], Australian/New Zealand [11], European [12], and American [13], establish that sunglasses should provide distinctive levels of protection over the UV range, depending on the extent to which lenses are darkened, i.e., on the category of lenses.

It is also important to understand the lifetime of the optical properties of sunglasses. The exposure of sunglasses to the sun may deteriorate their UV protection and alter the category under which they are classified (lenses may become lighter when overexposed to the sun) over time.

One of the requirements of the Brazilian standard NBR ISO 12312-1:2015 and other national standards is to perform a test in which sunglasses are irradiated by a solar simulator for a specified period. The UV protection provided by the sunglasses prior to exposure to UV radiation is then compared to their UV protection capabilities following exposure in the solar simulator. This test can provide a measure of the deterioration in the UV protection offered by sunglasses lenses after a period of sun exposure. The procedure is referred to as the resistance-to-solar-irradiation test or simply artificial aging test. It consists in irradiating the lenses of sunglasses with an ozone-free xenon arc lamp (450 W) using a cutoff filter (clear white crown glass B 270; 4 mm thick) between the lamp and the lenses to be tested, which are placed 300 mm away from the lamp. The lenses are subjected to artificial solar irradiation by the solar simulator for 50 hours ± 0.1 hour [10, 12]. Following the exposure to radiation, spectroscopy is performed to determine the sunglasses' transmittance of radiation in the UV range; then, these measurements are compared with the transmittance measurements performed prior to the test. Thus, the extent to which the UV filters are deteriorated during the aging process,

which constitutes the scope of this work, can be estimated.

Attempts to match artificial aging tests with environmental counterparts have been particularly defying in many areas [16–19]. To the best of our knowledge, this is a pioneering effort to achieve such equivalence, at least for sunglasses standards.

Methods

The geometry taken into account in this work refers to an individual who is standing up and wearing sunglasses. In this case, the direct beam irradiance is incident upon a vertical (plane) surface, with a well-known dependence on the incident angle with the normal direction to the surface, described by Lambert's cosine law. The diffuse irradiance refers to the radiation scattered from the clouds and the atmosphere as well as from the ground and its surroundings.

The starting point in this calculation is to determine the spectral irradiance (in $\text{W}\cdot\text{m}^{-2}\cdot\text{nm}^{-1}$), called $E(\lambda, \mathbf{r}, t)$, at site level, where λ is the wavelength, \mathbf{r} is geographical position and altitude, and t is time. For this calculation, we use the SMARTS2 spectral model, proposed by Gueymard [20], which accuracy has been assessed in the literature [20, 21]. The model is capable of calculating the direct beam and the diffuse radiation components for any plane orientation. The sum of the two components determines the global irradiance, which can be expressed in the following form:

$$E(\lambda, \mathbf{r}, t) = E_b(\lambda, \mathbf{r}, t) \sin[\theta_z(\mathbf{r}, t)] + E_d(\lambda, \mathbf{r}, t), \quad (1)$$

where b and d represent *beam* and *diffuse*, respectively, and $\theta_z(\mathbf{r}, t)$ is the zenithal angle of the solar beams.

Integration over the appropriate wavelength range yields the solar irradiance $E(\mathbf{r}, t)$ (in $\text{W}\cdot\text{m}^{-2}$) in terms of the spectral irradiance $E(\lambda, \mathbf{r}, t)$ [Eq. (1)], as follows:

$$E(\mathbf{r}, t) = \int_{\lambda_i}^{\lambda_f} E(\lambda, \mathbf{r}, t) d\lambda. \quad (2)$$

Therefore, the radiant exposure (in $\text{J}\cdot\text{m}^{-2}$) on a surface over a given period is calculated by integrating the irradiance $E(\mathbf{r}, t)$ over time, i.e.,

$$H(\mathbf{r}) = \int_{t_i}^{t_f} E(\mathbf{r}, t) dt. \quad (3)$$

To establish the equivalence between solar radiant exposure (3) and the radiant exposure emitted by a simulator lamp, we calculate the radiant exposure from the lamp using the above-mentioned equations, using the lamp's spectral irradiance provided by the manufacturer instead of the solar spectral irradiance. Thus, the solar radiant exposure can be compared with the lamp's radiant exposure.

The fundamental idea is to compute the lamp's radiant exposure [Eq. (3)] incident on the lenses within

the simulator and the sun's radiant exposure, both in the region 280 nm – 492 nm, and compare them with each other. When calculating the lamp's radiant exposure, one must consider the distance of the samples from the bulb. On the other hand, for the sun's radiant exposure, the calculation is more difficult due to many variables involved. Evidently, the solar irradiance changes during the day and throughout the year at each location, and it is primarily latitude dependent. Thus, we considered a specific situation for solar irradiance to model, which are representative of the conditions that sunglasses are submitted to, as they are worn by a person throughout a year. The ratio between both expresses a lamp–sun equivalence in “days of use” for this scenario.

Results and Discussion

Calculations were carried out for all Brazilian state capitals, which span all over the country, and for the specific town of São Paulo, São Paulo State, Brazil, which is a representative example for our purposes. Regarding the atmosphere, we have selected the SMARTS2 built-in Tropical standard atmosphere, which has average typical gas concentrations and no pollutants. The local environment, São Paulo city, was assumed as urban area with concrete soil. A clear sky assumption has also been made.

Spectral irradiance data corresponding to a distance of 500 mm from the lamp's bulb were provided by OSRAM. All calculations were carried out over the range 280 nm – 492 nm, both for sun and lamp spectral irradiances. The reason for this choice is that this is the range of the fading action spectra, which is primarily in the UV region and, to a lesser extent, in the blue region. Moreover, it plays an important role for the ocular health.

It should be considered that when an individual wears sunglasses, the lenses are not orthogonally exposed to the sun because they are usually worn in the vertical position, in which the lenses are not orthogonal to the sun's rays. Therefore, the incidence angles of solar rays with respect to the sunglasses lenses are relevant, and the sun's elevation should thus be taken into account, i.e., one should account for oblique incidence.

In a recent publication [22], it was shown that the profile of solar irradiance on vertical surfaces has two distinctive peaks, which indicate the highest irradiances at a given time of day. One of the peaks refers to the time equivalent to the middle of the morning period and the second peak refers to the middle of the afternoon period. Using the established irradiance profiles, a scenario of solar exposure was analyzed, which is the 60 minutes of exposure time centered at the morning peak. The reason why this period is considered is that an ongoing on-line survey indicates, hitherto, that responders wear sunglasses for 30 – 120 minutes on a daily basis.

For lenses irradiated for 50 hours at a distance of 300 mm from the lamp during the aging test, the

accumulated radiant exposure [Eq. (3)] delivered by the lamp to the lenses is $7.8 \text{ MJ}\cdot\text{m}^{-2}$. Comparisons of the lamp's radiant exposure with the sun's radiant exposure in the chosen scenario was made based on these conditions. In this work, it is considered that the sunglasses faced the sun, vertically (with the sunglasses positioned on the face of an individual), for the entire period. For this scenario, we selected a southern summer day (Day 355) and a winter day (Day 172) to compare the radiant exposure levels. Obviously, those seasons are reversed for Northern Hemisphere. The chosen days represent the solstices, i.e., the year's longest and shortest photoperiods, because these days provide the extreme conditions. In addition, the sun's daily average radiant exposure is presented. The daily average was calculated by summing the solar radiant exposure over the entire year and dividing it by 365.25 days. Last column of Table 1 presents the results of the lamp–sun equivalence for this scenario, in which the lamp–sunglasses distance is 300 mm, as established by the standards. The equivalences in “days of use” presented in the last column of Table 1 are determined by the ratio between the lamp's radiant exposure and the global solar radiant exposure.

Table 1: Comparison between the daily solar radiant exposure in São Paulo and the radiant exposure provided by the lamp over a 50-hour period (distance between sunglasses and lamp is 300 mm) for two specific days of the year: the shortest (day 172) and longest (day 355) days. In addition, the daily average is shown.

Day number	Radiant exposure ($\text{MJ}\cdot\text{m}^{-2}$)			Lamp–sun equivalence (days)	
	Solar		Lamp		
	Direct	Diffuse	Global		
172	0.38	0.13	0.50	7.8	15.5
355	0.40	0.14	0.53	7.8	14.6
Average	0.39	0.13	0.52	7.8	15.1

Table 1 presents the central results of this work. It can be observed that the test for sunglasses' resistance to radiation (and the aging process thereof) required by the standards only probes the deterioration of the UV protection of the lenses for quite a short period and is therefore insufficient to guarantee their safety in terms of eye protection. Thus, the solarization test is ineffective and has no practical value.

To overcome these limitations of the standard requirements, one may either increase the exposure time of the lenses to the lamp or decrease the distance of the lenses from the lamp. Increasing the exposure time is certainly possible, although doing so may increase the cost and certification time, eventually causing the procedure to become impractical. Decreasing the distance from the lamp may be a more effective alternative because of the inverse square law for point sources. For instance, setting the distance from the lamp to 50 mm yields the results presented in Table 2. As expected, a 6-fold reduction in distance increases the

lamp–sun equivalence to a factor of 36, compared to values presented in last column of Table 1. A third alternative would be to change the 450 W lamp to higher power lamp, e.g., a 1600 W lamp. However, this would require a major evaluation of this requirement in the standards, especially the specifications of the simulator.

Based on educated estimates, it is quite reasonable to assume that the UV protection of sunglasses should be required to last at least 2 years (730.5 days) under the scenario considered. To simulate such a case, simply decreasing the distance from the lamp in the stress tests is insufficient, and the exposure time must be increased. For instance, at lamp–sunglasses distance of 50 mm, the lamp provides $280.3 \text{ MJ}\cdot\text{m}^{-2}$ for the 50 hours of simulation period (Table 2).

Table 2: Same results presented in Table 1 for lamp–sunglasses distance of 50 mm.

Day number	Radiant exposure ($\text{MJ}\cdot\text{m}^{-2}$)		Lamp–sun equivalence (days)
	Solar	Lamp	
	Global	Direct	
172	0.50	280.3	558.2
355	0.53	280.3	526.1
Average	0.52	280.3	542.6

Tables 2 and 3 present results in which an individual wears sunglasses for a typical period of 1 hour daily when this period is assumed to coincide with the maximum exposure to solar radiation. To simulate this case, the lamp–exposure time should be 67.3 hours (at a distance of 50 mm) to ensure a protection lifetime of 2 years (730.5 days).

Table 3: Radiant exposure lamp–sun equivalences (in “days of use”) for a decreasing distance d (mm) between the lamp and sunglasses. The minimum and maximum lamp–sun equivalences are listed. Additionally, the medians of all 27 cities are shown.

	Distance (d) from lamp (mm)					
	300	250	200	150	100	50
MIN	14.9	21.5	33.5	59.6	134.2	536.6
MAX	15.4	22.2	34.7	61.8	139.0	555.8
MED	15.4	22.2	34.7	61.6	138.7	554.8

Based on the survey of the Brazilian population, most users wears the same pair of sunglasses for a minimum of 2 years and for a period of 2 hours a day. Thus, the standard must guarantee that sunglasses should be safe over this period. In this case, the solarization test should be performed for 134.6 hours (at a distance of 50 mm).

We note that sunglasses were assumed to be worn in the upright position, tracking the position of the sun and accounting for the oblique incidence. One may argue that, on a daily basis, although the assumption of a vertical position is accurate, the tracking of the sun may be not. The latter assumption can be relaxed by assuming a random vertical positioning of the

sunglasses. In this case, the sunglasses are, on average, facing the sun for half of the wearing period, and in the other half, they are worn with the lenses directed away from the sun. Hence, the incident radiant exposure onto the sunglasses is 50% of the previously calculated amount. Thus, our proposed times for the stress test could be halved.

Conclusion

The present test parameters for exposing samples to a solar simulator, as specified by the Brazilian and many national standards, should be revisited to establish safe limits for UV filters of sunglasses. By changing the exposure time within the solar simulator and the distance of the samples from the lamp, respectively, to 67.3 hours and 50 mm, sunglasses can be safe to wear for a period of 2 years for users who wear them for a maximum of 2 hours a day. It is worth noting that the temperature inside a solar simulator should not exceed limits that deteriorate the optical properties of sunglasses. Thus, it has to be assured by further investigation that the temperature inside the solar simulator at this distance from the lamp does not reach inappropriate levels.

Our calculations were made to ensure the safety of sunglasses worn in Brazil, but are also valuable to countries that share same latitudes.

Acknowledgements

The authors are grateful to FAPESP (grant number: 2013/08038-7, coordinator Mauro Masili and 2014/16938-0, coordinator Liliane Ventura), which financially supports our research.

References

- [1] International Commission on Non-ionizing Radiation Protection (ICNIRP). Guidelines on limits of exposure to ultraviolet radiation of wavelengths between 180 nm and 400 nm (incoherent optical radiation). *Health Phys.* 2004;87(2):171–86.
- [2] Commission Internationale de L'Éclairage (CIE). International lighting vocabulary. CIE Standard S 017/E:2011, Vienna, 2011.
- [3] Commission Internationale de L'Éclairage (CIE). Standardization of the terms UV-A1, UV-A2 and UV-B. CIE Standard S 134/1:1999, Vienna, 1999.
- [4] Doughty MJ, Cullen AP. Long-term effects of a single dose of ultraviolet-B on albino rabbit cornea-I. In vivo analyses. *Photochem Photobiol.* 1989;49(2):185–96.
- [5] Sliney DH. UV radiation ocular exposure dosimetry. *J Photochem Photobiol B.* 1995;31:69–77.
- [6] Zuclich JA. Ultraviolet-induced photochemical damage in ocular tissues. *Health Phys.* 1989;56(5):671–82.
- [7] Söderberg PG. Experimental cataract induced by ultraviolet radiation. *Acta Ophthalmol Suppl.* 1990;196:1–75.
- [8] Associação Brasileira de Normas Técnicas (ABNT). Proteção pessoal dos olhos – Óculos de sol e filtros de proteção contra raios solares para uso geral. NBR ISO 12312-1:2015, Brasília, 2015.
- [9] Australian/New Zealand Standard. Sunglasses and Fashion Spectacles. AS/NZS. In Volume 1067. Sydney, Australia and Wellington, New Zealand: Standards Australia/Standards New Zealand; 2003:50.
- [10] European Standards Organisation (CEN). Eye and face protection – Sunglasses and related eyewear – Part 1: sunglasses for general use. EN ISO 12312-1:2013/Amd 1:2015, Brussels: CEN, 2015.
- [11] American National Standards Institute (ANSI). Ophthalmics: Nonprescription sunglasses and fashion eyewear requirements. ANSI Z80.3. New York: ANSI. 2010:33.
- [12] Gies P. Australia has more than enough solar UV radiation. *Clin Exp Optom* 2003;86(2):71–73.
- [13] Chou BR, Dain SJ, Cheng BB. Effect of ultraviolet exposure on impact resistance of ophthalmic lenses. *Optom Vis Sci* 2015;92(12):1154–1160.
- [14] International Organization for Standardization. Textiles – Tests for colour fastness – Part B02: Colour fastness to artificial light: Xenon arc fading lamp test. ISO 105-B02:2014, Geneva, 2014.
- [15] International Organization for Standardization. Textiles – Tests for colour fastness – Part B04: Colour fastness to artificial weathering: Xenon arc fading lamp test. ISO 105-B04:1994, Geneva, 1994.
- [16] International Organization for Standardization. Textiles – Tests for colour fastness – Part B06: Colour fastness and ageing to artificial light at high temperatures: Xenon arc fading lamp test. ISO 105-B06:1998, Geneva, 1998.
- [17] International Organization for Standardization. Paints and varnishes – Determination of resistance to cyclic corrosion conditions – Part 2: Wet (salt fog)/dry/humidity/UV light. ISO 11997-2:2013, Geneva, 2013.
- [18] Gueymard CA. SMARTS, a simple model of the atmospheric radiative transfer of sunshine: algorithms and performance assessment. Technical Report No. FSEC-PF-270-95. Cocoa, FL: Florida Solar Energy Center, 1995.
- [19] Koepke P, Bais A, Balis D, Buchwitz M, De Backer H, de Cabos X, et al. Comparison of models used for UV index calculations. *Photochem Photobiol* 1998;67(6):657–62.
- [20] Masili M, Schiabel H, Ventura L. Contribution to the radiation protection for sunglasses standards. *Radiat Prot Dosimetry.* 2015;164(3):435–43.

PROJETO DE UM PROTÓTIPO DE RESPIRADOR EXPERIMENTAL DE BAIXO CUSTO UTILIZANDO INSTRUMENTAÇÃO VIRTUAL

Fabiano V. O. C. Médice *, Michel C. R. Leles*, Adriano S. Vale-Cardoso* e Homero N. Guimarães**

* Centro de Estudos em Engenharia Eletrônica e Automação
Universidade Federal de São João del-Rei - Campus Alto Paraopeba
Rodovia MG 443, Km 07. Ouro Branco, MG, Brasil.

** Universidade Federal de Minas Gerais
Departamento de Engenharia Elétrica
Av. Antônio Carlos 6627, 31270-901, Belo Horizonte, MG, Brasil.
e-mail: fabianomedice@ufsj.edu.br, mleles@ufsj.edu.br,

Resumo: No presente trabalho é descrito o projeto de um protótipo de respirador experimental de baixo custo utilizando instrumentação virtual. O mesmo tem como objetivo controlar a frequência respiratória de um paciente e realizar, simultaneamente, a medição de algumas variáveis fisiológicas. O sistema faz interface com o software de operação desenvolvido a partir do LabVIEW®. Todos os sinais envolvidos podem ser armazenados para posterior análise.

Palavras-chave: Instrumentação Virtual; Respirador Experimental; Sistemas Biométricos Inteligentes.

Abstract: *This paper describes the design of an low cost experimental breathing prototype using virtual instrumentation. This equipment controls the respiratory rate of an patient and simultaneously, the measurement of certain physiological parameters is carried out. The system interface is all linked with a software made in LabVIEW®. All signals involved can be stored for later analysis.*

Keywords: *Virtual Instrumentation; Experimental Breathing Device; Intelligent Biometric Systems.*

Introdução

O surgimento dos microprocessadores abriu uma nova possibilidade: se integrar instrumentos de medição eletrônicos com um computador. Esse é o conceito de instrumentação virtual [1]. Na instrumentação virtual, um programa computacional é responsável por administrar toda a complexidade da condução do experimento [2]. O LabVIEW® é um dos *softwares* utilizados para construção desse sistema. Essa automatização é alcançada através do emprego de placas de aquisição de dados, instrumentação (quando necessária) e demais equipamentos capazes de serem controlados e monitorados via computador [3]. Nesse contexto, o painel do equipamento pode ser sintetizado na tela de um computador.

Um *Instrumento Virtual* (VI¹) é, portanto, um sistema formado por um computador, um dispositivo de aquisição de dados e um equipamento, colocados em comunicação. Esse sistema pode, ainda, conter funcionalidades adicionais programadas para enriquecer o funcionamento do equipamento [4].

No presente trabalho será descrita a utilização da instrumentação virtual na metodologia de projeto de um protótipo de respirador experimental. O mesmo tem como objetivo controlar a frequência respiratória de um paciente e realizar, simultaneamente, a medição de algumas variáveis fisiológicas. Esse respirador comanda a ação de duas válvulas solenoides para controle dos intervalos respiratórios. Esses comandos são dados por um microcontrolador programado especificamente para essa finalidade. Essas válvulas conectam a traquéia do paciente ao equipamento de respiração. O mesmo faz interface com o *software* de operação do sistema desenvolvido a partir do LabVIEW®.

O Respirador Mecânico

Rotta [5] e Tucci [6] informam que a ventilação mecânica é utilizada para suporte à pacientes com insuficiência respiratória aguda e crônica, seja devido à uma anestesia de um procedimento cirúrgico ou à alguma enfermidade. Outra possibilidade de utilização desse equipamento é no estudo de variáveis fisiológicas do sistema respiratório. O problema da utilização de um respirador é a possibilidade de ocorrer a lesão pulmonar induzida por ventilador mecânico (LPIV), a qual pode levar o paciente ao óbito. Para tentar controlar a LPIV, a obtenção de algumas pressões se faz necessárias.

Pressão Pleural – É a pressão do líquido que envolve o pulmão dentro da cavidade torácica [7].

Pressão Alveolar – É a pressão do ar dentro dos alvéolos, os quais são responsáveis por realizar a hematose pulmonar [7].

Pressão Transpulmonar – É a diferença entre a pressão alveolar e a pressão pleural [7].

¹do inglês, *Virtual Instrument*

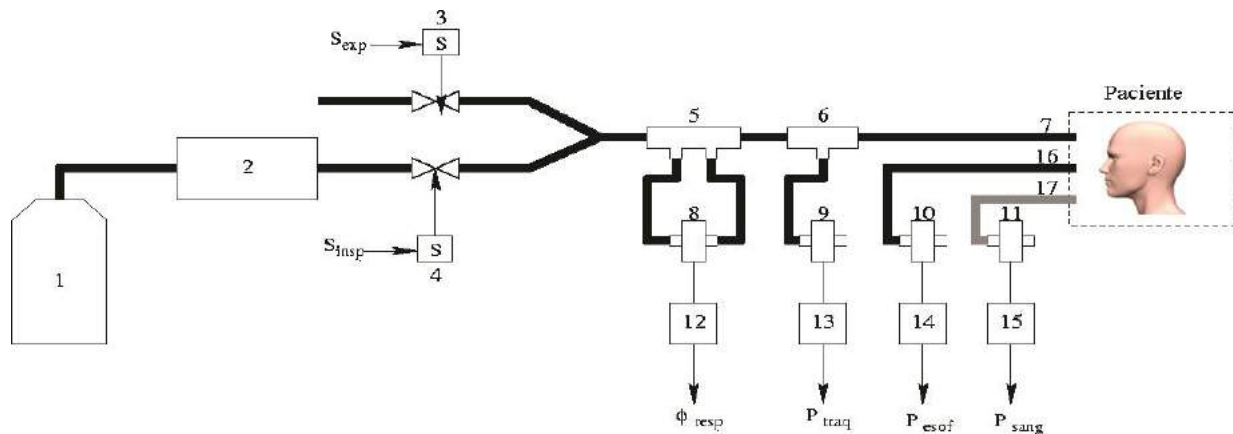


Figura 1: Diagrama esquemático para o respirador experimental proposto. 1, Reservatório de ar comprimido; 2, Regulador de fluxo de ar; 3, Válvula solenóide para controle do tempo de expiração; 4, Válvula solenóide para controle do tempo de inspiração; 5, Pneumotacógrafo (tubo de Pitot); 6, Conector em T para medição de pressão; 7, Cânula traqueal; 8, Transdutor de pressão diferencial para medição do fluxo respiratório; 9, Transdutor de pressão diferencial para medição da pressão traqueal; 10, Transdutor de pressão diferencial para medição da pressão esofágica; 11, Transdutor de pressão diferencial para medição da pressão sanguínea; 12, Condicionador de sinais para o transdutor de pressão diferencial para medição do fluxo respiratório; 13, Condicionador de sinais para o transdutor de pressão diferencial para medição da pressão traqueal; 14, Condicionador de sinais para o transdutor de pressão diferencial para medição da pressão esofágica; 15, Condicionador de sinais para o transdutor de pressão diferencial para medição da pressão sanguínea; 16, Cânula esofágica; 17, Cânula sanguínea.

Pressão Esofágica – Uma alternativa para medição da Pressão Pleural. É a medida da pressão interna do esôfago. A sua variação reflete a variação da pressão intrapleural e, por não ser um método invasivo o qual poderia acarretar um pneumotórax, é muito utilizada [8].

Pressão de Platô – É a pressão inspiratória final estática que é obtida através de uma pausa inspiratória, onde não há entrada nem saída de ar [5]. No caso deste respirador, ela ocorre quando as válvulas de inspiração e expiração estão fechadas.

Hardware

Dispositivo de Aquisição de Dados – O protótipo desenvolvido utiliza a placa de aquisição de dados modelo USB-6008. Essa placa possui 8 canais de entradas analógicas com 14 bits de resolução, frequência de amostragem máxima de 48 kS/s, sem amostragem simultânea². Duas saídas analógicas com tempo de atualização de 150 S/s e 12 bits de resolução; 12 linhas de I/O digitais, além de um contador.

Microcontrolador – O *hardware* do respirador possui com base um microcontrolador, modelo MC68HC908QY4 de fabricação da *Freescal*³ que é um membro de baixo custo e alto desempenho da família MC68HC08 de microcontroladores de 8 bits, da *Freescal*. Este microcontrolador possui: 4 KB de memória de aplicação *flash* e 128 bytes de RAM; 4 canais de entrada analógica com 8 bits de resolução; Entradas e saídas digitais, sendo 13 bidirecionais e uma somente entrada.

²Ver manual disponível em: www.ni.com

³<http://www.freescal.com>

Esquemático do Respirador Experimental – A

Figura 1 apresenta o diagrama esquemático para medição das variáveis fisiológicas de um paciente. Esse diagrama esquemático possui duas entradas digitais (S_{insp} e S_{exp}) e três saídas analógicas (Φ_{resp} , P_{traq} e P_{esof}). Essas entradas correspondem aos sinais de comando dos solenóides que controlam os tempos de duração da inspiração e expiração, respectivamente. Já as saídas correspondem ao fluxo respiratório, pressão traqueal e pressão esofágica.

A Figura 2 apresenta o diagrama esquemático da conexão do VI com a placa do respirador. Nessa Figura, o instrumento virtual é configurado através do computador.

Com base nos parâmetros de configuração, o microcontrolador comanda o driver de acionamento do solenóide de inspiração (S_{insp}), de acordo com o tempo de inspiração especificado pelo usuário. Da mesma forma, esse microcontrolador vai comandar o driver de acionamento do solenóide de expiração (S_{exp}), de acordo com o tempo correspondente especificado.

Software

Segundo Bitter et al.[1] a maioria dos sistemas de instrumentação virtual baseados em computadores utilizam linguagens de programação gráfica para projetar os *softwares* utilizados. De acordo com Travis and Kring[2], as linguagens de programação gráfica têm ganhado muita popularidade nos últimos anos, antes de tudo porque cientistas e engenheiros têm experimentado melhorias na eficiência da programação devido à com preensão natural de tais ferramentas. Uma dessas linguagens é usada pelo LabVIEW®, da *National Instruments*. Seus comandos são apresentados de forma gráfica, ícones interconectados através de ligações.

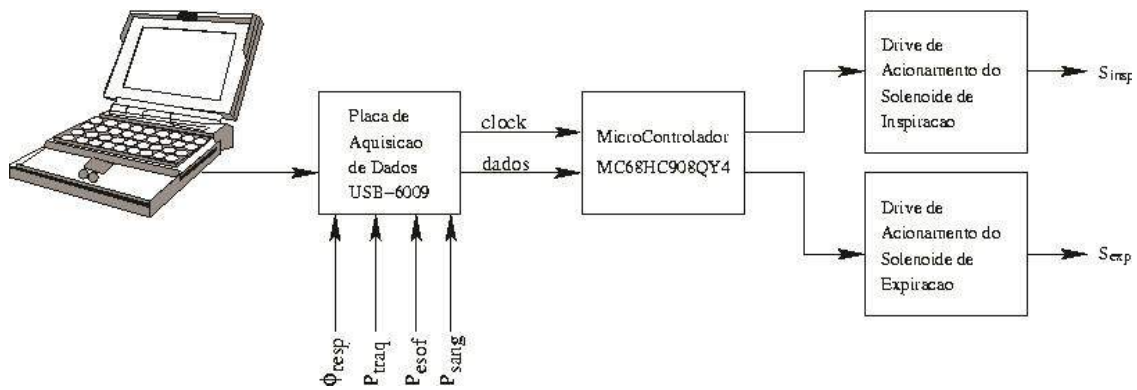


Figura 2: Diagrama esquemático da conexão do instrumento virtual com a placa do respirador.

Esse é um sistema de programação gráfica que vêm sendo adotado como padrão para aquisição de dados e softwares para controle de instrumentos [3]. O LabVIEW® têm sido usado atualmente tanto no meio acadêmico [9][10], quanto no meio industrial [11][12].

Interface e funcionalidades – A Figura 3 apresenta o painel frontal da tela inicial do software criado. Esta tela é composta por um *Tab Panel* contendo duas abas. A primeira, mostrada na Figura 3, se refere à interface de configuração do sistema de aquisição de dados.

Na aba de configuração, o usuário especifica tanto o tempo de inspiração quanto o tempo de expiração. O usuário também especifica os tempos de oclusão inspiratória⁴ e tempo de oclusão expiratória⁵. Na tela da Figura 3 pode-se escolher com qual frequência de amostragem será feita a aquisição do sinal. Também é possível especificar a localização do arquivo que armazenará os dados dessa medição.

Na aba de calibração, não mostrada aqui em função da limitação de espaço, o usuário do sistema define os valores limites de leitura da placa e os respectivos valores em termos da unidade de engenharia escolhida. São utilizados esses dois pontos para cálculo da reta de calibração.

Instrumento Virtual - Respirador – Para a visualização dos dados foi criado um VI, Figura 4, contendo 4 gráficos. Os 3 primeiros se referem a medição de cada uma das 3 variáveis: fluxo respiratório, pressão traqueal e pressão esofágica. Já o 4º apresenta os momentos de abertura/fechamento das válvulas solenoides do respirador. A Figura 4 ilustra o momento em que os parâmetros especificados pelo usuário são transmitidos para o microcontrolador do respirador.

Desafios do Projeto - Para uma correta interpretação dos dados adquiridos neste sistema é necessário uma temporização precisa da abertura e fechamento das

válvulas solenoides em conjunto com a leitura das variáveis analógicas. A placa de aquisição utilizada não garante esse sincronismo em hardware. De acordo com Dorst[12], existe a possibilidade de utilização do LabVIEW® para se trabalhar com problemas de Tempo Real. Mas para tanto, é necessária a aquisição de um módulo extra vendido pela *National Instruments*.

Para contornar esse problema foi utilizado o micro controlador MC68HC908QY4. O uso desse dispositivo resolveu o problema do controle de temporização de abertura/fechamento das válvulas. Esses solenóides se tornariam duas entradas digitais a serem lidas, pela placa de aquisição.

Entretanto, essa placa não faz uma leitura sincronizada dos canais analógicos com as entradas digitais. Para contornar este outro problema, foram utilizadas, para a leitura dos solenoides, duas entradas analógicas, ao invés das digitais. Com isso, a cada leitura, 13 bits são desperdiçados, uma vez que o conversor A/D da placa possui 14 bits de resolução.

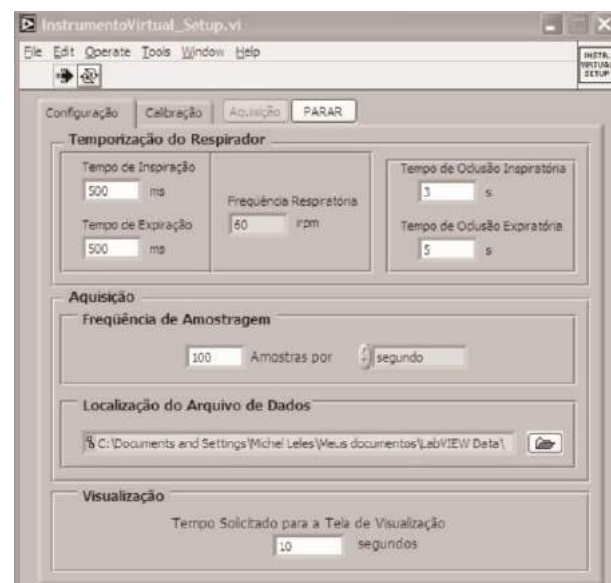


Figura 3: Interface de configuração do Respirador Experimental.

⁴ Após o término da próxima inspiração, as válvulas ficarão fechadas durante o tempo configurado. Em seguida abre-se a válvula expiratória.

⁵ Após o término da próxima expiração, as válvulas ficarão fechadas durante o tempo configurado. Em seguida abre-se a válvula inspiratória.

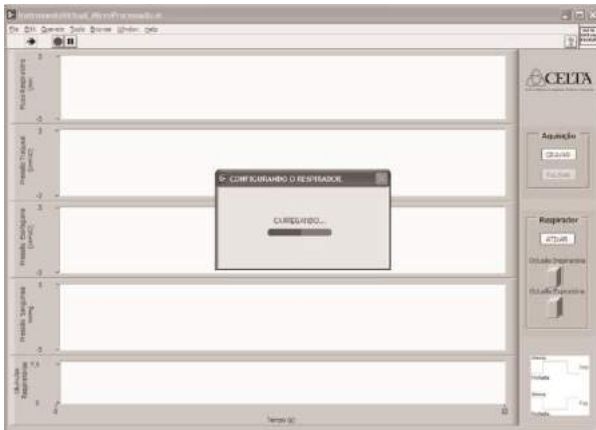


Figura 4: Tela de Monitoramento das variáveis fisiológicas. Detalhe do momento da carga de parâmetros para o microcontrolador.

Discussão

Em comparação aos respiradores mais comuns utilizados em hospitais, o respirador proposto possui a vantagem do retorno da pressão esofágica, auxiliando assim o controle da lesão nos pulmões, diminuindo a LPIV. De acordo com Fernandes[8], o método mais comum de medição desta pressão é através de um cateter-balão posicionado no esôfago, porém há grande dificuldade no correto posicionamento do mesmo. Devido a isto, pode haver erro de leitura dessa variável, o que pode provocar um erro de precisão no controle da pressão enviada ao pulmão.

Graças ao tempo de oclusão de inspiração e expiração, há como medir a pressão de platô. Tucci[6] cita que a pressão transpulmonar (diferença entre a pressão de platô e a pressão esofágica) é considerada o equivalente clínico de tensão mecânica. Devido a isso, o respirador proposto pode controlar a tensão máxima aplicada ao pulmão, para que a LPIV nos pacientes diminua ou não ocorra.

Conclusões e Trabalhos Futuros

Nesse trabalho foi descrita a metodologia para desenvolvimento de um VI para operação e controle de um respirador experimental. Alguns desafios enfrentados e as soluções propostas foram discutidos.

Vale destacar que a empresa *National Instruments* vende tanto placas de aquisição de dados que garantem esse sincronismo de leitura de entradas digitais e analógicas em *hardware*, quanto um módulo para execução do LabVIEW® em tempo real independente do sistema operacional. Mas a escolha por uma dessas soluções geraria custo, o que inviabilizou a utilização dessas alternativas no desenvolvimento do projeto apresentado neste trabalho.

Protti[13] menciona que além do trauma realizado por pressão (barotrauma), há o trauma de excessiva deformação volumétrica (volutrauma). Protti[13] e Tucci[6] mencionam que essa deformação volumétrica se dá à diferença de volume do pulmão em seu estado

de relaxamento com seu estado de capacidade residual de funcionamento. Para ter esse controle de volume, Protti[13] fez tomografias computadorizadas com os pulmões em ambos os estados e fez sua medida quantitativa por um software dedicado. Como proposta de melhoria, se esses dados forem computados antes de se ligar o respirador proposto, o controle deste volume pode ser realizado, apenas controlando o fluxo de entrada e mantendo a linha pressurizada.

Agradecimentos

Os autores agradecem à FAPEMIG, CAPES e CNPq pelo apoio financeiro. Agradecem ainda a Universidade Federal de Minas Gerais e a Universidade Federal de São João del-Rei.

Referências

- [1] Bitter, R., Mohiuddin, T. and Nawrocki, M. (2006). LabVIEW: Advanced Programming Techniques, 2nd edn, CRC Press.
- [2] Travis, J. and Kring, J. (2006). LabVIEW for Everyone: Graphical Programming Made Easy and Fun, 3th edn, Prentice Hall.
- [3] Mihura, B. (2001). LabVIEW for Data Acquisition, Prentice Hall.
- [4] Anderson, J. A., Korrapati, R. and Swain, N. K. (2000). Digital signal processing using virtual instruments, Proceedings of SPIE - The International Society for Optical Engineering, Vol. 4052, pp. 285–291.
- [5] Rotta, Alexandre T. and Steinhorn, David M. (2007). Ventilação Mecânica Convencional Em Pediatria, *Jornal de Pediatria*, Vol 83, 2007 n°2, pp 100-108.
- [6] Tucci, Mauro R., Beraldo, Marcelo A., Costa and Eduardo L.V. (2011). Lesão Pulmonar Induzida pelo Ventilador, *Revista Pulmão RJ*, Vol 20, 2011 n°3, pp 43-48.
- [7] Guyton, Arthur C. and Hall, John E. (2003). Tratado de Fisiologia Médica, tradução de Barbara de Alencar Martins et al, Rio de Janeiro : Elsevier, 2006, 11ª ed.
- [8] Fernandes, Cláudia Regina (2006). A Importância da Pressão Pleural na Avaliação da Mecânica Respiratória, *Revista Brasileira de Anestesiologia*, Vol.56, 2006 n°3, Maio-Junho, pp 287-303.
- [9] Basher, H., Isa, S. and Henini, M. (2004). Virtual laboratory for electrical circuit course, Proceedings of the IEEE SoutheastCon - 2004 “Engineering Connects”, pp. 330–334.
- [10] Prasad, S. B. (1998). Use of LabVIEW software for teaching at the university of the south pacific, *Australian and New Zealand Physicist* 35: 205–209.
- [11] Xiang, X., Wei, K. and Liu, M. (2005). Remote control of an inverted pendulum based on LabVIEW, Proceedings of SPIE - The International Society for Optical Engineering.
- [12] Dorst, N. (2000). Building real-time systems with LabVIEW, Proceedings of the International Symposium Instrumentation in the Aerospace Industry, pp. 127–131.
- [13] Protti, Alessandro, et al (2011). Lung Stress and Stain during Mechanical Ventilation, *American Journal of Respiratory and Critical Care Medicine*, Vol 183, 1355-1362.

DISPOSITIVO PARA MONITORAMENTO DE ENCURTAMENTO CELULAR

F. E. Omuro* e P. X. Oliveira***

* Departamento de Engenharia Biomédica – FEEC/Unicamp, Campinas, Brasil

** Centro de Engenharia Biomédica – CEB/Unicamp, Campinas, Brasil

e-mail: pedrox@ceb.unicamp.br

Resumo: Estima-se que, aproximadamente, 1/3 da população vem a óbito devido à doenças do sistema cardiovascular. Um modo de estudar a atividade cardíaca é analisar o encurtamento de células cardíacas isoladas sob o efeito de fármacos. O trabalho descreve o desenvolvimento e teste de instrumentação específica para medir o encurtamento celular. O dispositivo para monitoramento de encurtamento celular, desenvolvido, foi capaz de medir o encurtamento, minimizando os erros de detecção. O dispositivo foi utilizado para medir o efeito da estimulação β -adrenérgica, que causou um aumento da amplitude contração de miócitos cardíacos isolados.

Palavras-chave: estimulação β -adrenérgica, sinal de vídeo, miócito cardíaco.

Abstract: *Approximately 1/3 of the deaths were results of cardiovascular disease. Analyzing the shortening of isolated heart cells under the effect of drugs is a proper way to study the cardiac activity. This work describes the development and test of an instrument, created to measure the shortening of cells. The development device for cell shortening monitoring was able to measure the shortening, minimizing the errors of measurement. The device was used to measure the effect of the β -adrenergic stimulation, which produced an increase in contraction amplitude of isolated cardiac myocytes.*

Keywords: *β -adrenergic stimulation, video signal, cardiac myocyte*

Introdução

Estima-se que, aproximadamente, 1/3 da população vem a óbito devido à doenças do sistema cardiovascular [1, 2 e 3]. Por isso o estudo da atividade do coração é importante, a fim de descobrir novas drogas e procedimentos que visam minimizar o efeito de doenças cardiovasculares. Algumas dessas drogas tem efeito sobre a atividade contrátil do coração e um modo simples de estudar este efeito é analisar o encurtamento de células cardíacas isoladas.

Existem muitos modos de mudar o encurtamento celular, utilizando drogas ou modificando o protocolo estimulatório. A estimulação β -adrenérgica é um importante mecanismo de regulação da frequência e da amplitude de contração do coração. Quando os neurotransmissores se ligam aos receptores β -adrenérgicos, ocorre uma cascata bioquímica

intracelular que culmina em uma maior mobilização de Ca^{2+} intracelular e, portanto, um aumento na força de contração [4]. Se ocorrer algum problema com os receptores β -adrenérgicos, pode ocasionar disfunção contrátil e arritmias no coração [7].

Há vários métodos para se obter o encurtamento celular [5]. O método baseado na detecção de borda de sinal de vídeo [6], ou seja, na detecção de pontos escuros presentes na borda da célula, que correspondem a uma menor amplitude no sinal de vídeo, é utilizado sistemas comerciais [5] analógicos e digitais que utilizam uma janela de análise larga e fixa. No entanto, esse método é susceptível à aparição de pontos escuros, dentro da janela de análise, que não pertencem à borda, ocasionando erros de detecção.

Portanto, desenvolvemos instrumentação para medir o encurtamento celular, buscando minimizar os erros de detecção, utilizando uma janela de análise com largura mínima, porém, que acompanha a borda da célula, e a testamos com a realização de experimentos que modificam a amplitude do encurtamento celular.

Materiais e métodos

Detector de borda de sinal de vídeo (DVBD) - o desenvolvimento do DVBD foi baseado no processador digital de sinais (PDS) dsPIC30F4013 (*Microchip Technology*). O diagrama de blocos do *hardware* pode ser visualizado na Figura 1.

O sinal de vídeo, proveniente da câmera de vídeo do microscópio, é conectado ao somador, ao comparador e ao separador de sincronismo (CI LM1881, *Texas Instruments*).

O somador é composto por amplificadores operacionais (CI LF347, *Texas Instruments*) que acomodam o sinal proveniente do PIC e o soma com o sinal de vídeo, de forma que possa ser visualizada um traço branco no monitor de vídeo. O traço indica a linha do sinal de vídeo analisada, com relação ao eixo vertical, e o início e fim da janela de análise, com relação ao eixo horizontal. O comparador (CI LM311, *Texas Instrument*) gera um sinal sempre que a tensão do sinal de vídeo está abaixo da tensão selecionada pelo usuário, por meio de um potenciômetro, detectando a borda escura da célula.

O separador de sincronismo fornece o sinal de início e fim de cada linha do sinal de vídeo (sincronismo horizontal) e o sinal de início da tela (sincronismo vertical) para o PDS, que disponibiliza em sua saída um

valor binário (8 bits), proporcional à posição da borda com relação ao início da linha do sinal de vídeo determinada pelo usuário, para o conversor D/A (DAC 0808, *Texas Instrument*), portanto, a saída do conversor D/A é proporcional ao deslocamento da borda.

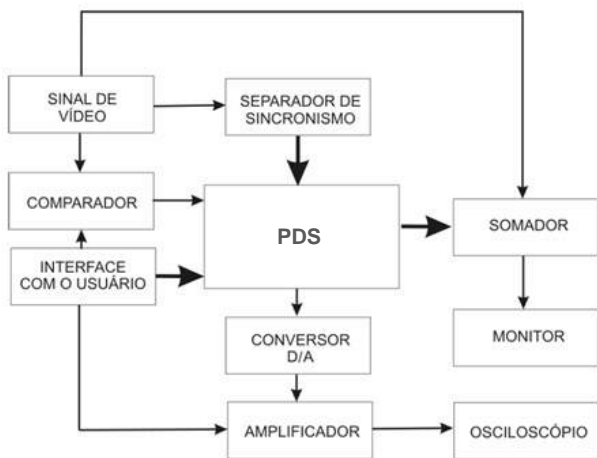


Figura 1: Diagrama de blocos do detector de borda de sinal de vídeo digital. PDS: processador digital de sinais.

O algoritmo de programação pode ser visualizado na Figura 2. O usuário pode atualizar a linha, início e largura da janela de análise por meio de botões e o DSP aguarda o início da tela e a linha desejada. Quando a linha desejada for atingida, um contador é disparado e se aguarda o início da janela de análise. Durante a janela de análise, caso a borda for detectada, a contagem é desabilitada e o início da janela é atualizado, a partir do valor do contador, que corresponde à posição da borda. Após o fim da janela de análise, o valor do contador é disponibilizado para uma porta ligada ao conversor D/A, o contador é zerado e a contagem é desabilitada, iniciando um novo ciclo. Este novo ciclo pode se iniciar atualizando o início e a largura da janela pelo usuário, caso não tenha detecção da borda, ou não, caso contrário.

O usuário visualiza a janela no monitor, pois ela é ligada e desligada dentro do programa (Figura 2), e é necessário que, quando for posicionar a janela (atualiza linha e início da janela, Figura 2), ajuste a tensão do comparador de modo que a borda não seja detectada. Após posicionar corretamente a janela em cima da borda, basta ajustar a tensão de modo a detectar a borda.

Preparação Celular – Os miócitos ventriculares foram isolados por digestão enzimática do coração de ratos Wistar machos com 4-6 meses de idade [8]. O procedimento foi aprovado pela Comissão de Ética na Experimentação Animal do Instituto de Biologia da UNICAMP (protocolo no. 2942-1(L)). A suspensão contendo cardiomiócitos ventriculares isolados foi depositada em uma câmara de perfusão [9]. As células foram perfundidas com solução de Tyrode (NT, composta de (mM): 140 NaCl; 6 KCl; 1,5 MgCl₂.6H₂O; 1 CaCl₂.2H₂O; 10 HEPES; 11,1 glicose; pH 7,4 a 23° C, ajustado com NaOH), a um fluxo de aproximadamente 3 ml/min.

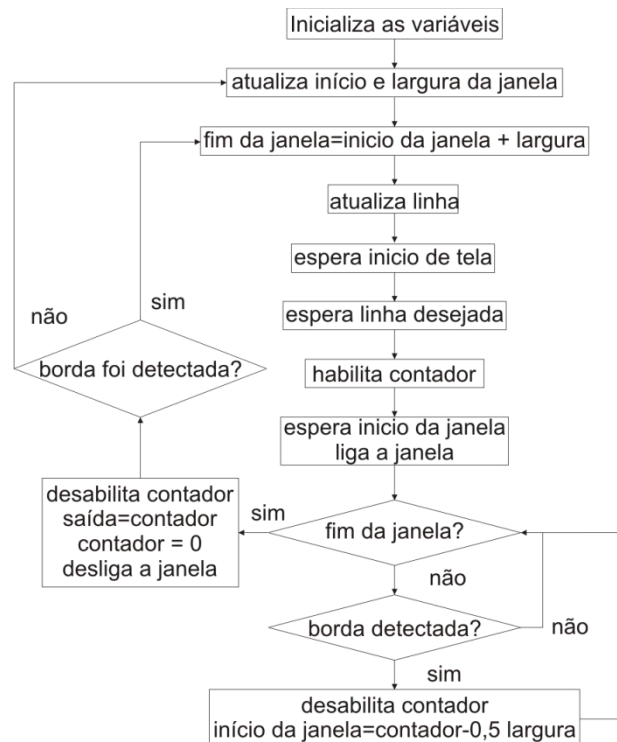


Figura 2: Fluxograma do programa do processador digital de sinais.

Protocolo experimental – As células foram colocadas na câmara de perfusão e estimuladas com pulsos bipolares de tensão elétrica à frequência de 0,5 Hz, duração de 10 ms (5 ms em cada semiciclo) e amplitude 20% acima do limiar de estimulação. A janela de análise foi posicionada sobre a borda escura da célula, por meio de botões e o limiar de detecção foi ajustado. Após estabilização das contrações, o encurtamento foi medido por meio do DBVM. A fim de testar o DBVM, utilizamos cloridrato de isoproterenol (ISO) para modificar o encurtamento das células [10]. A solução de perfusão foi trocada pela solução de NT com ISO (concentração de 10 nM) e, após estabilização das contrações, o encurtamento foi medido novamente.

Análise estatística – Quatro células foram utilizadas e o encurtamento foi comparado por teste t de Student para amostras pareadas. Os dados são apresentados com média ± erro padrão da média.

Resultados

As formas de onda do DBVM podem ser visualizadas na Figura 3. O sinal de vídeo (Figura 3-A) entra no separador de sincronismo e o PDS gera uma janela de análise (Figura 3-C) dentro da linha desejada (Figura 3-B), de acordo com a posição da borda da célula (seta na Figura 3-A) detectada no quadro anterior. O comparador detecta a borda escura (seta na Figura 3-D) e o PDS envia, para o conversor D/A, o tempo decorrido entre o início da linha desejada (seta na Figura 3-B) e o início da detecção da borda, somente se for detectada no intervalo da janela de análise. O somador adiciona ao sinal de vídeo a janela de análise,

aumentando a amplitude, durante a janela (seta na Figura 3-E). Esse aumento causa a aparição de um traço branco no vídeo na posição da linha desejada (Figura 4), por meio do qual o usuário se orienta para atualizar a linha e o início e largura da janela, caso necessário.

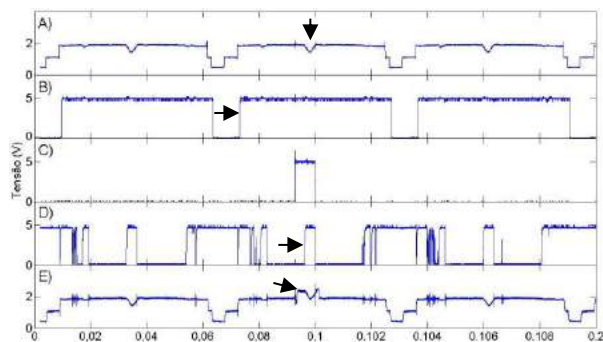


Figura 3: Formas de onda do circuito: A) Sinal de vídeo de entrada (a seta indica a borda escura); B) Sincronismo horizontal (a seta indica o início da linha desejada); C) Janela de análise; D) Saída do comparador (a seta indica a detecção da borda); E) Sinal de vídeo de saída comparador (a seta indica o aumento de amplitude).

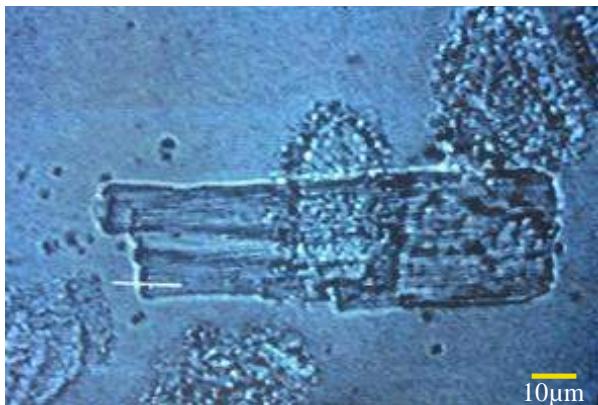


Figura 4: Imagem de célula cardíaca isolada e janela de detecção (traço branco) obtida por placa de captura de vídeo (Hd Dazzle Dvc100, Pinnacle Systems-Resolução 640x480 pixels-P&B).

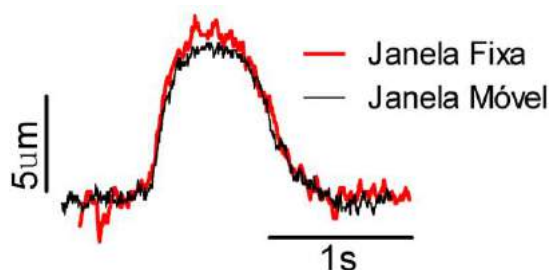


Figura 5: Sinal de encurtamento celular com o detector de janela fixa e móvel.

A Figura 5 ilustra o sinal de uma contração e relaxamento celular, convertido para μm , obtido do detector de borda de sinal de vídeo que utiliza uma janela de análise fixa e do detector que desenvolvemos, o qual utiliza a janela de análise móvel. Podemos observar que o sinal obtido com a janela móvel é menos

ruidoso, pois a janela de análise é limitada em torno da borda.

Utilizando o DBVM, obtivemos o sinal de encurtamento celular na presença e ausência de ISO (Figura 6).

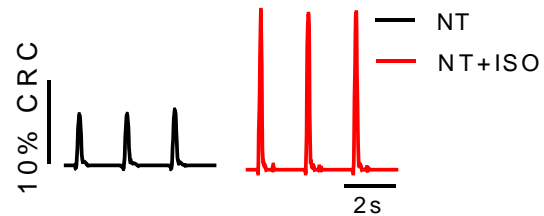


Figura 6: Sinal de encurtamento celular na presença e ausência de ISO. CRC: Comprimento de repouso celular (CRC).

Após análise do sinal de encurtamento, a amplitude média de encurtamento foi de $2,63 \pm 0,1$ e $4,67 \pm 1,57^*$ % do comprimento de repouso celular (%CRC) para células sob a ausência e presença de ISO, respectivamente ($p=0,0012$, Figura 7).

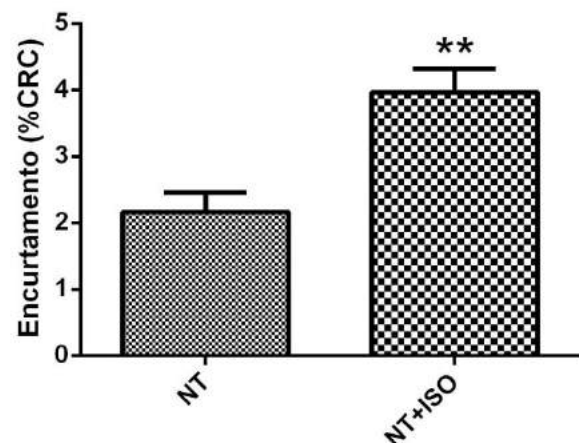


Figura 7: Médias (barras) e erros-padrões (linhas verticais) do encurtamento celular expresso com % do comprimento de repouso celular (%CRC) obtido na ausência (NT) e presença na de isoproterenol (NT+ISO).

Discussão

O DBVM funcionou adequadamente no registo de encurtamento realizados, por meio dos sinais de sincronismo, o PDS disponibilizou a janela de análise, que pode ser visualizada no monitor de vídeo (Figura 4) e reposicionada por meio da interface com o usuário. A tensão de saída do conversor D/A, correspondente ao tempo entre o início da linha e a detecção da borda, é proporcional ao deslocamento e pode ser convertida em μm (Figura 5), utilizando o aumento do microscópio. Aparentemente, o sinal do DBVM, tem menos ruído que outro detector de borda com janela fixa, provavelmente, devido a janela de análise ter largura mínima e se mover acompanhando a borda. Com a janela fixa e larga, há mais chances de detectar qualquer ponto escuro que não

pertence à borda da célula. No entanto, há a necessidade de uma análise mais robusta para comparar a relação sinal ruído dos dois detectores e a taxa de amostragem se restringe ao do sinal de vídeo analógico proveniente da câmera de vídeo (30 FPS), o que é inerente ao método utilizado [5 e 6].

Com uma aplicação de 10nM de ISO, ocorreu um aumento significativo da amplitude de contração (Figuras 6 e 7), conforme esperado, pois o ISO é um agonista β -adrenérgico e age aumentando a força e velocidade de contração [10].

Conclusão

O DBVM funcionou de modo correto, extraindo o encurtamento celular do sinal de vídeo, gerando sinal, aparentemente, melhor do que outro detector que utiliza a janela de análise fixa. O ISO aumentou a amplitude de encurtamento, conforme esperado.

Agradecimentos

Agradecemos os profissionais da área de Pesquisa e Desenvolvimento do Centro de Engenharia Biomédica (CEB/Unicamp) e à Faculdade de Engenharia Elétrica e de Computação.

Apoio financeiro: processo nº 2013/08924-7, Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de São Paulo (FAPESP).

Referências

- [1] AMERICAN HEART ASSOCIATION. Electrical therapies: automated external defibrillators, defibrillation, cardioversion, and pacing. *Circulation*, 112: IV35-IV46, 2005.
- [2] MINISTÉRIO DA SAÚDE. Secretaria de Vigilância em Saúde. Saúde Brasil 2007: Uma análise da situação de saúde – Perfil de mortalidade do brasileiro. Brasília, 2008.
- [3] WORLD HEALTH ORGANIZATION. WHO Global Atlas on cardiovascular disease prevention and control, 2011. Disponível em: <<http://www.who.int>>. Acesso em: 27 abril 2016.
- [4] Bers, DM. Excitation-Contraction Coupling and Cardiac Contractile Force. 2th ed. Dordrecht: The Netherlands: Kluwer Academic Publishers; 2001.
- [5] Delbridge, LMD, Roos, KP. Optical Methods to Evaluate the Contractile Function of Unloaded Isolated Cardiac Myocytes. *J. Mol. Cell Cardiol.*, 1997: 29: 11–25.
- [6] Steadman, BW, Moore, KB., Sptizer, KW, Bridge, JHB. A Video System for Measuring Motion in Contracting Heart. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 1988; 35(4): 264-272.
- [7] Lakatta, EG. Beyond Bowditch: the convergence of cardiac chronotropy and inotropy. *Cell Calcium*, 2004: 35: 629-642.
- [8] Penna, LB, Bassani, RA. Increased spontaneous activity and reduced inotropic response to catecholamines in ventricular myocytes from footshock-stressed rats. *Stress*, 2010; 13(1): 73-82.
- [9] Gomes, PAP., Bassani, RA., Bassani, JWM. Electric field stimulation of cardiac myocytes during postnatal development. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 2001; 48(6): 630-636.
- [10] Song LS, Wang SQ, Xiao RP, Spurgeon H, Lakatta EG, Cheng H. Beta-Adrenergic stimulation synchronizes intracellular Ca^{2+} release during excitation-contraction coupling in cardiac myocytes. *Circ Res*. 2001; 88:794-801.

TÉCNICA DE RESFRIAMENTO SELETIVO NA ADIPOSIDADE ABDOMINAL FEMININA – REVISÃO SISTEMÁTICA

V. R. C. MAIA*; A. M. STADNIK*

* Programa de Pós Graduação em Engenharia Biomédica UTFPR, Curitiba, Brasil

E-mail: valcostamaia@gmail.com

Resumo: A adiposidade acumulada no abdômen pode causar problemas metabólicos, cardiovasculares e redução da qualidade de vida e saúde mental. Na tentativa de reduzir este tipo de gordura procedimentos menos invasivos tem sido utilizados, entre estes, a técnica de resfriamento seletivo, conhecida como criolipólise. O objetivo deste estudo foi compreender a utilização da tecnologia da criolipólise quando aplicada na adiposidade abdominal feminina. Foi realizada uma revisão sistemática de referências a partir de consultas às fontes: Scielo, LILACS, MedLine, via PubMed e GoogleScholar, entre os anos 2010-2016, com cruzamento de palavras-chave: criolipólise, adiposidade abdominal, gordura corporal, redução de adiposidade e mulher, em português e inglês. Foram encontradas 62 publicações. O maior centro de publicação se concentra na América do Norte, os anos mais publicados foram 2014-2015, em revistas com Qualis A2, B1 e B2. Seis publicações detalham a técnica no abdômen, apontando que a criolipólise pode ser considerada uma tecnologia segura e eficaz para redução de adiposidade abdominal.

Palavras-chave: criolipólise, adiposidade abdominal, gordura corporal, redução de adiposidade, mulher.

Abstract: *The accumulated fat in the abdomen can cause problems of metabolic orders, cardiovascular and reduced quality of life and mental health. In an attempt to reduce this type off at, less invasive procedures have been used, among these, the selective cooling technique, known as cryolipolysis. The aim of this study was to underst and about using the cryolipolysis technology when applied to the female abdominal adiposity. a systematic review of references from queries to the sources was made: Scielo, LILACS, MedLine, via PubMed and Google Scholar, between the years 2010-2016, with intersecting keywords: cryolipolysis, abdominal adiposity, body fat, reduced fat and woman in Portuguese and English. It was found 62 publications. The largest center for publication focuses on North America, more published years were 2014-2015, in journals with Qualis A2, B1 and B2. Six publications detailing the technique in the abdomen, notingth at cryolipolysis can be considered a safe and effective technology to reduce abdominal adiposity.*

Keywords: *cryolipolysis, abdominal adiposity, body fat, fat reduction, woman.*

Introdução

A obesidade é considerada um dos maiores problemas de saúde da atualidade, atingindo proporções epidêmicas [1][2]. A adiposidade abdominal ou central representa o acúmulo de gordura na região abdominal. Sua prevalência já ultrapassa a obesidade geral e vem sendo descrita como o tipo de gordura corporal que oferece maior risco para a saúde dos indivíduos [1]. É citada como fator de risco para doenças crônicas não transmissíveis, como diabetes, doenças cardiovasculares e até mesmo para alguns tipos de câncer [2]. Além disso, traz prejuízos para a qualidade de vida, com limitação da prática de exercícios físicos, e para a saúde mental, favorecendo a insatisfação com a imagem corporal [3].

Mesmo com a perda de peso e redução da obesidade total, a gordura localizada abdominal ainda pode persistir, sendo uma área resistente a dietas e exercícios físicos [4]. Para redução desta adiposidade localizada, a lipoaspiração é o procedimento mais procurado. Segundo a Sociedade Brasileira de Cirurgia Plástica, no Brasil são realizadas mais de 90 mil cirurgias de lipoaspiração por ano [5]. Este é considerado um procedimento eficaz para remoção de gorduras concentradas, porém, como qualquer outro procedimento cirúrgico, não é isenta de complicações locais ou sistêmicas, além de complicações no pós-operatório, podendo, inclusive, levar ao óbito [6].

Na tentativa de reduzir a adiposidade localizada, visando diminuir os riscos, custos financeiros e longo tempo de inatividade associados com procedimentos cirúrgicos, novos tratamentos têm sido desenvolvidos a partir de uma perspectiva menos invasiva [8]. Entre os métodos disponíveis encontram-se: radiofrequência, ultrassom focalizado de alta intensidade, laser de baixa intensidade e técnica de resfriamento seletivo, conhecida como criolipólise [8] [6]. A criolipólise é efetuada por meio de um manípulo aplicado em uma área alvo, com temperatura de arrefecimento específica, durante um período de tempo predeterminado [15]. Uma sucção a vácuo é utilizada para otimizar o contato entre as placas de refrigeração, provocando vasoconstrição, o que permite o rápido arrefecimento da região [9], levando à apoptose dos adipócitos e consequente redução da gordura acumulada [6] [7].

Neste contexto, este trabalho pretende realizar uma revisão sistemática, visando compreender sobre a tecnologia da criolipólise quando aplicada na adiposidade abdominal feminina.

Materiais e métodos

O estudo constituiu-se em uma revisão sistemática de referências, a partir de consultas às fontes: Scielo (*Scientific Electronic Library Online*), LILACS (*Scientific Electronic Library Online*), MedLine (*Medical Literature Analysis and Retrieval System Online*) via PubMed e GoogleScholar, entre os anos 2010-2016. Para esta busca foi realizado o cruzamento das palavras-chave: criolipólise (cryolipolysis), adiposidade abdominal (abdominal adiposity), gordura corporal (body fat), redução de adiposidade (fat reduction) e mulher (woman). Foi realizado também teste de referência, fazendo uma busca manual nas listas de referências dos estudos selecionados para complementação da pesquisa.

A seleção tomou como base títulos relacionada com o tema central, criolipólise, e após, como eixo secundário, adiposidade corporal.

Resultados

Após exclusão de publicações duplicadas, resultaram 62 publicações encontradas, sendo que 54 foram publicados em inglês e 08 em português.

Revelou-se que o maior centro de publicação se concentra na América do Norte, seguido por pesquisas realizadas na Ásia, todas na língua inglesa. As publicações encontradas na América do Sul são de pesquisas realizadas no Brasil. A quantidade de publicações em cada continente esta detalhada na Tabela 1.

Tabela 1 – Classificação da quantidade de publicações por continente. N: Número amostral

País	N
América do Norte	40
América do Sul	11
Ásia	06
África	02
Europa	03

Dentre estas publicações, 36 estão em periódicos, 22 são resumos apresentados em congressos e/ou anais de revistas e 04 são apresentados como trabalhos para conclusões de cursos.

Relativamente ao Qualis da publicação, estão distribuídos conforme detalhado na Tabela 2.

Tabela 2: Classificação de quantidade de publicações de acordo com o Qualis do periódico. N: Número amostral

Classificação	N	Área de avaliação
A2	03	Medicina III
B1	12	Engenharias IV/Medicina III
B2	06	Engenharias IV/Medicina I/Medicina III
outros	15	Engenharias IV/Medicina III

Quanto ao ano de publicação, verifica-se que as maiores concentrações datam em 2014 e 2015, conforme se pode observar no Gráfico 1.

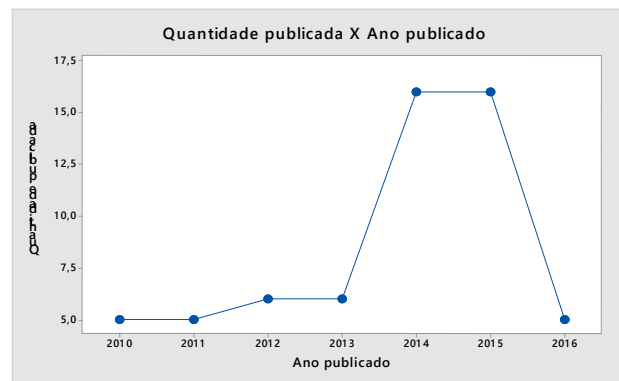


Gráfico 1- Quantidade de publicações X Ano publicado

Após estas análises, leram-se os resumos de todas as publicações e foram escolhidos aqueles que tivessem relação específica com a adiposidade abdominal. As demais publicações mencionavam a utilização da técnica em outras regiões corporais, com associação de outros recursos eletroterapêuticos no mesmo local de aplicação, elucidação sobre o funcionamento da técnica e/ou mecanismo de ação fisiológico e revisão literária sobre a criolipólise, conforme detalhada na Tabela 3.

Tabela 3: Classificação das publicações encontradas. N: Número amostral

Tema da publicação	N
Criolipólise na adiposidade abdominal	15
Criolipólise em diferentes regiões corporais	16
Criolipólise + outro recurso eletroterapêutico	02
Elucidação e/ou mecanismo de ação	21
Revisão literária sobre a técnica	08

Após esta triagem, das 62 publicações encontradas, as 15 que relatavam a utilização da criolipólise na adiposidade abdominal foram avaliadas, verificando os objetivos, resultados e benefícios para redução da adiposidade abdominal feminina. Desta leitura, resultou-se em seis publicações para análise e detalhamento. As demais foram excluídas por se tratarem de condutas realizadas em homens ou por não relatarem sobre o procedimento realizado, e sim, explicação sobre as técnicas corporais minimamente invasivas existente para redução de adiposidade.

Destas publicações resultantes, encontra-se como objetivo de estudo: determinar a eficácia de tratamentos cumulativos de criolipólise; verificar a eficácia clínica e satisfação de pacientes após uma ou duas sessões; examinar a segurança, eficácia e crescimento das aplicações da técnica; determinar o efeito da massagem manual pós-ciclo; verificar a temperatura dérmica antes, durante e após sessão; comparar os efeitos do ultrassom cavitação e da criolipólise em adiposidade abdominal localizada [17][15][18][21][22].

A publicação mais significativa foi de Boey & Wasilenchuk, 2014, publicada na revista *Lasers in Surgery and Medicine* (periódico com Qualis B1 e fator de impacto 2,69), onde verificou os efeitos da massagem manual imediatamente pós-ciclo de sessão de criolipólise em abdômen inferior. Em cada voluntário do estudo (N= 17), foi aplicado criolipólise nos dois lados do abdômen, durante 60 minutos cada lado. Um lado recebeu massagem logo após a finalização do procedimento e o outro não, servindo para controle do estudo. Após quatro meses, verificaram que a média de redução de gordura foi 44% maior no lado massageado quando comparado com o lado controle. Os resultados histológicos não evidenciaram fibrose ou necrose resultante da massagem pós-ciclo de tratamento [16].

Stevens *et al.* (2013) realizaram um estudo retrospectivo, entre o período de janeiro/2010 à dezembro/2012, analisando quantitativamente o número de aplicações médio por sujeito, áreas tratadas e crescimento do uso da tecnologia. Neste período, 2729 ciclos foram realizados. O abdômen foi a região mais procurada para tratamento. A distribuição etária foi semelhante entre homens e mulheres. Verificou-se também que a criolipólise aumentou 800% em 2012 [17]. Isto se justifica pelo fato de ser realizada sem agulhas, incisão, anestesia ou medicação para a dor, não necessitando tempo de inatividade para recuperação [8].

A indicação da criolipólise é para pessoas consideradas com pouca gordura localizada e dentro do IMC (índice de massa corpórea), considerado entre 18,5 a 24,99 Kg/m². O estudo feito por ELdesoky *et al* (2015), foi realizado em pessoas consideradas obesas, com IMC ≥ 30 Kg/m², contrariando a indicação da técnica. Nesta pesquisa, eles compararam a tecnologia de resfriamento seletivo com o ultrassom cavitacional, que também é considerada uma técnica de redução de adiposidade minimamente invasiva. Como resultado, houve redução de gordura abdominal nos dois grupos diferentemente tratados, mostrando que as técnicas também podem ajudar pessoas consideradas acima do seu peso ideal dentro do cálculo de IMC [18].

Os demais estudos relataram como resultados que a técnica de resfriamento seletivo se mostra eficaz na redução de adiposidade abdominal. A redução média encontrada foi de 19,7 a 44%, sendo que quando realizada mais de uma aplicação no mesmo local, estes resultados são maiores. Quando comparada a outro recurso eletroterapêutico minimamente invasivo de redução de adiposidade, ambos mostram resultado similar na redução de gordura no local tratado [15][21][22].

Em relação à temperatura durante a aplicação da técnica, em trinta minutos de arrefecimento as temperaturas diminuem em relação ao pré- tratamento, e se mantém baixa até o fim da sessão [15].

Embora uma das maiores vantagens da criolipólise seja a segurança, alguns efeitos colaterais indesejados podem ocorrer: eritema, edema, alteração de sensibilidade e dor na área de tratamento, porém são temporários e se resolvem no máximo em 14 dias [10].

Discussão

A adiposidade abdominal produz insatisfação da imagem corporal, levando a hábitos alimentares anormais e de ansiedade social. Os indivíduos que apresentam esta queixa, geralmente são mulheres, consideradas ativas, na faixa etária de 30-50 anos, com IMC dentro do normal [19].

O tecido adiposo, quando comparado à outros tecidos, é mais sensível a temperaturas baixas [10]. A sensibilidade ao frio de adipócitos foi descrita pela primeira vez na década de 1970 por Epstein e seus colegas quando eles observaram a lipotrofia focal nas bochechas das crianças após exposição prolongada a um picolé frio, chamado “picolé paniculite” [20].

O primeiro estudo realizado para verificar a redução de tecido adiposo, através de arrefecimento seletivo, foi feito por Manstein e colegas, em 2008, em pesquisa realizada em porcos, com estudos histológicos e patológicos, confirmando esta resposta celular. [12].

O efeito fisiológico da criolipólise baseia-se na maior vulnerabilidade ao frio extremo das células de gordura subcutânea em relação ao tecido circundante. Após exposição ao frio, ocorre cristalização seletiva dos lipídeos no interior dos adipócitos, chegando a seu pico de resposta inflamatória dentro das primeiras 72 horas, atingindo o máximo após 14 dias de tratamento. Entre 14 e 30 dias, se inicia a fagocitose das células adiposas, com subsequente dissolução destas células nos próximos dois a quatro meses. Por cerca de 60 a 90 dias, o processo inflamatório entra em declínio e o volume das células adiposas diminui com o espessamento dos septos interlobulares simultâneos. Por este processo, os adipócitos atingidos pelo resfriamento são tragados por macrófagos e fagócitos [12][9][7][20].

Um estudo publicado pela *Society American of Dermatologic Surgery* relatou que dos 30% dos indivíduos interessados em procedimentos para alguma alteração corporal, mais da metade (57,5%) estão interessados em reduzir áreas de acúmulo de tecido adiposo [19].

A criolipólise é uma tecnologia aprovada pelo FDA (*Food and Drug Administration*), *Health Canada* e pela União Européia como um tratamento não-invasivo para a redução de gordura subcutânea localizada [13].

A terapia de resfriamento seletivo não tem efeito sobre o colágeno encontrado na pele ou sobre camadas mais profundas [4], não lesiona nervos [14], não altera o nível de lipídeos sanguíneos e não causa alterações hepáticas [11].

Conclusão

Existe interesse crescente em pesquisas e publicações relacionadas à terapia de resfriamento seletivo em diferentes regiões corporais que estão sujeitas a acumular adiposidades. Em relação a esta técnica no abdômen, admite-se que é apontada como um procedimento seguro e eficaz para redução da adiposidade localizada. Pode reduzir o acúmulo de

gordura local, trazendo resultados satisfatórios, principalmente quando submetidos a mais de um ciclo de tratamento.

Referências

- [1] Meller FO, Ciochetto CR, Santos LP, Abrantes D, Vieira MFA, Schäfer AA; Associação entre circunferência da cintura e índice de massa corporal de mulheres brasileiras PNDS 2006; *Ciência & Saúde Coletiva*; 2014.
- [2] ABESO - Associação Brasileira para o Estudo da Obesidade e da Síndrome Metabólica- Doenças Desencadeadas ou Agravadas pela Obesidade; 2012.
- [3] Correia LL, Silveira DMI, Silva AC, Campos JS, Machado MMT, Rocha HAL, Cunha AJLA, Lindsay AC; Prevalência e determinantes de obesidade e sobrepeso em mulheres em idade reprodutiva residentes na região semiárida do Brasil; 2011; 16(1):133-145.
- [4] Afroz PN, Pozner JN, Dibernardo BE. Noninvasive and minimally invasive techniques in body contouring. *Clin Plastic Surg*; 2014; 41, 789–804.
- [5] SBPCP- Sociedade Brasileira De Cirurgia Plástica; 2015.
- [6] Garibyan L, Sipprell WH, Jalian HR, Sakamoto FH, Avram M, Anderson RR. Three-Dimensional Volumetric Quantification of Fat Loss Following Cryolipolysis. *Lasers in Surgery and Medicine*. 2014; 46(2):75-80.
- [7] Borges FB, Scorza FA. Fundamentos da criolipólise. *Fisioterapia Ser*; 2014; 9 (4): 219-224.
- [8] Mulholland RS, Paul MD, Chalfoun C. Noninvasive body contouring with radiofrequency, ultrasound, cryolipolysis, and low-level laser therapy. *Clin Plast Surg.*; 2011; 38: 503-520.
- [9] Zelickson B, Preciado J, Allison J, Springer K, Rhoades RW, Masntein D. Cryolipolysis for noninvasive fat cell destruction: initial results from a pig model. *Dermatol Surgery*; 2009; 35: 1462-1470.
- [10] Chopra K, Tadisina KK, Stevens WG. Cryolipolysis in Aesthetic Plastic Surgery. *Journal of Plastic Surgery*; 2014, v 14.
- [11] Klein KB, Zelickson B, Riopelle JG, Okamoto E, Bachelor EP, Harry RS, Preciado JA. Non-Invasive Cryolipolysis for Subcutaneous Fat Reduction Does Not Affect Serum Lipid Levels or Liver Function Tests. *Lasers in Surgery and Medicine*; 2009; 41(10):785-790.
- [12] Manstein D, Laubach H, Watanabe K, Farinelli W, Zurakowski D, Anderson RR. Selective cryolipolysis: A novel method of non-invasive fat removal. *Lasers Surgery and Medicine*; 2008; 40(9):595-604.
- [13] Brightman L, Geronemus R. Can second treatment enhance clinical results in cryolipolysis? *Cosmetic Dermatol*; 2011; 24(2): 85–88.
- [14] Coleman SR, Sachdeva K, Egbert BM, Preciado J, Allison J. Clinical Efficacy of Noninvasive Cryolipolysis and Its Effects on Peripheral Nerves. *Aesthetic Plastic Surgery*; 2009.
- [15] Sasaki GH, Abelev N, Ortiz A T. Noninvasive Selective Cryolipolysis and Reperfusion Recovery for Localized Natural Fat Reduction and Contouring; *Aesthetic Plastic Surgery*; 2014; 34(3) 420–431.
- [16] Boey G E, Wasilenchuk J L. Enhanced clinical outcome with manual massage following cryolipolysis treatment: A 4 month study of safety and efficacy; *Lasers in Surgery and Medicine*; 2014; 46:20–26.
- [17] Stevens WG, Pietrzack LK, Spring MA; Broad Overview of a Clinical and Commercial Experience With CoolSculpting; *Aesthetic Surgery Journal*; 2013; 33(6) 835– 846.
- [18] Eldesoky MTM, Abutalebrand EEM; Mousa GSM. Ultrasound cavitation versus cryolipolysis for non-invasive body contouring. *Australasian Journal of Dermatology*; 2015.
- [19] Friedmann DP; Avram MM; Cohen RS; Duncan DI; Goldman MP; Weiss E; Young VL. An evaluation of the patient population for aesthetic treatments targeting abdominal subcutaneous adipose tissue. *Journal of Cosmetic Dermatology*; 2014; 13, 119-124.
- [20] Ortiz AE, Avram MM. Noninvasive body contouring: cryolipolysis and ultrasound; *Seminars in Cutaneous Medicine and Surgery*; 2015; Vol 34, 129-133.
- [21] Shek SY; Chan NPY; Chan HH. Non-invasive cryolipolysis for body contouring in Chinese – A first commercial experience. *Lasers in Surgery and Medicine*; 2012; 44:125–130.
- [22] Rosales-Berber I, Diliz-Perez E, Allison J. Accumulative abdomen fat layer reduction from multiple Zeltiq cryolipolysis procedures. *American Society for Laser Medicine and Surgery*; 2010; Annual Meeting Phoenix (Arizona).

AValiação DA CAPACIDADE FUNGICIDA DO ÓLEO DE LINHAÇA APÓS TRATAMENTO COM PLASMA ATMOSFÉRICO

J. G. Liria*, V. D.Oliveira*, R. S. Pessoa**, C. Pacheco-Soares*** e N. S. Da Silva*

* Instituto de Pesquisa e Desenvolvimento- Laboratório de Biologia Celular e Tecidual - UNIVAP, São José dos Campos - SP, Brasil

** Instituto de Pesquisa e Desenvolvimento- Laboratório de Biotecnologia e Plasmas Elétricos - UNIVAP, São José dos Campos- SP, Brasil

*** Instituto de Pesquisa e Desenvolvimento – Laboratório de Dinâmica dos Comportamentos Celulares – UNIVAP, São José dos Campos- SP, Brasil
e-mail: jana.guarino@gmail.com

Resumo: A presença de fungos em alimentos pode gerar intoxicação alimentar e outras doenças graves. Um alimento funcional muito conhecido por sua composição rica em ômega 3 e 6 é a semente de linhaça. O plasma atmosférico tem sido utilizado para tratamento superficial de alimentos. O objetivo deste estudo foi analisar a capacidade fungicida do óleo de linhaça após tratamento com plasma atmosférico. Realizou-se o tratamento de 3 g de semente de linhaça dourada com plasma atmosférico por 15 min. A extração do óleo da semente tratada foi realizada utilizando uma prensa hidráulica. Para verificar a qualidade microbiológica do óleo utilizou-se meio de cultura BHI e para avaliar o crescimento fúngico utilizou-se o meio de cultura PDA. Com o microcultivo e a macromorfologia das colônias dos fungos foi possível identificar o gênero *Aspergillus*. Os resultados obtidos evidenciaram a completa inibição do crescimento fúngico do óleo de linhaça extraído da semente tratada com plasma atmosférico durante um período de 24 h.

Palavras-chave: Linhaça, *Aspergillus*, Plasma Atmosférico.

Abstract: *The presence of fungi in food can cause food poisoning and other serious diseases. A functional food well known for its rich composition in omega 3 and 6 is the flaxseed. Atmospheric plasmas have been used for surface treatment of foods. The aim of this study was to analyze the fungicide capacity of linseed oil after treatment with atmospheric plasma. This study was performed by treatment of 3g of golden flaxseed with atmospheric plasma for 15 minutes. The extraction of the treated seed oil was conducted using a hydraulic press. To check the microbiological quality of the oil used in a BHI culture medium, an assessment of fungal growth was used in the PDA culture medium. With Microcultivation and Macromorphology, colonies of fungi were identified in the genus Aspergillus. The results showed complete inhibition of fungal growth linseed oil extracted from seed with atmospheric plasma after a period of 24 hours.*

Keywords – *Linseed, Aspergillus, Atmospheric Plasma*

Introdução

A semente de linhaça é conhecida como um alimento funcional devido às suas propriedades tais como ácidos graxos, ômega 3 e 6 que previnem doenças [1]. Contudo sua composição oleosa contribui para o desenvolvimento de fungos, que podem levar à degradação e acarretar prejuízo à saúde humana [2].

Os fungos ambientais não costumam ser patogênicos aos indivíduos saudáveis, no entanto, em indivíduos imuno-deficientes, apresentam agressividade, podendo causar lesão. Dentre destes fungos, alguns assumem papel patogênico, acarretando graves doenças com possíveis sintomas como febre hemorrágica, sinusite, secreção purulenta e infecção de vias aéreas [3,4]. Muitos destes fungos têm como habitat natural o solo, onde ele se desenvolve a partir de restos de material orgânico.

O plasma atmosférico tem sido utilizado para tratamento superficial de produtos alimentícios, onde pesquisas reportaram a diminuição de patógenos como *E. coli*, *Salmonella*, entre outros, já que a ação microbiana do plasma funciona por três diferentes mecanismos de ação: interação química de radicais, lesão de membrana celular e quebra de cadeias de DNA [5].

O presente estudo teve como objetivo analisar a capacidade fungicida do óleo de linhaça extraído da semente tratada com o plasma atmosférico.

Materiais e métodos

Tratamento das Sementes com Plasma Atmosférico – Para tratamento das porções de 3g de semente e linhaça dourada foi utilizado um sistema de jato de plasma tipo “gliding arc” conforme descrito por Doria *et al* [6] (Figura 1). Os parâmetros de processo utilizados foram: distância da amostra do jato de plasma = 1,5 cm, gás argônio = 5 L/min, ar comprimido = 5 L/m, Potência = 20 W, Corrente = 20 mA e tempo de irradiação de 15 minutos.

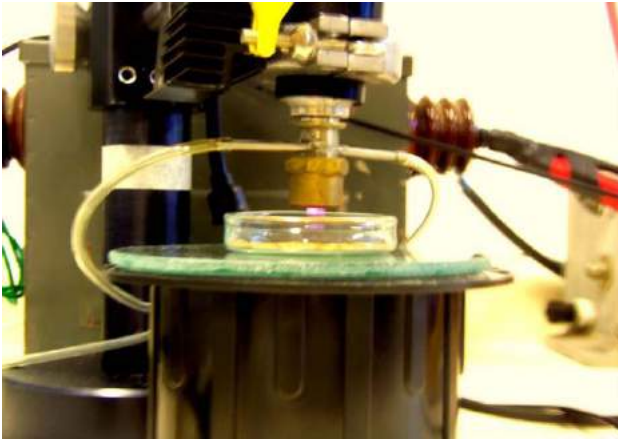


Figura 1: Tratamento das sementes de linhaça com jato de plasma atmosférico. Fonte: Liria, Silva e Pessoa, 2015.

Extração do óleo – Em seguida ao tratamento com o plasma atmosférico, foi realizada a extração do óleo das sementes de linhaça, que foram colocadas entre papel de filtro e prensadas utilizando uma prensa hidráulica (Marca/ Modelo: Marcon® / MPH-30). Após a extração o óleo foi mantido em tubos Eppendorf de 5 mL e sem contato com a luz.

Qualidade Microbiológica do óleo – A fim de identificar a ocorrência de bactérias no óleo extraído, tratado ou não com plasma atmosférico, o mesmo foi aplicado em meio de cultura BHI (Brain Heart Infusion) e incubado em estufa a 37°C por 24 horas. Todo experimento foi realizado em triplicata.

Crescimento fúngico – A fim de avaliar o crescimento fungico, sementes de linhaça dourada, tratadas ou não com o plasma atmosférico, foram inoculadas em meio de cultura PDA (Potato Dextrose Agar) e incubados em estufa a 37°C por 24 horas. Todo experimento foi realizado em triplicata.

Identificação do fungo – A identificação do fungo foi realizada pelo estudo da macromorfologia sendo analisada a pigmentação, textura, consistência e forma do verso e reverso das colônias, juntamente com a velocidade de crescimento. Também foi realizada análise da micromorfologia através de lâmina com microcultivo em microscópio *Leica DMIL* com sistema de captura de imagens *Leica DFC 300FX* e analisadas em programa *Leica Application Suite V3* e comparadas com imagens de atlas especializados.

Avaliação da atividade fungicida do óleo de linhaça – Após observar crescimento fungico em sementes não tratadas realizou-se o repique do fungo em novas placas contendo meio PDA. Sobre o repique foram aplicados 10 µl de óleo de linhaça extraído de sementes tratadas com plasma atmosférico. As placas com cultivo foram incubadas em estufa a 37°C por 24 horas. Todo experimento foi realizado em triplicata.

Resultados

Nas placas em que se realizou o cultivo para avaliar o crescimento fúngico as sementes de linhaça douradas tratadas com o plasma não foram observadas a presença de crescimento fúngico. Já no cultivo referente à semente de linhaça que não recebeu o tratamento houve crescimento fúngico com 24 horas de incubação.

Após a finalização dos procedimentos de identificação fúngica, pôde-se indicar que o gênero encontrado nas sementes de linhaça não tratadas pelo plasma atmosférico foi o *Aspergillus SP* (Figura 2 e 3).

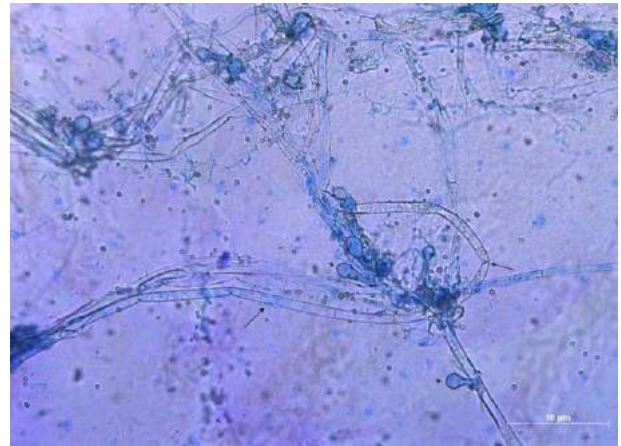


Figura 2: Fotomicrografia de campo claro onde podemos identificar hifas (seta) e cabeça aspergilar (cabeça de seta) do fungo *Aspergillus sp.* 200x.

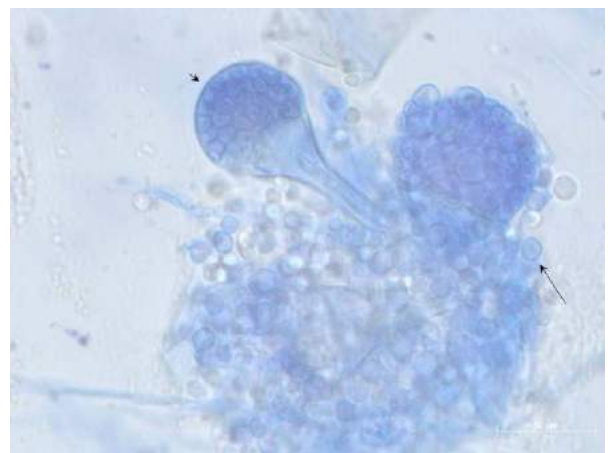


Figura 3: Fotomicrografia de campos claro onde identificamos cabeça aspergilar (cabeça de seta) e esporo (seta) no fungo *Aspergillus sp.* 1000x.

A partir de 3 g de sementes de linhaça dourada, tratadas ou não com plasma atmosférico, obtivemos cerca de 1mL de óleo. O restante (parte seca) foram identificadas como fibras alimentares e casca da semente.

O teste de qualidade microbiológica do óleo utilizando o meio de cultura BHI mostrou que o óleo extraído de sementes não tratadas apresentou

contaminação por bactérias e o óleo das sementes tratadas com o plasma atmosférico não apresentaram crescimento de nenhum microrganismo (Figura 4).



Figura 4: Teste Qualidade microbiológica do óleo de linhaça: 1- óleo tratado com o plasma atmosférico e 2- óleo da semente não tratada.

Com o crescimento fúngico realizado, pode-se fazer o repique de amostras do fungo e dar início ao experimento teste com óleo de linhaça extraído após o tratamento com plasma atmosférico. Neste experimento verificamos que após realizarmos o repique e adicionarmos o óleo de linhaça tratada com o plasma, houve inibição do crescimento fúngico no período de 24 horas.

Discussão

Liria, Silva e Pessoa [7], relatam em seu trabalho que o tempo de 15min de exposição da semente de linhaça ao plasma atmosférico é eficaz para o tratamento de superfície da semente e eliminação dos fungos.

Niemira [5] e Noriega et al [8], chegaram a conclusão que o jato de plasma atmosférico é um processo antimicrobiano eficiente, mas contém suas limitações impostas pelos gases e as características do plasma podendo afetar a composição nutricional do alimento escolhido, além da possibilidade de causar a degradação do alimento.

Oliveira et al [9], em sua pesquisa relatou presença de vários microrganismos em farinhas de linhaça dourada e marrom, como por exemplo aeróbios mesófilos, coliformes totais e termotolerantes, *Staphylococcus aureus* e fungos referenciados como bolores e leveduras apenas, assim como citado no estudo de Borges e Bonnas [10].

Em sua pesquisa, Heriksson et al [11] cita a presença de *Aspergillus niger* durante seu experimento com o linho, planta que produz a semente de linhaça, podendo assim confirmar a presença deste gênero de fungos em suas sementes, levantando a hipótese de que existe contaminação em algum processo de plantio até a estocagem.

Conclusão

Os resultados obtidos evidenciaram a completa inibição do crescimento fúngico com o óleo de linhaça extraído da semente tratada com plasma atmosférico durante um período de 24hs. No entanto, ainda são necessários maiores estudos de modo a avaliar se o plasma atmosférico, além de causar efeitos benéficos como fungicida e antimicrobiano, interfere na qualidade nutricional das sementes de linhaça dourada.

Agradecimentos

Profª Drª Ivone Regina de Oliveira do Laboratório de Cerâmicas do Instituto de Pesquisa e Desenvolvimento – UNIVAP e à FAPESP (nº 2013/20054-8) pelo auxílio.

Referências

- [1] Galvão, E. L., Silva, D. C. F., Silva, J. O., Moreira, A.V.B., Souza, E. M. B.; Avaliação do potencial antioxidante e extração subcrítica do óleo da linhaça. Ciênc. Tecnol. Aliment., Campinas, v.28, n.3. p. 551-557, jul-set, 2008.
- [2] Vinicius, J., Prince, P. M. A., Gonçalves, M. R., Carvalho, P. M.; Análise antifúngica e pesquisa de aflatoxinas na linhaça comercializada no município de Montes Claros -MG. Tecnol. & Ciên. Agropec., João Pessoa, v.8, n.3, p. 39-43, set. 2014.
- [3] Sales, M. P. U. Aspergilose: do diagnóstico ao tratamento. J Bras Pneumol. 2009. Disponível em: <http://www.scielo.br/pdf/jbpneu/v35n12/v35n12a12.pdf>. Acesso em: 07 de Abril de 2016.
- [4] Bosi, G. R., Braga, G. L., Almeida, T. S., Carli, A.; Bola fungica dos Seios para nasais: Relato de dois casos e revisão de literatura. Int Arch Otorhinolaryngol, v.16, n.2, p. 286 – 290, abr/mai/jun. 2012.
- [5] Niemira, B.A.; Cold Plasma decontamination of foods. Annual review of food science and technology. v.3. p. 125-42. 2012. Disponível em: <<http://www.annualreviews.org/doi/pdf/10.1146/annurev-food-022811-101132>>. Acessado em 20 de Agosto de 2015.
- [6] Dória, A. C. O. C., Sorge, C. P. C., Santos, T. B., Lima, J. S. B., Radi, P. A., Maciel, H. S., Crosariol, S. K., Pessoa, R. S.. Application of post-discharge region of atmospheric pressure argon and air plasma jet in the contamination control of *Candida albicans* biofilms. Res. Biomed. Eng. vol.31 no.4 Rio de Janeiro Oct./Dec. 2015.
- [7] Liria, J. G.; Silva, N. S.; Pessoa, R. S.; Ação antifúngica do plasma atmosférico em sementes de linhaça dourada. XIX Encontro Latino Americano de Iniciação Científica, XV Encontro Latino Americano de Pós-Graduação e V Encontro de Iniciação à Docência – Universidade do Vale do Paraíba, 2016. Disponível em: <http://www.inicepg.univap.br/cd/INIC_2015/anais/ar

quivos/RE_0747_0591_01.pdf >. Acessado em: 07 de Abril de 2016.

- [8] Noriega, E. et al; Cold atmospheric gas plasma disinfection of chicken meat and chicken skin contaminated with *Listeria innocua*. *Food Microbiology*. V.28, p.1293-1300, 2011. Disponível em: www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0740002011001341#. Acesso em 25 de Agosto de 2015.
- [9] Oliveira, F. B., Miranda, A. S., Viana Júnior, N. M., Santana, R. F.; Qualidade microbiológica de farinhas de linhaça dourada e marrom. *UNOPAR Cient Ciênc Biol Saúde*. v.7, n.3, pg. 176-80. 2015.
- [10] Borges, C. B. F., Bonnas, D. S.; Qualidade microbiológica da linhaça (*Linum usitatissimum* L.) in natura comercializada no município de Uberlândia – MG. *Enciclopédia biosfera, Centro Científico Conhecer - Goiânia*, vol.7, N.12. 2011. Disponível em: <http://www.conhecer.org.br/enciclop/2011a/biologicas/qualidade%20microbiologica.pdf> >. Acessado em: 09 de maio de 2016.
- [11] Henriksson, G., Akin, D. E., Hanlin, R. T., Rodriguez, C., Archibald, D. D., Rigsby, L. L., Eriksson, K. L.; Identifications and retting efficiencies of fungi isolated from dew-retted flax in the United States and Europe. *Applied and Environmental Microbiology*, p. 3950- 3956. Oct., 1997.

BIOSUSCEPTOMETRIA AC PARA O MONITORAMENTO DO TEMPO DE CIRCULAÇÃO DE NANOPARTÍCULAS MAGNÉTICAS COM DOIS DIFERENTES REVESTIMENTOS

André G. Próspero*, Caio C. Quini*, Ronaldo V. R. Matos*, Patrícia Fidelis-de-Oliveira***, Marcos F. Calabresi*, Gustavo M. Moretto*, Guilherme A. Soares*, Nícolás Zufelato**, Andris F. Bakuzis**, Oswaldo Baffa****, José R. A. Miranda*.

*UNESP - IBB, Depto de Física e Biofísica, Botucatu, São Paulo, Brasil;

**UFG - IF, Depto de Física, Goiânia, Goiás, Brasil;

***UNESP - IBB, Depto de Fisiologia, Botucatu, São Paulo, Brasil;

****USP – FFCLRP, Depto de Física e Matemática, Ribeirão Preto, São Paulo, Brasil.

e-mail: agprospero@ibb.unesp.br

Resumo: A associação de técnicas biomagnéticas e nanotecnologia possibilita novas aplicações destes materiais visando futuros métodos de diagnóstico. Através da técnica de Biosusceptometria AC (BAC), estudou-se tempo de circulação ($T_{1/2}$) de nanopartículas magnéticas (MNPs) sob influência de dois diferentes tipos de revestimentos (citrato e albumina). Encontrou-se um $T_{1/2}$ de $11,5 \pm 3,5$ min para o revestimento de citrato e um $T_{1/2}$ de $62 \pm 6,6$ min para as MNPs revestidas com albumina, onde se observou um aumento significativo no tempo de circulação das MNPs quando revestidas com albumina. Estes dados comprovam a eficiência da técnica na verificação destes parâmetros, e sugerem o uso da BAC para avaliar diferentes MNPs e sua dinâmica *in vivo*.

Palavras-chave: Biomagnetismo, Biosusceptometria AC, Nanopartículas Magnéticas, Monitoramento *in vivo*, Farmacocinética.

Abstract: Association between nanotechnology and biomagnetic techniques unwrapped new applications for these materials aiming for new diagnostics methods. In this study, we applied the ACB system to acquire circulation time of magnetic nanoparticles (MNP) under influence of two types of coating materials (citrate and albumin). We found a $T_{1/2}$ of 11 ± 3.5 min for the citrate coating and a $T_{1/2}$ of 62 ± 6.6 min for albumin coating. We found that this value significantly increases when was used the albumin coating. Our results showed the ACB system efficiency and suggest the use of this technique to study the nanoparticles behavior in living animals.

Keywords: Biomagnetism, AC Biosusceptometry, Magnetic Nanoparticles, *in vivo* Monitoring, Pharmacokinetics.

Introdução

Nanopartículas magnéticas (MNPs) são materiais que possuem grande versatilidade. Devido às suas características intrínsecas, são aplicadas nos mais diversos tipos de estudo, como: marcação e separação de estruturas biológicas, entrega guiada de fármacos e tratamento de tumores por hipertermia magnética. Ainda pode-se associar terapia e diagnóstico com um mesmo tipo de MNPs (potencial teranóstico) [1].

O tempo de meia vida na circulação ($T_{1/2}$) das MNPs é uma das principais preocupações quando estas são aplicadas em experimentos *in vivo* e procedimentos clínicos. Estudos de caracterização pré-clínica das MNPs são de grande importância e têm recebido grande visibilidade na comunidade científica [2, 3]. Características como: potencial Zeta, tamanho e revestimento das nanopartículas possibilitam diferentes tempos de meia-vida na circulação, o que dificulta a utilização de modelagem farmacocinética na determinação de tempos de permanência de MNPs na circulação [3].

A fim de aumentar as aplicabilidades e elevar a nanotecnologia ao nível clínico, necessita-se de um sistema que seja capaz de detectar esses materiais *in vivo* e em tempo real [4]. Até o momento poucas técnicas são capazes de detectar as MNPs *in vivo* por meio de suas características magnéticas, sendo as principais o Imagiamento por Ressonância Magnética (MRI) e o sistema de Imagiamento de Partículas Magnéticas (MPI), porém esses sistemas possuem limitações que estimulam a busca por novas instrumentações [5, 6].

A Biosusceptometria de Corrente Alternada (BAC) é uma técnica bem estabelecida na área de gastroenterologia e o sistema funciona basicamente como um detector de materiais magnéticos. Em relação aos outros sistemas descritos anteriormente, a BAC apresenta vantagens como o baixo custo, versatilidade, portabilidade, simplicidade, ausência de ambiente controlado e tem sido amplamente aplicada em estudos envolvendo humanos [7]. Apesar da atual configuração do sistema não necessitar de ambiente com pouca irradiação magnética, o sistema possui algumas limitações como, por exemplo, o posicionamento do sensor nas regiões de interesse. Dentro deste contexto, a BAC fornece uma alternativa versátil de baixo custo para detecção de nanopartículas magnéticas *in vivo* e em tempo real [8].

O objetivo deste trabalho é mostrar que MNPs na circulação sanguínea podem ser detectadas pelo sistema BAC *in vivo* e em tempo real, apresentando o sistema BAC como nova ferramenta de caracterizações pré-clínicas de MNPs. Além disso, avaliar a biodisponibilidade através da determinação do tempo de circulação ($T_{1/2}$) de MNPs com dois diferentes tipos de revestimento.

Materiais e métodos

Biosusceptometria AC - Este sistema trabalha como um transformador duplo de fluxo magnético, no qual o par de bobinas (excitação/detecção), mais distante do material magnético, atua como referência. Quando não há material magnético próximo ao sistema de medida, a resposta é minimizada. Ao aproximar o material magnético do par de detecção, ocorre um desbalanceamento no fluxo magnético do sistema e observa-se um aumento no sinal elétrico obtido. Esse sinal elétrico pode ser medido, digitalizado e registrado *online* com o auxílio de um amplificador sensível à fase (*Lock-in*), uma placa analógico/digital e um computador, como mostra a figura 1:

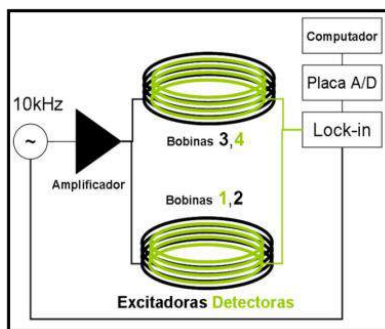


Figura 1 - Fluxograma do funcionamento e aquisição de sinais do sistema BAC, onde as bobinas 1 e 4 representam as bobinas detectoras do sistema gradiométrico, e as bobinas 2 e 3 representam as bobinas excitadoras.

Nanopartículas Magnéticas - Foram utilizadas MNPs de ferrita de Manganês ($MnFe_2O_4$) de diâmetro médio de $14,4 \pm 0,3$ nm, aferidos por imagens obtidas através de microscopia eletrônica de transmissão.

Foram aplicados dois diferentes tipos de recobrimento nas MNPs, a fim de estudar a influência do recobrimento na biodisponibilidade das MNPs na circulação sanguínea. Os recobrimentos utilizados foram de Citrato (Ci-MNPs) e Albumina do Soro Bovino (BSA-MNPs). Após receberem o recobrimento, as Ci-MNPs e as BSA-MNPs apresentaram um diâmetro hidrodinâmico de 55,1 nm e 133,7 nm, respectivamente, aferidos através de um experimento de espalhamento dinâmico de luz.

As Ci-MNPs e as BSA-MNPs se encontravam dispersas em solução fisiológica (solução salina 0,9%) em concentrações de 46 mg/ml e 44 mg/ml, respectivamente, com pH 7,4.

Experimentação animal - Para a realização deste experimento utilizou-se 12 ratos adultos (Wistar), com peso entre 250-300g, provenientes do Biotério Central da UNESP – Botucatu (protocolo de ética CEUA - IBB nº 649). Os animais foram anestesiados com uretano (1,5 mg/Kg) e submetidos à cirurgia de canulação de veia femoral para as administrações das nanopartículas.

Os animais receberam uma dose de 0,3ml de MNPs, conforme as características de seu grupo experimental:

- G1: 6 animais que receberam uma dose de Ci-MNPs;
- G2: 6 animais que receberam uma dose de BSA-MNPs.

O sensor do sistema BAC foi posicionado sobre o coração do animal e as MNPs foram injetadas.

Aquisição e quantificação dos dados - A aquisição dos sinais foi realizada online por *Lock-in* e sistema Biopac®,

na frequência de aquisição de 200 Hz a fim de mostrar a alta resolução temporal do sistema. Esta frequência de aquisição pode ser ainda aumentada, chegando a valores próximos de 5 kHz, porém eleva-se também o custo computacional para adquirir e processar os dados adquiridos.

O parâmetro farmacocinético relacionado ao tempo de circulação ($T_{1/2}$) das MNPs foi analisado como um decaimento exponencial simples e quantificado por utilizando um modelo de meia vida de fase única. Foi quantificada também a intensidade máxima do sinal (I_{max}) que o sistema BAC detectou para cada tipo de MNP *in vivo*.

Além das análises *in vivo* foi realizado um estudo *in vitro*, a fim de analisar a resposta do sistema BAC em relação aos diferentes tipos de recobrimento. Desta maneira, foi estudado o sinal detectado pelo sistema em função de diferentes concentrações dos diferentes tipos de MNPs.

Forma de análise dos resultados - Os dados foram expressos como média \pm desvio padrão. Foi utilizado o teste T de Student não pareado quando feita análise de um mesmo parâmetro em animais distintos. Os resultados foram considerados estatisticamente significantes quando $p < 0,05$.

Resultados

Os dados referentes à resposta do sensor para diferentes concentrações e para as diferentes MNPs estão apresentados na Figura 2.

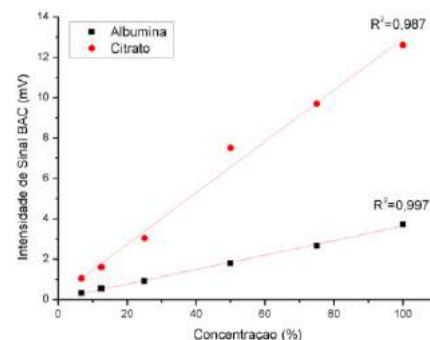


Figura 2 – Intensidade de sinal detectado pelo sistema BAC, *in vitro*, para cada tipo de MNPs em concentrações diferentes.

Podem ser observados na Figura 2 que o sinal detectado pelo sistema cresce linearmente com o aumento da concentração de MNPs, porém esse crescimento ocorre diferentemente para cada tipo de recobrimento. Esses resultados sugerem que o revestimento pode estar influenciando na susceptibilidade magnética das MNPs.

Em todos os animais a morfologia do sinal encontrado foi semelhante, com um primeiro pico acentuado representando a chegada de material magnético no coração e subsequente decaimento representando a retirada das nanopartículas do sistema circulatório. As oscilações detectadas no sinal após o primeiro pico detectado podem ser explicadas por eventuais movimentações do animal realizadas em episódios de respiração mais intensa. Neste estudo descartamos a hipótese de que essas eventuais oscilações poderiam estar relacionadas com o ciclo cardíaco, uma vez que os eventos de sístole e diástole se apresentam em frações de segundos, enquanto que as oscilações detectadas estão na ordem de minutos. A Figura 3 é um exemplo dos sinais, normalizados, adquiridos em cada grupo.

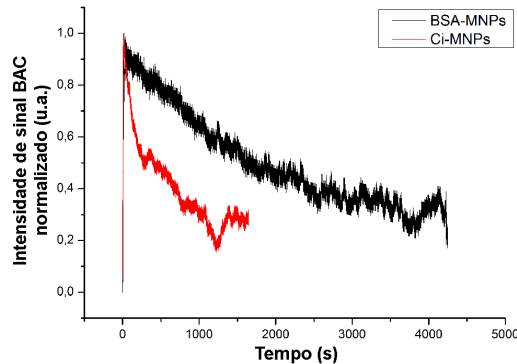


Figura 3 – Exemplo de sinais detectados pelo sistema BAC para cada tipo de conjugação de MNPs.

A Figura 4 apresenta as intensidades de sinal máximo (I_{max}) que o sistema BAC detectou para cada tipo de MNPs *in vivo*.

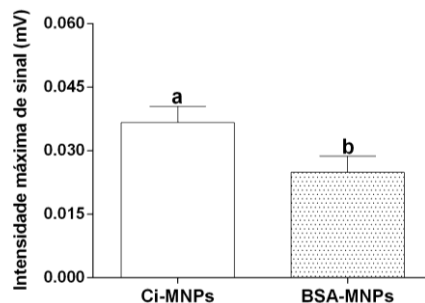


Figura 4 – Intensidade máxima de sinal detectado pelo sistema BAC, *in vivo*, para cada tipo de MNPs. Letras diferentes indicam diferença estatística significativa com $p < 0,05$.

Apesar das MNPs apresentarem concentrações próximas, os I_{max} detectados *in vivo* para cada tipo de MNPs apresentaram diferenças significativas.

Os resultados encontrados, referentes aos parâmetros dinâmicos relacionados com a permanência de material magnético na circulação do animal ($T_{1/2}$), estão apresentados na figura 5.

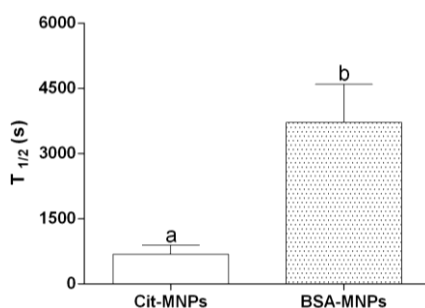


Figura 5 – $T_{1/2}$ encontrado na circulação dos animais para cada tipo de MNPs. Letras diferentes indicam diferença estatística significativa com $p < 0,05$.

Os tempos de circulação encontrados para os diferentes tipos de MNPs se mostraram estatisticamente diferentes. As MNPs que estavam recobertas com albumina do soro bovino apresentaram o maior tempo de circulação, e consequentemente a maior biodisponibilidade no sangue do animal.

Discussão

Monitorar MNPs *in vivo* e em tempo real é um dos maiores desafios a se superar para aumentar as aplicabilidades clínicas das MNPs [5].

Neste estudo o sistema BAC foi utilizado para monitorar as MNPs na circulação de animais vivos em tempo real. Em todos os animais e em todas as administrações, a morfologia do sinal encontrado foi semelhante, com picos acentuados representando a chegada de material magnético no coração e subsequentes decaimentos representando a retirada das nanopartículas do sistema circulatório do animal. Nossos resultados mostraram que o sistema BAC apresentou boa reprodutibilidade e se mostrou eficaz quando empregado para detectar as MNPs na circulação do animal em tempo real, sendo a frequência de aquisição utilizada igual a 200 Hz.

O estudo de resposta do sensor mostrou que o sinal detectado pelo sistema BAC, em função do aumento de concentração de MNPs, é linear. Entretanto, o sinal detectado, para as diferentes concentrações, não apresentou a mesma taxa de crescimento para os dois tipos de revestimento. Apesar das soluções *stock* utilizadas (para cada tipo de revestimento) apresentarem uma diferença de apenas 3% na concentração de MNPs, as diferenças no sinal detectado pelo sistema BAC foram muito maiores. Esses dados sugerem que a susceptibilidade magnética da amostra pode ser influenciada pelo tipo de revestimento utilizado. Em um estudo realizado por Salvador et. al (2016), foi constatado que MNPs encapsuladas por lipossomos (formando os complexos denominados magnetolipossomos), apresentavam uma menor susceptibilidade magnética em relação ao ferrofluido contendo MNPs revestidas com citrato, corroborando nossa hipótese de que o revestimento influencia na susceptibilidade magnética da amostra [9].

Os valores de I_{max} encontrados em cada grupo foram estatisticamente diferentes. Apesar de o sinal detectado depender do posicionamento do sensor sobre o coração, neste caso em particular acreditamos que a diferença encontrada entre os I_{max} é devida à diferença de susceptibilidade magnética causada pelos diferentes tipos de recobrimento. Em um recente estudo realizado pelo grupo (dados não apresentados) observamos, ainda, que a susceptibilidade magnética das amostras de MNPs, com diferentes recobrimentos, se altera quando em contato com o sangue, dependendo do recobrimento utilizado. Essas alterações na susceptibilidade das MNPs podem estar relacionadas com a estabilidade coloidal da amostra *in vivo* e também as proteínas plasmáticas que interagem com os diferentes tipos de recobrimento utilizados (efeito corona), o que pode alterar o eixo de anisotropia da partícula, e consequentemente sua susceptibilidade magnética.

O tempo de meia vida é um fator de extrema importância, sendo muito explorado em estudos e aplicações que envolvem desde o aumento da concentração de MNPs em tumores, até quando as MNPs são utilizadas como agentes de contraste [10, 11]. Existem trabalhos na literatura que apontam diversos valores de $T_{1/2}$, desde poucos minutos até varias horas, dependendo de seu tamanho, revestimento e aplicação, o que torna o valor de $T_{1/2}$ uma característica intrínseca do tipo de MNPs e sua finalidade [12].

Os tempos de meia vida encontrados para os diferentes tipos de revestimentos se mostraram estatisticamente diferentes. O tempo de meia vida das BSA-MNPs foi significativamente maior do que o tempo de meia vida encontrado para as Cit-MNPs. Esse resultado era esperado, uma vez que o revestimento com albumina do soro bovino foi projetado para proporcionar um maior tempo de permanência das MNPs na circulação. O fato do revestimento com albumina do soro bovino apresentar um maior tempo de circulação é devido a uma série de fatores como: carga superficial mais próxima da neutralidade do que outros recobrimentos e menor efeito de opsonização (efeito corona) [13]. Apesar da molécula de albumina ser obtida através de soro bovino, ela deve sofrer menor ação fagocitária por apresentar uma similaridade de sequência homóloga de 70% em relação à albumina encontrada no soro de ratos Wistar [14]. Levando em consideração os futuros estudos envolvendo nanopartículas para aplicações biomédicas, a albumina do soro bovino apresenta uma sequência homóloga de 80% e similaridade da estrutura terciária de 76% quando comparada com a albumina encontrada no soro humano, diminuindo, assim, a probabilidade de reações adversas quando aplicada em humanos [15].

Os dados apresentados neste trabalho mostram a capacidade do sistema BAC detectar MNPs em tempo real e *in vivo*, inserindo uma nova ferramenta para o estudo da dinâmica de diferentes MNPs dentro de organismos e sistemas biológicos. Existe a possibilidade, ainda, do emprego de maior número de sensores sobre o coração, o que possibilita a associação de valores de intensidades de sinal com tons de pixel para formar imagens da passagem de MNPs pelas cavidades cardíacas.

Conclusão

O sistema BAC obteve bom rendimento quando aplicado para o monitoramento das MNPs no sistema circulatório de pequenos animais. O sistema foi capaz de detectar as MNPs na circulação sanguínea, detectar a chegada das MNPs no coração e inferir sobre o perfil de captação e retenção das MNPs pelo organismo em tempo real pela avaliação do perfil de decaimento do sinal, o que não eram possível até o momento devido à falta de instrumentação com alta resolução temporal e capacidade de aquisição online. A BAC se mostra vantajosa neste tipo de análise, já que as outras metodologias, consideradas padrão ouro, são de alto custo, complexos e não são capazes de obterem dados online ligados à dinamicidade das MNPs no organismo do animal vivo.

Sendo assim, o sistema BAC oferece uma valiosa alternativa na área devido às características intrínsecas da técnica (aquisição online, alta resolução temporal, custo e invasividade baixos).

Agradecimentos

Agradecemos à FAPESP, FAPEG, CAPES e CNPq pelo apoio financeiro. Agradecemos ao Uilian de Andreis pelas discussões e conselhos recebidos.

Referências

[1] Chandra, S., S. Nigam, and D. Bahadur, *Combining unique properties of dendrimers and magnetic*

- nanoparticles towards cancer theranostics*. Journal of Biomedical Nanotechnology, 2014. 10(1): p. 32-49.
- [2] Sun, C., J.S. Lee, and M. Zhang, *Magnetic nanoparticles in MR imaging and drug delivery*. Adv Drug Deliv Rev, 2008. 60(11): p. 1252-65.
- [3] Jain, T.K., et al., *Magnetic nanoparticles with dual functional properties: Drug delivery and magnetic resonance imaging*. Biomaterials, 2008. 29(29): p. 4012-4021.
- [4] Sanhai, W.R., et al., *Seven challenges for nanomedicine*. Nature Nanotechnology, 2008. 3(5): p. 242-4.
- [5] Goodwill, P.W., et al., *Narrowband Magnetic Particle Imaging*. Ieee Transactions on Medical Imaging, 2009. 28(8): p. 1231-1237.
- [6] Marciani, L., *Assessment of gastrointestinal motor functions by MRI: a comprehensive review*. Neurogastroenterology and Motility, 2011. 23(5): p. 399-407.
- [7] Miranda, J.R.A., et al., *A novel biomagnetic method to study gastric antral contractions*. Phys Med Biol, 1997. 42(9): p. 1791-1799.
- [8] Quini, C.C., et al., *Renal perfusion evaluation by alternating current biosusceptometry of magnetic nanoparticles*. Journal of Magnetism and Magnetic Materials, 2014.
- [9] Salvador, M.A., et al., *Characterization, nanoparticle self-organization, and Monte Carlo simulation of magnetoliposomes*. Physical Review E, 2016. 93(2-1): p. 022609.
- [10] Cole, A.J., et al., *Magnetic brain tumor targeting and biodistribution of long-circulating PEG-modified, cross-linked starch-coated iron oxide nanoparticles*. Biomaterials, 2011. 32(26): p. 6291-301.
- [11] Krombach, G.A., et al., *MR imaging of spatial extent of microvascular injury in reperfused ischemically injured rat myocardium: value of blood pool ultrasmall superparamagnetic particles of iron oxide*. Radiology, 2002. 225(2): p. 479-86.
- [12] Albanese, A., P.S. Tang, and W.C. Chan, *The effect of nanoparticle size, shape, and surface chemistry on biological systems*. Annu Rev Biomed Eng, 2012. 14: p. 1-16.
- [13] Aggarwal, P., et al., *Nanoparticle interaction with plasma proteins as it relates to particle biodistribution, biocompatibility and therapeutic efficacy*. Adv Drug Deliv Rev, 2009. 61(6): p. 428-37.
- [14] Stehle, G., et al., *Albumin-based drug carriers: comparison between serum albumins of different species on pharmacokinetics and tumor uptake of the conjugate*. Anti-Cancer Drugs, 1999. 10(8): p. 785-790.
- [15] Naveenraj, S. and S. Anandan, *Binding of serum albumins with bioactive substances - Nanoparticles to drugs*. Journal of Photochemistry and Photobiology C-Photochemistry Reviews, 2013. 14: p. 53-71.

MONITORAMENTO EM TEMPO REAL DE BIOPROCESSOS BASEADO EM ESPECTROSCOPIA DE BIOIMPEDÂNCIA

M. A. Salvino da Silva^{1,2}, E. G. Sanches¹, A. V. Pino² e M. N. Souza^{2,3}

¹ Fundação Oswaldo Cruz – FIOCRUZ/Farmanguinhos, CEP 22775-903, Rio de Janeiro, Brasil

² Programa de Engenharia Biomédica – COPPE/UFRJ, PO Box 68510, CEP 21945-970, Rio de Janeiro, Brasil

³ Departamento de Engenharia Eletrônica e de Computação – EE/UFRJ, CEP 21945-970, Rio de Janeiro, Brasil

e-mail: marcosilva@far.fiocruz.br; marcosalvino@peb.ufrj.br

Resumo: Um bioprocessamento industrial ocorre normalmente em um biorreator, onde as várias fases de crescimento dos microrganismos devem ser monitoradas para maximização do processo. Os métodos analíticos *off-line* são considerados padrão-ouro para tal monitoração; porém, demandam normalmente longos períodos de tempo para serem realizados, podendo limitar o rendimento de todo o processo por retardar tomadas de decisões. Consequentemente há demanda para o desenvolvimento de métodos de monitoramento em tempo real. Este estudo propõe um método *on-line* de avaliação da biomassa total e do percentual de microrganismos vivos por meio de espectroscopia de bioimpedância. Os resultados obtidos durante a monitorização de um processo de crescimento de *Saccharomyces cerevisiae* mostraram correlações de $r = 0,9234$ e de $r = 0,8122$ com um método padrão-ouro, indicando que a técnica proposta pode ser usada para a monitorização de bioprocessos.

Palavras-chave: bioprocessamento, espectroscopia de bioimpedância, monitorização.

Abstract: An industrial bioprocess usually occurs in a bioreactor, where the various stages of the microorganism growth must be monitored to maximize the process. Off-line analytical methods are considered the gold standard for such monitoring; but require usually much laboratory work and extended periods of time to be performed, which may limit the performance of the whole process by postpone the decision making. Consequently, there is a demand for the development of real time (on-line) monitoring methods. This study proposes an on-line method for the monitoring of total biomass and percentage of viable cells that is based on a step-voltage current response. The results obtained during the monitoring of a process of growth of *Saccharomyces cerevisiae* showed the correlations of $r = 0.9234$ and $r = 0.8122$ with a gold standard, indicating that the proposed technique can be used for monitoring bioprocess.

Keywords: bioprocess, bioimpedance spectroscopy, monitoring

Introdução

Em um bioprocessamento industrial as transformações desejadas e devidamente controladas dos produtos se desenvolvem em biorreatores [1] [5]. Nesta escala, faz-se necessário a utilização de sistemas ou equipamentos que monitorem, preferencialmente em tempo real (*on-line*), as transformações que ocorrem no interior do reator, pois certas decisões devem ser tomadas o mais breve possível [1] para maximização da produção, uma vez que esta depende das condições em cada fase do seu crescimento (latência, exponencial, estacionária) [1].

Apesar de ser desejável o uso de monitoramento *on-line*, muitos bioprocessos ainda são acompanhados por métodos analíticos *off-line*, por serem estes considerados padrão ouro. Exemplos de tais métodos são: a contagem do número total de células por câmara de Neubauer; o crescimento celular através da viabilidade celular (diluições seriadas com plaqueamento); a quantificação de componentes celulares; a coloração de células vivas/mortas; a análise dos metabólitos sintetizados; a determinação da massa de material celular; o espectrofotômetro, entre outros. Adicionalmente, estes métodos analíticos demandam, normalmente, muito trabalho laboratorial e longos períodos de tempo para serem realizados, podendo limitar o rendimento de todo o processo por retardar a tomada de decisões [1] [2] [3] [4].

Apesar da existência de métodos utilizados para a medição da concentração de biomassa em tempo real, tais como, a densidade ótica ou turbidimetria [2] [3] que fornece uma medição proporcional à biomassa total; muitos destes não são capazes de distinguir os microrganismos vivos dos demais materiais (inclusive microrganismos mortos).

As técnicas elétricas também têm sido usadas na tentativa de monitorização em tempo real de bioprocessos. A espectroscopia de capacitância ou dielétrica [2] é uma delas e baseia-se no princípio que somente os microrganismos vivos em suspensão num meio de cultivo (reacional) agem como um capacitor sob influência de um campo elétrico e armazenam carga elétrica. Assim, a capacitância total de uma suspensão é diretamente proporcional ao volume total de

microrganismos vivos afetados pelo campo elétrico usado para realizar a medição.

A literatura também tem mostrado que técnicas de espectroscopia que avaliam as variações no domínio da frequência das partes real [9] [10] e imaginária [7] [8] [9] [10] da bioimpedância, têm sido investigadas para a monitorização de bioprocessos. Apesar disso, não foram encontrados trabalhos de monitoração *on-line* que objetivassem distinguir o percentual de microrganismos vivos, além do resultado total da biomassa.

Este trabalho propõe um método de monitoramento em tempo real de biomassa por espectroscopia de bioimpedância baseada na resposta de corrente ao degrau de tensão [11], buscando-se também fornecer o percentual de microrganismos vivos na quantidade de biomassa indicada.

Materiais e Métodos

Para a avaliação do método proposto foi realizado um experimento de crescimento de levedura em três Erlenmeyer, sendo um adaptado com eletrodos para medida de bioimpedância e dois para retirada de alíquotas e análise pelos métodos tradicionais *off-line* (Figura 1). A impedância elétrica foi obtida com um hardware especialmente desenvolvido para este fim.

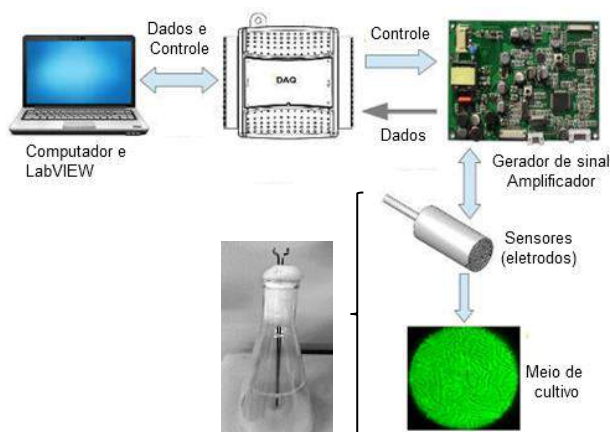


Figura 1 – Diagrama esquemático do sistema de medição.

Levedura – O microrganismo utilizado neste estudo foi uma cepa de levedura, espécie *Saccharomyces cerevisiae*, encontrado na forma de fermento instantâneo seco produzido pela AB Brasil Ind. e Com. Ltda., sob a marca Fleischmann, embalagem de 10 g, lote n.º 242. A concentração inicial do inóculo foi de 0,5 g/L.

Meio de Cultivo (Reacional) – Para a condução do experimento, utilizou-se o meio de cultura adaptado contendo: Glicose (VETEC – lote:1008597 – Brasil) 10 g/L; Sulfato de amônia (J.T.Baker – lote: KO8C47 – México) 2 g/L; fosfato monopotássico (Sigma-Aldrich – lote: SLBL0719V – México) 1,5 g/L; Sulfato de magnésio heptahidratado (J.T.Baker – lote: K15597 – México) 1 g/L e Extrato de levedura (B.D. – lote: 4339796 – EUA) 1 g/L.

Condições de Cultivo – Preparou-se três frascos Erlenmeyer de 500 mL com 200 mL do meio de cultura, esterilizados em autoclave em 121°C por 20 min. À temperatura ambiente, os frascos foram inoculados com a levedura, sendo que de dois retiravam-se alíquotas de 2 mL alternadamente, retiradas a cada hora, e o terceiro ficou conectado ao hardware de medição de bioimpedância e colocados em um agitador com 200 rpm @ 30°C.

Sistema de Espectroscopia de Bioimpedância – Utilizou-se um protótipo montado especificamente para esta aplicação e que emprega a técnica bipolar de espectroscopia de bioimpedância baseada na resposta de corrente à aplicação de um degrau de tensão de aproximadamente 500 mV [11], doravante denominada BIS-STEP. O hardware do protótipo foi controlado por um programa desenvolvido em LabVIEW® 8.2. Os sinais da resposta de corrente foram adquiridos com resolução de 14 bits a uma taxa de 100 kS/s, por uma placa de aquisição de dados (National Instruments, EUA – modelo USB 6351), cada sinal amostrado é uma média de 20 leituras.

Os eletrodos utilizados para a realização da medida de bioimpedância foram de aço inoxidável com 1,54 mm de diâmetro e espaçados de 2 mm fixados no Erlenmeyer por meio de uma rolha de espuma isolante (Figura 2).



Figura 2 – Eletrodos fixados no frasco.

Circuito elétrico equivalente – O circuito elétrico equivalente utilizado para se analisar a resposta de corrente ao degrau de tensão observada durante o experimento é apresentado na Figura 3, sendo assemelhado a trabalhos anteriores que utilizam a mesma técnica de bioimpedância [12].

Podem ser demonstrado que para o circuito da Figura 3 a resposta de corrente $I(s)$ no domínio de Laplace é expressa pela seguinte equação (1):

$$I(s) = I_p \cdot \frac{(s+A)}{s^2+Bs+C} \quad (1)$$

onde:

$$I_p = v_d \cdot \left(\frac{R_s + R_{cy}}{R_s \cdot R_{cy}} \right) \quad (2)$$

$$A = \frac{1}{(R_s + R_{cy}) \cdot C_m} \quad (3)$$

$$B = \left(\frac{R_s \cdot C_{dl}}{C_m} + R_s + R_{cy} \right) \cdot \frac{1}{R_s \cdot R_{cy} \cdot C_{dl}} \quad (4)$$

$$C = \frac{1}{R_s \cdot R_{cy} \cdot C_{dl} \cdot C_m} \quad (5)$$

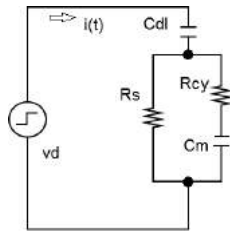


Figura 3 – Modelo elétrico equivalente do microrganismo em um meio de cultivo (suspensão). v_d é a magnitude do degrau de tensão, $i(t)$ é a corrente no domínio do tempo, C_{dl} é a capacitância total dos eletrodos, R_s é a resistência do meio de cultivo (suspensão), R_{cy} é a resistência intracelular e C_m é a capacitância da membrana celular.

A transformada inversa de Laplace da equação (1) fornece, a resposta de corrente no domínio do tempo, $i(t)$.

$$i(t) = I_p \cdot (K_1 \cdot e^{s_1 \cdot t} + K_2 \cdot e^{s_2 \cdot t}) \quad (6)$$

cujos parâmetros K_1 , s_1 , K_2 e s_2 são obtidos a partir dos parâmetros elétricos (C_{dl} , R_s , R_{cy} e C_m).

Uma rotina de otimização foi implementada em MATLAB[®] de modo obter os valores dos parâmetros elétricos que minimizassem o erro médio quadrático entre cada medida experimental da resposta de corrente (Figura 4) e a expectativa teórica descrita pela equação (6). Os parâmetros elétricos iniciais do experimento conduzido foram estimados como: $C_{dl} = 10,40 \mu\text{F}$; $R_s = 84,75 \Omega$; $R_{cy} = 59,31 \Omega$ e $C_m = 2,42 \mu\text{F}$.

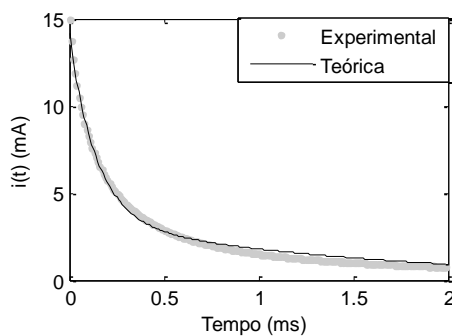


Figura 4 – Curva experimental típica da resposta de corrente para uma excitação de degrau de tensão e ajuste da equação teórica.

Amostragem da curva de crescimento – O experimento da curva de crescimento foi monitorizado a cada hora por métodos *off-line* (considerados padrão ouro) e pelo método *on-line* de bioimpedância proposto. A medição da concentração total de biomassa foi realizada por absorvância, através de um espectrofotômetro. A contagem de células foi realizada por câmara de Neubauer, utilizando azul de metileno para diferenciar os microrganismos vivos e mortos. Foi feita análise de correlação entre os métodos analíticos e os de bioimpedância tanto para biomassa total quanto para o percentual de microrganismos vivos.

Resultados

A Figura 5 ilustra a curva de crescimento do microrganismo medida pelos métodos considerados padrão ouro, mostrando a concentração total de microrganismos e a concentração de vivos e mortos.

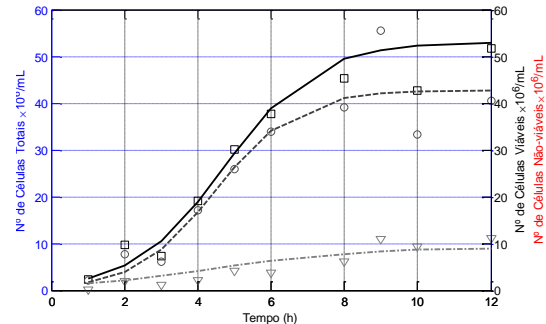


Figura 5 – Resultados da contagem dos microrganismos, onde \square - células totais; \circ - células viáveis e ∇ - células mortas.

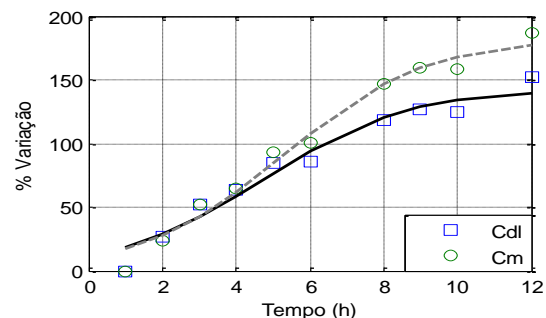


Figura 6 – Variação das capacitâncias do modelo elétrico, C_{dl} – capacitância total de eletrodos e C_m – capacitância da membrana celular.

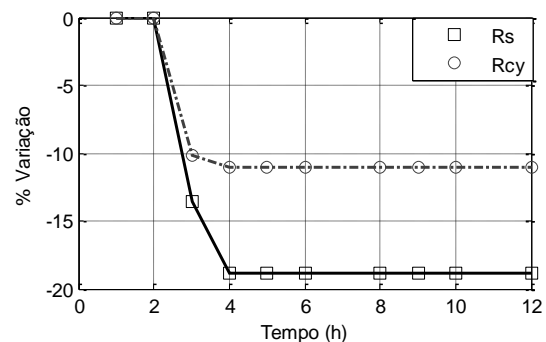


Figura 7 – Variação das resistências do modelo elétrico, R_s – resistência extracelular e R_{cy} – resistência intracelular.

A Figura 6 mostra o comportamento temporal da variação percentual das capacitâncias do modelo elétrico em relação às capacitâncias iniciais. A variação percentual das resistências do modelo elétrico é mostrada na Figura 7.

A razão da concentração de microrganismos viáveis pela concentração total deles é mostrada no gráfico superior da Figura 8, assim como a razão entre as resistências do modelo elétrico (R_{cy}/R_s), no gráfico inferior.

As correlações entre a curva de crescimento da biomassa total e da variação da capacitância de eletrodo é de $r = 0,9234$ e entre as razões de células viáveis/totais e das resistências R_{cy}/R_s é de $r = 0,8122$.

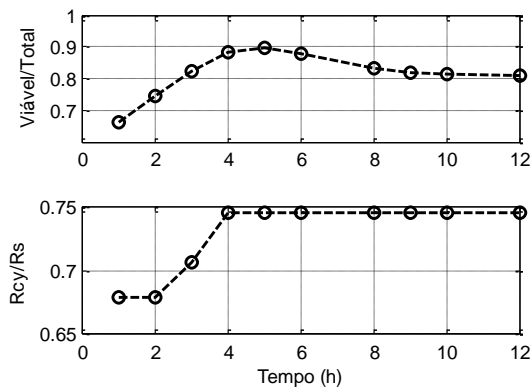


Figura 8 – Comparação entre razões: viável/total e R_{cy}/R_s , R_s – resistência extracelular e R_{cy} – resistência intracelular.

Discussão

Os resultados indicam que as variações de capacitâncias do modelo elétrico (Figura 6) parecem apresentar um comportamento temporal semelhante ao da evolução da quantidade de microrganismos vivos (Figura 5). Tal comportamento é razoável uma vez que células em suspensão num meio condutivo agem como capacitores devido à membrana celular lipídica [2][3]. Assim, cada célula ou microrganismo se comporta como um pequeno capacitor, fazendo com que a capacitância total do sistema seja proporcional à concentração de microrganismos (crescimento celular) [2][3].

As variações das resistências (Figura 7), entretanto, apresentaram comportamento temporal similar ao observado por Yang & Bashir [13] e Hause, Komorowski & Gayon [14] e não apresentam correlação com o crescimento celular. Porém observou-se que a evolução temporal da razão entre as resistências do modelo elétrico (intracelular e extracelular) parece se relacionar com a evolução temporal da razão entre a quantidade de microrganismos vivos e totais (Figura 8), indicando ser possível se obter uma informação a respeito do percentual de microrganismos viáveis.

Embora não se tenha tentado ainda realizar qualquer forma de regressão matemática para se obter os valores da biomassa total ou percentual de microrganismos viáveis, os resultados das correlações sugerem que tal procedimento parece possível.

Conclusão

O trabalho mostrou que modelos mais complexos de bioimpedância (comparando com os modelos utilizados atualmente) apresentam elementos correlacionados não apenas com o total de células num bioprocessamento, mas também com a sua quantidade de células viáveis. Mesmo assim ainda não é possível estimar estas contagens

celulares a partir dos parâmetros de bioimpedância o que requer mais experimentos com diferentes processos.

Agradecimentos

Ao CNPq e CAPES pelo apoio financeiro; e ao Laboratório de Desenvolvimento de Bioprocessamento (LADEBIO) da Escola de Química da UFRJ pelo suporte na realização dos ensaios analíticos.

Referências

- [1] Borzani, W. et al. *Biotecnologia industrial: fundamentos*. São Paulo: Edgard Blücher, v. 1, p. 254, 2001.
- [2] Dabros, M. et al. Cole-Cole, linear and multivariate modeling of capacitance data for on-line monitoring of biomass. *Bioprocess and biosystems engineering*, v. 32, n. 2, p. 161-173, 2009.
- [3] Kim, Y. H.; Park, J. S.; Jung, H.I. An impedimetric biosensor for real-time monitoring of bacterial growth in a microbial fermentor. *Sensors and Actuators B: Chemical*, v. 138, n. 1, p. 270-277, 2009.
- [4] Lei, K. F. Review on impedance detection of cellular responses in micro/nano environment. *Micromachines*, v. 5, n. 1, p. 1-12, 2014.
- [5] Pereira Jr, Nei; Bon, EP da S.; Ferrara, M. A. *Tecnologia de bioprocessos. Séries em Biotecnologia*. Nei Pereira Jr., Elba Pinto da Silva Bon, Maria Antonieta Ferrara.–Rio de Janeiro: Escola de Química/UFRJ, 2008.
- [6] Mansor, M. A.; Ahmad, M. R. Single Cell Electrical Characterization Techniques. *International journal of molecular sciences*, v. 16, n. 6, p. 12686-12712, 2015.
- [7] Sarró, E. et al. Real-time and on-line monitoring of morphological cell parameters using electrical impedance spectroscopy measurements. *Journal of Chemical Technology and Biotechnology*, 2015.
- [8] Martínez-Teruel, J. et al. Electrical Impedance Spectroscopy cell monitoring in a miniaturized bioreactor. In: *19th IMEKO TC 4 Symposium Measurements of Electrical Quantities, 17th TC 4 Workshop IWADC on ADC and DAC Modeling and Testing*. 2013. p. 446-450.
- [9] Dinorín-Téllez-Girón, J. et al. Reactance and resistance: main properties to follow the cell differentiation process in *Bacillus thuringiensis* by dielectric spectroscopy in real time. *Applied microbiology and biotechnology*, v. 99, n. 13, p. 5439-5450, 2015.
- [10] Ruiz, G. A.; Zamora, M. L.; Felice, C. J. Isoconductivity method to study adhesion of yeast cells attached to gold electrodes. *Journal of Electrical Bioimpedance*, v. 5, n. 1, p. 40-47, 2014.
- [11] Neves, C. E. B., Souza, M. N.; A method for bio electrical impedance analysis based on a step-voltage response. *Physiol. Meas.* 21 395, 2000 – <http://iopscience.iop.org/0967-3334/21/3/305>.
- [12] Pliquett, U. Bioimpedance: a review for food processing. *Food engineering reviews*, v. 2, n. 2, p. 74-94, 2010.
- [13] Yang, L.; Bashir, R.; Electrical/electrochemical impedance for rapid detection of foodborne pathogenic bacteria. *Biotechnology Advances.*; 2008 vol: 26 pp: 135-150.
- [14] Hause, L.; Komorowski, R.; Gayon, F.; Electrode and electrolyte impedance in the detection of bacterial growth.; *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*; 1981.

DISPOSITIVO PARA DETECÇÃO DE MOVIMENTOS RESPIRATÓRIOS NOTURNOS

M. C. Rodrigues* e M. B. Nogueira*

*Escola de Ciências e Tecnologia – UFRN, Natal, Brasil
e-mail: marconicamara@ect.ufrn.br

Resumo: Para iniciar o tratamento de uma doença é fundamental diagnosticá-la o mais precisamente possível. O estudo do sono é importante para diversas áreas de pesquisa e pode ajudar no diagnóstico de várias doenças, visto que muitas patologias apresentam sinais enquanto o indivíduo está dormindo. Ele geralmente é realizado utilizando equipamentos dispendiosos, intrusivos, e com pouca portabilidade, capazes de realizar uma polissonografia. Este trabalho visa apresentar uma alternativa barata, móvel e não intrusiva para o auxílio no estudo do sono. Para tanto, iremos utilizar dados obtidos a partir da Unidade de Medida Inercial MPU6050 e processada em um Raspberry-Pi para detectar movimentações e frequência respiratória de um indivíduo durante o sono. Isto irá fornecer uma importante ferramenta que facilitará o diagnóstico de doenças através do estudo do sono.

Palavras-chave: Sensor, Sono, Distúrbios do sono, Ronco, Raspberry-PI.

Abstract: *In order to start the treatment of a disease it is crucial to diagnose it first as precisely as possible. Sleep studies are important in several research areas and can help to diagnose several diseases that show some signals during sleep. They usually use expensive, intrusive and not much portable equipment to conduct a Polysomnography. This work proposes an affordable, nonintrusive and portable alternative to help sleep study. We will use data given by the Inertial Measurement Unit MPU6050 and processed by a Raspberry-Pi to detect motion and respiratory rate of an individual during sleep. This will provide an important tool to help diagnose diseases through sleep study.*

Keywords: *Sensor, Sleep, Sleeping Sickness, Snoring, Raspberry-PI.*

Introdução

Para os animais, o ato de dormir é tão importante quanto estar acordado. É durante o sono que muitas das memórias são consolidadas e o metabolismo baixa concentrando energia nos órgãos vitais. Os transtornos causados pela ausência de sono ou noites mal dormidas, podem levar o indivíduo a doenças graves relacionadas com disfunções hormonais, depressão e até câncer [1] [2] [3]. Para esta última patologia, existe indícios de desordem do sono antes, durante e após o tratamento.

Para a análise do sono, geralmente, utiliza-se equipamentos dispendiosos, conhecidos como aparelhos de polissonografia [4] [5], compostos por vários eletrodos e diversos sensores. Esses aparelhos são instalados em ambientes, como laboratórios, que tentam reproduzir um ambiente aconchegante de um quarto. Porém, mesmo com todo esforço, a necessidade de usar todos os eletrodos e sensores torna a simples tarefa de dormir, um pouco laboriosa. Além disso, tentar estudar o comportamento de animais e crianças muito agitadas com esse tipo de equipamento pode ser uma tarefa bastante árdua.

A medição da respiração do indivíduo na polissonografia geralmente se procede com a utilização de sensores que medem o fluxo de ar direto nas narinas. A respiração também pode ser detectada utilizando uma cinta com sensor piezoelétrico que, ao ser deformado, gera uma diferença de potencial passível de detecção [6]. Note que os sensores utilizados para a verificação da respiração nos aparelhos de polissonografia necessitam de contato físico com a pele do indivíduo e podem ser incômodo, pois apresentam fios ou cabos interligando os aparelhos aos sensores presos nas pessoas.

Pelo motivo apresentado acima, existe um grande esforço da comunidade científica para encontrar respostas fisiológicas alternativas para detecção de dados referentes ao sono sem a necessidade de implantação de eletrodos ou outros sensores de contato. Observa-se que, muitas vezes, um sinal fisiológico pode ser gerado como um reflexo na respiração antes de ser detectado como uma anomalia no campo cortical e, com isso, conclui-se que algumas vezes a movimentação do indivíduo pode ser tão importante quanto a atividade cerebral [7].

Diante da possibilidade de detectar movimentações durante o sono de animais, adultos ou crianças, utilizando poucos recursos, foi desenvolvido um protótipo de equipamento que pode ser instalado no local de descanso e detectar todas as movimentações, incluindo as respiratórias. O sistema possui um custo baixo e o sensor não entra em contato direto com o indivíduo.

O protótipo para detecção de sono foi desenvolvido, inicialmente, no Laboratório de Neurobiologia e Ritmicidade Biológica, LNRB, do Departamento de Fisiologia da Universidade Federal do Rio Grande do Norte, UFRN, para inferir períodos de atividade e descanso de pequenos primatas sob o efeitos de cafeína

[8]. Diante do potencial do equipamento utilizado, desenvolveu-se um outro protótipo, simplificado, utilizando um minicomputador chamado Raspberry-PI [9]. Esse protótipo inicia automaticamente a gravação dos dados de movimentação ao ser ligado na fonte de energia. Desta forma, o dispositivo pode ser facilmente transportado e instalado em diversos ambientes.

Materiais e Métodos

O protótipo é constituído por um minicomputador Raspberry-PI 2, modelo B, e uma Unidade de Movimentação Inercial, IMU, de modelo MPU6050 [10]. Amplamente utilizados por *smartphones*, os IMU's são compostos por acelerômetros, giroscópios e bússolas. O MPU6050, por sua vez, possui três acelerômetros e três giroscópios integrados, além de possuir um termômetro acoplado à sua estrutura.

De maneira geral, o IMU envia o dado dos giroscópios integrados via protocolo I2C para o Raspberry-PI que armazena os dados na frequência de 10Hz. A Figura 1 apresenta a montagem do sistema proposto.

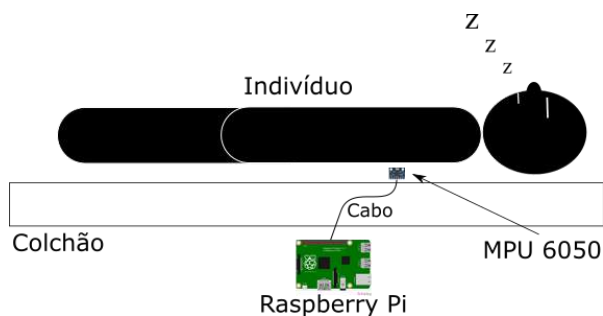


Figura 1- Detector de movimentação noturna.

O sistema foi utilizado para registrar o sono de um indivíduo adulto e saudável durante 8 horas consecutivas de sono.

Cama – A cama utilizada possui um colchão com densidade 33, um protetor de colchão e jogo de lençol com elástico sobre o protetor.

MPU6050 – O MPU6050 possui conexão I2C e pode enviar os dados até 400Hz, segundo o fabricante. Possui dimensões de 16mm x 21mm e pode ser envolvido em proteção de silicone. O sensor foi colocado entre o colchão e o protetor de colchão, disposto próximo da posição onde se espera que o indivíduo encoste o peito ou as costas.

Raspberry-PI – O Raspberry-PI utilizado possui 1GHz de processamento e 1GB de memória RAM. Os pinos GPIO, presentes em todos os modelos de Raspberry, são responsáveis pela comunicação I2C com o MPU6050.

Para uma interface mais amigável, o Raspberry-PI executa um arquivo para receber e armazenar dados I2C na frequência de 10 Hz. O arquivo executável foi gerado a partir de uma ferramenta de desenvolvimento baseada em JAVA conhecida como *Processing* [11]. Esse arquivo é executado automaticamente quando o Raspberry é

iniciado e registra os dados enviados pelo protocolo I2C utilizando os pinos GPIO 2 e 3 do Raspberry-PI. A Tabela 1 apresenta um exemplo dos dados coletados pelo sistema.

Resultados

Os arquivos gerados pelo sistema estão no formato TXT e podem ser abertos tanto por editores de textos, quanto por softwares de análise de dados com licença grátis, como o LabChart Reader da Adinstruments ou softwares pagos como o Matlab da MathWorks.

Os dados brutos, foram coletados diretamente do sensor, estão dispostos na tabela 1. A partir deste dispositivo, muitas configurações de dados são possíveis, incluindo 3 eixos de acelerômetro, 3 de giroscópios e um sensor de temperatura. Na tabela 1 a primeira coluna representa o instante de coleta. Note que existem 10 linhas de dados para cada segundo. Isto quer dizer que o programa foi configurado para armazenar os dados a 10 Hz (podendo haver algumas oscilações devido à latência do dado ser coletado até ser salvo em disco). Segundo o fabricante seria possível chegar a 400 Hz, porém, para nosso experimento, 10 Hz se mostrou suficiente [12]. As colunas seguintes referem-se às variações de orientação detectadas pelos giroscópios nos eixos x, y e z, causadas pela movimentação do sensor em relação a cada um dos eixos. Os dados estão no formato de quaternos na base i, j, k e l, respectivamente.

Tabela 1: Dois segundos de dados coletados utilizando o sistema desenvolvido.

08:35,0	0,27539062	2441,40620000	-0,12011719	0,95379640
08:35,1	0,27539062	2441,40620000	-0,12017822	0,95373535
08:35,2	0,27545166	3662,10940000	-0,12017822	0,95373535
08:35,3	0,27539062	2441,40620000	-0,11999512	0,95379640
08:35,4	0,27539062	1831,05470000	-0,12011719	0,95373535
08:35,5	0,27539062	1831,05470000	-0,12005615	0,95373535
08:35,6	0,27545166	2441,40620000	-0,11999512	0,95379640
08:35,7	0,27545166	2441,40620000	-0,12005615	0,95373535
08:35,8	0,27545166	2441,40620000	-0,12011719	0,95373535
08:35,9	0,27539062	1220,70310000	-0,12017822	0,95373535
08:36,0	0,27539062	0,00000000	-0,12042236	0,95373535
08:36,1	0,27539062	0,00000000	-0,12036133	0,95373535
08:36,2	0,27532960	-610,35156000	-0,12023926	0,95373535
08:36,3	0,27526855	-1220,70310000	-0,12048340	0,95373535
08:36,4	0,27526855	-1831,05470000	-0,12036133	0,95373535
08:36,5	0,27526855	-1220,70310000	-0,12042236	0,95373535
08:36,6	0,27526855	-1220,70310000	-0,12048340	0,95373535
08:36,7	0,27520752	-610,35156000	-0,12060547	0,95373535
08:36,8	0,27520752	-610,35156000	-0,12048340	0,95379640
08:36,9	0,27520752	610,35156000	-0,12060547	0,95373535
08:37,0	0,27514648	1831,05470000	-0,12060547	0,95373535

Os dados obtidos a partir do sensor foram analisados produzindo o gráfico da Figura 3, o qual apresenta aproximadamente um minuto de coleta de dados utilizando o sistema proposto. Para essa figura apenas um dos três eixos do quaterno foi utilizado para gerar o sinal.

Note que na Figura 3 cada oscilação equivale a um ciclo inspiração-expiração em que: os vales do gráfico apresentado equivalem ao momento em que os pulmões estão cheios. Por sua vez, os picos equivalem aos momentos em que os pulmões estão vazios. O gráfico

da figura apresenta aproximadamente 17 respirações por minuto, e isto coincide com a frequência respiratória média de um adulto durante o sono.

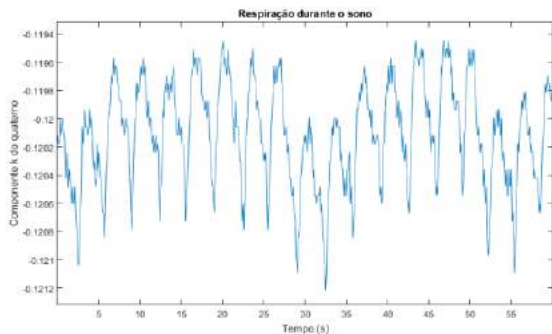


Figura 3: Registro de um minuto de movimentações utilizando o sistema proposto. O eixo y mostra os dados do componente “k” do quaterno fornecido pelo MPU6050.

Em todos os quatro eixos do quaterno foi possível identificar as mesmas movimentações, porém algumas vezes com mais ou com menos intensidade. A explicação para este fato está na posição em que o sensor foi colocado que pode favorecer a maior movimentação do sensor em um eixo se comparado aos outros.

As movimentações noturnas do corpo, como movimentação de mãos ou cabeça, são detectadas com fortes oscilações no sensor, como ilustra a Figura 4. Os primeiros distúrbios detectados no sinal são movimentos das mãos. O maior distúrbio detectado foi uma mudança de posição do corpo todo. A última movimentação mais forte registrada foi uma movimentação da cabeça. Note que na Figura 4 as oscilações da respiração são praticamente imperceptíveis e isso se deve ao fato do eixo das ordenadas possuir uma grandeza muito maior do que o da Figura 3. Observe que após a movimentação detectada pelo sensor este pode não voltar a posição anterior. Isto acontece também pelo fato da integral da movimentação, utilizada para calcular os ângulos, resultar em erro de regime. De forma geral, o erro de regime pode ser contornado se considerarmos apenas a variação do movimento dos ângulos medidos pela Unidade de Movimentação Inercial.

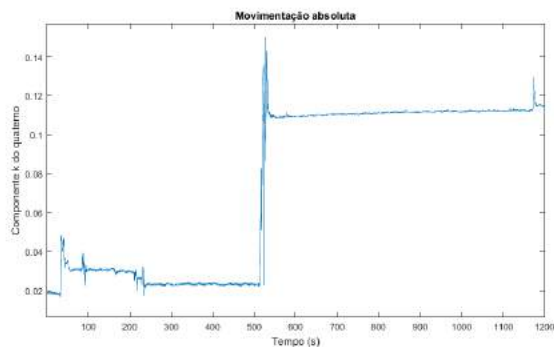


Figura 4: Movimentação do corpo durante o sono detectada pelo sistema proposto.

Calculando a variação dos ângulos, chega-se a Figura 5. Para esta figura foi utilizado o mesmo intervalo de vinte minutos apresentado na Figura 4.

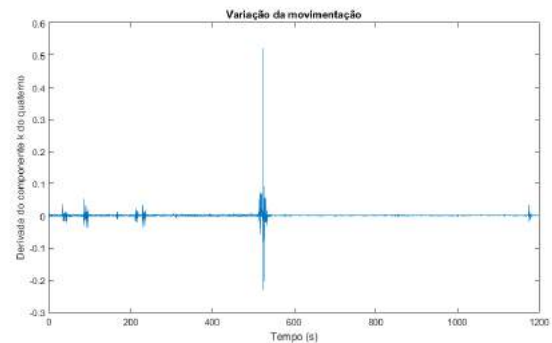


Figura 5: Movimentação do corpo durante o sono considerando a variação do sinal.

Observe na Figura 5 que as movimentações são facilmente identificadas e, se estabelecidos limiares ou temporizadores, pode-se não só chegar à quantidade de tempo de movimentação noturna quanto identificar os períodos ou alterações do ciclo respiratório ou motor que resultam em tais movimentos.

Discussão

O sistema proposto mostrou-se eficiente para detecção de movimentação noturna em tal nível que foi capaz de detectar movimentos respiratórios. Os dados apresentados mostram a detecção de movimentos de mãos, cabeça e corpo, além de apresentar a frequência respiratória, a quantidade de tempo inspirando, expirando, a variabilidade do ciclo respiratório, dentre outras características.

Diferentemente das características apresentadas pelos outros sensores utilizados para o mesmo fim, o MPU6050 não precisa entrar em contato com o indivíduo e pode ser facilmente transportado e instalado. Os dados apresentados podem ser convertidos para outras unidades de medida e o custo total do sistema é pequeno. Depois de coletados, os dados podem ser filtrados ou processados. Uma aplicação em tempo real pode ser desenvolvida para soar alarmes quando algum movimento característico for detectado.

Diante do potencial do equipamento, verifica-se a necessidade de testes com pessoas portadoras de patologias relacionadas ao sono ou crianças para desenvolvimento de protocolos específicos para o sistema desenvolvido.

Conclusão

Os resultados apresentados confirmam que o sistema é capaz de detectar movimentos respiratórios e pode ser usado futuramente como um dos sensores para a polissonografia. O equipamento desenvolvido possui o custo baixo, não entra em contato direto com o indivíduo alvo do estudo e pode ser facilmente

montado. O seu uso futuramente poderá auxiliar no diagnóstico precoce de doenças.

Agradecimentos

Ao Laboratório de Cronobiologia e Ritmicidade Biológica, LNRB, vinculado ao Departamento de Fisiologia da UFRN pelos equipamentos e apoio intelectual. À Propeq/UFRN pelo apoio financeiro da pesquisa desenvolvida neste trabalho.

Referências

- [1] Gaoatswe G, Kent BD, Corrigan MA, Nolan G, Hogan AE, McNicholas WT, O'Shea D. Invariant natural killer T cell deficiency and functional impairment in sleep apnea: links to cancer comorbidity. *SLEEP* 2015; 38(10):1629–1634.
- [2] Markt SC, Grotta A, Nyren O, Adami HO, Mucci LA, Valdimarsdottir UA, Stattin P, Bellocchio R, Lagerros YT. Insufficient sleep and risk of prostate cancer in a large Swedish cohort. *SLEEP* 2015; 38(9):1405–1410.
- [3] Roscoe JA, Kaufman ME, Matteson-Rusby SE, Palesh OG, Ryan JL, Kohli S, Perlis ML, Morrow GR. Cancer-Related Fatigue and Sleep Disorders. *The Oncologist* 2007; 12:35-42.
- [4] Iber C, Ancoli-Israel S, Chesson A, Quan SF. The AASM Manual for the Scoring of Sleep and Associated Events: Rules, Terminology and Technical Specifications [internet]. 1st ed.: Westchester, Illinois: American Academy of Sleep Medicine, 2007. Available from:
- [5] http://www.nswol.nl/userfiles/files/AASM%20-%20Manual%20for%20the%20Scoring%20ofSleep%20and%20Associated%20Events%20-%202005-2007_2.pdf.
- [6] Stone KL, Blackwell TL, Ancoli-Israel S, Barrett-Connor E, Bauer DC, Cauley JA, Ensrud KE, Hoffman AR, Mehra R, Stefanick ML, Varosy PD, Yaffe K, Redline S. Osteoporotic Fractures in Men Study Research Group. Sleep disordered breathing and risk of stroke in older community-dwelling men. *SLEEP* 2016; 39(3):531–540.
- [7] Johnson PL, Edwards N, Burgess KR, Sullivan CE. Detection of Increased Upper Airway Resistance During Overnight Polysomnography. *SLEEP* 2005; 28(1):85-90.
- [8] Lovato N, Lack L, Wright H, Kennaway DJ. Evaluation of a Brief Treatment Program of Cognitive Behavior Therapy for Insomnia in Older Adults. *SLEEP* 2016; 37(1):117-126.
- [9] Santana KS. A cafeína como agente modulador do ciclo atividade-reposo e memória em saúdis (*Callithrix jacchus*) [tese]. Natal: Universidade Federal do Rio Grande do Norte; 2014. Available from: <http://repositorio.ufrn.br/jspui/handle/123456789/19806>.
- [10] Upton E, Halfacree G. Raspberry Pi User Guide. 3rd ed. John Wiley & Sons. 2014.
- [11] Yağcı, BC. Design of a Low Cost Motion Data Acquisition Setup for Mechatronic Systems. *International Journal of Mechanical, Aerospace, Industrial, Mechatronic and Manufacturing Engineering* Vol:8, No:7, 2014.
- [12] Reas C, Fry B. *Processing: A Programming Handbook for Visual Designers*. 2th ed. MIT Press. 2014.
- [13] MPU-6000 and MPU-6050 Product Specification Revision 3.3. Inven Sense. Document Number: PS-MPU-6000A-00. 2012. Available from: <http://pdf1.alldatasheet.com/datasheet-pdf/view/517744/ETC1/MPU-6050.html>

DESENVOLVIMENTO DE ARMBAND COM FUSÃO DE sEMG E GIROSCÓPIO PARA IDENTIFICAÇÃO DE GRUPOS MUSCULARES DO BRAÇO

J.J.A. Mendes Júnior*, M.B. Pires*, M.E.M. Vieira, S. Okida e S.L. Stevan Jr*

*Universidade Tecnológica Federal do Paraná, Ponta Grossa, Brasil

e-mail: {josej;mpires;mariovieira}@alunos.utfpr.edu.br, {sergiokida;sstevanjr}@utfpr.edu.br

Resumo: Este trabalho apresenta um sistema *armband* para aquisição de sinais de eletromiografia de superfície (sEMG) de múltiplos canais com um giroscópio para indicar a direção do movimento. A *armband* possui 16 eletrodos dispostos em 8 canais bipolares e foi alocada no braço, enquanto que o giroscópio foi colocado no punho para medir a velocidade angular no eixo Y. Os dados foram coletados por meio de um sistema de aquisição de dados com interface em LabVIEW™. As análises permitiram identificar, de forma mais flexível, os músculos dos braços. Assim, por meio das aquisições obtidas pelos movimentos realizados, os sinais podem ser relacionados espacialmente aos grupos musculares correspondentes aos movimentos.

Palavras-chave: Eletromiografia de superfície, giroscópio, *armband*, grupos musculares.

Abstract: *The following work presents an armband system for multichannel superficial electromyography (sEMG) acquisition with a gyroscope to indicate movement direction. The armband contains 16 electrodes organized in 8 bipolar channels and was allocated on the arm whilst the gyroscope was on the wrist in order to measure angular velocity on Y axis. Data were collected by a data acquisition system having LabVIEW™ as an interface. The analysis granted a way to identify, in a flexible manner, the muscles in the arm. Thus, movements' acquisitions allow signals to be spatially related to muscular groups corresponding to such movements.*

Keywords: *Superficial Electromyography, gyroscope, armband, muscle groups.*

Introdução

A fusão de dados oriundos de múltiplos canais de eletromiografia (EMG) tem sido utilizada com o intuito de identificar biosinais de diferentes músculos com variados objetivos. Podem-se citar como exemplos: o auxílio na reabilitação muscular de pacientes adoecidos ou acidentados [1]; o reconhecimento e identificação de movimentos, permitindo a interação homem-máquina para aplicações como controle de próteses, manipuladores e outros mecanismos robóticos [2]; e a interação com dispositivos físicos, como teclados, canetas e *joysticks* [3]. Para a maioria dessas aplicações, os sinais coletados são obtidos através de eletrodos sobre a pele,

de modo não invasivo, caracterizando a sEMG [4].

Com a expansão dos microcontroladores, facilitou-se o uso de sEMG em sistemas vestíveis, como por exemplo em braceletes instrumentados, popularmente conhecidos por *armbands*. Em 2007, foi desenvolvida uma *armband* com um canal de sEMG para realização de tarefas de controle de áudio, com alta taxa de acertos (acima de 90%) [5]. Em 2010 foram usados 6 canais para reconhecimento de gestos (com acurácia de até 86%), enviando os dados crus para um computador a fim de processá-los [6]. Os gestos reconhecidos foram a prensão do polegar com os demais dedos e a flexão de cada dedo com a palma da mão. Em 2012, foi apresentada uma *armband* contendo fusão de dados de sEMG com sensores inerciais (acelerômetros, giroscópios e magnetômetros) para reconhecimento de movimentos e comando de um robô [7]. Em 2014, foi desenvolvida uma plataforma semelhante de reconhecimento de gestos de condutores de veículos no trânsito para prevenção de acidentes [8]. Porém, o grande destaque no campo das *armbands* é produto comercial Myo™, desenvolvido pela ThalmicLabs. Essa *armband* possui oito canais de aquisição de sinais sEMG que, com a integração de sensores inerciais, realizam a detecção de movimentos [9]. Segundo o fabricante, suas aplicações envolvem a movimentação de drones e robôs, a conexão com dispositivos como computadores, televisão, plataformas de apresentação, entre outros [9].

Se por um lado, na grande maioria dos sistemas multicanais os eletrodos são adequadamente posicionados para que os sinais de sEMG dos determinados músculos sejam extraídos [1, 10-11], por outro, o que chama grande atenção no Myo™ é que a posição dos eletrodos nos músculos não é totalmente fixa.

Neste panorama, surge a possibilidade de alterar a forma de como um sistema de reconhecimento de gestos e movimentos pode identificar o sinal de um eletrodo. Isso significa que ao invés de inserir o eletrodo em uma região específica e obter o sinal, pode-se adquirir o sinal e identificar a região a qual o conjunto de eletrodos está relacionado. Sabe-se que o sinal de EMG consiste de uma soma espaço-temporal de sinais que se propagam através das fibras [12]. Logo, a correlação entre a região dos eletrodos e sinal pode ser obtida se algumas premissas forem determinadas, como o espaçamento idêntico entre eletrodos. Isso é possível usando uma *armband*, porém, é necessário a adição de um sinal com

o qual se possa guiar a interpretação do movimento. Esta orientação pode ser obtida por sensores inerciais.

O que se propõe neste trabalho é um estudo no qual seja possível identificar e correlacionar os músculos com os sinais coletados de sEMG por meio de uma *armband*. Com 8 pares de eletrodos igualmente espaçados em torno do braço, o objetivo é apontar que tal sinal obtido deve estar relacionado a um determinado eletrodo e um músculo. Este trabalho justifica-se pela abordagem de multicanais e pela proposta de interpretação dos sinais, independente da organização dos eletrodos no músculo. Neste escopo, apresenta-se aqui os primeiros resultados do desenvolvimento e construção de um sistema que seja de baixo custo e comercial.

Materiais e métodos

O sistema de aquisição dos dados proposto é composto de uma *armband* vestível - Figura 1 (a) - construída a partir de uma banda elástica onde são fixados os canais de leitura (pares de eletrodos) com seus respectivos sistemas de amplificação. Adicionalmente, um giroscópio com um microcontrolador é alocado na região do punho.

Armband – Foram costurados 16 contatos de pressão, cada qual seguindo uma distância igual de separação, como apresenta a Figura 1 (b). Ao total, são oito canais bipolares. Estudos recomendam que para cada canal a distância entre eletrodos deve ser no máximo de 2 cm [12-13], a qual foi seguida. A distância entre cada canal foi definida pelo perímetro do braço dos pesquisadores, e fixada em 3,21 cm nesta análise. O eletrodo de referência (externo a *armband*) foi inserido na região do cotovelo.

Sabendo das vantagens que sistemas de pré-amplificação possuem [14], e entre elas a diminuição de ruídos pela redução da distância entre amplificador-eletrodo, os amplificadores foram fixados próximos dos eletrodos. Os sistemas de pré-amplificação foram construídos baseados no circuito integrado INA 128 [15] que é um Amplificador de Instrumentação de baixo consumo de energia. Este circuito é recomendado para sistemas de amplificação de sinais de sEMG, como apresentado por [16-17], pelas suas características como alto ganho em malha aberta, alta rejeição de modo comum e alta impedância de entrada. Como é de característica de pré-amplificadores possuir baixo valor de amplificação, o resistor de ganho foi calculado de tal forma que o amplificador apresentasse um ganho de 10 (20 dB). O resistor comercial projetado e usado, por meio da fórmula presente em [15], foi de $5,6 \text{ k}\Omega \pm 1 \%$. Foram construídas 4 placas, cada uma contendo dois circuitos integrados, suportando 2 canais cada placa.

Além dos circuitos na *armband*, a Figura 1 (a) apresenta o eletrodo de referência, a placa de aquisição de dados e a alimentação do circuito eletrônico, realizada com duas baterias de 9 V.

Sistema de aquisição de dados – Pela sua conectividade com o *software* LabVIEW™ para

gravação dos dados, uma placa de aquisição de dados (NIDAQ 6212) foi usada, a qual recebe os sinais em uma frequência de amostragem de 2 kHz. Essa frequência se torna adequada para amostrar o sinal de sEMG levando em consideração que sua banda máxima de frequências é na faixa de 500 Hz [14,12]. É necessário ressaltar que foi utilizado um computador portátil durante a gravação não conectado à rede elétrica.

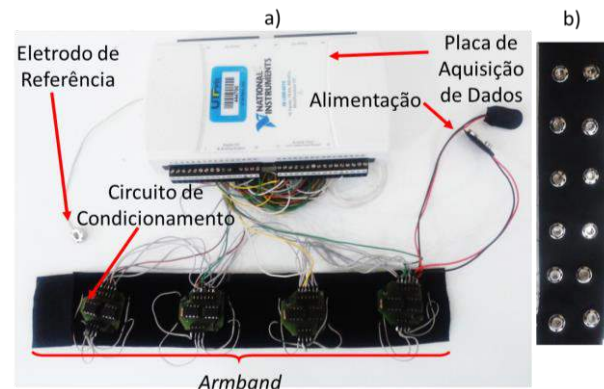


Figura 1: a) Vista superior do sistema de *armband*, placa de aquisição e circuitos de condicionamento; e b) vista inferior em destaque os contatos de pressão.

Giroscópio – Para acompanhar a realização do movimento, foi estabelecido que este aconteceria no eixo Y, conforme indicado na Figura 2. No punho do usuário é posicionado um giroscópio triaxial L3G4200D para suporte à análise do sinal de sEMG. O controle e a comunicação dos dados do giroscópio foram realizados por um microcontrolador ATmega2560 (Atmel). Os dados são amostrados em uma frequência de 50 Hz (já que são recomendáveis de 10 a 100 Hz [18]) e enviados para o algoritmo em LabVIEW™.



Figura 2: Sistema *armband* e giroscópio com indicação de seus eixos e direção dos movimentos de flexão e extensão.

Metodologia – O protocolo experimental para aquisição de sinais de eletromiografia foi submetido e aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa envolvendo Seres Humanos da UTFPR (CAAE 30162814.5.0000.5547). Para conduzir a realização do movimento, foi acrescentado um indicador no programa LabVIEW™ que orienta a pessoa quando deve flexionar/estender o braço no plano imaginário do eixo Y. O tempo estimado para a ação é de 2 segundos para contração dos os

músculos respectivos aos movimentos (bíceps na flexão e tríceps na extensão nas direções da Figura 2). Posteriormente a primeira coleta de dados, a *armband* foi rotacionada no braço para uma posição arbitrária e os dados foram coletados com mesma metodologia.

Resultados

A Figura 3 apresenta os 9 sinais obtidos (8 pares de eletrodos e 1 giroscópio) das aquisições em duas posições arbitrárias da *armband* em relação ao braço: (a) e (b), em que (b) é uma rotação da *armband* de aproximadamente 150° em relação à posição (a). Em ambos, as marcações verticais (A), (B) e (C) indicam a dinâmica dos movimentos: início de flexão, início da extensão e finalização do movimento, respectivamente. O sinal Giro, na parte superior dos dois conjuntos de gráficos, corresponde ao giroscópio. Nele, pode-se distinguir, pela velocidade angular no eixo Y (em °/s), a flexão (velocidades positivas) da extensão (velocidades negativas).

Na Figura 3 em (a), percebe-se que os canais 1 e 6 estão sobre as regiões próximas aos ventres musculares do bíceps e tríceps, respectivamente; enquanto que em (b), estes estão sobre os Canais 6 e 3 – assinaladas com um (*). Isso é visível porque representam as maiores amplitudes do sinal nos movimentos realizados. Pode-se também analisar a dispersão dos sinais nas fibras musculares, pois os eletrodos adjacentes possuem o sinal com formato semelhante mas com amplitudes reduzidas. Na Figura 3, o sinal do bíceps é percebido nos Canais 2, 3, 4, 5 e 8, enquanto que o do tríceps, nos Canais 4, 5 e 7. Logo, na rotação do posicionamento dos eletrodos, a análise do sinal não é afetada, pois há como localizá-la identificando os músculos com maior sinal de sEMG (5, 6 e 7 para bíceps e 2, 3 e 4 para tríceps).

Como não foi implementada nenhuma etapa de filtragem (para não inserir atrasos no sinal), há a presença de ruídos pela movimentação dos artefatos, o *offset* do sinal e os ruídos de alta frequência. Porém, a análise não ficou comprometida.

Discussão

Com o sistema de múltiplos canais desenvolvido, pode-se analisar como um todo a ação eletromiográfica do braço. Reforça-se que a análise de grupos musculares pode ser mais eficiente que o uso de apenas um sinal em uma área localizada, visto sua aparência estocástica e variação de pessoa por pessoa.

Com a fixação dos eletrodos, é necessário que haja certa precisão quanto a orientação e posicionamento. Já em produtos comerciais, a posição específica do eletrodo muitas vezes fica escondida ou não é definida, como o caso do Myo™. O uso da *armband* contorna esse problema, pois independente de como for localizada, permite-se enxergar qual canal está atrelado a certo eletrodo que está recebendo o sinal, mapeando as outras regiões. A primeira vantagem é uma identificação dinâmica do sinal em relação ao músculo. Por exemplo,

ora a localização muscular X remete ao Canal 1, ora ao Canal 6 se a *armband* estiver rotacionada ou simplesmente alocada em outra disposição. Isso se torna uma facilidade, pois não é necessário conhecimento específico e complexo do usuário sobre o músculo/grupo muscular que deseja usar para o reconhecimento de movimentos, basta vesti-lo que o sistema pode identifica-lo, flexibilizando o sistema.

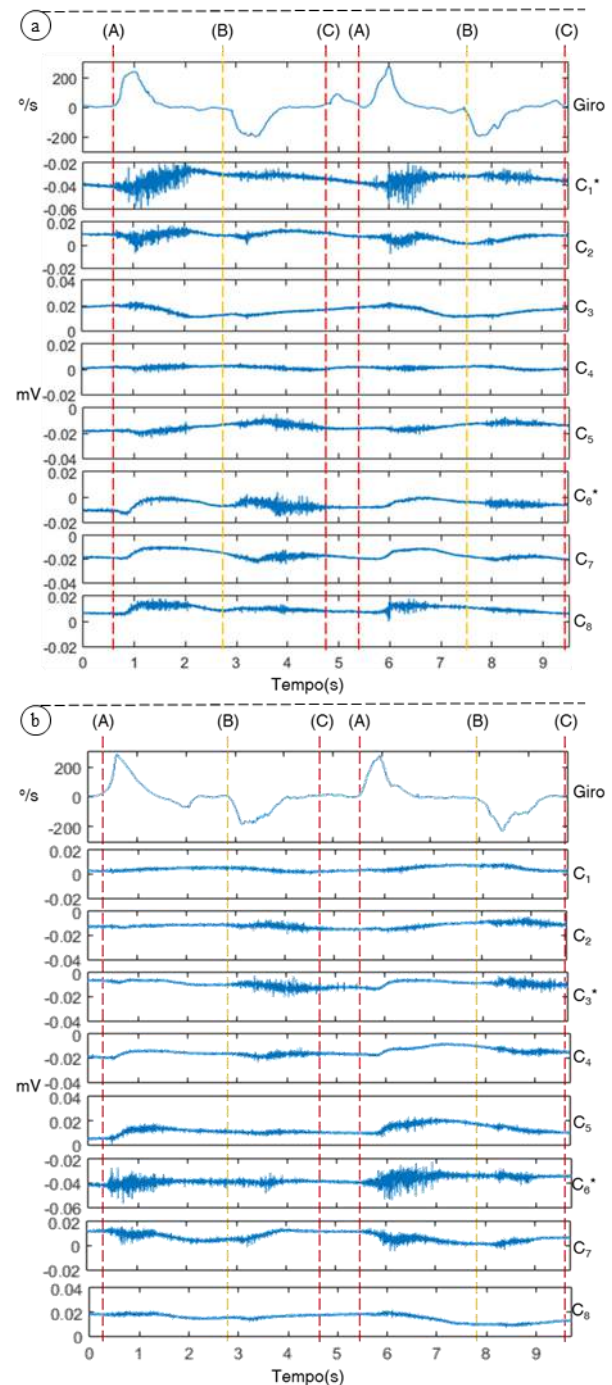


Figura 3: Dados adquiridos do giroscópio Giro (em °/s) e dos oito canais de sEMG C₁ a C₈ (em mV), em duas posições (a) e (b) com a identificação dos movimentos: (A), início da flexão; (B), início da extensão; e (C), final do movimento.

A dificuldade maior é saber quando se iniciou o movimento, na qual estará atrelada a contração/excitação do músculo. Por isso, ainda é necessário que outros sensores sejam unidos a essa tarefa, como os sensores inerciais realizando a fusão de sensores.

Conclusão

Nesse artigo, foi apresentado um sistema *armband* para aquisição de sinais de sEMG de múltiplos canais com um giroscópio para indicar o sentido do movimento. Os dados apresentaram que é possível a realização de um sistema que obtenha o sinal para após localizar espacialmente os grupos musculares. A partir dos dados obtidos, pode-se iniciar o estudo de um sistema para reconhecimento de movimentos por meio da codificação dos músculos dos membros superiores, visto que em não há desenvolvimento de *armbands* para essa aplicação em âmbito nacional. Trabalhos futuros concentram-se no desenvolvimento de uma plataforma mais ajustável para captação do sinal de maior quantidade de pessoas, substituição da placa de aquisição de dados por um sistema microcontrolado, como um processador digital de sinais (DSP) e uso de um sistema *front-end* como primeira etapa de condicionamento.

Referências

- [1] Tsai A-C, Hsieh T-H, Luh J-J, Lin T-T. A comparison of upper-limb motion pattern recognition using EMG signals during dynamic and isometric muscle contractions. *Biomedical Signal Processing and Control*. 2014; 11:17-26.
- [2] Blana D, Kyriacou T, Lambrecht JM, Chadwick EK. Feasibility of using combined EMG and kinematic signals for prosthesis control: A simulation study using a virtual reality environment. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. 2015.
- [3] Hakonen M, Piitulainen H, Visala A. Current state of digital signal processing in myoelectric interfaces and related applications. *Biomedical Signal Processing and Control*. 2015; 18: 334-359.
- [4] Criswell E. *Cram's Introduction to Surface Electromyography*. 2nd ed. Jones and Barlet Publishers: Sudbury, Massachusetts, 2011.
- [5] Costanza E, Inverso SA, Allen R, Maes P. Intimate interfaces in Action: assessing the usability and subtlety of EMG-based Motionless Gestures. In: *Proceeding of the SIGCHI Conference on Human Factors in Computing Systems*; 2007 Apr 30 – May 03; San Jose, USA, p.1-11.
- [6] Saponas TS, Tan DS, Morris, D Turner, J Landay JA. Making Muscle-Computer interfaces more practical. In: *Proceeding of the SIGCHI Conference on Human Factors in Computing Systems*; 2010 Apr 10-15; Atlanta, USA, p.851-854.
- [7] Cannan J, Hu H. A Multi Sensor Armband based on Muscle and Motion Measurements. In: *Proceedings of the 2012 IEEE International Conference on Robotics and Biomimetics*; 2012 Dec 11-14; Guangzhou, China, p.1098-1103.
- [8] Allum C, Hussain SS, Maloney JA. E- μ Armband. [internet] 2014 [cited 2014 Apr 03]. Available from: http://www.ecs.umass.edu/ece/sdp/sdp15/team18/Resources/FPR_Report.pdf.
- [9] Thalmic Labs. Lesson One: Getting Started with Myo™. [internet] 2016 [cited 2016 Apr 02]. Available from: <https://download.thalmic.com/education/myo-for-education-lesson-1.pdf>.
- [10] Borbély BJ, Szolgyai P. Estimating the instantaneous wrist flexion angle from multi-channel surface EMG of forearm muscles. In: *2013 IEEE Biomedical Circuits and Systems Conference BioCAS*; 2013 Oct 31-Nov 2; Rotterdam, Holanda, p.77-80.
- [11] Li G. Electromyography Pattern-Recognition-Based Control of Powered Multifunctional Upper-Limb Prostheses. In: J. Mizrahi, editor. *Advances in Applied Electromyography*. InTech: 2011. p.99-116.
- [12] Kamen G, Gabriel DA. *Fundamentos da Eletromiografia*. Phorte; 2015.
- [13] Hermens HJ, Freiks B, Disselhorst-Klug C, Rau G. Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 2000, 10 (5): p.361-374.
- [14] Jamal MZ. Signal Acquisition Using Surface EMG and Circuit Design Considerations for Robotic Prosthesis. In: G. R. Naik. *Computational Intelligence in Electromyography Analysis – A perspective on Current Applications and Future Challenges*. [internet]. 2012. [cited in 02 Apr 2016]. Available in: <http://cdn.intechopen.com/pdfs-wm/40131.pdf>.
- [15] Burr-Brown Products. INA128/INA129: Precision, Low Power Instrumentation Amplifiers. Texas Instruments [internet]. 1995 Oct. [cited 2014 Apr 05]. Available from: <http://www.ti.com/lit/ds/symlink/ina128.pdf>.
- [16] Mendes Junior JJA, Janzen, FC, Agostini Junior E, Okida S, Stevan Jr SL. Important aspects associated with the design of superficial EMG signal conditioning circuit. In: *XXIV Brazilian Congress on Biomedical Engineering CBEB*; 2014 Oct 13-17; Uberlândia, Brasil 2014. p. 1961-4.
- [17] Stevan Jr SL, Mendes Junior JJA, Agostini Junior E, Okida S. Circuit Design for Surface Electromyography Data Acquisition. *IEEE Latin America Transaction*. 2015, 13(10): 3193-3200.
- [18] Labrador MA, Yejas ODL. *Human Activity Recognition: Using Wearable Sensors and Smartphones*. Boca Raton : CRC Press; 2014.

DESENVOLVIMENTO DE DISPOSITIVO DE OITO CANAIS PARA sEMG UTILIZANDO ADS1299 E MICROCONTROLADOR C2000

M.B.Pires*, J.J.A.Mendes Junior*, M.E.M. Viera*, S. Okida* e S.L.Stevan. Jr*

*Universidade Tecnológica Federal do Paraná - UTFPR, Ponta Grossa, Brasil
e-mail: {mpires; josej; mariovieira}@alunos.utfpr.edu.br; {sergiookida; sstevanjr}@utfpr.edu.br

Resumo: Este trabalho apresenta a elaboração de um sistema de captura de sinais de eletromiografia de superfície (sEMG). O circuito integrado ADS1299 é destinado a aplicações de eletrocardiograma (ECG) e eletroencefalograma (EEG), além disso, o sistema elaborado realiza a aquisição de sEMG através da integração entre o *software* LabVIEW™ com o microcontrolador C2000. A tecnologia *Bluetooth*® foi usada com a finalidade de aumentar a mobilidade do sistema e isolá-lo da rede elétrica de distribuição. A faixa de leitura ficou estabelecida em ± 35 mV com uma resolução de $68 \mu\text{V}$ e frequência de amostragem de 1000 amostras por segundo. Os resultados demonstram que o sistema captura adequadamente os sinais de sEMG em modo diferencial em todos os oitos canais disponíveis.

Palavras-chave: ADS1299, C2000, sEMG.

Abstract: This paper describes the development of a surface electromyography (sEMG) acquisition system. The integrated circuit ADS1299 is usually to electrocardiogram (ECG) and electroencephalogram (EEG) applications. The developed system performs sEMG acquisition integrating the software LabVIEW™ and a C2000 microcontroller. Bluetooth® technology was used to increase system mobility and to isolate it from the electric power-line distribution. The input range was set to ± 35 mV with a resolution of $68 \mu\text{V}$ and a sampling frequency of 1000 samples per second. Results show the system properly captures sEMG signals on differential mode in all eight channels available.

Keywords: ADS1299, C2000, sEMG.

Introdução

É constante o desenvolvimento de equipamentos para medição de sinais biomédicos. Entre esses sinais, destaca-se o sinal mioelétrico, obtido através da medição de pulsos elétricos oriundos da ativação muscular [1]. A eletromiografia (EMG) – técnica para a medição desses sinais – realiza a investigação da atividade muscular em determinados movimentos, bem como o nível de ativação, a intensidade e a duração da solicitação muscular, além de possibilitar inferências relativas à fadiga muscular [1]. Com isso, é possível realizar ações desde avaliações de reabilitação muscular até o desenvolvimento e controle de próteses para pessoas com necessidades especiais [2,3]. Os sinais de

EMG podem ser coletados por meio de eletrodos na superfície da pele; á essa técnica denomina-se Eletromiografia de superfície (sEMG) [1]. Na sEMG, o sinal possui amplitudes abaixo de 10 mV, variando de acordo com a região muscular e aptidão física do indivíduo, apresentando componentes de frequência na faixa de 20-500 Hz [4]. Para sEMG, a pele apresenta alta impedância e atua como um filtro passa-baixa, atenuando os sinais. Além disso é fonte natural de absorção de ruídos, especialmente os ruídos com a frequência da rede de alimentação (60 Hz); e ainda facilita o *crosstalk* entre grupos musculares vizinhos à área de captação [1,5].

Portanto, devido a estas características, é necessário a utilização de sistemas de aquisição e condicionamento de sinais [5]. Para cada canal de aquisição, são necessários circuitos de condicionamento, como apresentado em [6]. Porém, para casos em que sinais de mais um músculo precisam ser analisados simultaneamente, a construção de um sistema de condicionamento usando apenas componentes discretos para cada canal pode ser uma alternativa dispendiosa de tempo, além de consumir grande espaço físico para garantir sua qualidade. Além do condicionamento, é comum também a utilização de um sistema de processamento de dados [7]. São nessas situações que circuitos mais elaborados, como os *front-ends*, de propósito geral, podem ser uma boa alternativa em relação à circuitaria inicial de condicionamento, reduzindo a influência de ruídos e miniaturizando os circuitos.

Em 2012, a Texas Instruments lançou o circuito integrado (CI) ADS1299, um *front-end* de 64 pinos, cuja principal função é a medição de biopotenciais. Este CI tem sido usado geralmente para a aquisição de dados de eletrocardiograma (ECG) e eletroencefalograma (EEG) [8 -11], com poucas aplicações envolvendo sEMG [12-13]. O ADS1299 possui diferentes configurações (de amplificação, quantidade de canais, método de aquisição), preço acessível, conversor analógico-digital de 24 *bits* por canal com referência interna de 4,5 V e também facilidade de programação [8]. Neste contexto, este trabalho apresenta a elaboração de um sistema sEMG de oito canais, constituído pelo CI ADS1299 em conjunto com um microcontrolador (C2000) e um módulo de comunicação sem fio *Bluetooth*® (JY-MCU) alimentado por baterias. É importante salientar que apesar de este CI ser específico para EEG e ECG, o sistema é voltado apenas para sEMG. Tal sistema,

apresentado na Figura 1, foi desenvolvido para coletar sinais de sEMG resultantes da atividade muscular, os quais serão apresentados em um computador, através do software LabVIEW™.

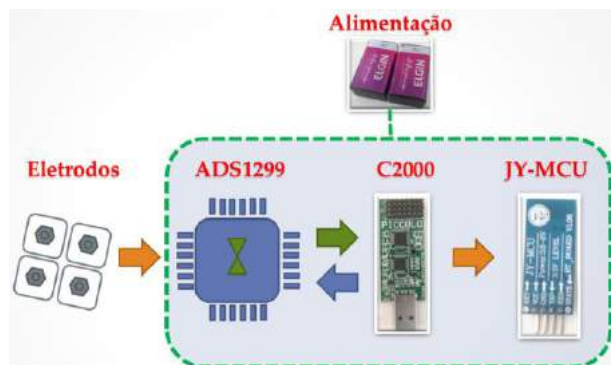


Figura 1: Visão geral do sistema de aquisição (eletrodos e ADS1299) e transmissão de dados (JY-MCU) dos sinais de sEMG tratados e codificados (C2000)

Materiais e métodos

Eletrodos – Foram utilizados 17 eletrodos adesivos genéricos descartáveis contendo gel sólido. Oito pares (canais) de eletrodos envolveram a região do *biceps* e *triceps*, enquanto um eletrodo de referência foi alocado no cotovelo. Os dois eletrodos utilizados para cada canal são separados por 2 cm de distância entre si [14], com cada canal posicionado, de forma equidistante, de 4,5 cm. A Figura 2 ilustra a fixação dos eletrodos com suas respectivas distâncias e alguns canais enumerados.

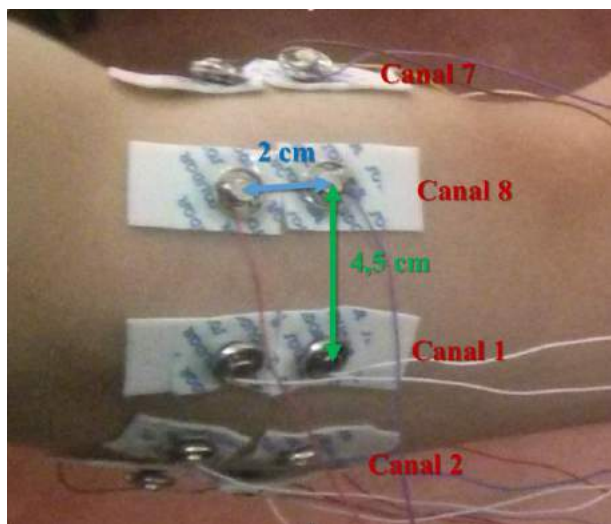


Figura 2: Fixação dos oito canais envolvendo o braço.

Front-end ADS1299 – Para reduzir o tempo de desenvolvimento do sistema com o circuito integrado ADS1299 [8], foi usado o módulo de avaliação ADS1299EEG-FE, apresentado na Figura 3. Desta forma, a atenção foi focada no funcionamento, configurações e desenvolvimento de algoritmos, facilitando a solução dos problemas encontrados. O CI ADS1299 possui 16 entradas para aquisição as quais podem ser realizadas em modo simples ou diferencial. A

amplificação do sinal é realizada pelo periférico interno *Programmable Gain Amplifier* (PGA), configuráveis para os valores de 1, 2, 4, 8, 12 ou 24 de ganho do sinal.

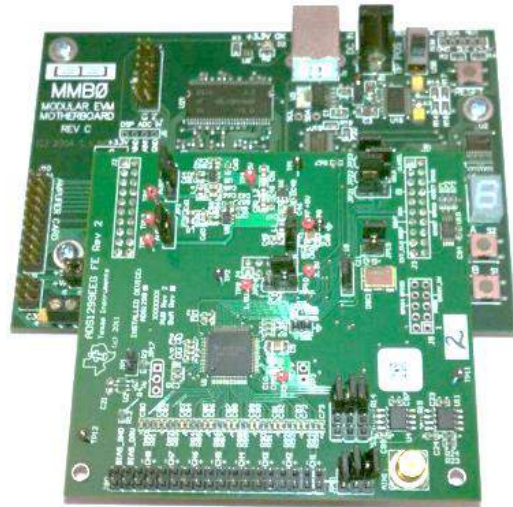


Figura 3: Módulo de avaliação ADS1299EEG-FE [8].

Possui um conversor analógico-digital com resolução de 24 bits e a taxa de amostragem pode ser configurada para valores pré-determinados variando de 250 *Samples per Second* (SPS) até 16000 SPS.

Embora o fabricante não relacione sEMG como uma das aplicações, todas as características desde CI são atendem os requisitos necessários para a captação adequada desse tipo de sinal.

O módulo ADS1299EEG-FE é composto por duas placas principais. Uma possui apenas as interfaces com o ADS1299, com filtros e conexões com periféricos, enquanto que a outra possui um microcontrolador, responsável por programar e controlar o CI. Também, o módulo possui um *software* com uma interface gráfica que permite ao usuário configurar totalmente o ADS1299. Após a verificação e programação do módulo, apenas a placa de interface com o ADS1299 foi utilizada.

Plataforma de controle – Para controlar o ADS1299 (configuração e leitura de dados) foi utilizado um microcontrolador com interface de comunicação *Serial Peripheral Interface* (SPI). Adicionalmente, o microcontrolador deve ter habilidade de comunicação por *Serial Communication Interface* (SCI) para que ocorra o correto funcionamento da transmissão por *Bluetooth*®.

O microcontrolador C2000 *Piccolo controlSTICK TMS320F28027* atende a todas estas necessidades, além de possuir interface *Universal Serial Bus* (USB) integrada para fácil programação e alimentação (tensão de 5 V).

O C2000 foi programado para configurar o ADS1299 com as seguintes características apresentadas na Tabela 1. É necessário ressaltar que a frequência de amostragem sinal foi estabelecida como 1 kSPS, justificado pelo critério de Nyquist [4], uma vez que a característica de composição do sinal de sEMG possui frequência máxima de 500 Hz.

Tabela 1: Configuração do ADS1299.

Característica	Configuração
Número de canais	Oito
Modo de aquisição	Diferencial
Amplificação (PGA)	Unitária
Amostras por segundo	1000
Alimentação	Simétrica, $\pm 2,5$ V
Referência interna A/D	4,5 V

Comunicação sem fio – A comunicação sem fio era um requisito do projeto para que o dispositivo sEMG desenvolvido fosse portátil e de fácil mobilidade. Em especial, a utilização de comunicação *Bluetooth*[®] garante baixo consumo de energia bem como alta compatibilidade com diversos dispositivos móveis [15]. Foi utilizado o módulo *Bluetooth*[®] JY-MCU, e sua taxa de transmissão (*baudrate*) para essa aplicação ficou configurada em 115200 *bits* por segundo [15].

Alimentação e isolamento do circuito – O módulo ADS1299EEG-FG pode ser ligado diretamente na rede elétrica utilizando um adaptador de tensão de 6 V. Porém, desta forma, não há isolamento entre o circuito e a rede elétrica, o que pode ser fator de risco de choque ao usuário [16]. Para isso, foram usadas baterias de 9 V, isolando a rede elétrica ao sistema de aquisição, conectadas a reguladores de tensão do tipo LM7805, LM337 e LM317 para garantir tensões de 5 V e $\pm 2,5$ V. A Figura 4 apresenta o esquemático do circuito de alimentação construído.

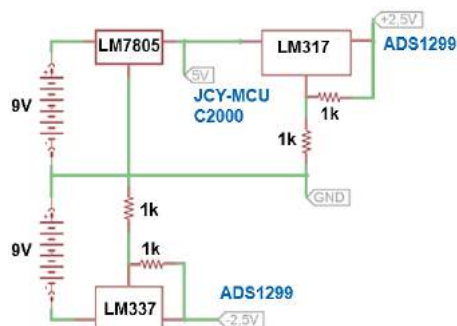


Figura 4: Esquemático elétrico da alimentação.

Plataforma de recepção de dados – Um computador com comunicação *Bluetooth*[®] e o *software* LabVIEW[™] foram utilizados como plataforma de recepção de dados. Este *software* é uma plataforma de desenvolvimento de programação visual baseada na utilização de blocos funcionais para criação de algoritmos. A escolha do LabVIEW[™] deveu-se às facilidades de programação gráfica, configuração de conexões sem fio e criação de um arquivo executável.

A fim de agilizar e organizar os dados enviados do ADS1299 para o LabVIEW[™], foi desenvolvido um protocolo de codificação para um arranjo adequado dos dados em binário. Este protocolo garante o envio contínuo das informações, em que cada pacote de dados se inicia com a captura do primeiro canal. Por conseguinte, forma-se um encapsulamento de dados até

o último canal a ser capturado. Esse encapsulamento possui um comprimento binário reduzido (quantização linear utilizando 10 bits de dados mais 2 bits de *overhead* para cada canal), auxiliando na sua velocidade de transmissão. Baseado nas características de encapsulamento e velocidade de transmissão, a resolução de conversão dos sinais de sEMG utilizada é de 68 μ V com uma faixa de amplitude de leitura de ± 35 mV.

Metodologia de teste – Alimentado o sistema, foi estabelecido um protocolo de teste. Foram realizadas, em ordem, três contrações visando a ação do *biceps* e três contrações visando a ação do *triceps*. Os dados foram coletados dos pesquisadores sob aprovação do Comitê de Ética de CAAE 30162814.5.0000.5547. A coleta foi realizada em um período total de 10 segundos e os resultados foram apresentados na tela gráfica do *software* em LabVIEW[™].

Resultados

Os sinais de oito canais foram capturados e são apresentados através da interface Labview, na Figura 5. O sinal registrado por cada canal é dividido ao meio (linhas tracejadas vermelhas) indicando a troca do músculo contraído. Assim, metade inicial de cada gráfico possui três contrações visando a ação do *biceps* e metade final de cada gráfico possui outras três contrações visando a ação do *triceps*. É importante ressaltar que o *offset* do sinal e as baixas frequências (abaixo de 20 Hz, visíveis pelas flutuações) se devem pelo módulo ADS1299EEG-FE possuir apenas filtros passa baixas e não passa altas, o que atenuaria tais sinais.

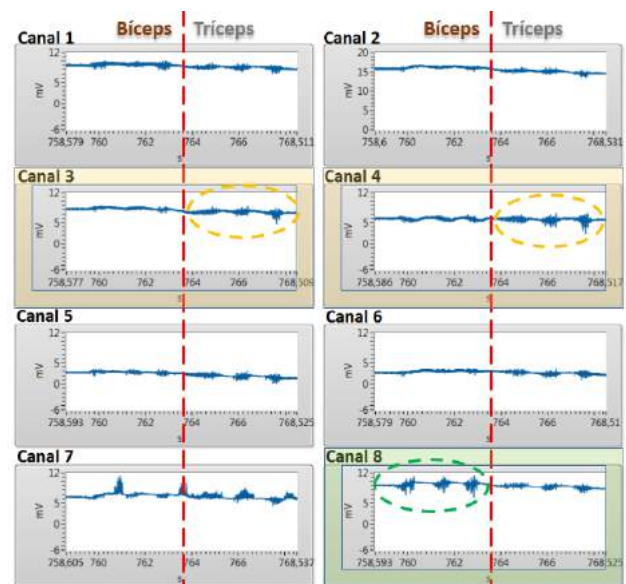


Figura 5: Resultados dos oito canais do dispositivo sEMG com as contrações do *biceps* à esquerda de cada linha tracejada vermelha e as contrações do *triceps* à direita.

Como todos os oito pares de eletrodos estão praticamente sobre os mesmos grupos musculares (no braço), é perceptível a ação da dispersão espaço-

temporal do sinal de sEMG na Figura 5. É possível observar que nas contrações do *bíceps*, o canal 8 (destacado em verde) possui as maiores amplitudes por estar diretamente sobre o ventre deste músculo. Em contraste, os canais 3 e 4 (destacados em amarelo) possuem as maiores amplitudes nas contrações do *tríceps* por estarem situados na região posterior do braço. Nos seus canais vizinhos, há sinais semelhantes com amplitude reduzida, denotando a eficácia do dispositivo na aquisição de múltiplos canais.

É perceptível a presença de ruídos (destacados durante a fase de relaxamento); entretanto, estes são consideravelmente pequenos quando comparados ao sinal sEMG presente. Há também a presença do ruído provindo da rede elétrica (60 Hz), porém, em escala reduzida pelo fato do sistema estar isolado da rede elétrica, permitindo que a visualização não fique comprometida e evitando a utilização de filtros digitais adicionais que poderiam aumentar a necessidade de processamento e comprometer a taxa de transmissão.

Discussão e Considerações

Sobre o sistema como um todo, ao conciliar o microcontrolador C2000 com o CI ADS1299 e, realizando a produção de um protocolo adequado para transmissão sem fio, é possível obter um sistema portátil que realize aquisições de sinais de sEMG, principalmente pelas suas características de resolução e conversão apresentadas, com baixo nível de ruído.

Desde o lançamento do ADS1299 em 2012, quase todas as aplicações concentraram-se em EEG e poucas focando sEMG. Como resultado de pesquisas nas principais bases (como Institute of Electrical and Electronics Engineers – IEEE – e ScienceDirect), verificou-se a inexistência de trabalhos similares a este. Assim, é possível que este seja o primeiro trabalho que utiliza tanto o LabVIEW™ como interface de apresentação dos dados coletados quanto o C2000 para controlá-lo. Os trabalhos futuros estão relacionados ao desenvolvimento de todo o sistema em apenas uma placa dedicada, contendo estágios de filtragens passiva, bem como novas rotinas de processamento em LabVIEW™ (como filtro digital Notch de 60 Hz).

Referências

- [1] Criswell E, Cram JR. Cram's introduction to surface electromyography. 2th ed. Sudbury: Jones And Bartlett;2011.
- [2] Stefani FM. Estudo eletromiográfico do padrão de contração muscular na face de adultos [tese]. São Paulo: Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo; 2008.
- [3] Masuda K, Masuda T, Sadoyama T, Inaki M, Katsuta S. Changes in surface EMG parameters during static and dynamic fatiguing contractions. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. 1999; 9(1):39-46.
- [4] Hakonen M, Piitulainen H, Visala A. Current state of digital signal processing in myoelectric interfaces and related applications. *Biomedical Signal Processing and Control*. 2015;18(1):334-59.
- [5] Luca DC, University B. Electromyography. *Encyclopedia of Medical Devices and Instrumentation*. 2006; 2(3):98-29.
- [6] Stevan Jr SL, Mendes Junior JJA, Agostini Junior E, Okida S. Circuit Design for Surface Electromyography Data Acquisition. *IEEE Latin America Transaction*. 2015, 13(10): 3193-3200.
- [7] Tepavac D, Nikolić Z. A portable 8 channel surface EMG recording system. In: 14th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society; 1992 Oct 29- Nov 1; Paris, France. 1992. p. 1433-1434.
- [8] Instruments T. Low-noise, 8-channel, 24-bit analog front-end for biopotential measurements [internet]. 2012 Aug [cited 2016 Apr 19]. Available from: <http://www.ti.com/lit/ds/sbas499a/sbas499a.pdf> Datasheet.
- [9] Acharya D, Rani A, Agarwal S. EEG data acquisition circuit system based on ADS1299EEG FE. In: 4th International Conference on Reliability, Infocom Technologies and Optimization; 2015 Sep 2-4; Noida, India. 2015. p. 1-5.
- [10] Chen J, Li X, Mi X, Pan S. A high precision EEG acquisition system based on the CompactPCI platform. In: 7th International Conference on Biomedical Engineering and Informatics; 2014 Oct 14-16; Dalian, China. 2014. p. 511-516.
- [11] Kelly G. Development of a compact, low-cost wireless device for biopotential acquisition [thesis]. Richmond: Virginia Commonwealth University; 2014.
- [12] Wurth SM, Hargrove LJ. Real-time comparison of conventional direct control and pattern recognition myoelectric control in a two-dimensional Fitts' law style test. In: 35th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society; 2013 Jul 3-7; Osaka, Japan. 2013. p. 3630-3633.
- [13] Guerrero FN, Spinelli E. Surface EMG multichannel measurements using active, dry branched electrodes. In: 6th Latin American Congress on Biomedical Engineering; 2014 Oct 29-31; Paraná, Argentina. 2014. p. 1-4.
- [14] Farina D, Cescon C, Merletti R. Influence of anatomical, physical, and detection-system parameters on surface EMG. *Biological Cybernetics*. 2002;86(6):445-456.
- [15] Tafa Ž, Stojanović R. Bluetooth-based approach to monitoring biomedical signals. In: Proceedings of the 5th WSEAS International Conference on Telecommunications and Informatics; 2006 May 27-29; Istanbul, Turkey. 2006. p. 415-20.
- [16] Moore J, George Z. Biomedical technology and devices handbook. 1st ed. Boca Raton: CRC Press; 2003.

DISPOSITIVO PARA ANÁLISE DE PRESSÃO PLANTAR EM PALMILHAS UTILIZANDO PIEZOELÉTRICOS DE BAIXO CUSTO

M.E.M. Vieira*, J.J.A. Mendes Jr*, M.B. Pires* e S.L. Stevan Jr*

*Universidade Tecnológica Federal do Paraná, Ponta Grossa, Brasil
e-mail: {mariovieira;josej;mpires}@alunos.utfpr.edu.br; sstevanjr@utfpr.edu.br

Resumo: Este trabalho tem como objetivo apresentar uma alternativa de baixo custo para palmilhas instrumentadas na medição dinâmica da pressão plantar. Foram utilizados sensores piezoelétricos comerciais de fácil acesso e baixo custo. O processamento do sinal é realizado por filtros passa-banda com amplificadores de carga. Os dados foram analisados na plataforma LabVIEW™. O sistema se mostrou viável em análises de movimentos e apresentou informações que podem ser utilizadas para futuras avaliações, como: tipo de pisada, tipo de arco do pé, intensidades de pressão plantar por região e análises de marcha humana.

Palavras-chave: Piezoelétrico comercial, palmilha instrumentada, pressão plantar.

Abstract: *This work aims to present a low-cost alternative to instrumented insoles for the dynamic measurement of plantar pressure. Commercial piezoelectric sensors with easy access and low cost were used. The signal processing is performed by band-pass filters with charge amplifiers. Data were analyzed in LabVIEW™ platform. The system proved feasible in analysis of movement and presented information that can be used for future assessments of type trodden bow type of the foot, plant pressure intensities by region and analysis of human gait.*

Keywords: *Commercial Piezoelectric, instrumented insole, plantar pressure.*

Introdução

A pressão plantar é a ação resultante o contato dos pés e uma superfície durante as atividades locomotivas diárias, a qual normalmente não se dá de forma uniforme seja pela característica do terreno, seja pela característica individual do cada ser humano [1]. As medições da pressão plantar possibilitam análises que podem ser fundamentais correções ortopédicas, avaliações médicas, para o reconhecimento de padrões entre faixas etárias e até para correto desenvolvimento de um atleta, entre outras aplicações [1-6]. Equipamentos de pressão plantar podem ser estáticos, como em plataformas, ou dinâmicos, como sistemas instalado dentro do tênis ou do calçado do indivíduo, vulgarmente chamados de *in-shoe*.

A tecnologia de palmilhas instrumentadas *in-shoe* garante liberdade para as coletas de dados serem realizadas em ambientes externos e em situações cotidianas ou específicas do indivíduo em questão,

como por exemplo: corridas em pistas, caminhadas, impactos em saltos e quedas, etc [2, 4-6]. Este modelo de sistema é baseado em medir a pressão plantar entre o pé do indivíduo e a sola do tênis, tendo como interface uma palmilha instrumentada [1-2,4-6]. Os principais requisitos gerais para um bom funcionamento são: mobilidade, baixa quantidade de dados, ser confortável dentro do tênis, leve (peso inferior a 300g) e baixo consumo de energia para ter uma boa autonomia [1]. Neste panorama, este trabalho apresenta o desenvolvimento de uma palmilha instrumentada de baixo custo destinada para medições de pressão plantar dentro de um calçado em situações dinâmicas. Como a medição dinâmica implica em movimento, evita-se que o indivíduo realize uma pisada não natural (controlada ou conscientemente corrigida) em consultório e/ou laboratório, bem como pisadas dinâmicas simuladas (como um passo em plataformas estáticas).

Os dados são visualizados e analisados por meio de uma interface gráfica e quantitativa. Como requisito fundamental desta proposta, as análises realizadas são somente em condições dinâmicas: passos, passadas, caminhadas, corridas, saltos, etc. O principal diferencial deste é a utilização de sensores piezoelétricos comerciais de fácil acesso e baixo custo. Todos os outros equipamentos referenciados aqui [1-6] utilizam sensores exclusivos, desenvolvidos pelos autores, ou seja, são de alto custo, dificultando o acesso à tecnologia.

Materiais e métodos

Sensores Piezoelétricos - Os sensores piezoelétricos possuem a característica de apresentar uma alteração de carga elétrica proporcional a direção aplicada ao estresse mecânico. O contrário também ocorre, ou seja, haverá deformação proporcional à aplicação de um campo elétrico [7]. Por essas características, os sensores piezoelétricos são amplamente usados nos âmbitos comerciais, industriais [8] e em aplicações médicas [9]. Atuadores, ventiladores e limpadores ultrassônicos piezoelétricos são algumas das aplicações usando seu princípio de fonte geradora de eletricidade [10]. Em circuitos eletrônicos, são encontrados largamente em ressonadores e em filtros (cerâmicos e de ondas acústicas) [10]. Seu uso como sensor dinâmico de força, vibração, pressão, sensor ultrassônico, de toque, choque mecânico e acelerômetro é bem recorrente [7-13]. Porém, aplicações recentes demonstram novos conceitos para seu uso, como um sistema de monitoramento de

pulso [12], gerador de tensão a partir de exalação humana [13] e sensor táctil.

A Figura 1 apresenta o sensor piezoelétrico comercial (a) e seu sinal em comparação com a ação do movimento (c). Durante o período de t_1 a t_2 , ocorre a aplicação da força, provocando o pico de tensão (b). Se a força continuar sendo aplicada, o sinal volta para o valor de repouso (entre t_2 e t_3). Parando a aplicação de força (t_3), há uma resposta de amplitude oposta (t_4), com pico abrupto, e em seguida o sistema volta para o repouso (após t_4). Para forças estáticas, o sistema permanece na tensão de repouso; porém em diferenças de forças, há a mudança no valor de tensão. Logo, a resposta do piezoelétrico ocorre de forma dinâmica e por isso só pode ser usado em sistemas de medição dinâmica e não estática.

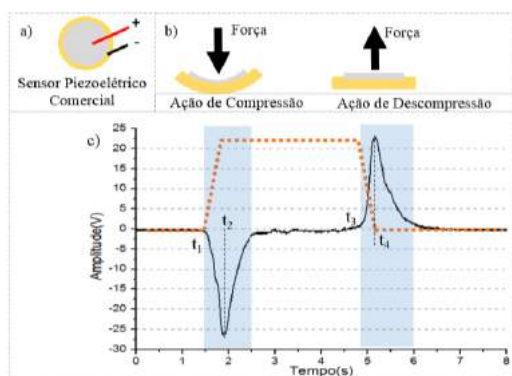


Figura 1: a) Sensor piezoelétrico comercial. b) as ações impostas ao sensor e em c) a resposta do sensor piezoelétrico em função da ação sobre o mesmo. crescentes de força.

A Figura 2 apresenta uma aquisição de sinais provenientes de um sensor piezoelétrico de 15 mm através de um osciloscópio. Impulsos de força crescente foram aplicados usando um material de apoio, com o sensor inserido na parte inferior do material. A partir dessa aquisição, pode-se concluir que:

- a tensão resultante do sensor é dependente da força, quanto menor a força, menor a amplitude da tensão e o contrário é verdadeiro; e
- dependendo do valor da força, a amplitude de tensão pode ultrapassar altos valores (como pode ser visto na Figura 2, na última aplicação de força, no sinal mais à direita onde o sensor forneceu mais de 60 V pico-a-pico).

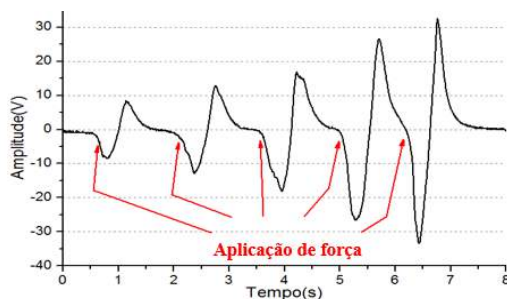


Figura 2: Sinal obtido de um sensor piezoelétrico de diâmetro de 15mm em função da aplicação de impulsos.

Condicionamento de sinais – Eletricamente, os sensores piezoelétricos possuem alta impedância [14] e dependendo da força aplicada o sinal do piezoelétrico pode possuir alta amplitude quando aplicado um degrau com força abrupta (conforme pode ser visualizado nas Figuras 1 e 2). Por este motivo, um amplificador de carga foi projetado, de modo a que apresentem uma razão de atenuação de um décimo do valor de tensão para enquadrá-la à faixa de leitura do sistema de medição, conforme apresentado na Figura 3.

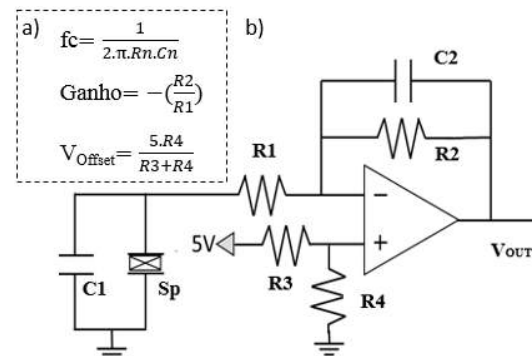


Figura 3: Amplificador de carga projetado.

Este amplificador comporta-se como um filtro passa-faixa ativo. Considerando que 98% das componentes de força de caminhada tem frequência abaixo de 10 Hz e 99% abaixo de 15 Hz, e ainda que é necessário realizar o desacoplamento DC, conforme critérios descritos por [17]; e considerando os valores de capacitores e resistores comerciais, as frequências de corte (f_c , figura 3a) inferior e superior calculadas foram de 1,59 Hz e 15,91 Hz. Os filtros foram projetados com base nas frequências citadas acima, tendo o filtro passa-alta composto por R1 (1 M Ω) e C1 (100 nF); já o filtro passa-baixa é composto por R2 (100 k Ω) e C2 (100 nF).

Outro ponto de extrema importância é a associação dos resistores de R3 (220 k Ω) e R4 (270 k Ω). Usando essa topologia, o sistema apresentará um *offset* do sinal (V_{offset} , Figura 3a), que não ficará em nível analógico de 0 V e sim o valor da queda de tensão do resistor R4. Essa queda de tensão é de 2,70 V, o que deixa o *offset* mais da metade do *range* total de alimentação (5 V). Tal valor foi escolhido pois a aplicação de força resulta em uma tensão mais abrupta que a saída de tensão em uma na região plantar. Desta forma, os estágios posteriores de aquisição não apresentarão problemas de saturação e de sobretensão, com o ganho de 0,1 (Ganho, Figura 3a).

Confecção da palmilha de baixo custo – Nos sistemas *in-shoe*, não há um consenso entre os pontos exatos para melhor absorção e medição da pressão plantar. A literatura também não fornece dados precisos explicando o detalhamento dos pontos. A grande quantidade de pesquisa procura distribuí-los entre as regiões do pé [1]. O pé pode ser dividido em 4 regiões, conforme ilustrado na Figura 4, em: Retropé, Mediapé, Antepé e Hálux [3-4], [15]. O Hálux (dedão) faz parte da região do Antepé, porém foi distinguido de sua região para facilitar análises posteriores em relação ao metatarso, que também compõe o Antepé.

Em relação à quantidade de pontos da divisão da região plantar, a hipótese mais utilizada é a verificação de quais análises serão realizadas com a palmilha instrumentada [1]. Como por exemplo: no Retropé, para medição somente da pressão da região, é necessário somente um ponto que cubra a região; já para medição do tipo de pisada (supinada, pronada ou neutra) são necessários no mínimo dois pontos; e assim para todas as regiões plantares [3-4,15].

Para determinação da nossa distribuição dos sensores, foram considerados quatro tipos de pisada, que, de fora para dentro do pé, são: a) supinador, em que a pisada é para fora (forçando a parte externa do pé); b) neutra, em que a pisada é realizada de forma correta; c) pronador, em que a pisada é deslocada para dentro (forçando a parte interna do pé); e o quarto tipo é d) uma intensificação do terceiro tipo, em que tem-se um pronador acentuado, onde a pisada também é torta para dentro, porém com uma intensificação no ângulo de deformação [16].

Cada região possui um número específico de sensores, sendo: 5 no Retropé; 3 no Mediopé; 5 no Antepé; e 1 no Hálux. A Figura 4 apresenta os sensores posicionados na palmilha com suas identificações numéricas e das regiões plantares.

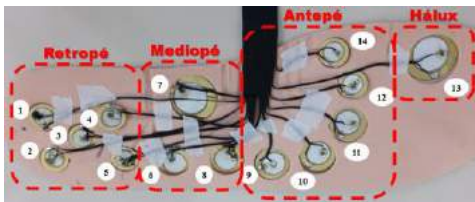


Figura 5: Palmilha instrumentada com a identificação dos sensores e das regiões plantares.

Ao analisar a palmilha proposta, é possível afirmar a função de alguns sensores por meio de sua localização, como por exemplo: o sensor 7 é responsável pela detecção de pé chato (plano); já os sensores 6 e 8 medem a intensidade de pés pronados ou supinados; e os sensores 1, 2, 4 e 5 são utilizados para medições de pisadas tortas com o calcanhar; entre outras. Além disso, cada sensor apresenta a intensidade da pressão plantar em sua região determinando a característica de pisada do indivíduo.

Para conexão dos sensores ao circuito de condicionamento, utilizou-se o cabo *flat*, por sua flexibilidade, maleabilidade e de espessura viável para aplicação. São 28 vias (duas para cada sensor); todos os pontos negativos estão conectados entre si e também as referências da placa de condicionamento de sinais e de aquisição de sinais.

Resultados e Discussão

Para uma melhor apresentação dos sinais coletados, a Figura 5 (a) representa a posição do pé em três etapas de um passo. Na parte inferior da Figura 5 (b), são apresentados os sinais temporais de uma medição dinâmica dos 14 sensores sobrepostos. Ainda no

gráfico, é possível ver as indicações da região com maior intensidade de pressão durante o movimento, iniciando-se no retropé (através do sensor 1), seguido do mediopé, antepé e por último, finalizando o movimento do pé, o Hálux, (visualizado pelo sensor 13). Os sensores são ativados quando a pressão plantar pressiona-os na palmilha, indicados com a parte positiva dos sinais no gráfico. No momento em que essa pressão é no sentido contrário (descompressão), obtém-se as partes negativas dos sinais.

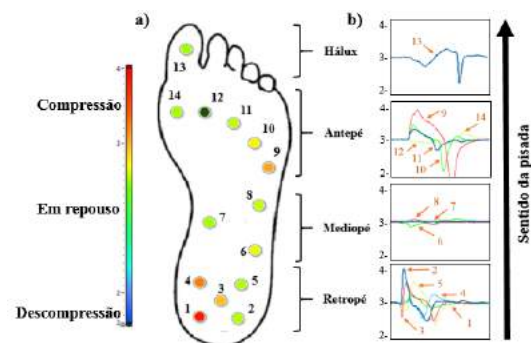


Figura 4: Formas de apresentação dos dados: (a) Tela de apresentação da escala de cores e posição dos sensores com seus respectivos valores; (b) Divisão dos sinais por região plantar e a identificação de cada sensor.

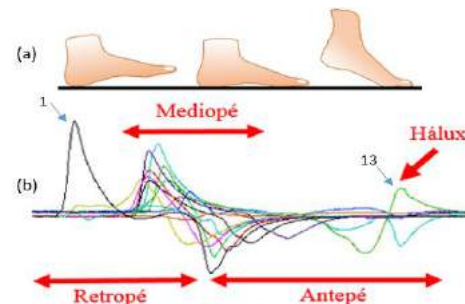


Figura 6: Sinais de um passo comparados com as posições plantares durante o movimento.

Esse resultado foi somente para apresentar o movimento do passo executado pela pessoa, mas só fornece dados simples, como por exemplo: a pressão de pico, os tempos de ativação dos sensores, e o comportamento dos sensores conforme a região pressionada. Para análises mais específicas em relação a pressão plantar são necessários outros tipos de apresentações dos resultados, como por exemplo, em forma de cores e pontos no pé (Figura 7).

Para apresentação dos resultados, utilizou-se o *software* LabVIEW™. O programa desenvolvido foi dividido em abas, possibilitando selecionar os dados a serem analisados. A Figura 7 (a) apresenta a disposição gráfica dos sensores na região plantar e a pressão exercida sobre eles. A escala de cor é definida pela intensidade de pressão plantar medida, o verde representa os pontos sem pressão, do verde para o vermelho os pontos em pressão e por último, do verde para o azul os pontos em descompressão do sensor. O ponto verde escuro encontrado na região do Antepé,

representa o aviso de que o sensor não está funcionando ou não está conectado. Com esse tipo de análise e apresentação dos dados é possível detectar características como pé plano, tipo de pisada, intensidade de pressão plantar, entre outras.

A segunda aba do programa é responsável por apresentar os gráficos de pressão divididos entre as regiões plantares. A Figura 7 (b) exibe os quatro gráficos, sendo o primeiro do Retropé, o segundo do Mediopé, o terceiro do Antepé e o último do Hálux. As cores de cada gráfico representam os sinais de cada sensor. O Canal 13, correspondente ao Hálux, é separado dos demais por se tratar da região das falanges (dedos). O eixo horizontal representa o tempo, sendo as análises temporais em segundos; já o eixo vertical continua como tensão (V).

Após a apresentação desses resultados e de como eles são apresentados ao usuário, o sistema mostrou-se operante e correspondeu aos objetivos esperados para a viabilidade da utilização de sensores comerciais de baixo custo nesta aplicação.

Considerações Finais

O sensor piezoelétrico comercial correspondeu de forma positiva para medições de pressão plantar em situações dinâmicas. O sistema como um todo apresentou a capacidade de fornecer informações para análises de pressão plantar, como: pé plano, tipos de pisada (supinada, pronada ou neutra) e intensidade de pressão plantar por região plantar. A aplicação futura desse sistema será desenvolvido em duas áreas distintas: acompanhamento fisioterápico e análise de marcha em esportes que utilizam a corrida como fundamento principal.

Agradecimentos

Agradecemos aos colaboradores deste trabalho Fabrício F. Vieira e Sidiney Venerano pela ajuda no seu desenvolvimento.

Referências

- [1] Razak, AHA, Zayegh A, Begg RK, Wahab Y. Foot Plantar Pressure Measurement System: A Review. *Sensors*, 2012, 12(12), p.9884-9912.
- [2] Manupibul U, Charoensuk W, Kaimuk P. Design and development of SMART insole system for plantar pressure measurement in imbalance human body and heavy activities. *The 7th 2014 Biomedical Engineering International Conference*, 2014, 7(1), p.1-5.
- [3] Wafai L, Zayegh A, Woulfe J, Aziz SM, Begg R. Identification of Foot Pathologies Based on Plantar Pressure Asymmetry. *Sensors*, 2015, 15(8), p.20392-20408.
- [4] Rodrigues JR, Craveiro WA, Lemos TV, Passos FAG, Macedo OGD, Matheus JPC. Influence of application of the inelastic taping pressure of runners pronators. *Manual Therapy, Posturology & Rehabilitation Journal*, 2014, 12, p.224-260.
- [5] Catalfamo P, Moser D, Ghoussayni S, Ewins D. Detection of gait events using an F-Scan in-shoe pressure measurement system. *Gait & Posture*, 2008, 28(3), p.420-426.
- [6] Mueller MJ, Strube MJ. Generalizability of in-shoe peak pressure measures using the F-scan system. *Clinical Biomechanics*, 1996, 11(3), p.159-164.
- [7] Safari A, Janas VF, Bandyopadhyay A, Kholkin A. Piezoelectric Transducers and Sensors. In J. G. Webster. *The Measurement, Instrumentation and Sensors Handbook*. Boca Raton: CRC Press, 1999, p. 144-156.
- [8] Ahmad RF, Malik AS, Amin H, Kamel N, Zafar R, Qayyum A. A new approach for error minimization of piezoelectric sensor output variations using fuzzy logic. In: *2014 IEEE International Conference on Control System*, 2014 Nov 38-30; Batu Ferringhi, p.394-98.
- [9] Park J-H, Jang D-G, Park JW, Youm S-K. Wearable Sensing of In-Ear Pressure for Heart Rate Monitoring with a Piezoelectric Sensor. *Sensors* [internet]. 2015, 15 (9). p 23402-23417.
- [10] Murata Manufacturing Co, Piezoelectric ceramics sensors (Piezotite®) [internet] cited [12 dez 2015] Available : <http://www.farnell.com/datasheets/43406.pdf>
- [11] Irschik H, Krommer M, Vetyukov Y. On the Use of Piezoelectric Sensors in Structural Mechanics: Some Novel Strategies. *Sensors* [internet]. 2010, 10(6).p5626-5641.
- [12] Ikari T, Kurose S, Igasaki T, Kobayashi M. Pulse monitoring by sol-gel composite flexible piezoelectric sensors. In: *2014 IEEE International Ultrasonics Symposium*, 2014 Nov 3-6; Chicago, p.2071-2074.
- [13] Mhetre MR, Ahyankar HK, Voltage generation using piezoelectric sensor from Human exhalation. In: *2015 2nd International Conference on Computinf for Sustainable Global Development*. 2015 Mar 11-13; New Delhi, p.649-654.
- [14] Yañez Y, Garcia-Henandez MJ, Salazar, J, Turo A, Chavez JA. Designing amplifiers with very low output noise for high impedance piezoelectric transducers. *NDT & E International* 2005, 38(6): p.491-496.
- [15] Shu L, Hua T, Wang Y, Li Q, Feng D, Tao X. In-shoe plantar pressure measurement and analysis system based on fabric pressure sensing array. *IEEE Trans. Inf. Technol. Biomed.* 2009, 14, p.767-775.
- [16] Guimarães GV, Freitas HF, Silva PRS, Teixeira, LR. Pés: devemos avaliá-los ao praticar atividade físico-esportiva?. *Rev Brasileira Medicina Esporte*, 2000, 6(2), p.57-59.
- [17] Karki J, Signal Conditioning Piezoelectric Sensors. [internet] 2000 [cited in 12 Dez 2015]. Available in: <http://www.ti.com/lit/an/sloa033a/sloa033a.pdf>

REGISTRO DAS OSCILAÇÕES DO CENTRO DE MASSA UTILIZANDO O MICROSOFT KINECT V2

D. R. G. Gonzalez*, L. A. Imbiriba** e F. C. Jandre*

*Programa de Engenharia Biomédica – COPPE / UFRJ, Rio de Janeiro, Brasil

** Departamento de Biociências e Atividades Físicas – EEFD / UFRJ, Rio de Janeiro, Brasil
e-mail: diegorgg@peb.ufrj.br

Resumo: Uma forma de medir e caracterizar as oscilações posturais é pelo registro da trajetória do centro de massa (CM), utilizando sistemas de captura de movimento ou plataformas de força. Entretanto, características destes sistemas, como o alto custo e a necessidade do uso de marcadores na pele, podem tornar seu uso inadequado em algumas aplicações. O propósito deste trabalho é avaliar o uso do Microsoft Kinect V2, um sensor de movimento portátil e que não necessita de marcadores corporais, para medir oscilações posturais. Nove indivíduos realizaram três tarefas diferentes: permanecer de pé com olhos abertos (OA), de pé com os olhos fechados (OF) e de pé realizando oscilações voluntárias nos tornozelos (OV), durante 60 segundos. A trajetória do CM destes indivíduos foi medida nos eixos anterior-posterior (AP) e medial-lateral (ML) utilizando o Kinect V2 e os resultados foram comparados com um padrão, através do coeficiente de correlação de Pearson r . Todos os testes apresentaram correlação média alta ($r > 0,9$) nos dois eixos, embora os valores- r tenham sido um pouco maiores no eixo AP. Estes resultados sugerem que o Kinect V2 possa ser utilizado para medir oscilações posturais pela trajetória do CM.

Palavras-chave: Oscilação Postural, Centro de Massa, Microsoft Kinect V2.

Abstract: *Body sway may be assessed with the measurement of the trajectories of the center of mass (CM), using motion capture systems or force plates. However, some characteristics of these systems, as high costs and the requirement of skin markers, may make them inadequate for some applications. The purpose of this study is to evaluate the use of Microsoft Kinect V2, a portable and markless motion sensor, to measure body sway. Nine subjects performed three different tasks: quiet standing with eyes open (EO), quiet standing with eyes closed (EC), and performing voluntary oscillation about the ankles (VO), during 60 seconds. The displacement of CM of these subjects was recorded in anterior-posterior (AP) and medial-lateral (ML) axes using the Kinect V2 and the results were compared with a standard, using Pearson's correlation coefficient r . All tests presented high mean correlation ($r > 0.9$) in both axes, although the r -values in AP axis was higher than in ML axis. These results suggest that Kinect V2 may be used to measure the displacement of CM and, thus, body sway.*

Keywords: *Body Sway, Center of Mass, Microsoft Kinect V2.*

Introdução

O registro das oscilações do corpo é um método utilizado no estudo do controle postural [1], sendo uma forma de mensurar e comparar, especificamente, alguns parâmetros que caracterizam o equilíbrio corporal na postura em pé [2]. Alterações nas características das oscilações posturais podem estar associadas a diversas doenças, assim como ao processo de envelhecimento e ao sedentarismo [3].

As oscilações posturais são tradicionalmente representadas pela trajetória do centro de pressão (CP), definido como o ponto de aplicação das forças de reação externas sob os pés, e do centro de massa (CM), ponto imaginário onde toda a massa do indivíduo poderia ser representada no espaço [4]. O CP pode ser medido através de plataforma de força, enquanto o CM pode ser estimado pela sua relação biomecânica com o CP [4,5] ou pela média ponderada da posição do CM de cada segmento do corpo [4,6,7], técnica chamada de método segmentar. Sistemas de captura de movimento podem ser utilizados para determinar a posição destes segmentos corporais. Entretanto, algumas características destes equipamentos como complexidade de operação, tamanho do equipamento e a necessidade de colocação de marcadores na pele tornam sua utilização trabalhosa e exigente de alguma experiência técnica [8].

Uma alternativa encontrada por pesquisadores foi utilizar o Microsoft Kinect (Microsoft, EUA), um sensor optoeletrônico desenvolvido para *video games* capaz de detectar posição e movimentos dos usuários. Sendo um dispositivo portátil e que não necessita de marcadores corporais, o Kinect já foi utilizado na avaliação de controle postural [8] e na medição de oscilações posturais [7], e estudos comparativos com sistemas tradicionais sugerem que, em alguns casos, seus resultados podem ser similares [9].

Uma nova versão do sensor, o Microsoft Kinect V2, foi lançada apresentando resolução de profundidade aumentada e melhor sistema de detecção do corpo. Não foram realizadas medições, de nosso conhecimento, das oscilações posturais pelo cálculo do movimento do CM utilizando esta nova versão. Portanto, o objetivo deste trabalho foi avaliar o Kinect V2 como um instrumento para a medição de oscilações posturais, utilizando o

detector de movimentos corporais para estimar a variação da posição do CM, em comparação com um padrão de referência.

Materiais e métodos

Sujeitos - Este estudo contou com a participação de 9 voluntários (5 homens), com idade $26,9 \pm 7,0$ anos (Média \pm Desvio Padrão), massa $62,8 \pm 10,3$ kg e estatura $1,69 \pm 0,05$ m. Os voluntários relataram não possuir qualquer problema no equilíbrio corporal. Estes testes foram realizados dentro de estudo aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa do Instituto Federal de Educação, Ciência e Tecnologia do Rio de Janeiro/IFRJ [Processo No. 08305013.0.0000.5268].

Protocolo - Três tipos de testes foram realizados com cada indivíduo, sendo a ordem dos testes escolhida de forma aleatória. As condições foram: a) sujeito em pé com os olhos abertos (OA); b) ou com os olhos fechados (OF); c) com olhos abertos e executando oscilações voluntárias nos tornozelos, para frente e para trás (OV). Em todos os testes os indivíduos encontraram-se com os pés afastados 10 cm um do outro sobre uma plataforma de força e, no caso das condições com os olhos abertos, foram instruídos a permanecer com o olhar fixo em um marcador na altura dos olhos, a 2 m de distância. Os testes tiveram a duração de 60 s cada um, com um intervalo de 60 s entre os testes, quando o voluntário permanecia sentado em descanso.

Microsoft Kinect V2 - Para a aquisição da posição dos segmentos corporais foi utilizado o Microsoft Kinect V2 (Microsoft, EUA). O Kinect é um dispositivo optoeletrônico composto por uma série de sensores, entre eles uma câmera RGB de alta definição (1920x1080 pixels), uma câmera de infravermelho (IR), com definição de 512x424 pixels, sensor de profundidade (proveniente da interação entre a câmera IR e um emissor do próprio Kinect, composto por três diodos IR) e faixa de detecção variando de 0,5 m a 4,5 m. Possui campo de visão de 70° horizontal e 60° vertical. A taxa de amostragem nominal é de 30 Hz (podendo variar por limitações de processamento, normalmente diminuindo).

Para este trabalho foi desenvolvida uma interface escrita em Labview (National Instruments, EUA), utilizando o *toolkit* Haro 3D 1.0 (HaroTek, EUA), para acessar as funções do Kinect. Uma destas funções utiliza o sensor de profundidade e um algoritmo próprio para detecção da posição (x,y,z) de pontos do corpo e algumas articulações, chamados *joints* (Figura 1). A interface foi usada para registrar a posição das *joints*, o instante de tempo em que as amostras foram obtidas e para gerar um sinal externo de sincronia, através de uma placa Labjack U12 (Labjack, EUA). O sistema rodou em um computador com processador Intel i7 (3,4 GHz), 8 Gb de memória RAM e sistema operacional Windows 10. O Kinect foi posicionado a 2 m de distância do indivíduo, a uma altura de 70 cm, para melhor detecção dos segmentos corporais.

Método Segmentar - A posição do CM foi calculada a partir das *joints* fornecidas pelo Kinect e utilizando uma tabela de parâmetros antropométricos [4,6,7]. As posições (x_i) dos centros de massa de alguns segmentos (CM_i) (Figura 1) foram calculadas com base na distância do CM_i das extremidades distais e proximais dos segmentos (pontos obtidos pelo Kinect).

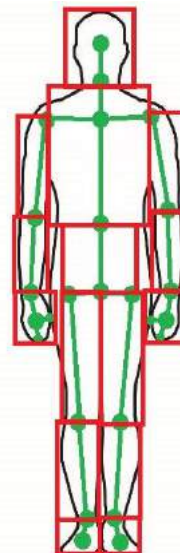


Figura 1: *Joints* fornecidas pelo Kinect V2 (pontos verdes) e divisão do corpo em segmentos (em vermelho).

Em seguida, estes valores foram multiplicados pelas frações de massa f_i correspondentes e somados, conforme a Equação 1, para que fosse encontrada a posição do CM total. A Tabela 1 apresenta os segmentos utilizados, a distância do CM entre os pontos proximais e distais de cada segmento (% do comprimento) e seus valores correspondentes de f_i .

$$CM = \sum x_i f_i \quad (1)$$

Tabela 1: Valores antropométricos utilizados para o cálculo do CM total.

Segmento do Corpo	Fração de Massa	Distância entre o CM_i e o ponto (%)	
		Proximal	Distal
Cabeça e pescoço	0,081	1,000	-
Tórax e abdome	0,355	0,500	0,500
Braço	0,028	0,436	0,564
Antebraço	0,016	0,430	0,570
Mãos	0,006	0,506	0,494
Pélvis	0,142	0,105	0,895
Coxa	0,100	0,433	0,567
Pernas	0,0465	0,433	0,567
Pés	0,0145	0,500	0,500

Padrão de Referência - Como padrão de referência, foi utilizada a trajetória da posição do CM obtida a partir do CP. Para oscilações de baixa amplitude, essa

relação pode ser encontrada pelo modelo do pêndulo invertido [6], apresentado na Equação 2.

$$CP(t) - CM(t) = -\frac{I_a}{Wh} C\ddot{M}(t) \quad (2)$$

onde, em um determinado eixo horizontal (AP ou ML), $CP(t)$ é a projeção do centro de pressão, $CM(t)$ a projeção do centro de massa, I_a o momento de inércia do corpo acima do tornozelo, W a força peso que atua no CM, h a altura do CM em relação ao tornozelo e $C\ddot{M}(t)$ a aceleração do CM. A função de transferência entre $CM(t)$ e $CP(t)$, no domínio da frequência, pode ser encontrada pela transformada de Laplace da Equação 2, obtendo a Equação 3 [4,5]:

$$\frac{\overline{CM}(s)}{\overline{CP}(s)} = \frac{\frac{Wh}{I_a}}{\frac{Wh}{I_a} - s^2} \quad (3)$$

Sendo W a força peso, este valor foi calculado multiplicando-se a massa m de cada voluntário pela constante $g = 9,81 \text{ m/s}^2$. A altura do CM acima do tornozelo h foi calculada também pelo método segmentar. O momento de inércia do corpo acima do tornozelo I_a foi calculado conforme indicado por [5] sendo $I_a = mh^2 + 0,0533mH^2$ para o eixo AP e $I_a = mh^2 + 0,0572mH^2$ para o eixo ML. H é a altura do voluntário.

Desta forma, a função de transferência (Equação 3) foi discretizada, utilizando uma transformação Z bilinear e sua resposta em frequência foi multiplicada pela DFT do sinal do CP. Para obter o sinal do CM, a IDFT do vetor resultante foi calculada. Como os sistemas possuem referências cartesianas distintas, cada sinal teve seu valor médio subtraído. Foram analisados apenas os 40 s centrais de cada teste, para minimizar a influência de desvios nas bordas dos sinais.

O CP foi obtido utilizando uma plataforma de força AccuSwayPlus (AMTI, EUA), com resolução de 10^{-5} m e taxa de amostragem de 50 Hz. Os processamentos e comparações de dados, assim como os gráficos, foram feitos em MatLab (Mathworks, EUA). O sinal do Kinect foi interpolado para a frequência de 50 Hz utilizando uma função *spline* de 3ª ordem. Foram comparadas então as posições do CM obtidas pelo Kinect e pela plataforma, nos eixos AP e ML, através do cálculo do coeficiente de correlação de Pearson r .

Resultados

Os resultados encontrados para as oscilações no eixo AP apresentaram correlação muito alta ($r > 0,9$). Quase todos os resultados para o eixo ML apresentaram correlação muito alta ou alta ($0,7 < r < 0,9$). Os coeficientes de correlação de Pearson calculados entre o deslocamento do CM medido através do Kinect V2 e o medido através a plataforma de força, para todos os voluntários, são apresentados na Tabela 2.

Tabela 2: Coeficiente de Correlação de Pearson

Eixo Teste	Anterior - Posterior			Medial - Lateral		
	OA	OF	OV	OA	OF	OV
Média	0,97	0,98	0,99	0,95	0,95	0,91
(DP)	(0,02)	(0,02)	(0,01)	(0,03)	(0,02)	(0,10)

As Figuras 2 e 3 apresentam os gráficos de alguns resultados representativos do deslocamento do CM obtido pelo Kinect V2 (azul) e pela relação com o CP (verde) para o voluntário V#2 no eixo AP. As Figuras 4 a 5 apresentam alguns gráficos para o V#1 no eixo ML.

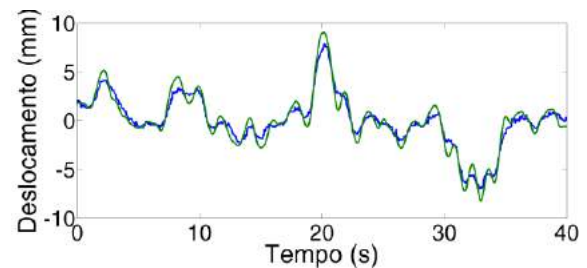


Figura 2: V#2, teste OA, deslocamento no eixo AP.

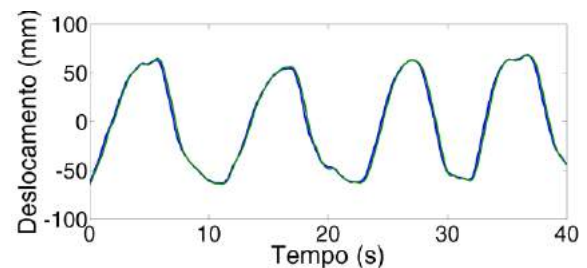


Figura 3: V#2, teste OV, deslocamento no eixo AP.

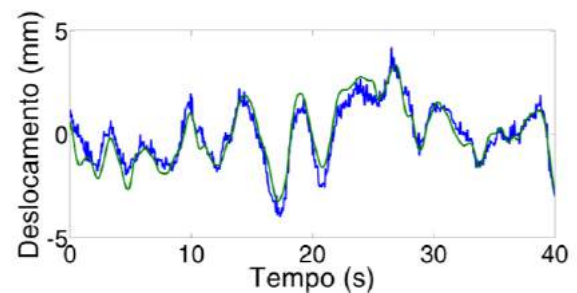


Figura 4: V#1, teste OF, deslocamento no eixo ML.

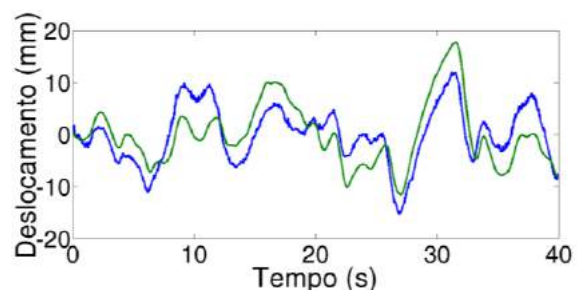


Figura 5: V #1, teste OV, deslocamento no eixo ML.

Discussão

As correlações encontradas para as medições no eixo AP foram um pouco melhores do que as do eixo ML.

Uma explicação provável deste resultado é que as amplitudes de oscilação no eixo AP são, no geral, maiores que as do eixo ML ao manter a posição dos pés afastados. Por isso, o erro associado a resolução do Kinect (1 mm) tende a apresentar uma influência menor, devido ao aumento da relação sinal/erro. As maiores correlações no eixo AP ($r = 0,99 \pm 0,01$) foram encontradas na situação de OV. Esta condição foi a que apresentou a maior oscilação do CM para todos os voluntários. Entretanto, para o eixo ML, nesta condição foi encontrada a menor correlação ($r = 0,91 \pm 0,08$).

Duas possíveis explicações podem ser sugeridas para descrever este resultado. A primeira leva em conta a detecção das *joints* pelo Kinect, uma vez que os movimentos acentuados na direção AP podem ter levado a pequenos deslocamentos na localização dos pontos no eixo ML. A segunda se deve ao modelo do pêndulo invertido utilizado para encontrar o valor do CM a partir do CP. Este modelo pode ser utilizado para oscilações de baixa amplitude em que a estratégia de controle postural utilizada seja, em sua maior parte, do controle a partir do tornozelo [6]. Para outras estratégias, como o movimento de quadril, o modelo do pêndulo apresenta algumas limitações [2]. O movimento voluntário nos tornozelos parece ter levado o corpo a se comportar de forma mais parecida com um pêndulo invertido no eixo AP. Este modelo, porém, é limitado e pode ser menos representativo para o movimento ML. Desta forma, o CM estimado através da relação com CP pode não corresponder ao CM obtido pelo método segmentar, sendo necessário o uso de outro padrão para comparações nesta condição.

A análise da posição de pontos isolados e do ângulo de articulações detectadas pelo Kinect, como tornozelos, joelhos e quadril, poderia fornecer informações úteis para avaliar a estratégia de controle postural. Entretanto, essas medidas são mais afetadas pelo ruído de resolução, principalmente nas oscilações de baixa amplitude. O uso do Kinect V2 para estas medições não foi avaliado neste trabalho e pode ser proposto para futuras investigações.

Limitações - O Kinect é um dispositivo que foi inicialmente projetado para uso em *vídeo games*. Portanto, não apresenta algumas características desejáveis em instrumentos de medição, como a capacidade de calibração pelo usuário e o acesso aos métodos utilizados por ele na obtenção de alguns sinais. É preciso notar também que a câmera e o sensor de profundidade do Kinect possuem resolução e precisão inferiores às de sistemas padrões utilizados na captura de movimento, sendo insuficiente para algumas medições finas.

Deve-se também considerar que o Kinect, assim como outros dispositivos baseados em sistemas de vídeo, pode ser utilizado para medição do deslocamento do CM. Entretanto, o CP é a grandeza mais utilizada para avaliar as oscilações posturais e possui um maior número de estudos acerca de suas características. Portanto, para que dispositivos como o Kinect possam ter uma maior aplicação na área clínica e de reabilitação,

são necessárias maiores investigações sobre o comportamento e parâmetros do CM.

Embora as oscilações tenham apresentado grande variação de amplitude, os testes consideraram apenas três condições (OA, OF e OV). Para melhor caracterizar o dispositivo, são necessários dados com maior variabilidade, por exemplo com o registro do CM de indivíduos realizando outras tarefas, introdução de estímulos externos que afetem as oscilações posturais ou a inclusão de voluntários que apresentem alterações no controle postural.

Conclusão

Os resultados encontrados neste estudo apresentaram uma alta correlação entre a trajetória do CM estimada pelo Microsoft Kinect V2 e a trajetória do CM estimada através de uma plataforma de força. Estes resultados sugerem que o Kinect V2 possa ser utilizado como instrumento para medir oscilações posturais através do deslocamento do CM. Entretanto, para uma melhor validação do instrumento, outros testes precisam ser realizados, comparando o Kinect com outros sistemas de captura de movimento padrões.

Agradecimentos

Os autores agradecem ao CNPq, CAPES, FAPERJ e ao programa PIBITI/CNPq pelo apoio financeiro.

Referências

- [1] Mochizuki L, Amadio AC. Aspectos biomecânicos da postura ereta: a relação entre o centro de massa e o centro de pressão. *Revista Portuguesa de Ciências do Desporto*. 2003; 3 (3):77-83,
- [2] Gagey PM, Weber B. *Posturologia: Regulação e distúrbios da posição ortostática*. 2th ed. São Paulo: Manole; 2000.
- [3] Nardone A, Schieppati M. The role of instrumental assesment of balance in clinical decision making. *European Journal of Physical and Rehabilitation Medicine*. 2010; 46(3):221-237
- [4] Lafond D, Duarte M, Prince F. Comparison of three methods to estimate the center of mass during balance assesment. *Journal of Biomechanics*. 2004; 37:1421-1426.
- [5] Rougier P, Burdet C, Farenc I, Berger L. Backward and forward leaning postures modelled by an fBm framework. *Neuroscience Research*. 2001; 41:41-50.
- [6] Winter DA, Patla AE, Prince F, et al. Stiffness Control of Balance in Quiet Standing. *Journal of Neurophysiology*. 1998; 80:1211-1221.
- [7] Yeung LF, Cheng KC, Fong CH. Evaluation of the Microsoft Kinect as a clinical assesment tool of body sway. *Gait & Posture*. 2014; 40:532-538.
- [8] Clark RA, Pua YH, Fortin K, et al. Validity of the Microsoft Kinect for assesment of postural control. *Gait & Posture*. 2012; 36:372-377.
- [9] Xu X, McGorry RW. The validity of the first and second generation Microsoft Kinect for identifying joint center location during static posture. *Applied Ergonomics*. 2015; 49:47-54.

SENSOR A FIBRA ÓTICA UTILIZANDO REDES DE BRAGG PARA ANÁLISE DE TENSÃO ÓSSEA

A. Kalinowski*, A.B. Di Renzo*, L.Z. Karam**, V. Pegorini*, R. Cardoso*, H. J. Kalinowski* e J.C.C. Silva*

*Universidade Tecnológica Federal do Paraná, Curitiba, Brasil

** Pontifícia Universidade Católica do Paraná, Curitiba, Brasil

e-mail: jeances@utfpr.edu.br

Resumo: Este artigo descreve a caracterização e a calibração de um sensor a fibra ótica baseado em redes de Bragg (FBG), com o objetivo de utilizá-lo para medir tensões ósseas em uma superfície de mandíbula bovina durante movimentos mastigatórios. A instrumentação desenvolvida possibilitará aplicação futura para análise biomecânica da deformação óssea, no estudo da fisiologia e comportamento do tecido ósseo e no auxílio do desenvolvimento de próteses. Para que o sensor proposto possa ser implantado em um animal vivo, se fez necessário a utilização de um transdutor que facilite sua fixação, que transmita a força detectada do osso ao sensor e que ainda torne-o menos frágil. Portanto foi desenvolvido um encapsulamento adequado utilizando uma malha de titânio e, então, foram realizados testes de caracterização e calibração do sensor. Os resultados de calibração demonstram que o sensor apresenta incerteza de 0,027N e coeficiente de carga de 468 pm/N. A partir dos testes em laboratório é possível afirmar que o sensor proposto apresenta robustez e facilidade de instalação a partir de processo cirúrgico minimamente invasivo.

Palavras-chave: Sensores a Fibra Ótica, Biosensor, Redes de Bragg, Biomecânica.

Abstract: *This study describes the characterization and calibration of an optical fiber Bragg gratings sensor. The aim is to use it to measure bone strains in a bovine jaw surface during masticatory movements. The instrumentation enables future applications in biomechanical and biomedical analysis of bone deformations in the study of physiology and behavior bone tissue and aid the development of prosthesis. The sensor can be implanted in a living animal. However, it was necessary to use a transducer that provides a straightforward fixation of the sensor and capable to transmit the strain detected at the bone. Therefore, a suitable encapsulation was developed using a mesh of titanium and then the sensor calibration and characterization tests were performed. The calibration results shown that the sensor has 0,027 N error and 468 pm/N load coefficient. Based on laboratory tests, it can be said that the proposed sensor offers robustness and ease installation from minimally invasive surgical process.*

Keywords: *s Optical Fiber Sensors, Biosensor, Fiber Bragg Gratings, Biomechanics.*

Introdução

Atualmente há consenso na literatura sobre o fato de que a tensão mecânica é um dos principais contribuintes para o processo de diferenciação celular óssea [1], esse processo celular é estudado amplamente por profissionais da área da saúde. Além desses profissionais, a mensuração da deformação óssea pode despertar interesse para os profissionais da área de pecuária de precisão, para identificar eventos relacionados com o comportamento ingestivo de ruminantes, através da monitorização da deformação óssea mandibular. Esses dados podem ajudar a determinar a produtividade das pastagens, e também fornece indicações sobre a saúde e bem-estar do animal [2].

Técnicas vêm sendo empregadas para avaliação do comportamento de animais em ambientes de pastejo, sendo o método acústico a principal delas [2]. Existem outras alternativas, como a observação direta [3], e uma técnica baseada na análise do ganho de peso do animal [4]. Apesar dessas técnicas não serem invasivas, a maior parte da coleta de dados é feita de forma manual, podendo assim, gerar uma imprecisão nos resultados. Outra maneira de observar o comportamento ingestivo de ruminantes, é por meio da técnica da fistula esofágica [5]. Essa é uma técnica que se mostra bastante invasiva e pode apresentar diversas complicações. Uma técnica bastante promissora foi apresentada em trabalhos como, por exemplo, [6], [7] a qual consiste em implantar através de uma cirurgia minimamente invasiva um sensor em fibra ótica baseado em redes de Bragg (FBG) para monitorar deformações ósseas e assim, correlacionar com padrões mastigatórios.

Para este projeto são utilizados sensores do tipo redes de Bragg em fibra ótica (FBG) [8]. A FBG é uma estrutura periódica que induz uma banda proibida ao redor do comprimento de onda de Bragg, impedindo a propagação nessas frequências, funcionando como um refletor seletivo. Em termos funcionais, as redes de Bragg têm comportamento semelhante ao filtro eletrônico rejeita faixa. Uma característica importante da FBG é o fato de que perturbações externas como compressão, tração ou variações de temperatura alteram o comprimento de onda central refletido. Essa codificação espectral diminui problemas derivados de ruídos de intensidade que afetam outros tipos de sensores e facilita a calibração. Quando uma FBG é iluminada por uma

fonte ótica banda larga, somente os comprimentos de onda que satisfazem a condição de Bragg são refletidos, enquanto os demais são transmitidos. A condição de Bragg é dada pela equação 1 [9]:

$$\lambda_B = 2n_{eff}\Lambda \quad (1)$$

onde λ_B é o comprimento de onda de Bragg, Λ é a modulação periódica do índice de refração e n_{eff} é o índice de refração efetivo do núcleo da fibra. O índice de refração efetivo e o espaçamento periódico entre os planos da FBG serão afetados por mudanças de temperatura e/ou deformação a qual modificará o espectro refletido pela FBG. A partir da equação 1, o deslocamento do comprimento de onda de Bragg devido a alterações de deformação e temperatura é descrito pela equação 2 [9]:

$$\begin{aligned} \Delta\lambda &= \Delta\lambda_{B,l} + \Delta\lambda_{B,t} \\ \Delta\lambda &= 2\left(\Lambda\frac{\partial n}{\partial l} + n\frac{\partial\Lambda}{\partial l}\right)\Delta l + 2\left(\Lambda\frac{\partial n}{\partial T} + n\frac{\partial\Lambda}{\partial T}\right)\Delta T \quad (2) \\ \Delta\lambda &= S_l\Delta l + S_T\Delta T, \end{aligned}$$

onde $\Delta\lambda_{B,l}$ é a variação do comprimento de onda devido à deformação aplicada e $\Delta\lambda_{B,t}$ é o efeito térmico sob o mesmo parâmetro. Os termos S_l e S_T representam os coeficientes de sensibilidade de deformação e de temperatura dos sensores FBG.

O desenvolvimento de sensores FBG's para o monitoramento de tensão óssea, além de outros parâmetros biomecânicos, atrai a atenção de diversos grupos de pesquisa para diferentes aplicações [10], [11], pois além de ser capazes de detectar deformação mecânica e alterações de temperatura, são quimicamente estáveis, e têm dimensão reduzida na ordem de micrometros de diâmetro e milímetros de comprimento, facilitando a implantação em lugares pequenos e irregulares [12], [13]. Também, destaca-se sua biocompatibilidade e imunidade à interferência eletromagnética [11].

Assim, este trabalho propõe a caracterização e a calibração de um biosensor baseado em redes de Bragg para a monitorização de tensões ósseas em um animal vivo e em fase inicial de aplicação do sensor, compreender seus padrões mastigatórios.

Materiais e métodos

Para a montagem do sensor, foi necessário gravar a FBG em uma fibra ótica. Assim, foi utilizada fibra ótica monomodo Draktel®, para uso em telecomunicações. Para gravação foi empregado o método de iluminação direta sob máscara de fase [14]. No processo de gravação, foi utilizado um laser Excímero (KrF) com comprimento de onda central em 248 nm, pulsos de 5 ns, ajustado para uma energia de pulso de 7 mJ e taxa de repetição de 250 Hz. Utilizou-se uma íris com abertura de aproximadamente 3 mm, definindo assim o comprimento da rede de Bragg.

Para diminuir a fragilidade mecânica da FBG, optou-se por encapsular o sensor com uma malha de titânio cirúrgico, cedida pela empresa NEOORTHO® para fins de pesquisa.

A malha de titânio passou por simulação de tração através do software SolidWorks®, para que as regiões de tensão que atuam sobre ela fossem conhecidas. Na Figura 1 pode ser visto o desenho da malha feito no software, demonstrando as dimensões utilizadas, pois a malha de titânio é fornecida em tamanho padrão e para a finalidade desejada houve a necessidade de cortá-la em um tamanho adequado, de acordo com a área da mandíbula do animal. Para realizar o corte foi utilizada uma tesoura própria para corte de materiais metálicos. O comprimento deve ser suficiente para acomodar o sensor (3 mm de comprimento) além de um espaço para acomodar uma parte do cabo ótico a fim de diminuir sua fragilidade uma vez que estivesse implantado. A largura deve ser suficiente para fixar a malha com parafusos, de forma adequada, ao osso do animal.

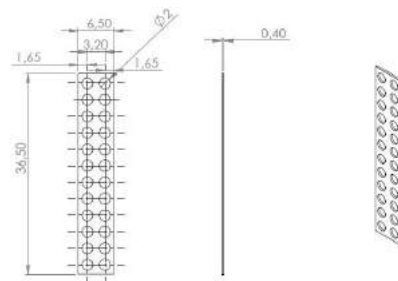


Figura 1: Desenho da malha de titânio com as dimensões utilizadas (em mm).

Nessa simulação de tração, a malha de titânio foi fixada por dois de seus orifícios enquanto a carga foi aplicada em outros dois orifícios em sua extremidade. Os orifícios e a força utilizados foram escolhidos de acordo com a forma desejada para se realizar o ensaio experimental de calibração. Uma força de 0,588N foi aplicada diretamente à malha de titânio.

A colagem da FBG à malha de titânio foi realizada com a utilização de cola a base de cianoacrilato. A FBG foi posicionada na região central dos orifícios da malha e foi fixada com a cola.

Uma vez que a FBG foi colada à malha, foi necessário envolver a fibra ótica em um material biocompatível, que fosse capaz de proteger a fibra de forças de cisalhamento, as quais estaria suscetível após o implante. Optou-se pela utilização de uma cânula de silicone, biocompatível, utilizada na fabricação de cateteres totalmente implantáveis, fornecido pela empresa IBEG®. Sobre a FBG e a parte do cabo ótico envolvido pela cânula de silicone que estava sobre a malha de titânio, ainda foi colocada uma fita adesiva microporosa de uso médico também com a finalidade de diminuir a fragilidade do sensor, como pode ser visto na fotografia do sensor na Figura 2.



Figura 2: Sensor encapsulado, pronto para ser implantado.

O sensor foi calibrado a partir de um arranjo experimental, considerando as dimensões e pontos de fixação do sensor. O sensor encapsulado foi fixado por uma de suas extremidades com parafusos à uma chapa metálica e na outra extremidade foram aplicados carregamentos pontuais, progressivos e diretamente na malha de titânio acrescidos de 0,098 N, variando de zero a 0,588 N. Estes procedimentos de carregamentos foram repetidos 10 vezes. A disposição dos equipamentos para realização do ensaio pode ser visto na Figura 3.

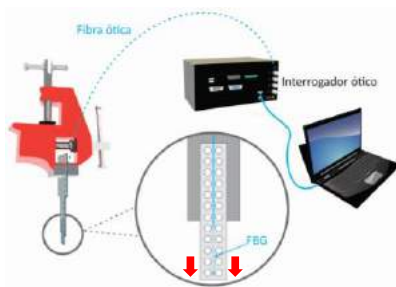


Figura 3: Esquema da disposição dos equipamentos utilizados para ensaio experimental de tração do sensor.

O sensor a fibra ótica foi conectada ao interrogador Micron Optics sm130, com resolução de 1 pm, e esse foi conectado a um computador, que utilizou o software Catman® Easy para aquisição e processamento dos dados.

A temperatura é um fator que pode influenciar os resultados, devido ao efeito termo ótico e a expansão térmica da FBG [13]. Para evitar que esse fator alterasse os resultados, os ensaios experimentais foram executados em laboratório com temperatura controlada de 24°C ($\pm 1^\circ\text{C}$). Esse sensor foi projetado para ser aplicado em animais vivos, em um estado de homeostasia, no qual a variação de temperatura é lenta e muito pequena. Assim, a temperatura não será um fator limitante para a aplicação desejada.

Após a aquisição dos dados no procedimento experimental, obteve-se a relação linear entre a variação do comprimento de onda e a força aplicada ao sensor. Além dessas informações, efetuou-se uma análise estatística para verificar as incertezas que o sensor pode apresentar em seus resultados. Como a temperatura no local de ensaio foi controlada, esta não foi considerada uma incerteza. As fontes de incertezas consideradas neste trabalho são: incertezas do tipo A (dispersão das amostras) e incertezas do tipo B (resolução do interrogador ótico e a reta de regressão linear) [15].

Para cada uma das incertezas foi realizado cálculo de incerteza expandida, utilizou-se a tabela de distribuição de t-student com probabilidade de abrangência de

95,45% [15]. Por último obteve-se a incerteza padrão combinada, este cálculo utiliza todas as incertezas expandidas previamente calculadas.

Resultados e discussão

Nesta seção são apresentados os resultados de testes feitos para caracterização e calibração do sensor encapsulado. A Figura 4 foi gerada no software SolidWorks® como resultado da simulação de carregamentos aplicados ao sensor. Pode ser visto que a fixação levou em consideração apenas metade da malha de titânio, pois a outra metade estará sendo utilizada como parte da fixação do cabo ótico à malha. Os pontos de fixação estão indicados pelos círculos vermelhos e os pontos onde a força foi aplicada estão indicados pelas setas.

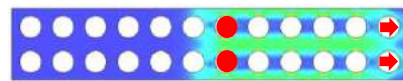


Figura 4: Regiões de tensão atuantes sobre a malha de titânio produzidas pelo software SolidWorks®.

Na Figura 4 as regiões de menor tensão são observadas na região azul escuro entre os orifícios na horizontal, e as regiões de maior tensão são identificadas na região azul claro e verde. Na região central dos orifícios, onde o sensor é colado, as componentes de força são uniformes, comprovando ser uma região adequada para a colagem do sensor. Assim, deu-se prosseguimento na montagem do sensor, conforme descrito na seção de materiais e métodos.

O sensor encapsulado também passou por calibração para determinação das características metrológicas. O sensor apresentou uma resposta bastante linear para os carregamentos realizados, como pode ser visto na Figura 5. O coeficiente de correlação calculado foi 0,9987, e o coeficiente de carga determinado é de 468 pm/N, conforme ajuste linear para os pontos experimentais.

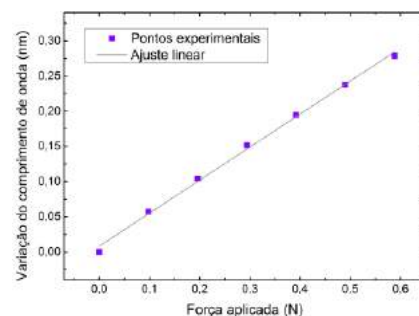


Figura 5: Resposta do sensor em comprimento de onda (nm) aos carregamentos realizados (N), com ajuste linear.

A partir dos dados obtidos nos testes, realizou-se a análise estatística do sensor. Desta forma, o valor obtido de incerteza combinada foi 0,027 N. O gráfico que mostra a relação da força aplicada com a força medida pode ser visto na Figura 6, junto com a barra de incerteza.

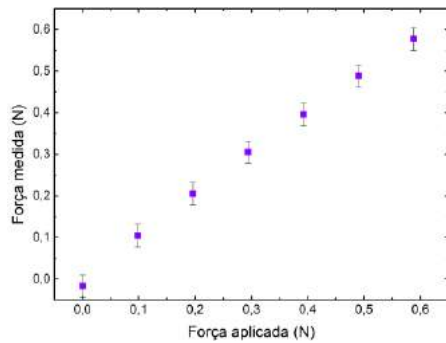


Figura 6: Relação de força aplicada (N) e força medida (N) pelo sensor.

Conclusão

O biosensor apresenta vantagens, como sua alta sensibilidade, sendo capaz de detectar e distinguir forças inferiores a 0,1 N; tamanho reduzido e biocompatibilidade. Destaca-se também a possibilidade de fazer a aquisição e processamento dos dados de forma automatizada, além da necessidade de um procedimento minimamente invasivo para seu implante no animal.

Além dessas vantagens, verificou-se com este trabalho, que o sensor desenvolvido apresenta uma boa linearidade, sua relação entre deformação mecânica e comprimento de onda apresentou um coeficiente de correlação de 0,9987. O cálculo da incerteza combinada do sensor demonstrou uma incerteza de 0,027 N nos resultados.

A partir desta pesquisa, pode-se afirmar que o biosensor desenvolvido pode ajudar a compreender o comportamento do tecido ósseo em situações bem específicas, como na análise dos movimentos mastigatórios de animais. Futuramente também poderá ser utilizado para analisar outros eventos que acometem o tecido ósseo como fraturas e processos degenerativos, além de auxiliar no estudo da biomecânica e desenvolvimento de próteses.

Agradecimentos

Os autores agradecem a CAPES, CNPq, FINEP, Fundação Araucária, Secretaria de Estado da Ciência, Tecnologia e Ensino Superior do Paraná (SETI) pelo apoio financeiro.

Referências

- [1] Frost HM. A 2003 update of bone physiology and Wolff's law for clinicians. *Angle Orthodontist*. 2004; 74(1): 3–15.
- [2] Clapham WM, Fedders JM, Beeman K, Neel JP. Acoustic monitoring system to quantify ingestive behavior of free-grazing cattle. *Computers and Electronics in Agriculture*. 2011; 76: 96–104.
- [3] Mezzalana JC, de Faccio Carvalho PC, Fonseca L, Bremm C, Reffatti MV, Poli CHEC, da Trindade JK. Aspectos metodológicos do comportamento ingestivo de bovinos em pastejo. *Revista Brasileira de Zootecnia*. 2011; 40(5): 1114–1120.
- [4] da Silva CJA, Dittrich JR, Monteiro ALG, de Moraes A, de Barros CS, de Oliveira EB. Preferência de caprinos em pastejo: Efeito da altura dos dosséis das forrageiras aruana e hemátria. *Revista Ciência Animal Brasileira*. 2009; 10(3): 698–710.
- [5] Carvalho EG, Euclides VP. Preparo de fístula esofágica para recuperação máxima do alimento ingerido. *Pesquisa Agropecuária Brasileira*. 1989; 24(10): 1241–1247.
- [6] Pegorini V, Karam LZ, Pitta CSR, Cardoso R, da Silva JCC, Kalinowski HJ, Ribeiro R, Bertotti FL, Assman TS. In vivo pattern classification of ingestive behavior in ruminants using fbg sensors and machine learning. *Sensors*. 2015; 15:28456–28471.
- [7] Karam LZ, Kalinowski A, Pegorini V, Assman TS, Ribeiro R, Bertotti FL, Cardoso R, da Silva JCC, Kalinowski HJ, Pitta CSR. In Vivo Analysis of Bone Strain using Fiber Bragg Grating Sensor and Decision Tree Algorithm in Bovine during Masticatory Movements. In: *International Microwave and Optoelectronics Conference (IMOC), SBMO/IEEE MTT-S International*; 2015 Nov 3-6; Porto de Galinhas-PE, Brasil. 2015. p. 1-4.
- [8] Othonos A. Fiber Bragg gratings. *Review of Scientific Instruments*. 1997; 68: 4309-4341.
- [9] Rao YJ. In-fibre Bragg grating sensors. *Measurement Science and Technology*. 1997; 8: 355-375.
- [10] Carvalho L, Alberto NJ, Gomes PS, Nogueira RN, Pinto JL, Fernandes MH. In the trail of a new biosensor for measuring strain in bone: osteoblastic biocompatibility. *Biosensors & Bioelectronics*. 2011; 26(10): 4046–4052.
- [11] Dennison CR, Wild PM, Byrnes PW, Saari A, Itshayek E, Wilson DC, Zhu QA, Dvorak MF, Cripton PA, Wilson DR. Ex vivo measurement of lumbar intervertebral disc pressure using fibrebragg gratings. *Journal of Biomechanics*. 2008; 41(1): 221–225.
- [12] Kalinowski HJ, Abe I, Simoes JA, Ramos AM. Application of fibre Bragg grating sensors in biomechanics. In: J. Canning, editor. *Trends in Photonics*. Trivandrum: Transworld Research Network; 2010. p. 315-43.
- [13] Roriz P, Carvalho L, Frazao O, Santos JL, Simões JA. From conventional sensors to fibre optic sensors for strain and force measurements in biomechanics applications: A review. *Journal of Biomechanics*. 2014; 47: 1251–1261.
- [14] Kashyap R. *Fiber Bragg Grating*. San Diego: Academic Press; 1999.
- [15] Instituto Nacional de Metrologia, Qualidade e Tecnologia (INMETRO). Avaliação de dados de medição: Guia para a expressão de incerteza de medição - GUM 2008. 1ª Edição Brasileira da 1ª Edição do BIPM de 2008, 2012. Available from: http://www.inmetro.gov.br/inovacao/publicacoes/gum_final.pdf

ESTIMULADOR MULTIDIRECIONAL DE ALTA INTENSIDADE

J. A. N. L. F. Freitas*, M. A. Viana* e P. X. Oliveira*.*.*

* Departamento de Engenharia Biomédica – FEEC/Unicamp, Campinas, Brasil

** Centro de Engenharia Biomédica – CEB/Unicamp, Campinas, Brasil

e-mail: jose.americo@ceb.unicamp.br

Resumo: Pesquisadores tem desenvolvido protocolos de desfibrilação mais eficientes a fim de reduzir o efeito lesivo resultante da aplicação de um choque de alta intensidade. Um destes protocolos consiste na aplicação de estímulos em diversas direções. No entanto, não há trabalhos que analisam a letalidade de tal protocolo. O presente trabalho descreve o desenvolvimento de um estimulador de alta intensidade (EAI) capaz de gerar três pulsos monopulares de até 1 kV com duração de 5 ms para estudo da letalidade de estímulos multidirecionais. O EAI é composto, principalmente, por um conversor *Flyback* controlado por microcontrolador e três circuitos de disparo baseados em *Insulated Gate Bipolar Transistor* (IGBT). Os disparos são sincronizados com os pulsos de outro estimulador. Após a execução de um disparo na câmara de estimulação, a energia remanescente nos canais do conversor *Flyback* é dissipada em resistores de potência. Em casos de emergência, uma chave de segurança permite que o usuário interrompa o carregamento do conversor *Flyback* e acione o circuito de descarga interna. Apesar de lidar com altas tensões, o estimulador não oferece riscos ao usuário e cumpre seu objetivo ao gerar pulsos sequenciais de mesma amplitude e mesma duração em três direções diferentes.

Palavras-chave: estimulador, sistema embarcado, fonte chaveada, conversor *Flyback*.

Abstract: *Researchers have been developing more efficient defibrillation protocols in order to reduce the detrimental effect of an application of high intensity shocks. One of those protocols comprise stimuli application in several orientations. However, there are no studies analyzing such protocol's lethality. The present work describes the development of a high intensity multidirectional stimulator (HIS) that produces three monophasic pulses up to 1 kV that last 5 ms each in order to study multidirectional stimuli lethality. The HIS is mainly composed by a Flyback converter controlled by a microcontroller and three shooting circuits based on Insulated Gate Bipolar Transistor (IGBT). The high intensity pulses are synchronized with pulses produced by another stimulator. After the pulses release in a stimulation chamber, the energy remaining in the Flyback converter channels is dissipated in power resistors. In emergency cases, a safety switch allows the user to interrupt the Flyback converter charging and activate the dissipation circuit. Besides dealing with high voltage, the stimulator doesn't put its user under risks and accomplish its goal by producing*

sequential pulses with the same amplitude and duration in three different directions.

Keywords: *stimulator, embedded system, switching power supply, Flyback converter.*

Introdução

A desfibrilação pode lesar o tecido cardíaco, prejudicando sua função, de acordo com a magnitude do choque aplicado [1]. Portanto, pesquisadores têm trabalhado no desenvolvimento de protocolos desfibrilatórios mais eficientes, como protocolos que utilizam formas de ondas bipolares [2,3] e em múltiplas direções (multidirecionais), os quais diminuíram a amplitude do campo elétrico (E) necessário para uma desfibrilação bem sucedida [4,5]. Estudos sugerem que pulsos bipolares são menos letais que pulsos monopulares [6], mas ainda não há relatos sobre estudos determinando a letalidade de estímulos multidirecionais.

A princípio, para estudar a letalidade devido a aplicação de E de alta intensidade em várias direções, é preciso desenvolver um estimulador com diversos canais de saída. Tais canais devem disparar pulsos semelhantes aos desfibrilatórios, com alta amplitude e alguns milissegundos de duração [4,5,7].

Uma maneira de obter altas tensões na saída do estimulador, da ordem de 1kV, sem a utilização de grandes transformadores é construir uma fonte chaveada baseada na topologia *Flyback* [8], a qual minimiza as dimensões e o peso do equipamento.

Este trabalho descreve o projeto e a construção de um estimulador elétrico multidirecional de alta intensidade, baseado em um conversor *Flyback*.

Materiais e métodos

O estimulador de alta intensidade (EAI) desenvolvido é um sistema embarcado controlado por um microcontrolador PIC18F4550 (*Microchip Technology Inc*, Chandler, AZ, EUA). Ele também é composto de um conversor *Flyback* para a carga de 3 capacitores, um circuito de disparo dos pulsos, um de descarga interna e um de comutação da saída do disparo com um outro estimulador de baixa intensidade (EBI). Seu diagrama de blocos encontra-se na Figura 1.

Microcontrolador – O microcontrolador é um PIC18F4550 com um cristal de 20 MHz.

O usuário inicialmente configura a tensão de saída do estimulador utilizando botões e o LCD. Ao confirmar a tensão desejada, os capacitores começam a carregar. A

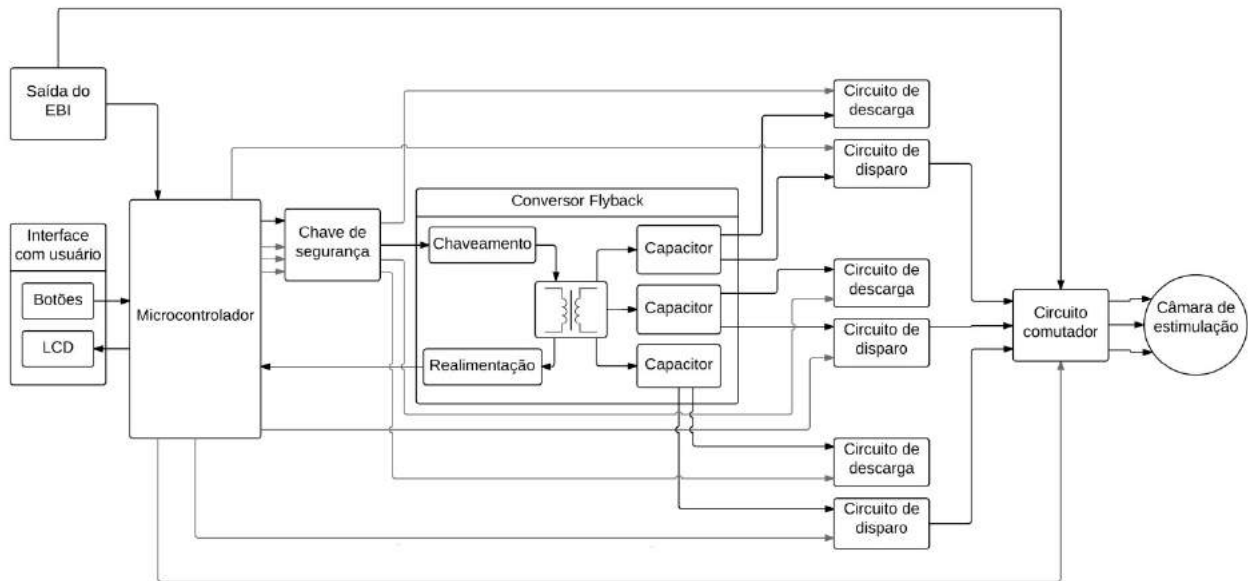
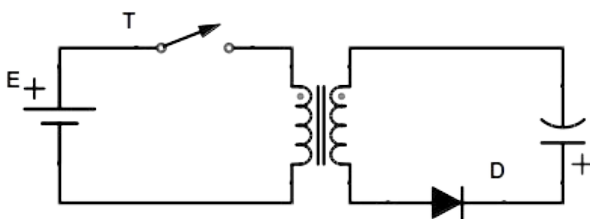


Figura 1: Diagrama de blocos do EAI

tensão em seus terminais é exibida em tempo real no LCD. Com os capacitores carregados, o microcontrolador inicia um protocolo de sincronismo com o EBI, inicialmente conectado à câmara de estimulação. Quando o EBI disparar um pulso, uma rotina de interrupção aciona o comutador. Ele desconecta o EBI da câmara de estimulação e a conecta ao EAI. No início do próximo pulso do EBI, o microcontrolador aciona o disparo do EAI na câmara de estimulação. Após o disparo, os capacitores são totalmente descarregados em resistores internos e o ciclo é reiniciado.

O processo de carga dos capacitores se dá pelo acionamento de um timer do microcontrolador, que gera pulsos (frequência: 15,8 kHz, *duty cycle*: 10%) para chaveamento dos transistores do conversor *Flyback*. A tensão de saída é monitorada pelo conversor analógico-digital (AD) do microcontrolador.

Conversor *Flyback* – Três capacitores de 40 μF armazenam a energia do pulso de disparo e são carregados utilizando-se uma fonte chaveada do tipo *Flyback* (Figura 2). O funcionamento do conversor *Flyback* consiste na transferência de energia da fonte de tensão E , fornecendo 70 V, para o campo magnético em um transformador através de seu enrolamento primário (10 espiras) quando a chave T está fechada, e na posterior transferência desta energia para a carga na

Figura 2: Conversor *Flyback*

saída do enrolamento secundário (224 espiras), quando T se abre e o diodo D entra em condução [8].

A chave T foi implementada por um *Metal Oxide Semiconductor Field Electric Transistor* (MOSFET) IRF840 (*VISHAY*, Malvern, PA, EUA). Como 5 V não são suficientes para constituir um canal no *gate*, um comparador LM311 (*National Semiconductor*, Santa Clara, CA, EUA) converte o sinal do microcontrolador para 15 V: a entrada não inversora do comparador é ligada ao PIC, e a inversora é mantida em cerca de 500 mV.

O estimulador possui um capacitor para cada saída, todos carregados com a mesma tensão e pela mesma fonte chaveada. Para evitar a troca de energia entre os capacitores, foram utilizados dois diodos T3512H (*SiPower*, West Palm Beach, FL, USA) em série com cada um (um no positivo e outro no negativo).

Para controle da tensão na saída, o transformador possui um terceiro enrolamento (5 espiras) de realimentação. A tensão em seus terminais é retificada, filtrada e registrada pelo microcontrolador por um conversor analógico-digital (AD).

O transformador utilizado possui isolamento de até 2,5 kV.

Circuito de disparo – O disparo ocorre quando um *Insulated Gate Bipolar Transistor* (IGBT) IXBX25N250 (*IXYS*, Milpitas, CA, EUA) é acionado, permitindo que a carga elétrica armazenada no capacitor flua através de uma carga resistiva na saída (câmara de estimulação [3]; Figura 1), passando pelo circuito comutador.

O sinal de acionamento é gerado pelo microcontrolador com o uso de um *timer*. Cada saída do estimulador possui um terminal de acionamento independente (pinos RE0, RE1 e RE2 do microcontrolador). Os pulsos de 5 V provenientes dos pinos do microcontrolador são convertidos em pulsos de 15 V por meio de comparadores LM311. Estes pulsos,

por sua vez, são conduzidos a optoacopladores 4N25 (VISHAY, Malvern, PA, EUA), que isolam o circuito do microcontrolador dos circuitos dos capacitores de alta tensão. As saídas dos optoacopladores estão ligadas aos respectivos IGBTs.

Cada saída possui um resistor de potência de 4Ω (10 W) em série com a saída para medição indireta da corrente elétrica na câmara de estimulação.

Circuito de descarga – O circuito de descarga, utilizado para garantir que não haja carga nos capacitores após a execução de um disparo, é semelhante ao circuito de disparo. Os três capacitores descarregam simultaneamente em três resistores de potência diferentes. Cada resistor pode dissipar até 20 W.

Circuito comutador – O circuito comutador é composto por 6 relés (dois para cada direção: um HJR1-2C - Ningbo Tianbo Ganglian Electronics, Ningbo, Zhejiang, China - e um AZ733 - American Zetler, Aliso Viejo, CA, USA). Cada par de relés atua como uma chave de 8 polos três posições para seleção do estimulador ligado à câmara (EAI, EBI ou nenhum).

Chave de segurança – A chave de segurança (chave alavanca 2 posições 9 terminais) permite que o operador descarregue os capacitores e cesse o carregamento quando achar conveniente. Na posição normal da chave, o microcontrolador é capaz de controlar o transistor da fonte chaveada e controlar o ciclo de descarga dos capacitores via software. Ao ser acionada, a chave desconecta o PIC e a entrada do circuito de descarga é conectada à fonte de 5 V, descarregando os capacitores (Figura 1).

Resultados

As formas de onda dos circuitos do estimulador podem ser visualizadas na Figura 3. Quando o usuário pressiona o botão de confirmação (Figura 3A), o microcontrolador gera pulsos (Figura 3B) para o conversor *Flyback*, que carrega os capacitores de saída (Figura 3C). A tensão do circuito de realimentação (Figura 3D) permite ao microcontrolador acompanhar a tensão nos capacitores e interromper os pulsos logo que a tensão de carregamento é atingida (Figura 3B, C e D). Com os capacitores carregados, o microcontrolador aguarda um pulso do EBI, que até o momento está acoplado à câmara de estimulação através do circuito comutador, (Figura 3E, segundo pulso) e aciona o relé que desacopla o EBI (Figura 3F), concomitante com o relé que acopla o estágio de alta intensidade (Figura 3G). No próximo pulso do EBI, o EAI é acionado e dispara o estímulo na câmara (Figuras 3H e 4). O microcontrolador desconecta a saída da câmara (Figura 3G) e faz os capacitores descarregarem (Figura 3C e I) para garantir que não haja energia armazenada enquanto o sistema encontra-se em repouso. O EBI permanece desconectado da câmara até que o usuário pressione novamente o botão de confirmação (Figura 3F e A). A curva visualizada na Figura 3C apresenta a tensão em apenas um dos capacitores, mas os outros possuem a

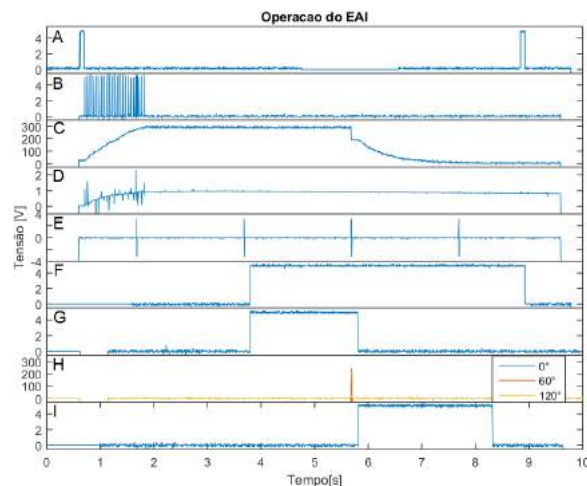


Figura 3: Formas de onda dos circuitos do estimulador de alta intensidade. A) Pulso gerado quando o botão de confirmação da carga é pressionado; B) Pulso de chaveamento do conversor *Flyback*; C) Capacitor de saída; D) Feedback do conversor *Flyback*; E) EBI; F) Relé HJR1-2C; G) Relé AZ733; H) Câmara de estimulação; I) Sinal de descarga dos capacitores.

mesma carga a menos de 7 V de diferença, em virtude da queda de tensão nos diodos de alta tensão.

A Figura 4 apresenta a corrente e a tensão em uma câmara cilíndrica [3] durante a aplicação de um estímulo multidirecional. A câmara foi desenvolvida no Centro de Engenharia Biomédica da Unicamp (CEB) e possui orifícios espaçados a 60° para inserção de eletrodos. Cada par de eletrodos diametralmente opostos (0° e 180° ; 60° e 240° ; 120° e 300°) forma uma direção de estimulação. Durante os testes, a câmara foi preenchida com 1,57ml de solução de Tyrode, cuja condutividade é de $0,014 \pm 0,001 \Omega^{-1} \text{ cm}^{-1}$ [3]. A corrente elétrica (Figura 4A) foi obtida a partir das tensões nos terminais dos resistores de medição de corrente e a tensão (Figura 4B), nos próprios eletrodos de saída. Note que as ondas da Figura 4B correspondem às ondas da figura 3H e que o potencial gerado pelo campo em uma direção pode ser detectado pelas pontas

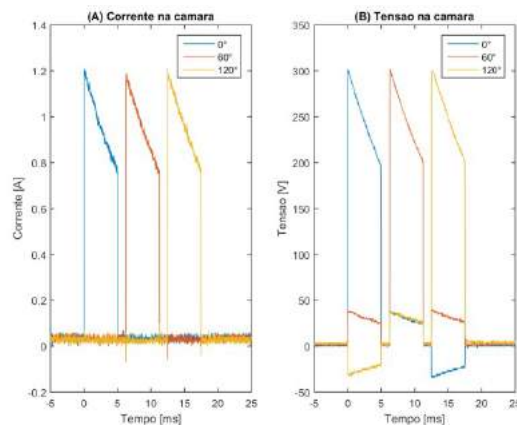


Figura 4: Corrente (A) e tensão (B) na câmara submetida a estimulação multidirecional

de prova nos eletrodos das outras direções (Figura 4B, pulsos de menor amplitude). Todos os pulsos possuem mesma amplitude e mesmo decaimento durante o disparo. A amplitude ao final de um pulso corresponde a 70% da amplitude ao início, devido à descarga dos capacitores na câmara. Cada saída produz um pulso de 5 ms de duração. Os pulsos não possuem sobreposição temporal, apresentando 1 ms de intervalo entre eles.

Discussão

A utilização de um único conversor *Flyback* garante que os pulsos produzidos em cada saída possuam mesma amplitude. Embora todos os capacitores sejam alimentados pelo mesmo circuito, o estimulador é capaz de alcançar 300 V em pouco mais de um segundo (Figura 3). O arranjo com os diodos de alta tensão impede que haja um fluxo de energia entre eles [9]. Isto é especialmente importante no momento do disparo dos pulsos, que não se sobrepõem temporalmente.

A Figura 4 mostra que os pulsos apresentam um decaimento característico de descargas capacitivas. Esta forma de onda é utilizada em protocolos desfibrilatórios [4,5] em virtude da simplicidade do circuito de disparo. Desfibriladores mais modernos utilizam a onda bifásica, que possui maior capacidade estimulatória [4,10] e menor letalidade [6]. O uso dos IGBTs e do microcontrolador garante que a variação na duração dos pulsos de alta intensidade é mínima (Figura 4).

O protocolo de sincronismo do EAI com o EBI automatiza a comutação dos estimuladores e o disparo na câmara (Figura 3), facilitando a execução de futuros experimentos.

O circuito de descarga contribui para um uso mais seguro do estimulador, pois dissipa a energia remanescente nos capacitores de forma automática. A chave de segurança permite que o usuário possa controlar o circuito em qualquer momento que julgar conveniente, aumentando suas possibilidades de atuação.

Conclusão

O sistema desenvolvido cumpriu seu objetivo ao gerar pulsos com duração e intensidade desejados, além de não oferecer risco a seu operador. O projeto garante que os pulsos tenham amplitudes similares, sem aumentar o risco de queima do conversor *Flyback*. Os circuitos de alta tensão estão eletricamente isolados do microcontrolador, reduzindo o risco de acidentes enquanto os capacitores estão carregados.

A estrutura modular do estimulador facilita a manutenção e o entendimento do projeto. Isso reduz o esforço necessário para a implementação de futuras melhorias no circuito, como a produção de pulsos bipolares ou a geração de pulsos com duração determinada em tempo de execução.

O projeto descrito neste documento pode ser utilizado em trabalhos futuros que analisem o efeito da estimulação multidirecional tanto em preparações in

vitro, por exemplo, com a câmara de estimulação, quanto em preparações in vivo.

Agradecimentos

Agradecemos os profissionais da área de Pesquisa e Desenvolvimento do Centro de Engenharia Biomédica (CEB/Unicamp) e à Faculdade de Engenharia Elétrica e de Computação. Apoio financeiro: processo nº 2014/18.798-1, Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de São Paulo (FAPESP).

Referências

- [1] Tung L. Detrimental effects of electrical fields on cardiac muscle. *Proceedings of the IEEE*. 1996; 84(3):366-378.
- [2] Jones JL, Jones RE, Balasky G. Improved cardiac cell excitation with symmetrical biphasic defibrillator waveforms. *American Journal of Physiology*. 1987; 253(6 Pt 2):H1418-24.
- [3] Bassani RA, Lima KA, Gomes PAP, Oliveira PX, Bassani JWM. Combining stimulus direction and waveform for optimization of threshold stimulation of isolated ventricular myocytes. *Physiological Measurement*. 2006; 27(10):851-63.
- [4] Exner D, Yee R, Jones DL, Klein GJ, Mehra, R. Combination biphasic waveform plus sequential pulse defibrillation improves defibrillation efficacy of a nonthoracotomy lead system. *Journal of the American College of Cardiology*. 1994; 23(2):317-22.
- [5] Viana MA, Bassani RA, Petrucci O, Marques DA, Bassani JWM. Rapidly switching multidirectional defibrillation: Reversal of ventricular fibrillation with lower energy shocks. *The Journal of Thoracic and Cardiovascular Surgery*. 2014; 148(6):3213-8.
- [6] Oliveira PX, Bassani RA, Bassani JW. Lethal effect of electric fields on isolated ventricular myocytes. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*. 2008; 55(11):2635-42.
- [7] Niebauer MJ, Babbs CF, Geddes LA, Bourland JD. Efficacy and safety of defibrillation with rectangular waves of 2- to 20-milliseconds duration. *Critical Care Medicine*. 1983;11(2):95-8.
- [8] Pomilio JA. Fontes chaveadas [internet]. 2014 [cited 2016 Mar 2]. Available from: <<http://www.dsce.fee.unicamp.br/~antenor/fontchav.html>>.
- [9] Viana MA, Bassani RA, Petrucci O, Marques DA, Bassani JWM. System for open-chest, multidirectional electrical defibrillation. *Research on Biomedical Engineering*. 2016; 32(1):74-84.
- [10] Fonseca AV, Bassani RA, Oliveira PX, Bassani JW. Greater cardiac cell excitation efficiency with rapidly switching multidirectional electrical stimulation. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*. 2013; 60(1):28-34.

AVALIAÇÃO DE DESEMPENHO DE UM SISTEMA DE AQUISIÇÃO DE IMAGENS PUPILOMÉTRICAS

Mateus A. Favreto*, Aline C. Picolo**, Juliana S. Da Silveira** e Amauri F. Balotin**

* Instituto de Engenharia Biomédica (IEB), Departamento de Engenharia Elétrica e Eletrônica, Universidade Federal de Santa Catarina (UFSC). Florianópolis – SC, Brasil

** Universidade de Passo Fundo (UPF), Passo Fundo – RS, Brasil
e-mail: mateus_favreto@hotmail.com

Resumo: A pupilometria dinâmica se caracteriza por um exame não invasivo que analisa a resposta pupilar a um estímulo luminoso, e tem como principal intuito avaliar o sistema nervoso autônomo de forma não invasiva, que oportuniza a detecção precoce de doenças crônicas. A ideia principal da pupilometria é identificar e avaliar parâmetros objetivos e de natureza fisiológica, que possuam capacidade de quantificação de doenças, e assim possam servir como novos biomarcadores para identificação de problemas de cunho biológico. A ferramenta que exerce a medição da dinâmica da pupila é conhecida como pupilômetro. O objetivo deste trabalho foi verificar a confiabilidade de aquisição de dados de um sistema desenvolvido para aquisição de imagens pupilométricas. O algoritmo de processamento e aquisição de imagens apresentou uma perda média de 4,28 quadros de um total de 90 quadros adquiridos e um coeficiente de variação para os dados de verificação da resposta pupilar em média menor que 4%.

Palavras-chave: Pupilometria dinâmica, resposta pupilar, confiabilidade de dados.

Abstract: *Dynamic pupillometry is characterized by a noninvasive test that analyzes the pupillary response to a light stimulus, and its main objective to evaluate the autonomic nervous system noninvasively, which favors the early detection of chronic diseases. The main idea of pupillometry identifying and evaluating objectives and parameters of physiological nature, having the ability to quantify diseases, and thus may serve as novel biomarkers for identifying biological nature problems. The tool holding the pupil dynamics of measurement is known as pupilometer. The aim of this study was to verify the reliability of data acquisition of a developed system for the acquisition of pupillary images. The processing algorithm and acquiring images showed an average loss of 4,28 frames of a total of 90 frames acquired and a coefficient of variation for the scanning of pupillary response data averaged 4%.*

Keywords: *Pupillometry dynamics, pupillary response, data reliability.*

Introdução

O sistema nervoso autônomo exerce controle sobre a pupila, regulando a atividade contrátil dos músculos intraoculares. Tais músculos são responsáveis pelo controle do diâmetro pupilar e, conseqüentemente, a quantidade de luz que entra no olho. Esses músculos são ativados pelo sistema nervoso simpático e parassimpático, os quais são subdivisões do sistema nervoso autônomo [1].

A pupila apresenta um comportamento dinâmico, contraindo-se (miose) por efeito da acetilcolina, neurotransmissor do sistema parassimpático. E dilatando-se (midríase) por estímulo da norepinefrina, neurotransmissor do sistema simpático. Ocorre adaptação visual conforme a variações de luminosidade, em ambientes escuros se dá a contração pupilar e em ambientes bem iluminados a dilatação [1,2,3].

A pupilometria, é uma técnica de medição da variação da pupila, esta medição pode ser realizada de forma automática. O intuito principal do estudo da pupilometria automática é identificar e avaliar novos parâmetros que possuam capacidade de quantificação de doenças e que, além disto, possam servir como novos biomarcadores para identificação de problemas de cunho biológico, como doenças crônicas [2,5].

Como alternativa aos pupilômetros encontram-se no mercado os *eyetrackers* que apresentam um alto grau de sofisticação e em alguns casos, com versatilidade de adaptação às especificidades dos experimentos. Os *eyetrackers* têm como principal função a identificação dos movimentos oculares. Porém, apresentam um alto custo, que varia de dezenas a centenas de milhares de dólares e oferecem poucas perspectivas para a extensibilidade, devido à sua natureza proprietária [4].

Uma vez que os pupilômetros disponíveis no mercado apresentam um alto custo, vários grupos de pesquisa têm desenvolvido novas soluções para a pupilometria automatizada como, por exemplo, os pupilômetros desenvolvidos por Ferrari (2008), Leal (2008), Sousa (2012) e mais recente desenvolvido por Bernadelli (2015) [2,4,5,6].

O objetivo deste trabalho foi avaliar o desempenho de uma plataforma configurável de aquisição de imagens pupilométricas desenvolvida por Favreto et. All. (2015), com intuito de verificar a robustez do algoritmo de

processamento de imagens e a confiabilidade dos dados retornados [8].

Materiais e métodos

Sistema de Aquisição de Imagens – O sistema de aquisição de imagens avaliado neste trabalho é constituído por um dispositivo de aquisição de imagens e um computador pessoal, que é encarregado de executar o algoritmo para a detecção e estimação da pupila através de uma interface gráfica (Figura 1d), sendo estes desenvolvidos no software Matlab. O retorno do processamento de imagens é a curva de resposta da pupila e alguns parâmetros que descrevem as características da pupila que são: raio pupilar para a máxima dilatação, raio pupilar para a máxima contração, tempo de latência para a máxima contração e velocidade de contração [8].

O dispositivo de aquisição de imagens é composto por uma *webcam* com comunicação USB 2.0, esta encontra-se montada em uma placa de circuito impresso (Figura 2b), junto ao sistema de iluminação que é realizada por quatro LEDs infravermelhos modelo VSMG 3700 deslocados em 90 graus (Figura 1a, D1, D2, D3, D4). A placa também contém um chip de LEDs modelo 61-238/LK2C-B50638F6GB2/ET (D5) de cor branca, posicionado no quinto quadrante responsável pela estimulação da pupila. Estes sistemas são controlados por um microcontrolador da família ARM córtex M4 modelo TM4C123GH6PM que possui protocolo de comunicação serial UART com o computador via porta USB [8].

Para evitar lesões ao olho humano os cálculos de potência dos LEDs infravermelhos foram realizados de acordo com a faixa de segurança recomendada pelo ICNIRP que é de 10 mW/cm² para um tempo maior que 1000s [5,8,9].

A placa de aquisição de imagens (Figura 1a e 1b) encontra-se montada em uma máscara de mergulho, tornando o ambiente escotópico sem influência da iluminação externa (Figura 1c) [8].

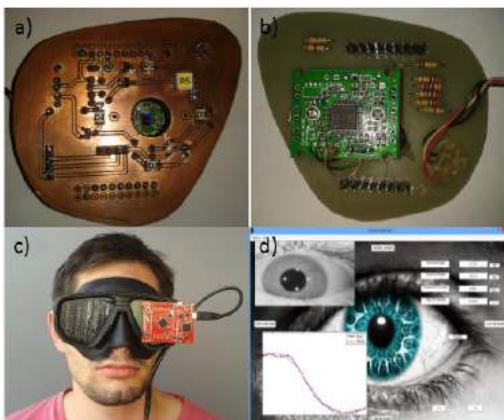


Figura 1: a) Placa de circuito impresso imagem frontal. b) Placa de circuito impresso imagem traseira. c) Protótipo monocular para aquisição das imagens da pupila. d) Interface gráfica.

Comitê de ética – Para avaliação da plataforma pupilométrica foram adquiridos a resposta pupilar de 10 voluntários saudáveis sendo 3 do sexo feminino e 7 do sexo masculino. Estes procedimentos experimentais foram aprovados pelo Comitê de Ética em Pesquisa da Universidade de Passo Fundo. (Parecer 931.761/2015).

Análise Estatística – Para analisar a robustez do algoritmo de processamento de imagem foi verificado o número de quadros perdidos em dois testes.

O primeiro exame foi configurado com tempo de 3 segundos, ou seja, uma aquisição de 90 quadros, com um único flash de luz, e frequência de disparo de 1 Hertz o que corresponde a uma estimulação da pupila após um tempo de 1 segundo, este exame foi aplicado em 7 voluntários com o objetivo de verificar a perda de quadros quando o equipamento é aplicado em diferentes pacientes, e com diferentes examinadores.

O segundo exame foi aplicado em 3 pacientes e teve o objetivo de verificar a perda de quadros quando o equipamento é aplicado repetitivamente da mesma forma e pelo mesmo examinador. O tempo de exame foi de 2 segundos o que corresponde em uma aquisição de 60 quadros, com um único flash de luz, e com frequência de disparo de 1 Hertz. Este teste foi repetido três vezes em cada voluntário totalizando a aquisição de 180 quadros.

Os dados retornados no segundo exame foram utilizados para avaliar a dispersão dos parâmetros de análise da resposta pupilar que são: raio pupilar para a máxima dilatação, raio pupilar para a máxima contração, tempo de latência para a máxima contração e velocidade de contração.

Em ambos os experimentos, foi calibrado a câmera utilizando um adesivo circular que simula uma pupila com raio de 4 mm, este foi colocado sobre a pálpebra de cada voluntário e utilizado o dispositivo de aquisição de imagens para a captura do diâmetro do adesivo em pixels, este valor foi utilizado para converter os valores de pixels de cada voluntário em unidades métricas. Depois foi solicitado aos voluntários que ficassem com os olhos abertos por dois minutos (tempo de acomodação da pupila) utilizando o dispositivo, após este período iniciou-se a aquisição. Também foi solicitado aos voluntários o máximo de esforço para manter os olhos abertos durante o período de registro. Para todos os dados analisados foram calculados a média, o desvio padrão e o coeficiente de variação com o intuito de verificar a variabilidade dos dados obtidos.

Resultados

Número de Quadros Processados – Conforme demonstrado no gráfico da Figura 2, em média 85,86 quadros foram processados de um total de 90 quadros, o que resultou em uma perda média de 4,28 quadros. Isso representa que 96,63% dos quadros foram processados.

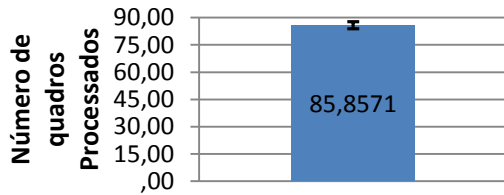


Figura 2: Gráfico de média e desvio padrão do número de quadros processados para o primeiro teste.

O gráfico da Figura 3 apresenta os valores de média e desvio padrão dos quadros processados no segundo exame. O coeficiente de variação ficou em torno de 8% para o pior caso, que apresentou uma perda de sete quadros, ou seja, para esse caso o sistema adquiriu e processou corretamente 92% das imagens pupilométricas.

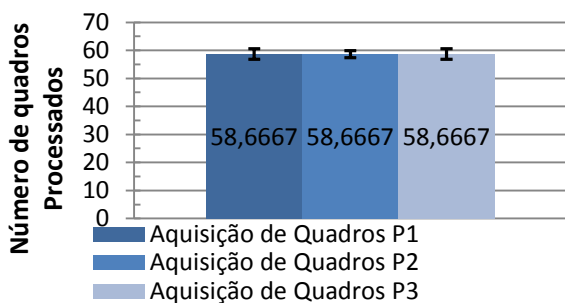


Figura 3: Gráfico de média e desvio padrão do número de quadros processados para o segundo teste.

Dispersão dos parâmetros de análise da resposta pupilar – Os parâmetros de análise da resposta pupilar são muito importantes, uma vez que, estes serão utilizados pelos examinadores, para verificar se existem alguma alteração na resposta pupilar dos pacientes.

Para o parâmetro “maior raio pupilar”, a média e desvio padrão de cada um dos voluntários são apresentados na Figura 4, o maior coeficiente de variação foi para o voluntário 2 (P2) com cerca de 9%, que foi alto comparado ao restante (P1 e P3) que obteve 2%.

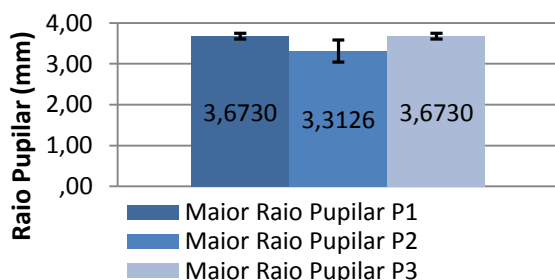


Figura 4 - Gráfico de média e desvio padrão do parâmetro Maior Raio Pupilar para os exames dos voluntários P1, P2 e P3.

O maior coeficiente de variação para o parâmetro “menor raio pupilar”, foi para o voluntário 2 (P2) com cerca de 10%, este valor foi alto comparado ao voluntário 1 (P1) 5% e ao voluntário 3 (P3) 2%. A média e o desvio padrão para cada um dos voluntários são apresentados na Figura 5.

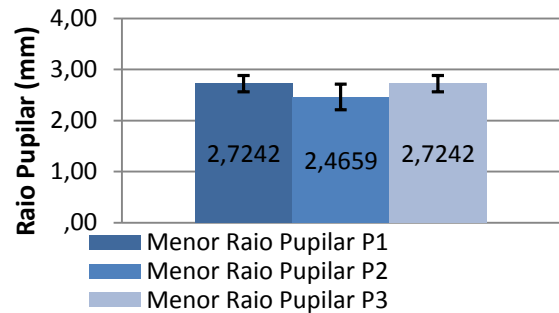


Figura 5: Gráfico de média e desvio padrão do parâmetro Menor Raio Pupilar para os exames dos voluntários P1, P2 e P3.

O parâmetro “Velocidade de Contração” foi o que obteve o maior coeficiente de variação, que ficou em torno de 12% para o voluntário 1 (P1) e menor ou igual a 10% para o restante dos voluntários (P2 e P3). O gráfico da média e desvio padrão de cada um dos voluntários são apresentados na Figura 6.

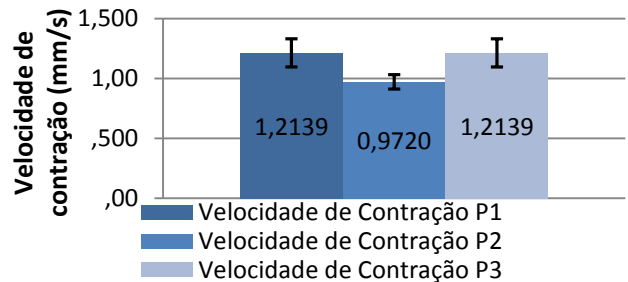


Figura 6 - Gráfico de média e desvio padrão do parâmetro Velocidade de Contração para os exames dos voluntários P1, P2 e P3.

Por fim o último parâmetro analisado, foi “Tempo de Contração”, que obteve um coeficiente de variação em torno de 7% para o voluntário 2 (P2) e menor que 4% para o restante dos voluntários (P1 e P3). Os gráficos da média e desvio padrão de cada um dos voluntários são apresentados na Figura 7.

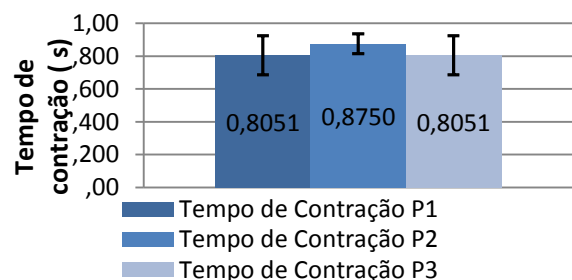


Figura 7 - Gráfico de média e desvio padrão do parâmetro Tempo de Contração para os exames dos voluntários P1, P2 e P3.

Discussão

Sistemas similares de avaliação pupilométrica luz-dependente vêm sendo utilizados para a avaliação de doença de Alzheimer. Nesses pacientes têm se observado

menor latência e baixa amplitude de resposta máxima a luz quando comparados com indivíduos saudáveis. Tal apresentação, deve-se ao déficit de neurotransmissores colinérgicos característico da patologia. Baseado nessa mesma fisiopatologia, pacientes portadores de doença parkinsoniana foram detectados com menores índices de velocidade e aceleração da constrição máxima da pupila [9, 10].

As principais características apresentadas por este dispositivo são: a máscara de isolamento da luz ambiente que assim evita a modulação da pupila, podendo assim ser aplicado em análises que necessitam de baixa luminosidade, como aplicações em Alzheimer, Parkinson e na detecção e avaliação da neuropatia autonômica diabética [9,10,2]. Menor possibilidade de falha na detecção e estimativa da pupila por manter uma distância constante entre o olho e a câmera sem apresentar problemas com o deslocamento da cabeça do usuário, a iluminação IR, e o controle da estimulação da pupila e do tempo de aquisição podendo ser configurado conforme a necessidade do examinador. Além de apresentar um dispositivo portátil, e assim podendo ser aplicado sem a necessidade de uma grande estrutura física, diferente dos pupilômetros apresentados nos trabalhos de Ferrari (2008), Leal (2008), Bernadelli (2015), apresenta um menor custo comparado ao trabalho desenvolvido por Sousa (2012) e também possui uma maior taxa de aquisição de quadros comparado ao trabalho de Bernadelli (2015) [2,3,4,5].

Os testes executados para verificação da robustez do algoritmo apresentaram para o primeiro teste cerca de 96.63% de quadros processados, ou seja, de 90 quadros em apenas 3,37% dos mesmos não foram processados. E para o segundo teste foram processados 92% dos quadros o que representa uma perda de 8% dos quadros adquiridos. A perda de quadros de 3.37% no primeiro exame e de 8% no segundo exame, podem ser justificadas devido o movimento ocular de alguns voluntários durante a aquisição dos quadros.

Verificando os resultados obtidos na análise estatística dos parâmetros da curva de resposta pupilar, os dados adquiridos do voluntário 2 (P2) apresentaram o maior coeficiente de variação para praticamente todos os parâmetros, isso pode ter ocorrido devido o tempo de acomodação da pupila não ter sido respeitado corretamente durante as aquisições. Sendo assim, excluído o voluntário 2 (P2) o sistema apresentou em média um coeficiente de variação menor que 4%.

Conclusão

Conclui-se assim, que o sistema configurável de aquisição de imagens pupilométricas avaliado neste trabalho, fornecem uma solução básica, porém, eficiente e de baixo custo, comparado aos sistemas desenvolvidos em trabalhos anteriores [2,3,4,5], além disso, o sistema é capaz de extrair os principais parâmetros propostos por pesquisas na área [2, 9, 11], podendo assim ser aplicado em numerosas pesquisas científicas que possam vir a ser desenvolvidas.

Referências

- [1] Berne R.B., Levy M.N. Tratado De Fisiologia Humana. 6ª ed., Ed. Elsevier, Rio de Janeiro, 2009.
- [2] Ferrari G.L. Pupilometria dinâmica: Aplicações na detecção e avaliação da neuropatia autonômica diabética e estudo da correlação entre resposta temporal da pupila ao estímulo visual e a glicemia. 2008. Tese (Doutorado em Ciências) – Universidade Tecnológica Federal do Parana, Curitiba, 2008.
- [3] Franco A.C.P. Identificação da atividade do sistema nervoso simpático e parassimpático em dados de pupilometria, utilizando a Singular Spectrum Analysis. 2013. Dissertação (Mestrado em Engenharia Biomédica) – Universidade Nova de Lisboa 2013.
- [4] Leal G.N.S.De.M. Desenvolvimento de um Pupilómetro. 2008. Dissertação (Mestrado em Engenharia Biomédica) – Universidade Nova de Lisboa 2008.
- [5] Sousa J.K.S.De. Construção de uma plataforma configurável para aquisição de imagens com aplicações pupilométricas. 2012. Tese (Doutorado em Engenharia Elétrica) – Universidade Federal de Minas Gerais, Belo Horizonte, 2012.
- [6] Bernadelli C.R., Pereira M.B., Veiga A. C. P. Influence of Source Light in Clinical Parameters of Pupillary Cycle. IEEE Latin America Transactions, 2015, v. 15. p. 3953-3958.
- [7] Leal G.N. S. M. Desenvolvimento de um pupilómetro. 2008. Dissertação (Mestrado em Engenharia Biomédica) – Faculdade de Ciencia e Tecnologia da Universidade Nova de Lisboa, 2008.
- [8] Favretto M. A., Barbosa T.E., Beutler D.R., Sagiorato E.S., Levandoske, J.M., Balotin A.F. Dispositivo configurável de aquisição de imagens para aplicações em pupilometria. In: Ith International Congress of Management, Technology and Innovation, 2015, Erechim. I CONIGTI, 2015. v. 1.
- [9] ICNIRP ICoN-IRP. Guidelines on limits of exposure to broad-band incoherent optical radiation. Health Physics Societ, 1997: 539-554.
- [10] Fotiou F., Fountoulakis K.N., Tsolaki M., Goulas S.A., Palikaras A., Changes in pupil reaction to light in Alzheimer's disease patients: a preliminary report. International journal in psychophysiology. 1 July 2000 v. 37. p. 111-120.
- [11] Stergiou V., Fotiou D., Tsiptsios D., Haidich B., Nakou M., Giantselodis C., Karlovasitou A., Pupilometric findings in patients with Parkinson's disease and cognitive disorder. International journal of psychophysiology. 2009. v. 72. p. 111-120.
- [12] Kaltsatou A., Nakou M. Evaluation of the cholinergic hypothesis in Alzheimer's disease with neuropsychological methods. Aging Clinical and Experimental Research. 2015. v. 27. p. 727-733.

CUFFÔMETRO DIGITAL AUTOMÁTICO CDA

D. M. Rocha, E. A. D. Campos, L. P. R. Abrantes, J. L. S. Lustosa, T. de A. Borges e
G. A. I. Pizo

Universidade de Brasília (UNB) ó Faculdade Gama (FGA), Programa de Pós-Graduação em Engenharia Biomédica, Brasília - DF, Brasil

E-mail: douglasmedicerocha@gmail.com

Resumo

Em Unidades de Terapia Intensiva (UTI) são encontrados com muita frequência, pacientes que possuem sua função ventilatória comprometida, e assim, necessitam de ventilação mecânica invasiva, utilizando, mais comumente, tubos endotraqueais e as cânulas de traqueostomia (próteses endotraqueais). Essas próteses possuem um balonete (*cuff*), que garantem a ventilação adequada. O *cuff* transmite diretamente a pressão na mucosa, favorecendo lesões na parede traqueal. Para evitar a incidência dessas lesões é imprescindível monitorar a pressão exercida pelo *cuff*. Valores entre 20-30 mmHg ou entre 25-35 quando realizada a medida em cmH₂O são considerados seguros para evitar lesões isquêmicas dos vasos e outras importantes lesões precoces da mucosa traqueal, provocadas por hiperinsuflação do *cuff*. A melhor prática para evitar ou minimizar futuras lesões é a insuflação do *cuff* com pressão mínima, que seja suficiente para vedar a traqueia e não permitir o escape de ar durante a ventilação, sem ultrapassar os 35 cmH₂O. Porém, quando a pressão do *cuff* é insuficiente para vedar a traqueia, o risco de bronco aspiração aumenta, podendo levar a infecções pulmonares e em casos extremos até a morte. A pressão do *cuff*, que atualmente é medida através de Cuffômetros manuais, operados por profissionais que devem ser bem treinados e conscientizados. Este estudo objetivou apresentar um protótipo de Cuffômetro Digital Automático (CDA), bem como seu comportamento em teste com pulmões artificiais, o qual se mostrou eficiente em garantir a pressão ideal do *cuff*.

Palavras-chave: Cuffômetro, *Cuff*, Pressão do *Cuff*, lesões traqueais, Intubação Orotraqueal.

Abstract

In Intensive Care Units (ICU) are found too often, patients who have a compromised respiratory function, and thus require invasive mechanical ventilation using more commonly, endotracheal tubes and cannulas for tracheostomy (endotracheal prostheses) These hearing aids have a cuff (cuff), to ensure adequate ventilation. The cuff directly transmits the pressure in the mucosa, favoring lesions in the tracheal wall. To avoid the incidence of these injuries is essential to monitor the pressure of the cuff. Values between 20-30 mmHg or 25-35 when performed as cmH₂O are considered safe to prevent injuries such as ischemia of vessels and other important early changes of

the tracheal mucosa caused by hyperinflation of the cuff. Many authors agree that the best practice to prevent or minimize future damage is cuff inflation with minimal pressure sufficient to seal the trachea and not allow the exhaust air for ventilation, without exceeding 35 cmH₂O. However, when the pressure the cuff is insufficient to seal the airway, the risk of aspiration of increases, which may lead to lung infections. Thus it is evident the need for control of cuff pressure, which is currently carried out through manual Cuffômetros, operated by professionals who should be well trained and aware. This project aims to build a Cuff meter Automatic Digital prototype, which will monitor and ensure the maintenance of optimal pressure cuff on the endotracheal tube in order to eradicate any possibility of tracheal injury.

Keywords: *Cuff meter, cuff, cuff pressure, tracheal lesions, Orotracheal intubation;*

Introdução

É comum que na UTI estejam alocados pacientes que necessitem de suporte ventilatório, a fim de adequar a ventilação pulmonar, seja ela espontânea ou mecânica [1]. Utilizando pressão positiva, a ventilação mecânica invasiva por meio de prótese endotraqueais, maximiza a ventilação e oxigenação pulmonar.

O tubo endotraqueal ou cânula de traqueotomia são próteses endotraqueais que possuem um *cuff*, balonete localizado na porção distal da prótese, insuflado assim que instalado no paciente, apresentando dupla função: selar a via aérea evitando o escape de ar, para manter uma ventilação adequada, e impedir a entrada de corpos estranhos ou conteúdo gástrico na árvore brônquica [2].

A pressão do *cuff* deve ser mantida em valores ideais, que deve variar de 20 a 30 cmH₂O [3], já que as hiperinsuflações podem provocar lesões isquêmicas na traqueia. Em contrapartida as hipoinsuflações provocam o escape do ar, broncoaspiração de secreções e o risco de extubações acidentais [4]. A melhor prática para que essas complicações não ocorram, tem sido a monitorização manual da pressão do *cuff* a cada 8 a 12 horas ou quando audível o escape de ar [5], contudo essa prática é pouco adotada na realidade. Neste sentido, entendendo a importância da verificação e adequação da pressão de *cuff*, este projeto tem como objetivo apresentar um protótipo de CDA, assim como seu comportamento quando testado em pulmões artificiais, visando otimizar monitorização da pressão do *cuff*.

Materiais e métodos

O estudo descritivo e prático, visa sobre a elaboração e aplicação de instrumento de aferição e controle integral da pressão do balonete do tubo endotraqueal de modo digital e automático (Cuffômetro ou *Cuff Meters*).

O *cuff* é um aparato utilizado na ventilação mecânica invasiva que se encontra na cânula endotraqueal (Figura 1), é responsável por impedir o escape de ar assim como dificultar a passagem de líquidos e secreções para o trato respiratório inferior [5].



Figura 1: Cânula endotraqueal inserida na traqueia do paciente, em destaque está o *cuff*. Ilustrações Médicas - <https://iriamstar.files.wordpress.com/2011/04/fig-39-tubo-endotraqueal.jpg?w=644>

Para o desenvolvimento do CDA foram realizadas pesquisas aos métodos de mensuração e de controle da pressão do *cuff* em padrões ideais para evitar lesões isquêmicas na traqueia e ineficiência na recuperação do paciente. Tais pesquisas demonstram que a pressão ideal não deve ultrapassar os 35 cmH₂O [4], porém pressões menores que 25 cmH₂O podem causar bronco-aspiração de secreções e o risco de extubações acidentais.

O CDA teve um embasamento na necessidade de um equipamento para realização de aferição e controle da pressão do *cuff* de modo digital e automático de forma a aumentar a confiabilidade no monitoramento e de diminuir riscos de lesão e ineficiência no tratamento.

Após uma análise às pesquisas existentes foi verificado que a pressão interna no *cuff* tem necessariamente que estar entre 26 a 35 cmH₂O [1, 5], hoje a mensuração e controle desta pressão na maioria das vezes e realizada de maneira displicente ou incorreta devido à complexidade de tal procedimento sem a utilização de equipamento adequado, usando-se muitas vezes uma medida em uma seringa para manter a pressão no *cuff*, não sendo o método nem a maneira correta de realizar o procedimento. No mercado brasileiro existe um CDA para realização da aferição e manutenção da pressão do *cuff*, sendo este o equipamento mais indicado para tal procedimento, porém este equipamento é manual e analógico (Figura 2) fazendo com que o responsável pelo monitoramento do paciente realize repetidas vezes a aferição e calibração da pressão do *cuff*, além de ter seu preço relativamente alto para sua aquisição.



Figura 2: Medidor de *Cuff* manual analógico. <https://www.new-med.com.br/prod.idloja,26590.idproduto,4253149,traqueostomia-cufometro-cufometro-medidor-de-cuff---ref-67cuff-720>

O desenvolvimento do CDA foi composto das seguintes etapas: pesquisa dos métodos atuais e valores referenciais; o levantamento dos componentes necessários para tornar o equipamento digital e automático; a interligação dos componentes; da programação do microcontrolador; da calibração e dos testes.

A construção do CDA foi realizada utilizando os seguintes componentes (Tabela 1): um Sensor Gauge Press 39,2 cmH₂O-Max modelo Mpxv5004gc6 [6]; um mini compressor de ar pressão 32 mmHg-Max modelo KPM-14A [7]; uma Eletroválvula solenoide de ar FA0520D [8]; um microcontrolador Atmega328, que possui arquitetura de 8 bits, disponível no kit Arduino Nano [9] e Display LCD modelo ADM1062k [10], tudo acondicionado em um recipiente hermético de forma a diminuir a incidência de intempéries externas e internas.

Tabela 1: Componentes do CDA

Componente	Modelo	Fabricante
Microcontrolador	Atmega328	ATMEL
Sensor de pressão	Mpxv5004gc6	NPX
Compressor	KPM-14A	SURFLO
Eletroválvula	FA0520D	ZQDZC
Display LCD	ADM1602K	Sparkfun
Arduino	Nano	Smart Projects

O CDA é composto de um sensor de pressão Mpxv5004gc6 [6] que monitora a pressão no *cuff* com erro de 1% na medição da pressão. Este sensor envia um sinal analógico (de 0 a 5 Volts) para o microcontrolador, o qual converte o sinal analógico em digital, através de um ADC (*Analog-to-Digital Converter*) embarcado no seu SoC (*System on chip*) [9]. O microcontrolador analisa os dados e gerência a calibração da pressão através de um mini compressor com sinal *Pulse Width Modulation* (PWM), quando a pressão está abaixo do valor mínimo (26 cmH₂O). O equipamento também é dotado de uma eletroválvula que (controlada pelo microcontrolador) é acionada quando o sistema exceder a pressão de 35 cmH₂O. Estes periféricos possibilitam a rápida correção na variação, para mais ou para menos, da pressão no *cuff*.

Funcionamento do CDA

O CDA tem como componente principal o microcontrolador que monitora as variações analógicas do sensor Mpxv5004gc6 [6]. O Sensor Mpxv5004gc6 [6] mensura de 0 a 39 cmH₂O, sendo emitido em sua saída analógica 0,1 volts por cmH₂O e esse sinal convertido em dados digitais na escala de 10 bits ou de 0 a 1024, sendo 26 por cmH₂O.

O microcontrolador foi programado para verificar as variações de pressão no sensor Mpxv5004gc6 [6] e caso esta pressão esteja menor que 436 na escala de 10 bits o mesmo liga um mini compressor que tem sua velocidade e intensidade controlada por PWM até que a pressão atinja cerca de 875 na escala de 10 bits e caso a pressão exceda esse valor o próprio microcontrolador aciona uma eletroválvula para drenar o excesso de pressão até que fique menor que 800 na escala de 10 bits.

Desta forma o microcontrolador monitora constantemente a pressão do sensor Mpxv5004gc6 [6] mantendo a pressão do *cuff* entre 650 e 875 na escala de 10 bits dentro dos padrões desejados. Todo o sistema é alimentado por duas baterias de 9 volts em série, proporcionando 18 volts para o sistema, sendo usado dois reguladores de voltagem, um 7812 para manter a voltagem em 12 volts para a eletroválvula e um 7805 que mantém a voltagem em 5 volts para o Arduíno e o sensor Mpxv5004gc6 [6]. A alimentação também pode ser proporcionada através de uma fonte de alimentação externa 12 volts, assim toda a montagem pode ser visto na figura 3.



Figura 3: Estrutura interna do protótipo do CDA

Firmware do CDA é O *firmware* ou instruções do microcontrolador foi desenvolvido na linguagem C/C++, podendo ser modificado ou atualizado quando necessário. O funcionamento básico pode ser descrito pela Figura 4 e este fluxo é realizado à uma taxa de amostragem de 100 Hz. A cada ciclo é avaliado qual rotina executar dependendo do valor lido pelo sensor. Foi programado dois valores mínimos, o primeiro (valor > mínimo) corresponde a uma situação simples de correção, onde o compressor é ligado com menor velocidade. No segundo caso quando a pressão é menor do que o valor mínimo, o compressor é ligado com maior velocidade. Estes valores de velocidade foram calibrados conforma a necessidade da aplicação. Os valores da pressão máximo, médio e mínimo podem ser observados na seção matérias e métodos deste artigo.

O *firmware* também possui um recurso antitravamento, disponível através do módulo interno WDT (*Watchdog Timer*) [9] do microcontrolador. Este módulo é responsável por reiniciar o microcontrolador em caso

de travamento (quando *firmware* não está operando corretamente).

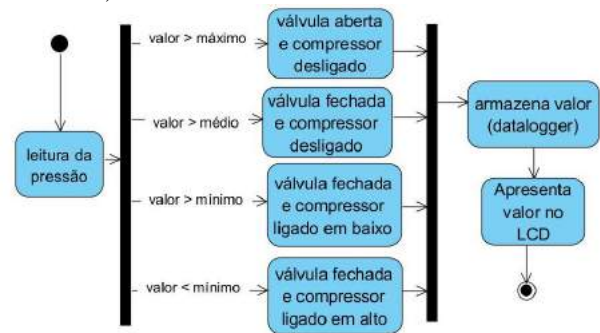


Figura 4: Fluxo principal do *firmware* do microcontrolador.

Resultados

Após os testes em laboratório com o uso de simulador e em respirador mecânico em várias configurações, padrões respiratórios e comparações com os *cuffômetros* manuais já existentes (analogico) foi verificado que o CDA manteve a pressão no *cuff* estabilizada dentro da margem padrão que varia entre 25 a 35 cmH₂O o que poderá proporcionar um melhor controle do monitoramento e manutenção da pressão do *cuff*, evitando lesões traqueais e deficiência na recuperação do paciente como visto na (Figura 5).



Figura 5: Apresentação do CDA e seu funcionamento.

Discussão

Com a globalização, cada dia mais avançando, o profissional deve utilizar das ferramentas computacionais a fim de conjecturar quando necessárias promissoras aproximações da resolução de problemas preliminares a partir de dados imprecisos ou incompletos.

Um CDA voltado para aferição e calibração da pressão do *cuff* propõe auxiliar o profissional de saúde no monitoramento de pacientes em UTI diminuindo ao máximo o risco de lesões traqueais e de futuras complicações para o paciente.

Além de manter a pressão constante em um regime estacionário o CDA (Figura 6) foi sujeito a testes de estresse como o aumento brusco da pressão interna (simulação de uma tosse). Nessa situação o CDA realizou a correção da pressão de forma a liberar a pressão no início do estresse e a retomada desta na fase de recuperação.



Figura 6: CDA

Os testes realizados, conforme Norma IEC 60601-1-2 [11], aconteceram em laboratório acadêmico e mostraram eficácia do CDA na manutenção da pressão do *cuff*, porém, para a validar, homologar e patentear o CDA será necessário realizar testes clínicos, autorizados por um Comitê de Ética e Pesquisa, para isso a próxima etapa do projeto será submeter à base nacional e unificada de registros de pesquisas envolvendo seres humanos para o sistema CEP/Conep, a Plataforma Brasil.

Conclusão

Com a conclusão deste trabalho, constatou-se que um CDA pode ser um equipamento fundamental dentro de uma UTI, tendo em vista a aferição e a calibração do *cuff* nos pacientes que necessitam de sua utilização.

O display do CDA é intuitivo e prático, mostrando em tempo real a pressão em cmH₂O que se encontra o *cuff*, conforme pode ser visto na Figura 7, podendo o especialista realizar o monitoramento sem necessidade de intervenções constantes.



Figura 7: Display do CDA

É importante ressaltar que o protótipo desenvolvido monitora apenas a pressão do *cuff* e a sua calibração, mantendo-a dentro dos limites padrões previamente estudados e analisados nas bibliografias atuais.

Diante disto verificou-se que o equipamento se mostrou eficiente e eficaz, a próxima etapa do projeto será submeter ao comitê de ética para realizar testes clínicos, afim de validar e homologar o CDA.

Referências

[1] Penitenti RM, Vilches JIG, Oliveira JSC, Mizohata MGG, Correa DI, Alonso TRMB, Mathiazzi IC, Testa RS. Controle da pressão do *cuff* na unidade terapia intensiva: efeitos do treinamento, Revista Brasileira de Terapia Intensiva, vol.22, no.2, pág 192-195, 2010

[2] Annoni R, Pires-Neto RC. Ineficácia da técnica de alívio de pressão por meio de válvula em insuflar o *cuff*. RevBras Ter Intensiva [online]. 2014;26(4):367-372, ISSN 0103-507X.

[3] Souza CR, Santana VTS. Impacto da aspiração supra-*cuff* na prevenção da pneumonia associada à ventilação mecânica. RevBras Ter Intensiva [online]. 2012;24(4):401-406, ISSN 0103-507X.

[4] Lau AC, Lam SM, Yan WN. Benchtop study of leakages across the Portex, Ta-perGuard, and Microcuff endotracheal tubes under simulated clinical condition. Hong Kong Med J. 2014; 20: 7-15

[5] Costa AR, MollerB, CarvalhoFM, et al. Necessidade de verificação da pressão de *cuff* das próteses artificiais para ventilação mecânica: revisão de literatura. Revista Mo-vimenta. 2013;6(1), ISSN: 1984-4298.

[6] Freescale Semiconductor, MP3V5004G Ver 2.06/2010 Disponível em: http://www.nxp.com/files/sensors/doc/data_sheet/P3V5004G.pdf?fasp=1&WT_TYPE=Data%20Sheets&WT_NDOR=FREESCALE&WT_FILE_FORMT=pdf&WT_ASSET=Documentation&fileExt=.pdf. Acesso em: 14 julh 2016

[7] Clark, KPM Squire Series Miniature GasPumps DC Power, Pressureto 350 mmHg. Disponível em <http://edcol.education.fr/sti/sites/eduscol.education.fr.sti/files/ressources/techniques/4971/4971compresseur.pdf>. Acesso em: 14 julh 2016.

[8] Dongguan City Electric Co., Ltd. Válvulasolenóide parâmetros do produto Fa0520D. Disponível em: http://www.zqdz.com/proxx.aspx?p_typeid=94&id=10. Acesso em: 14 julh 2016.

[9] ATmega48A/PA/88A/PA/168A/PA/328P/[DATASHEET].11/2015. Disponível em:http://www.atmel.com/imges/Atmel82718bitAVRMicrocontrollerATmega48A48PA8888PA16816PA328328P_datasheet_Complete.pdf. Acesso em 14 julh 2016.

[10] Xiamen Amotec Display CO, LTD. Specifications of LCD Module. Disponível: <https://www.sparkfun.com/datasheets/LCD/ADM102-NSW-FBS-3.3v.pdf>. Acesso em: 14 julh 2016.

[11] Bruno AC, Moreli EC, Oliveira JPL, Marques, DSP. Manual de Utilização da Norma IEC 6060. Ribeirão Preto. 2010. Disponível em:<http://citrus.uspnet.usp.br/ingtec/htdocs/uploads/8f6bc036-ab5a-3dbd.pdf> Acesso em 14 julh 2016.

ESTIMATIVA DO LIMIAR DE LACTATO EM REMO ERGOMETRO ATRAVÉS DE BIOIMPEDÂNCIA ELÉTRICA

B. Jotta*, A. B. B. Coutinho*, T. S. Carvalho* A. V. Pino* e M. N. Souza*

* Programa de Engenharia Biomédica-COPPE/Universidade Federal do Rio de Janeiro, Rio de Janeiro, Brasil *

e-mail: bjotta@yahoo.com.br

Resumo: O objetivo do presente trabalho foi verificar a possibilidade de estimativa do Limiar de Lactato (LL) por meio de Espectroscopia de Bioimpedância Elétrica (BIS) em testes de esforço realizados em remoergômetro. A casuística foi composta por 11 voluntários homens, remadores profissionais com média de idade $21 \pm 4,8$ anos; massa corporal $83 \pm 7,7$ kg; estatura $187,3 \pm 6,6$ cm e tempo de treino 7 ± 4 anos. Os voluntários foram submetidos a um teste de esforço progressivo máximo em remoergômetro de 5 a 6 estágios de 5 minutos com 2 minutos de intervalo. Durante os intervalos foram coletados dados de bioimpedância na coxa e lactato sanguíneo. Os dados da BIS foram resumidos por um único parâmetro, chamado de impedância equivalente (Zeq). Para estimativa do LL por bioimpedância, foi identificado o valor mínimo da cinética da segunda derivada dos valores de Z_{eq} após deflexão. A determinação do LL foi feita através dos métodos de concentração variável de lactato sanguíneo denominado Dmax (Dmax) e pelo de concentrações fixas de 4 mM (LL4). A diferença entre a média das estimativas do LL geradas por bioimpedância (LL Zeq) e as médias de L4 e Dmax foi de 3 e 6 W, respectivamente. Concluiu-se que técnicas de bioimpedância apresentam potencial para serem usadas na estimação não invasiva do LL, porém mais estudos são necessários.

Palavras-chave: Limiar de Lactato, Bioimpedância Elétrica, Remo Ergômetro.

Abstract: *This study aimed to investigate the feasibility of estimating the lactate threshold (LT) during a test in rowing ergometer by parameters obtained using bioelectrical impedance spectroscopy (BIS). The sample consisted of 11 males professional rowers with mean values of $21 \pm 4,8$ years; $83 \pm 7,7$ kg of body mass; 187.3 ± 8.6 cm height and training experience of 7 ± 4 years). The volunteers were submitted to maximal progressive test in rowing ergometer with 5 minutes for stage and 2 minutes for the intervals. During the intervals were collected bioimpedance data in the thigh and blood lactate. The BIS data were summarized by a single parameter, called impedance equivalent (Zeq). The minimum value after deflection of second derivate was used for LT estimative through bioimpedance. The Dmax (Dmax) and fixed concentration of 4mM (LT4) were used to determine the LT. Mean LT results estimated through bioimpedance (LT Zeq) differed 3 and 6 watts*

to mean results obtained using Dmax and LT4. It was concluded that the bioimpedance techniques can be potentially used to estimate LT but further studies are necessary

Introdução

O Limiar anaeróbico (LA) é definido como a intensidade de esforço onde se estabelece a acidose metabólica provocada por um aumento da concentração de lactato no sangue [1,2]. Esse conceito tem sido empregado na preparação física de atletas e no exercício físico com fins de promoção da saúde [1,2]. A potência (W) a qual ocorre o LA é utilizada como referência para determinação da carga de treinamento. O termo Limiar de Lactato (LL) é utilizado quando a identificação do LA se dá através da medição do lactato sanguíneo durante o esforço. Embora muito comum, a avaliação do LL possui um caráter invasivo e elevado custo financeiro [3].

Alvarenga e Souza [4] investigaram a possibilidade de estimar o LL através de espectroscopia por bioimpedância elétrica (BIS) em teste de esforço progressivo e cicloergômetro de membros inferiores. Seus resultados corroboram com a utilização da BIS para determinação do LL, possibilitando a determinação deste sem caráter invasivo da punção sanguínea. No entanto, não se tem conhecimento da tentativa de identificação do LL através da BIS com o emprego de outros aparelhos ergômetros, como esteira rolante e remo ergômetros. Uma estimativa do LL através da BIS em outros ergômetros possibilitaria a aplicação da mesma em uma maior gama de esportes.

O objetivo do presente trabalho foi verificar a possibilidade de estimativa do LL, através da BIS em testes de esforço realizado em remo ergômetro e aplicação da metodologia na monitorização do condicionamento físico de remadores olímpicos.

Materiais e métodos

Amostra – A casuística foi composta por 11 voluntários homens, remadores profissionais com média de idade $21 \pm 4,8$ anos; massa corporal $83 \pm 7,7$ kg; estatura $187,3 \pm 6,6$ cm e tempo de treino 7 ± 4 anos. O trabalho foi previamente submetido e aprovado em comitê de ética em pesquisa do Hospital Clementino Fraga Filho (processo n° 1.343.260).

Protocolo Experimental – Os voluntários foram preparados para o teste de esforço, com realização de tricotomia e retirada do extrato córneo, através de gaze e solução fisiológica. Esses procedimentos foram realizados na parte anterior da coxa, visando respectivamente a colocação de eletrodos para a medição de bioimpedância.

Os voluntários foram submetidos a um teste de esforço progressivo máximo em remo ergômetro, com estágios de 5 minutos e intervalos de 2 minutos entre cada estágio. Foram realizados entre 5 e 6 estágios até o esforço máximo, com diminuição progressiva do tempo de passagem (500 metros) a cada estágio. Optou-se por avaliar a musculatura extensora do joelho, uma vez que músculos do membro inferior têm sido considerados tão relevantes quanto os de membro superior durante testes em remo ergômetro com remadores profissionais [5]. Os dados foram coletados com o membro inferior avaliado em posição padronizada, mantendo - se a extensão do joelho. O teste foi de caráter máximo com interrupção voluntária, sinalizada pelo voluntário.

Instrumentação – Os dados de bioimpedância foram obtidos pelo método bipolar de espectroscopia baseado na resposta de corrente a um degrau de tensão (BIS - STEP) [6]. Essa técnica pode ser considerada equivalente a uma análise multifrequencial de 1 a 500 kHz em virtude das propriedades espectrais da excitação em degrau. A técnica BIS-STEP utiliza um arranjo bipolar de eletrodos e necessita que a impedância de eletrodos seja considerada no modelo elétrico que fornece a estimativa teórica da resposta de corrente.

De modo a minimizar o efeito das impedâncias de eletrodos, foram utilizados nas coletas dois eletrodos de placa metálica com área de 12 cm². Esses eletrodos foram posicionados a 20% da distância entre o bordo superior da patela e a espinha ílica ântero superior, deslocados 5 cm lateralmente em relação ao bordo lateral da patela. A distância intereletrodos utilizada foi de 9 cm. Após a definição e preparação do local de posicionamento dos eletrodos, aplicou-se gel condutivo (Mercur, Brasil) nos mesmos para estabelecimento da interface com a pele. Em seguida, os eletrodos e os fios próximos a interface foram fixados na coxa com uma bandagem do tipo *Kinesiotaping* (*Kinesiotaping*, EUA). A colocação dos eletrodos pode ser visualizado na figura 1:



Figura 1: Arranjo de eletrodos utilizado para aquisição dos dados de bioimpedância.

Processamento e Análise dos Dados – A resposta de corrente ao degrau de tensão foi adquirida a uma taxa de 1,25 MHz por uma placa AD (NI USB-6251, *National Instruments*, EUA). Para avaliação da sensibilidade da técnica de medição de impedância segmental em detectar variações metabólicas causadas pelo teste de esforço, utilizou-se como parâmetro primário de avaliação o valor de uma impedância equivalente (Z_{eq}), definida como o quociente entre o valor do degrau de tensão aplicado (v_d) e o valor pico (I_p) da resposta em corrente $i(t)$. Essa opção elimina inicialmente a necessidade de adoção de um modelo elétrico, sendo dependente somente dos valores medidos (v_d e I_p) pelo protótipo do equipamento BIS-STEP, que foram coletados ao final de cada estágio do teste progressivo de esforço.

Na avaliação do LL por lactacidemia foi realizada uma punção através de lanceta descartável Accu-Chek Safe-T-Pro Uno (Roche Diagnóstica, Suíça) no dedo do atleta, desprezando-se as duas gotículas de sangue iniciais e colocando a terceira na tira reagente do equipamento Accutrend (Roche Diagnóstica, Suíça). Esse procedimento foi realizado nos intervalos entre os estágios do teste de esforço. As medidas foram pareadas com a aquisição dos dados de bioimpedância.

A determinação do LL se fez através do método de concentrações variáveis de lactato sanguíneo pelo método denominado Dmax [3]. Esse método se caracteriza por identificar a potência correspondente ao LL através do cálculo da maior distância da curva que descreve a cinética do lactato e uma reta traçada entre o ponto inicial e final da concentração de lactato [3]. O LL também foi detectado através do método de concentração fixa de 4 mM ou LL4. Muito embora esse método não leve em consideração a cinética individual do lactato, possui grande utilização no meio desportivo [3].

Para estimativa do LL por bioimpedância (LL Z_{eq}) foi identificado o valor mínimo da cinética da segunda derivada dos valores de Z_{eq} após decréscimo característico. Esse valor pode ser considerado como o valor de maior estabilidade na cinética da segunda derivada de Z_{eq} como pode ser visto na Figura 2, juntamente com os resultados do método de LL4.

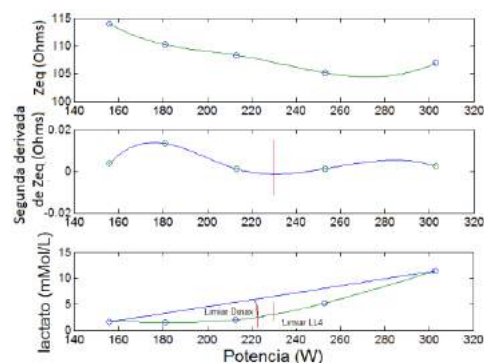


Figura 2: As linhas em vermelho denotam a potência em watts correspondente ao LL Z_{eq} e pelos métodos LL4 e Dmax.

Para o processamento dos dados de bioimpedância e lactacidemia, assim como análise estatística, foram desenvolvidos *scripts* em MATLAB 7 (Mathworks, USA). No que diz respeito a esta última, foi realizada inicialmente uma análise exploratória descritiva das estimativas do LL por lactacidemia e da obtida por bioimpedância a partir das medianas e seus respectivos quartis. A concordância entre as duas técnicas foi avaliada pela análise de *blandAltman*.

Resultados

Na Tabela 1 pode-se visualizar a carga em watts (W) relativas ao LL estimadas por lactacidemia e bioimpedância, assim como a diferença entre as mesmas.

Tabela 1: Estimativas dos limiares LL₄, Dmax, por bioimpedância elétrica LL Z_{eq} e a diferença entre este e os dois primeiros. Os valores se referem à carga de esforço (W) que define o LL.

Volunt.	LL ₄	LL Dmax	LL Z _{eq}	LL ₄ - LL Z _{eq}	LD Max- LL Z _{eq}
	Carga (W)				
1	225	277	267	-42	9
2	235	234	237	-1	-2
3	289	296	280	10	17
4	268	257	292	-25	-35
5	167	174	163	4	11
6	288	272	299	-10	-26
7	282	282	275	7	7
8	289	271	280	9	-9
9	221	297	295	-75	1
10	294	296	260	34	36
11	278	279	256	22	23
Média	258	267	264	-6	3

Os boxplots associados às estimativas de LL obtidas pelo método Dmax e pela técnica de bioimpedância podem ser visualizadas na Figura 1.

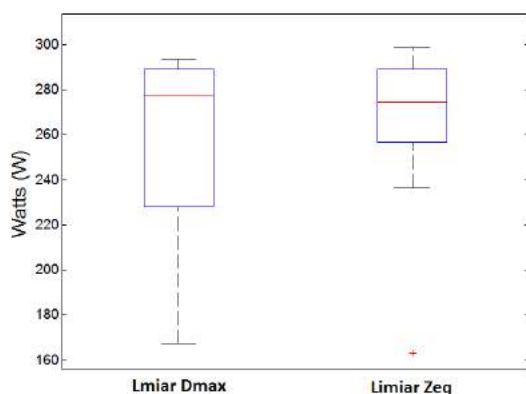


Figura 3: Boxplots dos limiares de lactato invasivo (Limiar Dmax) e pelo método de bioimpedância (Limiar Z_{eq}).

Os resultados da estimativa Z_{eq} foram para maioria dos voluntários concordantes com Dmax e LL₄. O grau

de concordância entre as estimativas Dmax e LL Z_{eq} pode ser visualizada na figura 4 no gráfico de *BlandAltman*. Pode se constatar uma diferença média ou viés de 5 watts.

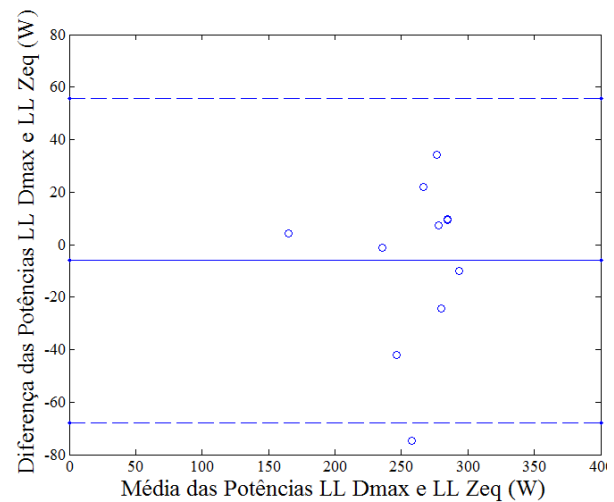


Figura 4: Gráfico de *Bland-Altman* do Limiar Dmax e Limiar Z_{eq} (W).

Discussão

Os resultados obtidos no presente trabalho mostraram boa concordância entre as estimativas do LL pelos métodos de lactacidemia e pelo método bioimpedância. Resultados semelhantes foram observados por Alvarenga e Souza [4] na utilização do ergômetro bicicleta e que também avaliaram o segmento da coxa através da técnica BIS-STEP durante o esforço progressivo.

Outros trabalhos também buscaram elucidar a relação desse componente periférico muscular com mecanismos fisiológicos mais gerais e sistêmicos como a respiração e a concentração de metabólitos sanguíneos [7, 8]. Lucia e colaboradores [7] avaliaram a possibilidade estimativa do LL através do sinal de eletromiografia (EMG) do músculo vasto lateral em teste de esforço progressivo em ciclo ergômetro. Os autores não observaram diferenças significativas entre os limiares obtidos através de EMG e por lactacidemia. Por outro lado, Hug e colaboradores [8] em condições experimentais semelhantes e usando também o sinal de EMG observaram boa concordância entre as técnicas com relação ao segundo limiar ventilatório (LV) e pouca associação em relação ao primeiro LV.

O termo *Electrical Impedance Myography* (EIM) tem sido utilizado para descrever a investigação de parâmetros de bioimpedância elétrica no músculo acometido por patologias neuromusculares, e em menor escala nas condições de contração isométrica e fadiga [9,10,11]. Sob este último aspecto, uma hipótese considerada é a alteração na concentração de íons no meio interno muscular, favorecendo alterações de resistividade elétrica [9]. Destaca-se sobre esse aspecto o íon H⁺ como possuidor de alta condutividade iônica,

dentre os íons relacionados ao metabolismo muscular [12].

O metabolismo responsável por regular as concentrações de lactato no músculo e consequentemente no sangue pode ser considerado multifatorial [13]. Um bom exemplo dessa complexidade é o balanço entre a produção do lactato muscular e sua reutilização como substrato energético por músculos mais oxidativos ou em menor atividade metabólica, um mecanismo denominado *lactate shuttle* [14]. A utilização do lactato como fonte de energia pela mesma célula que o produziu através do metabolismo oxidativo mitocondrial, constitui outro tipo de *shuttle* intracelular [15]. Esses mecanismos de *shuttle* representam meios de impedir um acúmulo rápido de lactato no citosol muscular, postergando seu aumento abrupto no sangue.

O lactato é um metabólito proveniente do sistema glicolítico de geração de energia [13]. Conforme a intensidade de esforço progride, aumentando a demanda energética, o aumento da taxa glicolítica se associa a elevação da concentração de lactato e H^+ no citosol muscular.

Nesse contexto, é possível que o aumento da taxa glicolítica, associado saturação dos mecanismos de utilização do lactato como fonte de energia proporcionem um aumento da concentração do H^+ e alterações de condutividade elétrica no músculo avaliado. Ao considerar tal hipótese, a estabilização da cinética da segunda derivada do Z_{eq} pode representar saturação dos mecanismos de *shuttle* sobre o lactato, precipitando o aumento abrupto de sua concentração no sangue.

Para melhor elucidação desse aspecto, a adoção de modelo elétrico que permita uma interpretação dos componentes intra e extracelulares da fibra muscular constitui uma progressão metodológica natural.

Conclusão

Conclui-se que a cinética dos valores de Z_{eq} possui potencial para estimar o LL em remo ergômetros e que o método não invasivo por bioimpedância pode contribuir futuramente para a monitorização do condicionamento físico de remadores olímpicos. No entanto, mais estudos devem ser realizados para melhorar as estimativas do LL através de bioimpedância e compreender melhor as variações de parâmetros de bioimpedância com a fisiologia da fadiga periférica.

Agradecimentos

A CNPq, a Capes e à FAPERJ pelo apoio financeiro.

Referências

[1] McArdle W, Katch FI, Katch, VL. Fisiologia do Exercício, Energia Nutrição e Desempenho Humano. 6a ed. Rio de Janeiro; 2008.

- [2] Wasserman K, McIlroy MB. Detecting the threshold of anaerobic metabolism in cardiac patients during exercise. *The American journal of cardiology*. 1964;14(6):844-852.
- [3] Baptista RR, Oliveira, LGD, Figueiredo GBD, Contieri JR, Loss JF, Oliveira ARD. Limiar de lactato em remadores: comparação entre dois métodos de determinação. *Revista Brasileira de Medicina do Esporte*. 2005; 11(4):247-250.
- [4] Alvarenga RL. Estimativa não invasiva do limiar de lactato usando espectroscopia por impedância The bioelétrica. [Tese]. COPPE/UFRJ: Rio de Janeiro; 2008.
- [5] Rodriguez RJ, Rogriguez R, Cook SD, Sandborn PM. Electromyographic analysis of rowing stroke biomechanics. *The Journal of sports medicine and physical fitness*. 1990; 30(1):103-108
- [6] Neves CE, Souza MN. A method for bio-bioelectrical impedance analysis based on a step. *Physiological Measurement*. 2000;21(3):395-408.
- [7] Lucía A, Sánchez O, Carvajal A, Chicharro, JL. Analysis of the aerobic-anaerobic transition in elite cyclists during incremental exercise with the use of electromyography. *British journal of sports medicine*. 1999; 33(3):178-185.
- [8] Hug F, Laplaud D, Savin B, Grelot L. Occurrence of electromyographic and ventilatory thresholds in professional road cyclists. *European journal of applied physiology*. 2003; 90(5-6):643-646.
- [9] Shiffman CA, Aaron R, Rutkove SB. Electrical impedance of muscle during isometric contraction. *Physiological measurement*. 2003;24(1): 213.
- [10] Rutkove SB. (2009). Electrical impedance myography: background, current state, and future directions. *Muscle & nerve*, 40(6), 936-946
- [11] Coutinho, ABB, Jotta B, Carvalho TS, Pino AV, Souza MN. (2016). An Alternative Electrical Impedance Myography Technique for Assessment of Local Muscular Fatigue. In II Latin American Conference on Bioimpedance, 2015 Jan 24-27; Springer Singapore.
- [12] Grimnes S, Martinsen ØG. *Bioimpedance and Bioelectricity Basics*. 4ª Ed Academic Press; 2008
- [13] Brooks GA. Anaerobic threshold: review of the concept and directions for future research. *Medicine and Science in Sports and Exercise*. 1985;17(1): 22-34.
- [14] Gladden LB. Lactate metabolism: a new paradigm for the third millennium. *The Journal of physiology*. 2004; 558(1): 5-30.
- [15] Kane DA. Lactate oxidation at the mitochondria: a lactate-malate-aspartate shuttle at work. *Frontiers in Neuroscience*. 2014;8:366.

LUVA TRADUTORA DO ALFABETO DA LINGUAGEM BRASILEIRA DE SINAIS EM TEXTO

J. Reis, W. Meneguini, E. C. Costa, W. M. Portela, B. M. Pedroso e T. A. Scardovelli

Núcleo de Pesquisas Tecnológicas/Universidade de Mogi das Cruzes, Mogi das Cruzes, Brasil.
E-mail: juliana0694@hotmail.com

Resumo: O dispositivo de tradução de Libras – (Linguagem Brasileira de Sinais) têm sido alvo de muitas pesquisas nos últimos anos, que por sua vez, tem beneficiado muitos deficientes auditivos. Atualmente, no mercado, existe uma grande limitação desses tipos de dispositivos devido à diversidade de movimentos existentes. Outro fator que limita a implementação de tais mecanismos é a dificuldade de captação e interpretação de sinais. Desse modo, foi elaborado uma luva sensorial que consegue captar a posição das mãos no espaço, usando sensores ligados a um sistema Arduino. Os sinais coletados através dos movimentos são tratados e convertidos em texto, mostrados em um aplicativo de *smartphone*, permitindo a visualização das letras. Pelos resultados obtidos foi possível observar que o tempo de tradução dos sinais se mostrou satisfatório, permitindo ao deficiente auditivo uma leitura coerente e estável da palavras.

Palavras-chave: Luva, Libras, comunicação.

Abstract: Translation devices from Libras - Brazilian Sign Language have been object of many researches lately, therefore has been benefited a lot of hearing impaired. Nowadays exist in the market a huge limitation of these kinds of devices due to the diversity of existing movements. Another factor that limit the implementation of such mechanism is the data acquisition difficulty and the signals interpretation. Due, it was developed a sensorial glove that can capture hand's position in the space using sensors connected to an Arduino system. The acquired signals through movements are treated and converted into text, displayed by a smartphone app allowing words. With the obtained results it was possible to observe that the translation time of signals was satisfactorily displayed by the system, allowing the hearing impaired a stable and reliable reading.

Keywords: Glove, LIBRAS, communication.

Introdução

Dispositivos tradutores de Libras para a língua portuguesa, têm sido alvo de muitas pesquisas nos últimos anos, principalmente após a aprovação da Lei 10.436, de 24 de abril de 2002 que considerou a Linguagem Brasileira de Sinais (Libras) como a segunda língua oficial brasileira. Com o intuito de auxiliar a comunicação entre pessoas que sinalizam a língua, procurou-se expandir a criação de dispositivos tradutores

de Libras, atendendo, portanto, uma demanda do mercado tecnológico.

Segundo o Censo IBGE (Instituto Brasileiro de Geografia e Estatística) realizado em 2010, cerca de 9,7 milhões de brasileiros possuem deficiência auditiva, representando 5,1% da população brasileira. Os surdos apresentam maiores dificuldades para se adaptarem à sociedade pois a comunicação com os ouvintes tem sido árdua, dificultando a realização de simples tarefas do cotidiano. [1].

Atualmente, está disposta no mercado uma gama de protótipos que realizam a tradução de Libras em texto, por meio de aplicativos de telefone celular em plataforma de tradução digital para Libras há dispositivos na forma de pulseira-sensor usada na altura do cotovelo, que registra mensagens de gestos criados por uma pessoa, e reproduz em um telefone celular [2]. Existem também dispositivos de tradução automática Libras-Português, desenvolvidos como uma interface baseada na computação ubíqua [3].

O trabalho de integração de deficientes auditivos na sociedade é algo que está aos poucos sendo implementado por meio de equipamentos e dispositivos que visam auxiliar a acessibilidade comunicativa para estas pessoas. Este projeto tem como finalidade realizar esta integração, tendo como principal realização a criação de um sistema que decodifica a datilografia dos sinais.

Materiais e métodos

O sistema tradutor de Libras em texto possui um módulo Arduino MEGA, uma plataforma eletrônica de hardware livre, projetado com um processador Atmega 2560, com suporte embutido de entrada/saída [4].

Para a leitura dos sinais, a luva é composta de um sensor acelerômetro e giroscópio (MPU6050) no dorso da mão, e sensores flexíveis que captam a flexão dos dedos, sendo um para cada dedo. Esses sinais são enviados ao Arduino para o tratamento dos sinais e quantificação dos sensores conforme o movimento exercido, executando um algoritmo para a leitura e conversão dos sinais analógicos, interpretando as letras e palavras mostradas através da interface visual, realizando a leitura dos sinais em tempo real. A figura 1 apresenta o diagrama de funcionamento do projeto.

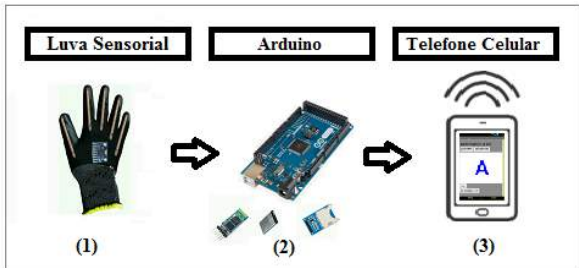


Figura 1: (1) luva com os sensores (os sensores flexíveis e um MPU6050), (2) Arduino e periféricos, (3) aplicativo do telefone celular.

Os sensores se comunicam com o Arduino, o qual decodifica o sinal e compara com um banco de dados, assim que reconhecido gera-se o texto no visor do aplicativo do telefone celular. (Figura 2).

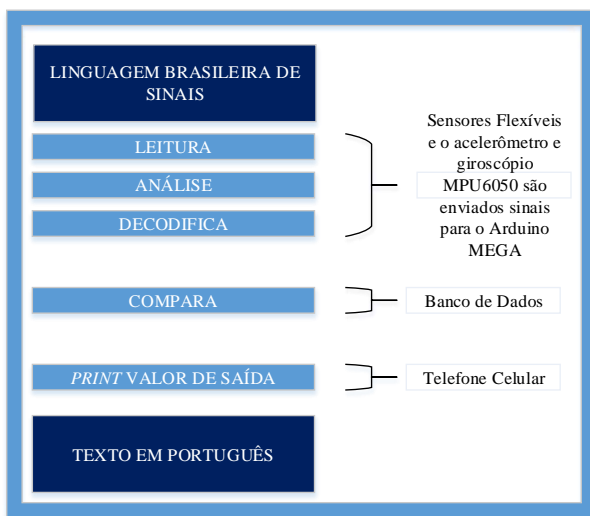


Figura 2: Arquitetura do sistema de tradução.

O sensor acelerômetro e giroscópio, CI MPU6050 possui 6 eixos, fornecendo 6 valores de saída, sendo 3 do acelerômetro e 3 do giroscópio. Este sensor foi utilizado por sua precisão e economia no consumo de energia. Para a conexão deste módulo com o Arduino foi utilizado o protocolo I2C, que descreve o funcionamento de um barramento de comunicação serial, simplificando a conexão.

A resistência do sensor flexível é alterada toda vez que este é flexionado. A variação de resistência do sensor está entre $10k\Omega$ e $30k\Omega$. Para tratamento do sinal do sensor utilizou-se o método de divisor de tensão com um resistor de $20k\Omega$ fixo em série com o sensor.

Para análise dos movimentos do sensor foi utilizado o software Matlab (*MATrix LABORatory*) [5]. Para a visualização da tradução foi utilizado o software supervisor Elipse SCADA. Este software permitiu exibir as letras em tempo real, comunicando em *Serial Modbus* meio físico (*Recommended Standart-485*), tipo de transmissão RTU (*Remote Terminal Unit*) via USB entre o computador e o *drive* de controle. Para a comunicação do supervisor e o microcontrolador foi

utilizado um *driver Modcon Modbus (v2.07 Build 1)* fornecido pelo próprio fabricante do supervisor.

Para conexão do Arduino com o Matlab foi utilizada uma comunicação serial (*Recommended Standart-232*).

Para a comunicação entre o Arduino e *smartphone* foi utilizado um módulo *bluetooth HC-06* para efetuar a transmissão e recepção de blocos de dados. Desta forma foi criada uma plataforma que se comunique, via *wireless*, com qualquer *smartphone* com o sistema operacional Android. Para a conexão com o Arduino foi preciso um divisor de tensão no pino RX para evitar danos na placa. Para construção do aplicativo para o *smartphone* foi utilizado o App Inventor que permite a elaboração de aplicativos para sistema operacional Android (Figura 3). O aplicativo possui os botões “Conectar/Desconectar” com a luva, um botão “Pariar” para fazer o pareamento entre o telefone celular e o microcontrolador e a área de visualização do texto.

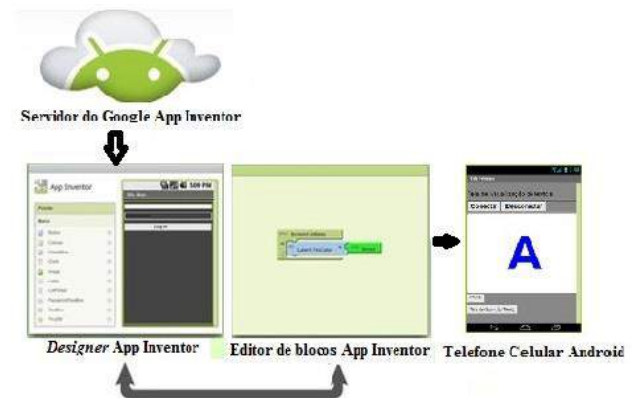


Figura 3: Etapas de desenvolvimento do aplicativo.

O banco de dados utilizado como referência de comparação foi criado a partir dos sinais em Libras referentes às letras do alfabeto, por exemplo, formou-se a letra A com a mão e os dados colhidos pelo Arduino através dos sensores foram armazenados como valores característicos da letra A. O banco de dados foi salvo em um cartão de memória, através de um módulo cartão SD conectado ao Arduino. Os dados da tabela 1 através da leitura em tempo real dos sensores foram comparados aos valores armazenados no banco de dados. Logo após, foi feita a identificação e exibição no *display*. Estes valores do banco de dados foram lidos pelo Arduino e transferidos para variáveis do tipo vetores. Ao detectar a compatibilidade entre os valores dos vetores e os valores da matriz do banco de dados, o Arduino envia a letra ou a palavra no aplicativo do telefone celular.

A tabela 1 mostra a lista de valores de alguns sinais coletados dos sensores que foram armazenadas em arquivo .TXT no cartão SD, para exemplificar, as letras A e J e as palavras Obrigado e Desculpa.

Tabela 1: Matriz do banco de dados.

Sensor Flex nos dedos	Letra A	Letra J	Obrigado	Desculpa
Indicador	435	440	545	435
Médio	445	435	545	445
Anular	455	445	545	455
Mínimo	465	690	545	465
Polegar	525	465	535	535
Acelerômetro	A	J	Obrigado	Desculpa
Pico/Vale X0	-	-508	415	-1158
Pico/Vale X1	-	2013	-750	943
Pico/Vale X2	-	-1418	720	-1468
Pico/Vale Y0	-	-476	3096	-1897
Pico/Vale Y1	-	-	-3706	1421
Pico/Vale Y2	-	-	680	-500
Pico/Vale Z0	-	-878	-2535	5524
Pico/Vale Z1	-	567	3433	-4828
Pico/Vale Z2	-	-	-	-5296

Os sensores flexíveis enviam um sinal analógico (tensão entre 2V e 3,2V) para o microcontrolador, que por sua vez foram convertidos em sinais digitais pelo conversor A/D do Arduino. A conversão da porta A/D do Arduino trabalha com uma resolução de 0 a 1024 bits.

Neste protótipo foram feitos ensaios com o sensor flexível, além da análise do comportamento dos sinais analógicos. Foram realizados experimentos através da ferramenta de amostra de sinais, supervisorio Elipse SCADA, para identificação do comportamento dos sinais estáticos de cada letra do alfabeto.

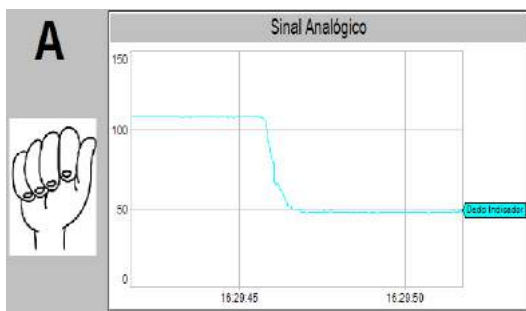


Figura 4: Comportamento do sensor flexível com a letra A.

Após análise o comportamento do sensor flexível foi realizado o tratamento do sinal analógico e sua conversão em texto. Para melhor precisão da leitura foi realizado um range de cada sensor. Os ranges são valores estipulados como máximos e mínimos para cada letra ou palavra, garantindo assim a precisão da leitura dos sensores.

Para a leitura e captação dos sinais dinâmicos, foi utilizado o sensor MPU6050, o qual a leitura da aceleração nos três eixos X, Y e Z de forma relativa à posição da luva, independentemente da posição foi possível interpretar seu movimento. Foi realizada uma série de análises, na figura 5 define-se um método para identificar o movimento. O sensor capturou os últimos 5

picos e vales da aceleração dos três eixos e armazenou em variáveis para o *drive* de controle fazer uma varredura de comparação dos sinais sensoriais com o banco de dados armazenado no cartão SD, com isso foi realizada a identificação do texto e exibida no supervisorio ou no *smartphone*. Nos sinais dinâmicos os algoritmos em teste foram armazenados em uma fileira de dados e assim que os movimentos foram realizados, para cada valor integrado na fila foi realizada uma nova comparação.

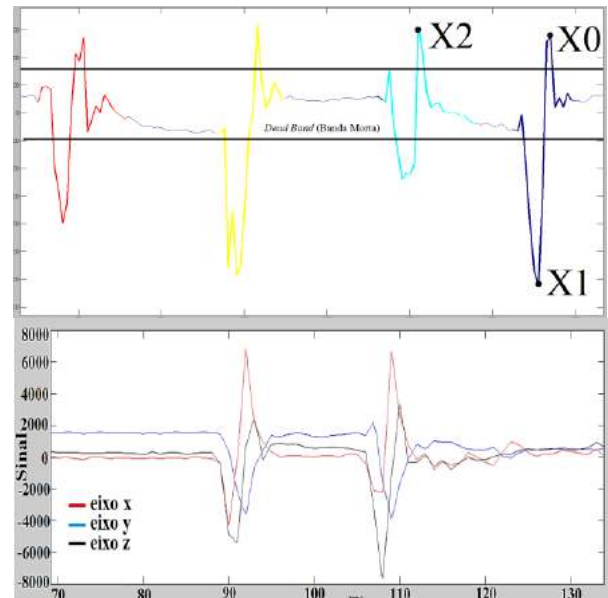


Figura 5: Análise de sinais gerados pelo acelerômetro no Pico/Vale x1, x2 e x3 e nos eixos x, y e z.

A leitura do sensor MPU6050 foi feita de forma relativa à posição inicial do movimento, com isso não é necessário saber qual é a posição da mão no espaço. Assim realizou a captação das letras com movimentos, como por exemplo, a letra “J”.

Para validação do sistema foram realizados protocolos de teste dos sensores de movimentos, da captação do movimento e da decodificação do sinal. Analisou-se também o tempo necessário para que as variáveis estabilizassem e evitassem erros na tradução dos sinais. Foram realizadas a leitura e a gravação dos sinais em um banco de dados dos três eixos lidos (x, y e z) de todas as letras do alfabeto. Os dados dos eixos são gravados no banco de dados da mesma forma que os sensores flexíveis, seus valores são utilizados quando há o movimento da mão, caso contrário eles são descartados pelo algoritmo.

Resultados

A tabela 2 apresenta o desempenho com os movimentos gravados e seus índices médios de acertos durante sua interpretação.

Tabela 2: Desempenho

Letras do alfabeto	Índice médio de acertos (%)
A	95
B	95
C	95
D	90
E	70
F	70
G	75
H	65
I	95
J	60
K	60
L	75
M	70
N	70
O	95
P	80
Q	75
R	60
S	85
T	70
U	75
V	75
W	85
X	50
Y	60
Z	50

Expressões Básicas	Índice médio de acertos (%)
Obrigado	85
Desculpa	95
Tchau	90
Oi	95

A identificação dos dados pode ser feita de forma estática e dinâmica, sendo que, na forma estática, tem maior nível de acertos que atingem em média 81%. Já os movimentos tridimensionais chegam em média a 58%, com o desvio padrão de 0,14. O tempo de estabilidade para o sistema identificar cada letra foi de 0,5 segundo, que foi o tempo de intervalo entre uma letra e outra.

Discussão

Com o tratamento de sinais foi possível chegar a uma faixa de trabalho que proporciona captar os sinais estáticos e dinâmicos através de uma comparação do banco de dados salvos no cartão SD que se comunica com o Arduino e de acordo com os resultados apresentados,

foi possível observar que o sistema apesar de apresentar algumas variações na leitura, mostrou um grande potencial, por oferecer mobilidade e usabilidade ao deficiente auditivo, e o tempo de resposta mostrou-se também satisfatório. Os sinais estáticos possuem uma margem de acertos maior que os dinâmicos, é possível aumentar esta margem com um drive de controle um pouco mais veloz do que o utilizado.

Conclusão

Este projeto teve como objetivo desenvolver um dispositivo para auxiliar o deficiente auditivo. Após a execução do projeto e análise dos dados, verificou-se um grande potencial de aplicabilidade com um baixo custo de desenvolvimento, contudo, alguns problemas de acuracidade precisam ser melhorados, tais como a precisão na captura de sinais dinâmicos e a sensibilidade nos sinais estáticos. Mesmo com essas restrições acredita-se que a realização desse estudo trouxe contribuições teóricas e práticas quanto à satisfação do objetivo proposto, indicando um caminho para o desenvolvimento e primoroso desse dispositivo, visando o auxílio ao deficiente auditivo.

Agradecimentos

À FAEP (Fundação de Amparo ao Ensino e Pesquisa da Universidade de Mogi das Cruzes) pelo apoio financeiro.

Referências

- [1] SKLIAR, Carlos (Org.). **A Surdez: um olhar sobre as diferenças**. Porto Alegre: Mediação, 1999.
- [2] Cardoso, Manuel; Universidade do Estado do Amazonas - Brasil. Projeto Giulia, mãos que falam.
- [3] Tavares, João. Programa Interdisciplinar de Pós-Graduação em Computação Aplicada; Universidade do Vale do Rio dos Sinos. São Leopoldo – RS – Brasil. Sensor Libras: Tradução Automática Libras Português através da computação ubíqua.
- [4] McRoberts, Michael. *Arduino Básico*. 1th ed. São Paulo: McGraw-Hill Editora; p. 20-25.
- [5] J.Palm, William. *Introdução ao MATLAB para engenheiros*. 3th ed. São Paulo: Novatec Editora; 2011. p. 20-88.

DESENVOLVIMENTO DE UM ARRANJO LINEAR DE ELETRODOS PARA CAPTURA DE SINAIS ELETROMIOGRÁFICOS DE SUPERFÍCIE UTILIZANDO TÉCNICAS DE PROTOTIPAGEM RÁPIDA

M. C. Pereira*, F. Tomé**, F. A. Soares**, J. C. do Carmo*, M. M. Andrade**

*Faculdade de Educação Física da Universidade de Brasília, Brasília, Brasil

**Programa de Pós-Graduação em Engenharia Biomédica da Universidade de Brasília, Brasília, Brasil
e-mail: andrade@unb.br

Resumo: Eletrodos utilizados em eletromiografia de superfície (EMGS) possuem características que permitem explorar aspectos fisiológicos importantes do sistema muscular. Contudo, existe uma predominância de equipamentos e eletrodos importados, em centros de pesquisas nacionais, levando à constante ocorrência de burocracias indesejáveis para a compra e prejuízos temporais nas pesquisas, além do maior custo para aquisição desses materiais. Outro aspecto relevante corresponde a pouca flexibilidade em customizar eletrodos para pesquisas científicas. Nesse contexto, o objetivo do presente trabalho foi propor uma metodologia de construção de arranjo linear de eletrodos aplicando tecnologias de prototipagem rápida. Os resultados estatísticos por meio da análise de Bland-Altman indicaram concordância entre o arranjo de eletrodos proposto e o arranjo comercial de referência, no que diz respeito parâmetros EMGS clássicos.

Palavras-chave: eletromiografia, eletrodos, arranjos de eletrodos e customização.

Abstract: *The electrodes applied to the surface electromyography (SEMG) have features to explore important physiological aspects of the muscular system. However, there is a predominance of imported equipment and electrodes of SEMG in national research centers, leading to bureaucratic consequences and time losses in the works. Another aspect also relevant corresponds to little flexibility in customizing electrodes for research. In this context, this present paper shows a methodology to building a linear array electrode by rapid prototyping technologies. The statistical results by Bland-Altman showed concordance between the electrodes (commercial and proposed) for classical SEMG parameters.*

Keywords: *electromyography, electrodes, array and customization.*

Introdução

A eletromiografia de superfície (EMGS) é um método empregado para investigar mecanismos fisiológicos envolvidos na atividade do sistema músculo-esquelético

[1]. O registro de sinais obtidos por meio de EMGS tem ampla utilização em ambiente clínico e em pesquisas nas mais diversas áreas da saúde.

Com o passar dos anos, novas configurações de eletrodos têm sido propostas com a finalidade de avançar no conhecimento da fisiologia muscular. Atualmente, encontram-se disponíveis no mercado, arranjos de lineares de eletrodos e até mesmo matrizes de eletrodos. Esses tipos de configurações de eletrodos são capazes de fornecer, além daquelas informações utilizadas para determinação de parâmetros clássicos de amplitude e frequência, dados para estimativa da velocidade com que o potencial de ação se propaga ao longo da fibra muscular, também chamada de velocidade de condução (VC) [2]. No entanto, para a estimativa da VC ainda são necessários equipamentos de alto custo e fornecidos por fabricantes internacionais.

Nos dias atuais, uma estratégia para a concepção de novas configurações de eletrodos corresponde a aplicação de técnicas de prototipagem rápida (PR), que têm sido empregadas nos mais diversos segmentos e processos construtivos. A utilização de técnicas de PR pode trazer benefícios como redução do tempo e do dinheiro gasto na confecção de um produto, bem como aumento das possibilidades de desenvolvimento de produtos [3].

Dessa forma, o objetivo do presente estudo foi propor uma metodologia para concepção de arranjos lineares de eletrodos de EMGS utilizando técnicas de prototipagem rápida, por meio de impressora 3D.

Materiais e métodos

Arranjo de eletrodos modelo – O arranjo linear de eletrodos proposto foi desenvolvido baseando-se em um arranjo de eletrodos já disponível no mercado para compra (OT Bioelettronica, Torino, Itália). Esse arranjo de eletrodos modelo possui 16 canais com distância intereletródica de 5 mm e com contatos elétricos em liga de prata (Ag/AgCl) e formato de fio com 5 mm de comprimento e 1 mm de diâmetro (Figura 1).



Figura 1: Arranjo linear de 16 eletrodos (OT Bioelettronica, Torino, Itália) usado como modelo para confecção do eletrodo proposto.

Confecção do arranjo de eletrodos proposto – Para a confecção dos contatos elétricos do arranjo de eletrodos proposto foi utilizada liga de prata pura 1000 (Ag). Optou-se por esse tipo de liga de metal devido a sua baixa conservação de resistividade além de baixo custo financeiro e fácil manuseio.

A modelagem do *case* em 3D para acoplagem dos eletrodos foi feita inicialmente por meio da ferramenta computacional *Design Spark Mechanical*. Este programa foi utilizado para configurar as propriedades de impressão como velocidade, utilização de suporte adicional, grau de preenchimento do plástico entre outros. O arquivo resultante dessa modelagem foi aberto no programa *Printer Interface*. Esse *software* apresenta o *driver* para comunicação com a impressora 3D modelo prusa V2 (Movtech) utilizada.

Para confecção do *case* foi utilizado o filamento poliamida (PA), plástico sintético (Nylon Taulman 618), um nylon especial capaz de conceber peças flexíveis, porém resistentes. Após essa etapa, foram alocados 16 contatos elétricos de prata no *case* flexível com distância intereletródica de 5 mm. Foram utilizados fios de prata com 1 mm de diâmetro e 5 mm de comprimento.

Esses contatos elétricos foram soldados com estanho-chumbo em cada via de um cabo *flat* com 16 vias. Optou-se por esse tipo de cabo devido a mobilidade e disponibilidade de número de vias. O *case* foi preenchido, então, com borracha silicone a fim de estruturar o arranjo de eletrodos, permitindo que fossem mantidas a flexibilidade, a impermeabilidade, a aderência e o isolamento elétrico. Por fim, foram acrescentados dois conectores de oito alojamentos Latch MLS-8 em uma das extremidades do cabo.

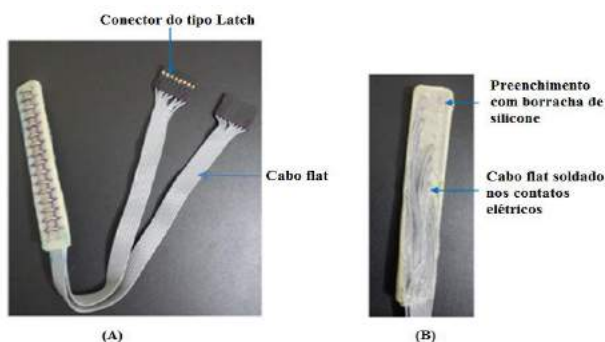


Figura 2: Arranjo linear de 16 eletrodos proposto no presente estudo (A) vista anterior, (B) vista posterior.

Protocolo experimental – Um protocolo

experimental, descrito a seguir, foi utilizado com o intuito de obter sinais eletromiográficos com o arranjo de eletrodos proposto e o arranjo de eletrodos usado como modelo a fim de compará-los.

Participaram do presente estudo 15 voluntários do sexo masculino (idade: $31,4 \pm 4,9$ anos; massa: $86,5 \pm 10,6$ kg; estatura: 176 ± 9 cm) com experiência em treinamento resistido há pelo menos seis meses. A pesquisa foi aprovada pelo comitê de ética em pesquisa com seres humanos da Faculdade de Ciências da Saúde - UnB. Todos voluntários assinaram um termo de consentimento livre e esclarecido antes do início da coleta de dados. Os voluntários realizaram um protocolo de teste utilizando o arranjo linear de eletrodos modelo (OT Bioelettronica, Torino, Itália) e o arranjo de eletrodos proposto, seguindo ordem contrabalanceada. Foi solicitado ao voluntário sentar-se em uma cadeira adaptada para a flexão de cotovelo, com o cotovelo direito fletido a 90° graus (ângulo determinado por um goniômetro analógico TTK, modelo 1216). O voluntário segurava uma alça acoplada a uma célula de carga (AEPH, modelo TS de 50 Kg), ancorada ao pé direito da cadeira (Figura 3).

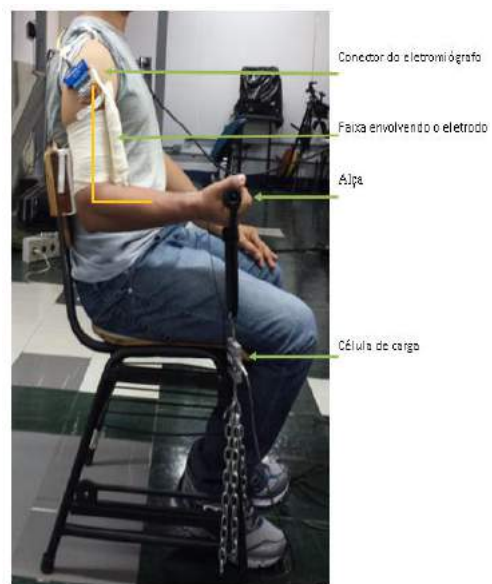


Figura 3: Voluntário posicionado na cadeira adaptada para contrações isométricas durante flexão do cotovelo.

Foram realizadas duas contrações isométricas de 5 segundos com intervalo de 90 segundos entre as contrações e de 10 minutos entre os tipos de arranjos estudados. A primeira contração foi uma contração voluntária isométrica máxima (CVIM) e a segunda foi realizada com carga de 60% da CVIM. Os dados de força foram adquiridos por um amplificador de sinais biopotenciais eletromiográficos [4] MISO II (OT Bioelettronica, Torino, Itália) capaz de fornecer um *feedback* visual da carga utilizada.

Para a aquisição dos sinais de EMGS foi utilizado o eletromiógrafo EMG-USB 128 canais (OT Bioelettronica, Torino, Itália) com ganho de 2.000 V/V, modo de rejeição

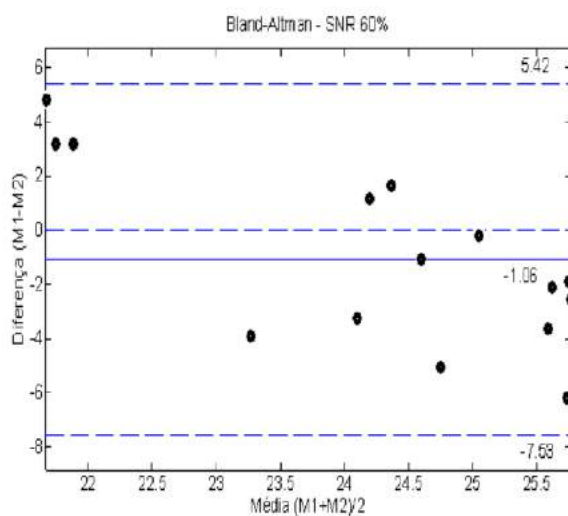
comum mínimo de 96 dB e filtragem analógica passa-faixa de 10 a 500 Hz. Um eletrodo de referência Medtrace 200 (Kendall, Canadá) foi posicionado sobre a 7ª vértebra cervical do voluntário. Antes da colocação dos eletrodos na região de interesse foi realizada a tricotomia, quando necessária, e a abrasão da pele com algodão e álcool. O local de posicionamento dos eletrodos seguiu as recomendações do SENIAM – *Surface Electromyography for the Non-Invasive Assessment of Muscle* [5]. A taxa de amostragem utilizada foi de 2048 Hz e os sinais foram adquiridos utilizando o *software* OTBioLab (OT Bioelettronica, Torino, Itália). Para aquisição dos sinais, o equipamento de eletromiografia e o amplificador de sinais biomecânicos foram conectados a um microcomputador portátil.

O processamento dos sinais eletromiográficos foi realizado por meio de rotinas específicas desenvolvidas em Matlab 6.5 (Mathworks, Natick, EUA) com o intuito de obter os estimadores de Frequência de Potência Mediana (FPM), Relação Sinal Ruído (SNR) e a Raiz do Valor Quadrático Médio (RMS) para o arranjo de eletrodos modelo e o arranjo proposto [2].

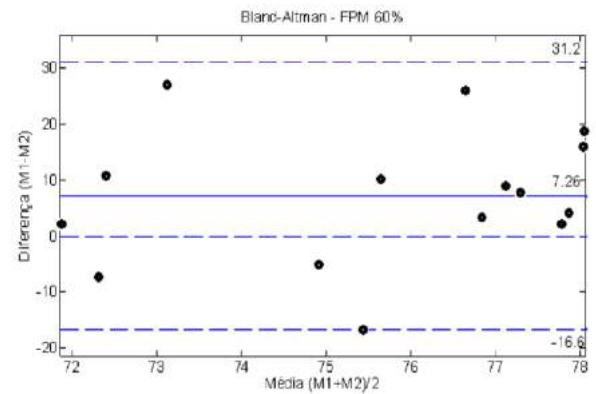
Análise estatística – Após verificação de normalidade dos dados por meio do teste Shapiro-Wilk, os valores dos estimadores encontrados nos dois tipos de arranjos estudados foram comparados por meio do método de análise visual gráfica de Bland-Altman [6].

Resultados

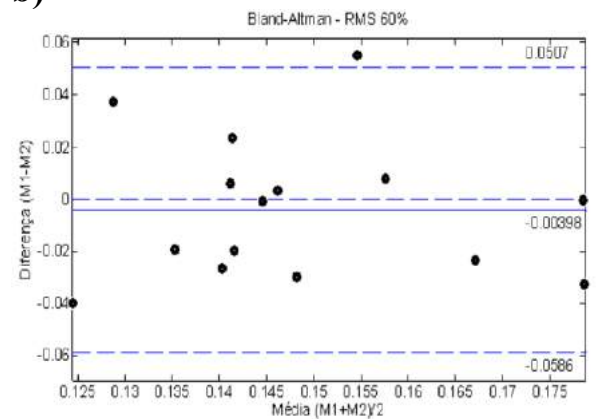
Os gráficos utilizando o método de Bland-Altman mostraram concordância entre o arranjo linear de proposto e o arranjo linear de eletrodos usado como modelo para todos os estimadores estudados (SNR, FPM e RMS) nas condições de contração isométrica submáxima (figura 4).



a)



b)



c)

Figura 4: Resposta de Bland-Altman para as comparações entre os arranjos modelo e o proposto, utilizando as médias dos 15 canais do eletrodo vetor OT (M1) e do vetor proposto (M2) com o sinal de contração voluntária isométrica submáxima. a) avaliação da Relação Sinal-ruído (SRN), b) avaliação da Frequência de Potência Mediana (FPM) e c) avaliação do valor RMS.

No sentido de reforçar a avaliação estatística dos resultados e tratar melhor possíveis variações na dispersão, o teste t-Student não pareado no nível de significância de 5% foi aplicado em todos os dados processados. Os resultados indicaram a não existência de diferenças significativas nas medidas de SNR ($p = 0,19$) e RMS ($p = 0,75$), entre os eletrodos proposto e o comercial de referência. Porém, na medida da FPM ($p = 0,0042$) foi observada uma diferença estatisticamente significativamente, acompanhada de um baixo efeito Cohen's ($d = 0,012$).

Discussão

A motivação em minimizar a dependência tecnológica externa nos experimentos de eletromiografia multicanais, somada a uma dinâmica nacional de importação ineficaz e com custos significativos, orientaram o desenvolvimento do presente trabalho. Assim, a combinação de processos de prototipagem rápida, com impressora 3D, e a escolha de materiais acessíveis em território nacional pontuaram as ações realizadas.

A comparação entre a tecnologia comercial (Figura 1) e o protótipo implementado (Figura 2), conforme apresentado, buscou explorar as características da solução em um cenário de experimento científico típico (Figura 3). Um protocolo experimental isométrico, com contrações submáximas, foi desenvolvido e aplicado no contexto dos dois eletrodos (arranjo proposto e comercial).

No sentido de explorar comparativamente os sinais de EMGS obtidos pelos arranjos de eletrodos estudados, foram escolhidos, para avaliar a qualidade do sinal, a SRN e para estimação de padrões fisiológicos, a FPM e o Valor RMS. Esses dois parâmetros objetivos (FPM e RMS) são, tipicamente, adotados na avaliação da Fadiga Muscular Localizada (FML) e/ou do nível de contração mio-elétrica [2]. Acredita-se que os parâmetros escolhidos para comparar os eletrodos, além de serem considerados clássicos, foram capazes de fornecer relevantes informações para avaliação da qualidade dos sinais obtidos.

Além disso, a utilização do método de análise gráfica de Bland-Altman permitiu enriquecer a verificação da concordância entre o arranjo de eletrodos produzido comercialmente e o concebido a partir da metodologia aqui proposta. Os resultados da análise gráfica mostraram-se dentro do intervalo de confiança adotado, sem a presença de resultados desconformes é somente um *outlier* para todas as comparações realizadas (Figura 4).

Os resultados aplicando o teste de t-Student reforçam a viabilidade do estudo, na medida que confirma a ausência de diferenças significativas nos estimadores SNR e RMS. Contudo, considerando o estimador FPM uma diferença estatística significativa foi indicada, porém acompanhada de uma baixa consequência prática, em virtude do reduzido valor do efeito Cohen's ($d = 0,012$).

É importante salientar que o estudo não buscou um estudo de correlação estatística de sinais, entre os dois eletrodos, devido ao tipo de contração adotada (isométrica), a carga constante aplicada, o tempo limitado e os momentos diferentes de coletas, para os diferentes eletrodos. Entretanto, com a modificação do protocolo de teste, onde variações fisiológicas significativas são esperadas esse estudo passa a ser de grande importância.

Um aspecto importante a ser explorado, na continuidade do trabalho, corresponde ao aperfeiçoamento do material adotado no eletrodo. O eletrodo comercial de referência utiliza como material a prata clorada, enquanto o proposto adotou prata pura. Assim, considerando o menor potencial de meia célula da prata clorada, quando comparado à prata pura, são esperados resultados objetivos superiores nos estimadores adotados com essa importante atualização de material nos eletrodos.

Cabe ressaltar ainda, que o arranjo de eletrodos concebido a partir da metodologia aqui proposta teve um custo aproximado de 10% do valor do arranjo disponível no mercado e utilizado como modelo. O barateamento do arranjo de eletrodos é algo que também pode ser considerado como resultado positivo do presente estudo.

No entanto, novos estudos ainda se fazem necessários com o objetivo de investigar o desempenho do mesmo arranjo de eletrodos em contrações musculares de outras naturezas, como dinâmicas isoinerciais ou isocinéticas, assim como por meio de outras variáveis, como a velocidade de condução [7].

De uma forma geral, um aspecto fundamental da apropriação do processo de concepção do arranjo de eletrodos aqui proposto corresponde à possibilidade de criação de eletrodos customizáveis com tamanhos e formatos diversos. Tal fato amplia as possibilidades de aquisição de sinais de EMGS nos mais diversos músculos e dotados de características anato-fisiológicas particulares.

Conclusão

O presente trabalho apresentou uma metodologia para concepção de arranjo de eletrodos utilizando técnicas de prototipagem rápida que se mostrou viável e eficiente. O arranjo de eletrodos concebido obteve sinais semelhantes aos obtidos pelo eletrodo disponível comercialmente e usado como modelo. Além disso, o eletrodo proposto apresentou custo significativamente inferior. Dessa forma, os resultados encontrados no presente estudo abrem possibilidades para customização de outros tipos e formatos de eletrodos, o que pode vir a ampliar de forma relevante a aplicabilidade desse tipo de tecnologia. Nesse sentido, novos estudos explorando diferentes contextos, formas e tamanhos de eletrodos podem ser iniciados, em virtude dos resultados satisfatórios encontrados na presente pesquisa.

Referências

- [1] Kollmitzer, J., Ebenbichler, G. R., & Kopf, A. (1999). Reliability of surface electromyographic measurements. *Clin Neurophysiol*, 110(4), 725-734.
- [2] Merletti, R. e Parker, P.J. (2004). *Electromyography: Physiology, Engineering, and Non-Invasive Applications*. Wiley-IEEE Press
- [3] Xue Yana, P Gu. (1996). A review of rapid prototyping technologies and systems. *Computer-Aided Design Volume 28, Issue 4, Pages 307–318*
- [4] Neuman, M.R. Biopotential amplifiers. In: J.G. Webster, editor. *Medical Instrumentation*. New York: John Wiley and Sons; 1995. p. 227-88.
- [5] SENIAM (2010). "SENIAM: European Recommendations for Surface Electromyography." [Acesso em: 13 Maio 2016]; Disponível em: <http://www.seniam.org>.
- [6] Bland, J.M., Altman D.G. (1999). "Measuring agreement in method comparison studies". *Statistical Methods in Medical Research* 8 (2): 135–60.
- [7] Soares, F.A., Carvalho, J.L.A., Miosso, C.J., Andrade, M.M. and Rocha, A.F. (2015). Motor unit action potential conduction velocity estimated from surface electromyographic signals using image processing techniques *Biomedical engineering online* 14 (1), 84

SISTEMA PARA A AVALIAÇÃO DA COMPOSIÇÃO CORPORAL ATRAVÉS DA BIOIMPEDÂNCIA

A. D.C. Mumbelli*, F. L. Bertotti*, R.C. Brito*

*Universidade Tecnológica Federal do Paraná – Câmpus Pato Branco (UTFPR), Pato Branco, Brasil

e-mail: adenilson.dcm@gmail.com, bertotti@utfpr.edu.br, robison@utfpr.edu.br

Resumo: A técnica de bioimpedância é uma ferramenta importante no monitoramento de fenômenos e eventos biológicos de diversas naturezas. Avanços tecnológicos e pesquisas realizadas nessa área tem contribuído para melhorias no método de avaliação. O objetivo desse estudo é desenvolver um sistema para aquisição da bioimpedância corpórea, utilizando o módulo AFE4300 e um relógio de pulso para armazenamento de dados, além de avaliar a precisão do sistema através de circuitos representando a bioimpedância. Para isso, um protótipo foi montado para realizar as aquisições e as medidas foram realizadas em modelos de impedância conhecidos. Os valores dos módulos das impedâncias dos modelos obtidos com o protótipo foram comparados com as medições realizadas por analisador comercial de impedância.

Palavras-chave: Bioimpedância, Módulo AFE4300, Parâmetros corporais, Modelos de bioimpedância.

Abstract: *The bioimpedance technique is an important tool in monitoring biological phenomena and events of several kinds. Technological advances and researches achievements in this area has contributed to improve the assessment method. The aim of this study is develop a system for the acquisition of body bioimpedance using the AFE4300 module and a wristwatch for storing data. A prototype was developed in order to carry out impedance measurements. Based on RC circuits, biimpedance models were built to simulate biimpedance measurements and for the evaluation of the accuracy of the system. The magnitudes of the impedances of the models measured with the prototype were compared with impedance measurements made by a commercial impedance analyzer.*

Keywords: *Bioimpedance, AFE4300 Module, Body parameters, Biimpedance models.*

Introdução

A definição da composição corporal através da bioimpedância é uma técnica promissora, pois parte do princípio que os tecidos biológicos apresentam diferentes características de impedância elétrica ao serem expostos a uma corrente elétrica com diferentes frequências [1]. A técnica da Análise da Bioimpedância ou BIA (*Bioelectrical Impedance Analysis*) é aplicada para relacionar medições de impedância do corpo humano com parâmetros corporais relacionados a medicina do

esporte, tais como massa isenta de gordura ou FFT (*Fat-Free Mass*), percentual de gordura corporal %BF, quantidade total de água do corpo ou TBW (*Total Body Water*), entre outros. A partir destas relações, pesquisadores têm desenvolvido equações empíricas para a para a previsão destes parâmetros corporais [2].

Analisadores SF-BIA (*Single Frequency BIA*) tornaram-se comercialmente disponíveis na década de 1980, injetando uma corrente elétrica alternada entre 300-800uA em uma frequência de 50 kHz [3]. Nesta frequência, a corrente passa tanto pelo fluido extracelular como pelo intracelular, embora a proporção varie de tecido para tecido [4]. Desta forma, é possível estimar, de maneira indireta, os parâmetros TBW, FFM, %BF, entre outros.

A utilização de aparelhos de bioimpedância comerciais em academias de ginástica é cada vez mais comum no monitoramento e na avaliação dos resultados dos exercícios praticados. Estes equipamentos possuem, geralmente, uma balança integrada e o resultado é apresentado em um display ou em um computador conectado ao aparelho. A ideia do trabalho proposto é tornar este processo mais prático e eficiente através de um aparelho de bioimpedância que possibilite o envio dos dados obtidos, através de comunicação sem fio, para um relógio de pulso específico e que, posteriormente, os dados registrados neste dispositivo possam ser visualizados pelo usuário e transferidos para um computador.

Com base no cenário apresentado, o presente trabalho propõe o desenvolvimento de um sistema para aquisição de bioimpedância corpórea formado, basicamente, por uma unidade de aquisição de bioimpedância, um relógio de pulso e um computador. Para avaliar a resposta do sistema, modelos pré-definidos de bioimpedância foram definidos e avaliados pelo sistema proposto e por um analisador de impedância comercial.

Materiais e Métodos

O trabalho desenvolvido integra diferentes plataformas de hardware e software, com o objetivo de desenvolver um sistema para aquisição da bioimpedância corpórea. O diagrama de blocos da Figura 1 apresenta o sistema proposto, o qual é formado por uma unidade de aquisição de bioimpedância, um relógio de pulso e um computador.

Unidade de Aquisição de Bioimpedância (UAB) –

Esta unidade é formada pelo módulo de aquisição de bioimpedância (placa superior) do kit AFE4300EVM-PDK (Texas Instruments®), um microcontrolador e um módulo de RF. A alimentação é fornecida por uma bateria ou por uma fonte de alimentação externa de 5V.

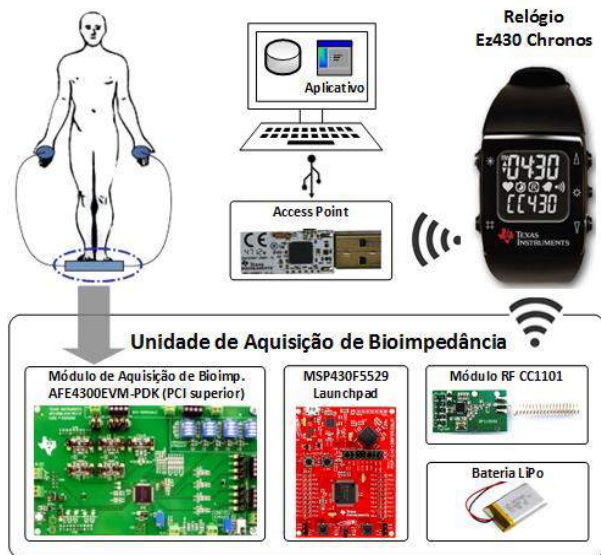


Figura 1 – Diagrama de blocos do sistema.

O dispositivo AFE4300 (Texas Instruments®) do módulo AFE4300EVM-PDK de aquisição de bioimpedância implementa internamente um conversor A/D (*Analogical-to-Digital*) de 16 bits, um sintetizador digital de sinais ou DDS (*Digital Frequency Synthesizer*), amplificadores, filtros e multiplexadores para seleção de sinais, e um circuito de instrumentação para sensores de uma balança. Os eletrodos de medição da bioimpedância se conectam, através de fios, em um dos canais de entrada deste módulo. A configuração do chip é feita pelo microcontrolador por meio de uma interface de comunicação SPI (*Serial Peripheral Interface*) [5].

O kit de desenvolvimento de sistemas microcontrolados MSP430F5529 Launchpad (Texas Instruments®), com dispositivo MSP430F5529, foi utilizado para efetuar a configuração do dispositivo AFE4300, realizar os procedimentos necessários para a medição da bioimpedância, o pré-processamento dos dados e a transmissão destes para o relógio através de um módulo de comunicação por RF modelo CC1101 (Texas Instruments®). Este módulo, que funciona na frequência de 433 MHz, foi adotado devido a compatibilidade de comunicação com o relógio ez430Chronos.

Com o objetivo de facilitar a implementação de redes *sem fio* de pequeno porte, foi empregado o protocolo SimpliciTI® (Texas Instruments®) de três camadas, o qual também é utilizado pelo ez430Chronos [6]. Portanto, este mesmo protocolo foi utilizado na unidade de aquisição.

Relógio ez430Chronos – O processo de medição da bioimpedância é iniciado utilizando o relógio ez430Chronos (Texas Instruments®). Este dispositivo é um sistema completo de desenvolvimento para

smartwatches, com vários recursos embarcados, compondo um dispositivo *wearable* programável [7].

Para o desenvolvimento do presente estudo, foram utilizados o display LCD (*Liquid Crystal Display*), o módulo de RF CC1101 e os botões de configuração na lateral do relógio. O recebimento dos dados pelo computador é feito através de um *Access Point* que vem junto com o kit de desenvolvimento do ez430Chronos. Este dispositivo possui um microcontrolador que vem com um *firmware* gravado de fábrica, onde estão contidos alguns protocolos de comunicação, dos quais dois deles foram utilizados para desenvolver o presente trabalho, sendo um deles o SimpliciTI® e o outro o protocolo de comunicação USB.

Uma aplicação em Java para *desktop* também foi desenvolvida, de acordo com os padrões de mensagens utilizados pelo *Access Point*, com o objetivo de gerenciar consultas, cadastros, alterações e manter um histórico de medidas. Este *software* permite que as informações contidas na memória RAM (*Random Access Memory*) do ez430Chronos sejam transmitidas, através do *Access Point*, para o *desktop* de forma simples e transparente para o usuário. A partir da obtenção das informações do relógio, é possível armazenar os resultados em um banco de dados remoto gerenciado por uma aplicação servidor.

Bioimpedância elétrica – O comportamento elétrico de um tecido biológico sujeito a uma corrente elétrica pode ser aproximado, para uma determinada frequência, através do modelo de Fricke, conforme a Figura 2 (a). Trata-se de uma forma simplificada de representar um corpo celular, sendo formado por um resistor R_e , correspondendo a resistência extracelular, em série com um resistor R_i em paralelo com um capacitor C_i , representando a resistência intracelular e a capacitância da membrana celular, respectivamente [8].

Quando se deseja utilizar um circuito elétrico para simular uma bioimpedância real, para fins de teste e validação de um sistema de medição em uma dada frequência, por exemplo, pode-se representar a resistência R e reatância capacitiva X_c equivalente do modelo de Fricke através de um circuito RC série, conforme ilustrado na Figura 2(b).

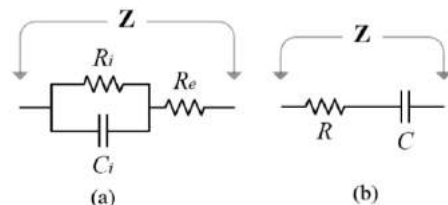


Figura 2 – Circuitos elétricos para a bioimpedância.

Levando em conta a representação da bioimpedância através de um circuito RC série (Fig. 2(b)), o valor da impedância Z que pode ser expresso através de [9]:

$$Z = R - jX_c \quad (1)$$

A impedância também pode ser representada de forma vetorial (módulo e ângulo de fase), através de [9]:

$$Z^2 = R^2 + X_c^2 \quad (2)$$

$$\varphi = \tan^{-1} \left[\frac{-Xc}{R} \right] \quad (3)$$

Para uma frequência f da corrente elétrica aplicada na impedância, a reatância Xc é dada por [9]:

$$Xc = \frac{1}{2\pi * f * C} \quad (4)$$

Modelos de bioimpedância – no presente estudo, dez circuitos RC série foram empregados para simular medições de bioimpedância na frequência de 50 kHz, sendo considerados modelos de bioimpedância. Os valores das resistências R e capacitâncias C de cada modelo utilizado foram definidos de acordo com a faixa de medição (R entre 0 e 1500 Ω , e Xc entre 0 e 300 Ω) de um analisador de bioimpedância comercial modelo BIA 450 (Biodynamics[®]) [10] e a partir de valores resistência e reatâncias obtidos por [11] em medições de bioimpedância em seres humanos. Os valores de R e C de cada modelo foram obtidos na prática, para a frequência de 50 kHz, por um analisador de impedância complexa modelo 4294A (Agilent Technologies[®]) disponibilizado pelo Laboratório de Biotelemetria Aplicada (BIOTA).

Medição de impedância pelo módulo AFE4300 – Para realizar a avaliação dos modelos de impedância a partir do módulo AFE4300 da UAB foram necessárias algumas configurações e procedimentos. Primeiramente, o modo contínuo de conversão do ADC do dispositivo AFE4300 foi selecionado, permitindo realizar 32 amostras por segundo. O modo de aquisição FWR (*Full Wave Rectifier*) foi configurado. As resistências utilizadas como referência para a calibração do sistema de medição foram definidas sendo $R_1 = 100\Omega$ e $R_2 = 1k\Omega$. A frequência de trabalho foi definida em 50 kHz. Então, as leituras do ADC para os resistores de referência foram obtidas. Por fim, uma rede de impedâncias disponibilizadas no módulo AFE4300EVM-PDK previamente conhecidas foi utilizada para testar a resposta do sistema de medição.

No procedimento de calibração, com a definição dos resistores de referências R_1 e R_2 , foi possível obter os respectivos valores em escala de ADC. A partir disso, é possível traçar uma reta, como a mostra a Figura 3.

As informações do gráfico da Figura 3 podem ser utilizadas para calcular a impedância que está sendo lida na entrada UAB. Para calcular a resistência, primeiro é obtido o coeficiente angular da reta através de [12]:

$$\varphi = \frac{R_2 + R_1}{Cod_2 - Cod_1}, \quad (3)$$

onde φ é o coeficiente angular da reta, R_2 e R_1 são os valores de resistência definidos como padrão para calibração e Cod_2 e Cod_1 são os valores das resistências em escala de ADC medidos com módulo AFE4300.

A empresa fabricante do dispositivo AFE4300 sugere uma equação para compensar os erros de instrumentação (Off) encontrados nos valores das leituras, que é dada por [12]:

$$Off = R_1 - (\varphi * Cod_1) \quad (4)$$

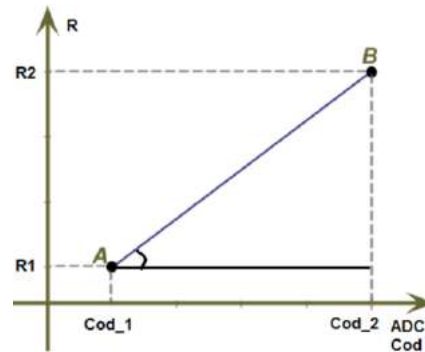


Figura 3 - Reta com os valores de calibração.

Fonte: extraído de [12].

Determinados o coeficiente angular e o valor de compensação Off , é possível calcular a impedância do modelo contido na entrada da UAB, através de [12]:

$$Z = \varphi * (Cod - Off) \quad (5)$$

Resultados

A unidade de aquisição, o relógio ez430Chronos, o *access point*, o computador e o software foram integrados para realizar as medições de impedância dos modelos de bioimpedância pelo sistema proposto neste trabalho. A resistência R , a reatância Xc e o módulo da impedância $|Z|$ de cada modelo também foram obtidos pelo analisador Agilent 4294A. Os valores obtidos são apresentados na Tabela 1, assim como o erro de medição.

Tabela 1: Valores medidos para os modelos RC Série pelo analisador 4294A e pelo sistema proposto.

Agilent 4294A		Sistema		% Erro
R (Ω)	Xc (Ω)	Z (Ω)	Z (Ω)	
472,90	23,89	473,52	466,08	-1,57%
680,76	138,83	694,73	681,57	-1,89%
723,02	3,35	723,03	715,97	-0,98%
370,17	143,78	397,10	378,50	-4,68%
803,36	64,44	805,94	795,96	-1,24%
1000,10	14,00	1000,00	992,00	-0,80%
1097,00	14,87	1097,28	1.087,00	-0,96%
790,25	299,03	844,82	812,59	-3,82%
1153,00	0,36	1153,65	1142,39	-0,98%
1468,00	323,65	1503,25	1467,56	-2,37%

A Figura 4 mostra as opções do menu do relógio para entrada de parâmetros, como sexo, altura e idade, assim como a transmissão destes parâmetros e das bioimpedâncias medidas para o computador, através do *access point*. A Figura 5 exhibe a tela do aplicativo, onde dados de bioimpedância foram adquiridos e, a partir de equações de bioimpedância apresentadas em [2], das medições de impedância dos modelos e dos demais dados atribuídos para fins de teste, foi possível simular a obtenção dos parâmetros %BF, FFM e TBW.

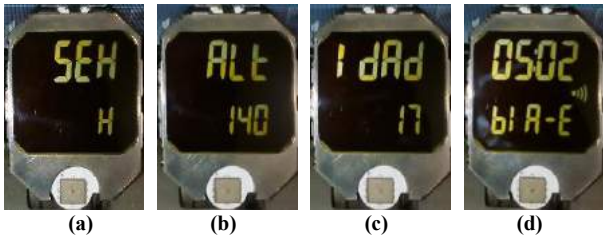


Figura 4: Tela do relógio para definição de: (a) sexo, (b) altura, (c) idade, e para (d) transmissão de dados.

Historico de Medidas do Usuário

Buscar por Data

Início: 07/03/2015 Fim: 07/10/2015 [Buscar]

Armazenar nova Leitura

Adquirir Dados da USB %BF: 49%

Gravar no Banco FFM: 35.6

Cancelar TEW: 26.0

Tabela de Medidas

Data da Mensura	Hora	% Gordura Corporal(BF)	Massa Magra(FFM) Kg	Água Corporal
2015-09-07	10:15	39%	48.3	35.3
2015-09-16	22:33	48%	41.0	28.9
2015-09-18	22:36	81%	31.0	22.6
2015-09-28	18:51	82%	29.9	21.8

Figura 5: Tela do aplicativo mostrando histórico de medições.

Discussão e Conclusões

Com a análise da Tabela 1 é possível perceber que o sistema apresenta erros menores que 5% na medição de impedância, que está de acordo com o erro máximo previsto na documentação do dispositivo AFE4300.

Existe a possibilidade de melhorar a precisão das medidas do AFE4300, ajustando o ADC para uma taxa de conversão de 860SPS e realizando uma média de 860 pontos. Segundo a documentação do fabricante, isso faz com que a precisão melhore em, aproximadamente, 50%. Contudo, o tempo para a aquisição dos resultados aumenta de forma considerável. Em leituras considerando uma taxa de conversão de 32SPS e uma média de 32 pontos, o dispositivo leva, aproximadamente, 1,58 segundos para realizar a aquisição. Se a taxa de conversão aumentar para 860SPS com uma média de 860 pontos, o tempo aumenta para aproximadamente 39,34 segundos, tornando a aplicação comercial do dispositivo inviável.

Como trabalhos futuros, pretende-se integrar os recursos de hardware da UAB em uma única placa de circuito impresso, assim como incluir uma balança e os eletrodos. A partir disso, será possível avaliar o sistema em seres humanos e determinar as equações apresentadas na literatura que representam melhor os parâmetros corporais.

Agradecimentos

Os autores agradecem aos departamentos de Engenharia Elétrica e de Informática da UTFPR – Câmpus Pato Branco, e a Direção de Pesquisa e Pós-Graduação (DIRPPG) desta mesma instituição pelo apoio.

Referências

- [1] Gao X, Tang J. Human Bioelectrical impedance Measuring Method Based on Principle of Multi-frequency and Multi-segment. In: Proceedings of 2011 International Conference on Advances in Engineering; 2011 Dec 20-21; Noida, India. 2011. p.459-63.
- [2] Kyle UG, Bosaeus I, De Lorenzo AD, Deurenberg P, Elia M, Gómez JM, Heitmann BL, Smith LK, Melchior JC, Pirlich M, Scharfetter H, Schols AMWJ, Pichard C. Bioelectrical impedance analysis – part I: review of principles and methods. *Clinical Nutrition*; 2004. p. 1226–1243.
- [3] Neves CEB. Estimativa da composição corporal por espectroscopia de impedância bio-elétrica bipolar em indivíduos com sobrepeso e obesidade [dissertação]. Programa de Pós-Graduação em Engenharia, COPPE/UFRRJ, Rio de Janeiro; 2006.
- [4] Kyle UG, Bosaeus I, De Lorenzo AD, Deurenberg P, Elia M, Gómez JM, Heitmann BL, Smith LK, Melchior JC, Pirlich M, Scharfetter H, Schols AMWJ, Pichard C. Bioelectrical impedance analysis – part II: utilization clinical practice. *Clinical Nutrition*; 2004. p.1430-1453.
- [5] Texas Instruments. AFE4300 Development Guide. Manual; 2012.
- [6] Texas Instruments. SimpliciTI Application Programming Interface. Manual; 2009.
- [7] Texas Instruments. eZ430-Chronos Development Tool. Manual; 2013.
- [8] Bertotti FL. Sistema de Biotelemetria Passiva e Técnica de medição para Aquisição da Impedância Elétrica de Tecido Animal Post Mortem [tese]. Programa de Pós-Graduação em CPGEI/UTFPR, Curitiba; 2010.
- [9] Khalil SF, Mohktar MS, Ibrahim F. The Theory and Fundamentals of Bioimpedance Analysis in Clinical Status Monitoring and Diagnosis of Diseases. *Sensors Mag*; 2014. p. 10895-10928.
- [10] Biodynamics. Clinician Desk Reference for BIA Testing. Manual; 2015.
- [11] Bosy-Westphal A, Danielzik S, Dörhöfer RF, Piccoli A, Müller MJ. Patterns of bioelectrical impedance vector distribution by body mass index and age: implications for body-composition analysis. *Am J Clin Nutr*; 2005. p. 60–8.
- [12] Yang V, Aroul P, Wen K. Impedance Measurement with the AFE4300. Application Report SBAA202; 2013.

MEDIÇÕES DO MÓDULO DE CISALHAMENTO DE UM COÁGULO DE PLASMA EM FUNÇÃO DA FORÇA DE RADIAÇÃO ACÚSTICA

G. C. Parcero, J. F. S. Costa Júnior e J. C. Machado

Programa de Engenharia Biomédica/COPPE/UFRJ, Rio de Janeiro, Brasil
e-mail: crossetti@poli.ufrj.br

Resumo: A trombose, formação de coágulo sanguíneo (trombo), nas vias sanguíneas normais, é responsável por diversas complicações clínicas. É sabido que as propriedades viscoelásticas do trombo determinam se ele será oclusivo ou não. Então, alguns sistemas ultrassônicos baseados na aplicação de força de radiação acústica instantânea (FRA) foram usados para investigar a viscoelasticidade de coágulos sanguíneos. O objetivo deste trabalho foi empregar um sistema ultrassônico, também baseado em FRA, para avaliar o módulo de cisalhamento (μ) de um coágulo de plasma, usando diferentes parâmetros para gerar a FRA. Esta força foi produzida por um transdutor ultrassônico (T_D), com frequência central de 2,095 MHz, focalizado sobre uma esfera de vidro, a qual foi posicionada dentro de uma cubeta contendo uma amostra de tromboplastina. Decorridos 60 min após a adição de plasma normal à cubeta, para formar um coágulo, um sistema ultrassônico operando no modo pulso-eco foi ativado para monitorar o deslocamento da esfera devido à FRA aplicada sobre ela, e, com isso, foi possível avaliar o μ de um coágulo de plasma *in vitro*. A princípio, o número de ciclos (NC) do sinal de excitação de T_D foi mantido em 1000 e variou-se a amplitude. Por fim, a amplitude foi mantida em 131 V_{pp} e o NC de T_D foi modificado. Quando a amplitude foi avaliada, os valores estimados para μ variaram de $507,03 \pm 121,28$ Pa para $568,34 \pm 428,07$ Pa. Por outro lado, quando o NC foi estudado, a variação de μ foi de $600,68 \pm 117,82$ Pa para $996,45 \pm 570,93$ Pa.

Palavras-chave: coágulo sanguíneo, módulo de cisalhamento, força de radiação acústica, deslocamento

Abstract: *The formation of blood clot (thrombus) in normal veins, related to thrombosis, is responsible for many clinical complications. It is known that viscoelastic properties of the thrombus determine whether it will be occlusive or not. Then some ultrasonic systems based on application of impulsive acoustic radiation force (ARF) were employed in order to evaluate these properties. The aim of this study was to use an ultrasonic system based on ARF to measure the shear modulus of a blood plasma clot using different setups for the ARF generation. The force was produced by an ultrasonic transducer with a 2.095 MHz central frequency (T_D) focused on a sphere, which was positioned inside a cuvette containing a plasma of thromboplastin. Exactly 60 min after the addition of normal plasma to the cuvette, to form de plasma clot, an*

ultrasonic system operating in pulse-eco mode was activated in order to monitor the sphere displacement caused by ARF and to evaluate the clot shear modulus in vitro. Initially, the number of cycles (CN) for the electrical signal applied to T_D was kept at 1000 and different values of amplitude were used. Then, the amplitude of excitation signal of T_D was kept at 131 V_{pp} and distinct values of CN were employed. When the amplitude was evaluated, the shear modulus values were estimated between 507.03 ± 121.28 Pa and 568.34 ± 428.07 Pa. On the other hand, when the CN was investigated, the shear modulus values were between 600.68 ± 117.82 Pa and 996.45 ± 570.93 Pa.

Keywords: *blood clotting, shear modulus, acoustic radiation force, displacement*

Introdução

A coagulação sanguínea é um processo natural de proteção do corpo, porém tanto algumas doenças quanto o tempo que um paciente fica acamado pode induzir este processo, o qual resulta na formação de um coágulo (trombo) [1]. Nestas situações, pode ser formado um trombo oclusivo, que pode se prender à parede de algum vaso sanguíneo, obstruindo a passagem de sangue [1]. Se o vaso obstruído for responsável por irrigar órgãos como coração ou cérebro, pode ocorrer infarto ou acidente vascular cerebral, respectivamente. Há, ainda, a possibilidade desse trombo se romper e seus fragmentos chegarem a vasos menores, podendo levar até à embolia pulmonar [1]. De acordo com Weisel [2], as propriedades viscoelásticas do coágulo podem indicar se ele será capaz de cessar uma hemorragia. Além disso, a viscoelasticidade do trombo pode revelar se ele tem tendência a ser oclusivo ou se quebrará em vários fragmentos. Por isso, muitos pesquisadores avaliaram as propriedades mecânicas de coágulos de sangue inteiro, de plasma e de plasma rico e pobre em plaquetas [2].

Huang *et al.* [3] e Shih *et al.* [4] avaliaram a viscoelasticidade de coágulo, *in vitro*, com hematócritos de 0, 20 e 40 % usando força de radiação acústica instantânea (FRA), a qual gerou o deslocamento de uma esfera posicionada no interior do coágulo. Nestes dois trabalhos, apenas o número de ciclos da forma de onda do sinal de excitação do transdutor usado para gerar FRA foi alterado. Recentemente, a FRA foi empregada para gerar ondas de cisalhamento no interior de coágulos sanguíneos com 3 valores de hematócritos (3, 20 e 40 %) e, com isso, estimar as propriedades

viscoelásticas dos coágulos em função do número de ciclos e do tipo de esfera [5].

Sendo assim, é visível a necessidade do desenvolvimento e/ou aprimoramento de técnicas para caracterizar as propriedades viscoelásticas de trombos. Esse trabalho tem como objetivo investigar os valores do módulo de cisalhamento (μ) de um coágulo de plasma sanguíneo, 60 min após o processo de coagulação ser disparado, usando diferentes parâmetros (amplitudes e ciclos) para gerar FRA sobre uma esfera de vidro colocada para vibrar no meio em processo de coagulação.

Materiais e métodos

Fundamentação Teórica— Aglyamov *et al.* [6] mostraram que a curva de deslocamento de uma esfera, imersa em um meio viscoelástico, gerada por FRA é dada por (1):

$$U(t) = \frac{-iF}{12\pi^2 R} \int_{-\infty}^{\infty} \frac{(e^{i\omega t'} - 1)e^{i\omega t}}{\omega(\mu - i\omega\eta) \left[1 - ikR - k^2 R^2 \left(\frac{1+2\psi}{9} \right) \right]} d\omega, \quad (1)$$

sendo, F e t' a força de radiação e a duração da aplicação da força de radiação acústica sobre a esfera, ω a frequência angular central da onda de ultrassom emitida pelo transdutor responsável por gerar a força de radiação acústica (T_D), R o raio da esfera, η o coeficiente de viscosidade, β a densidade da esfera normalizada pela densidade do meio (ρ) e k o número de onda complexo, o qual é representado por (2):

$$k^2 = \rho\omega^2 / (\mu - i\omega\eta) \quad (2)$$

Uma vez conhecidos os parâmetros R , β , t' e ω da Equação (1), então a normalização da curva teórica obtida com esta equação elimina a necessidade de se conhecer F . Os valores de μ e η foram obtidos utilizando o método de busca exaustiva, no qual se considerou a minimização da diferença entre as curvas de deslocamento teórica e experimental.

Preparação das amostras de plasma e tromboplastina— Inicialmente, as amostras de plasma padrão (Control Plasma N; Dade Behring, Marburg, Germany) e tromboplastina de cérebro de coelho (Thromboplastin C Plus; Dade Behring, Marburg, Germany) liofilizadas foram reconstituídas utilizando 1 e 4 mL, respectivamente, de água destilada. Para isso, foi empregada uma pipeta de volume regulável (10 a 1000 μ L) modelo Eppendorf Reference[®] 2 (Eppendorf AG, Hamburg, Germany).

Em seguida, 250 μ L de plasma e 500 μ L de tromboplastina foram transferidos para tubos de ensaios e acondicionados dentro de um banho maria modelo 1100 (Fanem, São Paulo, SP, Brasil), onde foram incubados por 2 min, a uma temperatura de 37 °C.

Montagem experimental— O experimento exigiu o uso de dois sistemas ultrassônicos (SU), os quais são apresentados na Figura 1. O primeiro foi responsável por excitar um transdutor ultrassônico (T_D) modelo NDT-V395 (Olympus America Inc.; Center Valley, PA, EUA), com 38 mm de diâmetro, focalização esférica,

distância focal de 6,71 cm e com frequência central de 2,0951 MHz, a fim de gerar FRA sobre uma esfera de vidro (Só Esfera, São Paulo, SP, Brasil) com diâmetro de 2,99 mm e densidade de 2500,7 kg·m⁻³. Esta esfera foi posicionada dentro de uma cubeta (base quadrada com 4 mm de lado e 10 mm de altura). O outro sistema ultrassônico foi usado para excitar um transdutor ultrassônico (T_M) modelo NDT-V307 (Olympus America Inc.; Center Valley, PA, EUA), com 25 mm de diâmetro, focalização esférica, distância focal de 5,08 cm e com frequência central de 4,89 MHz, o qual foi utilizado para monitorar o deslocamento da esfera, tendo-se por base um sistema pulso-eco.

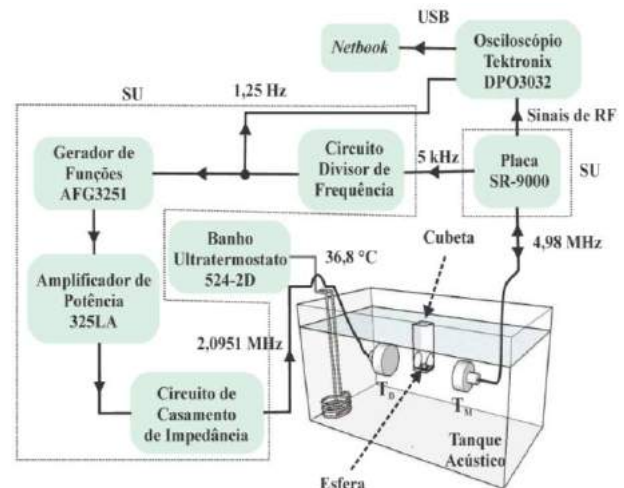


Figura 1: Montagem experimental usada para induzir e monitorar o deslocamento de uma esfera.

Para excitar T_D foi usado um gerador de funções (AFG3251; Tektronix, Beaverton, OR, EUA), cujo sinal produzido passou por um amplificador de potência (A300-40PA ; ENI, Rochester, NY, EUA), com ganho de 56 dB e por um circuito de casamento de impedância baseado na rede- π (desenvolvido no próprio laboratório) antes de excitar T_D .

Por outro lado, o sinal de excitação de T_M foi gerado por uma placa SR-9000 (Matec Instrument Company Inc., Northboro, MA, EUA) instalada em um computador e configurada para operar no modo pulso-eco. Esta placa também sincronizou os dois sistemas ultrassônicos por meio de um sinal de sincronismo com frequência de 5 kHz fornecido pelo canal *trigger out*. Este sinal passou por um circuito divisor de frequência programável (confeccionado no próprio laboratório) e o sinal resultante, com frequência 1,25 Hz, foi usado para sincronizar o gerador de funções modelo AFG3251.

Os sinais ultrassônicos de radiofrequência (RF) de eco da esfera e recebidos pela placa SR 9000 passaram por um filtro passa-baixas com frequência de corte de 5 MHz, antes de serem exibidos e capturados em um osciloscópio digital modelo DPO3032 (Tektronix, Beaverton, OR EUA). Por fim, um programa de aquisição de sinais ultrassônicos, desenvolvido na plataforma LabView[®] (Versão 8.2; National Instruments, Austin, TX, EUA), foi usado para transferir os dados via interface USB para um computador.

Uma haste metálica e uma peça de PVC com um encaixe para cubeta constituíram um suporte usado para garantir que parte da cubeta ficasse dentro d'água. No fundo da cubeta havia uma placa de alumínio com formato em V e ângulo de 3°.

Com parte da cubeta submersa em um tanque acústico, transferiu-se uma amostra de tromboplastina do tubo de ensaio para a cubeta e a esfera foi posicionada no centro da cubeta. Os transdutores foram alinhados, de forma que a esfera ficasse no foco de ambos os transdutores. Para evitar interferência acústica entre os transdutores, um posicionador de rotação modelo M-481-A (Newport Corporation, Irvine, CA, EUA) foi utilizado para girar T_M de 10°, em relação à posição inicial. Feito isto, o foco do transdutor foi reposicionado sobre a esfera. Ainda, serpentinas, ligadas a um banho ultratermostato modelo 521-2D (Nova Ética, São Paulo, SP, Brasil) foram colocadas dentro do tanque afim de manter a temperatura da água em 37 °C.

Procedimento Experimental- Uma pipeta foi usada para transferir 250 μ L de plasma do tubo de ensaio para cubeta contendo 500 μ L de tromboplastina, iniciando o processo de coagulação. Então, aguardaram-se 60 min para iniciar a aquisição de sinais ultrassônicos.

A princípio, o número de ciclos (NC) do sinal de excitação de T_D foi mantido em 1000 e sua amplitude em 67 V_{PP} . Foram realizadas 11 aquisições de sinais ultrassônicos. Nas etapas seguintes, foram adquiridos sinais de eco com a amplitude do sinal de excitação de T_D em 92, 117 e 131 V_{PP} . Por fim, a amplitude foi mantida em 131 V_{PP} e as aquisições foram realizadas com NC do sinal de excitação de T_D em 250, 500, 1000, 1500 e 2500.

Os dados foram processados utilizando programas desenvolvidos na plataforma Matlab® (R2011a; Mathworks, Natick, MA, EUA). O primeiro realizou a segmentação dos sinais ultrassônicos de eco adquiridos, os quais apresentaram duração de 100 ms. Em seguida, aplicou-se o método de correlação cruzada nos segmentos correspondentes a uma aquisição completa (100 ms) para extrair a forma de onda dos sinais de deslocamento da esfera. Por fim, aplicou-se um algoritmo baseado no método de busca exaustiva [7] nos sinais de deslocamento da esfera com intuito de obter os valores do módulo de cisalhamento da esfera.

Análise Estatística- Os testes estatísticos foram realizados utilizando-se o software SPSS versão 20.0 (SPSS Inc., Chicago, EUA) e as diferenças foram consideradas significativas quando $p < 0,05$. Os testes foram usados para verificar se havia diferença significativa entre os valores de μ do coágulo de plasma dentro de dois grupos, sendo um de amplitude (67, 92, 117 e 131 V_{PP}) e outro de NC (250, 500, 1000, 1500, 2000 e 2500). Na primeira etapa, o teste de Shapiro-Wilk foi aplicado aos dados para verificar se as distribuições dos subgrupos eram normais. Em seguida foi utilizado o teste de Levene para avaliar a homogeneidade da variância dos subgrupos. E, por fim, o teste não paramétrico de Kruskal-Wallis foi usado para avaliar se os valores de μ de um grupo (amplitude

ou NC) poderiam ser considerados estatisticamente semelhantes. Quando a hipótese nula do teste anterior foi rejeitada, o teste de comparações por pares de Dunn com correção de Bonferroni foi empregado.

Resultados

As Figuras 2a e 2b ilustram as curvas de deslocamento da esfera de vidro no interior de um coágulo para distintos valores de amplitude e do NC do sinal de excitação de T_D , respectivamente.

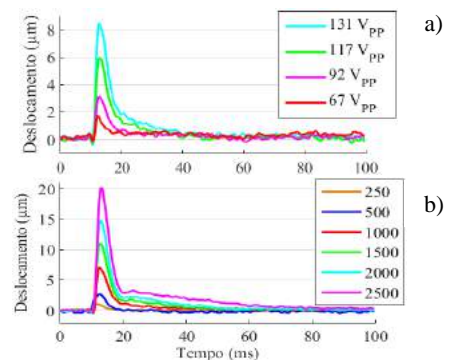


Figura 2: Deslocamento da esfera no interior de um coágulo. a) em função da amplitude do sinal de excitação de T_D , com NC mantido em 1000. b) em função do NC do sinal de excitação de T_D , com a amplitude mantida em 131 V_{PP} .

As Tabelas 1 e 2 apresentam o valor médio e o desvio padrão de μ do coágulo de plasma em função da amplitude e do NC do sinal de excitação de T_D , respectivamente.

Tabela 1: Média e desvio padrão de μ do coágulo em função da amplitude do sinal de excitação de T_D

Amplitude (V_{PP})	Módulo de Cisalhamento (Pa)
67	568,34 \pm 428,07
92	507,03 \pm 121,28
117	524,30 \pm 66,80
131	549,72 \pm 76,41

Tabela 2: Média e desvio padrão de μ do coágulo em função do número de ciclos do sinal de excitação de T_D

Ciclos	Módulo de Cisalhamento (Pa)
250	996,45 \pm 570,93
500	912,80 \pm 239,28
1000	600,68 \pm 117,82
1500	790,77 \pm 79,53
2000	803,54 \pm 47,20
2500	786,90 \pm 47,14

O teste de Shapiro-Wilk indicou que todos os 10 subgrupos (4 valores de amplitudes e 6 de NC) apresentavam distribuição normal. Porém, o teste de Levene sinalizou que a variância dos 2 grupos (amplitude e NC) não eram homogêneas e então o teste não paramétrico de Kruskal-Wallis foi empregado para a

comparar os valores de μ do coágulo nestes dois grupos. Esse teste evidenciou que os valores de μ obtidos a partir de valores de amplitudes do sinal de excitação de T_D não apresentavam diferença significativa (valor $p = 0,34$). Por outro lado, este teste indicou que havia diferença significativa quando os valores de μ foram estimados em função de NC (valor $p < 0,05$). Então, foi aplicado o teste de comparações por pares de Dunn. A Tabela 3 exibe os pares com valor $p < 0,05$ obtido com este teste e a diferença entre os valores médios de μ do coágulo para cada par comparado.

Tabela 3: Pares que apresentaram diferença significativa e a diferença entre as médias de μ para os pares de NC

Pares	Diferença entre Médias (Pa)
250-1000	395,77
500-1000	312,11
1000-1500	190,09
1000-2000	202,85
1000-2500	186,21

Discussão

Os valores de μ apresentados nas Tabelas 1 e 2 são próximos aos valores estimados por Huang *et al.* [3], que usaram um método semelhante ao empregado neste trabalho e um reômetro, obtendo valores de μ de $619,5 \pm 80,5$ Pa e $681,9 \pm 192,0$ Pa, respectivamente.

Os valores de μ obtidos usando diferentes amplitudes de excitação de T_D são muito próximos (Tabela 1), o que foi comprovado estatisticamente. Isto indica que o deslocamento máximo da esfera não quebrou as redes de fibrina do coágulo.

A variação da média de μ do coágulo de plasma obtida por Huang *et al.* [3] com uma esfera de vidro foi inferior à 100 Pa para uma faixa de duração da FRA de 0,5 até 5 ms. Considerando a duração da FRA de 0,48 (1000 ciclos) até 1,19 (2500 ciclos), a variação de μ neste trabalho foi de 202,68 Pa. A distância da esfera para a parede do tubo cilíndrico usado por Huang *et al.* [3] foi de aproximadamente 1,17 cm, porém essa distância neste trabalho foi de aproximadamente 0,35 cm. Então, a variação dos valores de μ obtida neste estudo pode ter sido maior porque pulsos refletidos pelas paredes da cubeta podem estar interferindo com o deslocamento da esfera. Outro fator relevante é que a FRA foi aplicada a cada 0,8 s neste estudo e a cada 1,0 s na pesquisa desenvolvida por Huang *et al.* [3], então a esfera tem um tempo maior para voltar para a posição de equilíbrio.

Costa Júnior [7] mostrou que para determinadas temperaturas e concentrações de gelatina, ocorria a propagação de um pulso de deslocamento refletido pelo molde em direção à esfera, então quanto menor o molde, menor é o tempo entre o deslocamento da esfera e o pulso refletido. Ele mostrou também que para 1000 ciclos, não havia pulso refletido.

As curvas de deslocamento exibidas na Figura 3 apresentam o mesmo comportamento das figuras

ilustradas no artigo de Huang *et al.* [3]. O aumento do número de ciclos aumenta a energia do sinal e com isso ocorre um incremento no deslocamento da esfera.

De acordo com os resultados da Tabela 3, sempre que 1000 ciclos forma par com outro número de ciclos há diferença significativa entre os valores de μ . Tudo indica que NC superiores a 1000 gera pulsos refletidos e NC inferiores a 1000 aumenta muito o desvio padrão de μ (>200 Pa). Com isso, acredita-se que 1000 ciclos é uma boa escolha para avaliar tanto o coágulo quanto o processo de coagulação sanguínea. Assim como os valores de amplitude de 117 e 131 V_{pp}.

Conclusão

Dentre as configurações de excitação de T_D utilizadas neste estudo, as que apresentaram os melhores resultados, foram amplitudes de 117 V_{pp} ou 131 V_{pp} com NC mantido em 1000. Estes parâmetros podem ser empregados em experimentos realizados para avaliar μ durante a coagulação sanguínea.

Agradecimentos

Agradecemos o apoio financeiro do CNPq.

Referências

- [1] Veiga AGM, Santos, IAT, Passeri, CR, Papini SJ. Tromboembolismo venoso. Revista Brasileira de Medicina. 2013; 10 (70):335-341.
- [2] Weisel JW, Biomechanics in hemostasis and thrombosis, Journal of Thrombosis and Haemostasis. 2010; (8):1027-9.
- [3] Huang CC, Shih CC, Liu TY, Lee PY. Assessing the viscoelastic properties of thrombus using a solid-sphere-based instantaneous force approach. Ultrasound Medicine and Biology. 2011; 37(10):1722-33.
- [4] Shih CC, Liu TY, Huang CC. In vitro assessments of viscoelastic properties of fibrin clot by using acoustic radiation force on a solid sphere. In: Proceedings of the 2010 IEEE International Ultrasonics Symposium. 2010 Oct 11-14; San Diego, EUA. 2010. p.479-82.
- [5] Huang CC, Chen PY, Shih CC. Estimating the viscoelastic modulus of a thrombus using an ultrasonic shear-wave approach. Medical Physics. 2013; 40(4):0429011-0429017.
- [6] Aglyamov SR, Karpiouk AB, Zabolotskaya EA, Emelianov SY, Motion of a solid sphere in a viscoelastic medium in response to applied acoustic radiation force: theoretical analysis and experimental verification, Journal of the Acoustical Society of America. 2007; 122(4):1927-36.
- [7] Costa Júnior JFS. Comparação de técnicas de processamento do sinal de microvibração, induzida por força de radiação acústica, para caracterização de propriedades mecânicas de *phantoms* de gelatina [tese], Rio de Janeiro: Universidade Federal do Rio de Janeiro; 2014.

DESENVOLVIMENTO DE FONTE DE CORRENTE CONTROLADA POR TENSÃO PARA ANALISADOR DE BIOIMPEDÂNCIA BANDA-LARGA

A. F. C. Souza*, A. V. Pino* e M. N. Souza*

*Programa de Engenharia Biomédica, Universidade Federal do Rio de Janeiro, Rio de Janeiro, Brasil

e-mail: andersonsouza@peb.ufrj.br

Resumo: Analisadores de bioimpedância banda-larga utilizam como excitação fontes de corrente controladas por tensão (VCCS), que para frequências acima de 1 MHz apresentam dificuldades de implementação. Deste modo, duas topologias de VCCS baseadas no OTA OPA861 são investigadas, uma unipolar e outra bipolar, com o objetivo de obter um VCCS capaz de realizar excitações com amplitude de 500 μ A, em uma banda de frequências entre 1 kHz e 10 MHz, para uma carga máxima de 1 k Ω . Como resultado, ambas as topologias obtiveram banda passante superior a 10 MHz. Porém, avaliando a impedância de saída, a topologia bipolar obteve valores superiores ao unipolar. Em 10 MHz, pior caso, a topologia unipolar apresentou uma impedância de 5,53 k Ω e a bipolar 14,69 k Ω , o que representa, respectivamente, um erro de 15,31% e 6,37%. É possível concluir que a topologia bipolar obteve melhor desempenho, atendendo as especificações para ser usada num analisador de bioimpedância até 10MHz com um erro não superior a 7% nesta faixa de frequência.

Palavras-chave: Bioimpedância, hardware, banda-larga, fonte de corrente controlada por tensão.

Abstract: *Broadband bioimpedance analyzers require to use as excitation voltage controlled current sources (VCCS) which for frequencies above 1 MHz present implementation difficulties. Two topologies based on OTA OPA861 were investigated, unipolar and bipolar, with the objective of obtaining a VCCS that can perform excitations with an amplitude of 500 μ A, in a band of frequencies between 1 kHz and 10 MHz for a maximum impedance load of 1 k Ω . As a result, both topologies obtained a bandpass superior than 10 MHz. However, evaluating the output impedance, the bipolar topology obtained values that exceed the unipolar. In 10 MHz, worst case, the unipolar topology presented an impedance of 5.53 k Ω and bipolar 14.72 k Ω , which represents, respectively, an error of 15.31% and 6.36%. It was concluded that the bipolar topology has the best performance, fulfilling the specifications required to be used in broadband bioimpedance analyzers, with an error not exceeding 7% in the frequency range.*

Keywords: *Bioimpedance, hardware, broadband, voltage controlled current source.*

Introdução

A análise de bioimpedância elétrica consiste em avaliar as características passivas de condução elétrica de materiais biológicos [1]. A técnica consiste em realizar uma estimulação elétrica conhecida, por tensão ou corrente, sobre o tecido biológico e observar a resposta obtida. Onde o comportamento da bioimpedância com a frequência, dentre outras formas, pode, então, ser obtido pela divisão dos espectros de frequência da tensão pelo da corrente [1]. Dentre suas aplicações destacam-se: avaliação da composição corporal, tomografia por bioimpedância [2] e detecção de câncer [3], entre outras.

Aparelhos comerciais, em sua maioria, utilizam um método de excitação conhecido como multifrequencial, investigando o comportamento da bioimpedância por meio de um conjunto de senoides na banda de frequências desejada, tal método obtém como resultado um espectro discreto de bioimpedância. Alternativamente, é possível utilizar outra forma de excitação chamada de banda-larga, onde uma forma de onda com densidade de energia na banda de frequência desejada é utilizada, fornecendo assim um espectro teoricamente contínuo da bioimpedância. Geralmente, o método multifrequencial é capaz de fornecer uma melhor relação sinal-ruído; contudo necessita de um maior tempo para execução da medição, em relação aos métodos que usam as excitações banda-larga [1], [4].

Em analisadores banda-larga que utilizam excitação por corrente, faz-se necessária à utilização de fontes de corrente controladas por tensão (VCCS – *Voltage Controlled Current Source*) cuja banda passante compreenda a região de frequência que se deseja investigar [1]. A topologia de uma VCCS tipicamente utilizada em aplicações banda-larga é baseada em um circuito Howland [5]. Porém, tal circuito depende de relações fixas entre os resistores utilizados, o que em altas frequências torna-se um problema, devido aos efeitos parasitas destes componentes [5].

O objetivo do presente trabalho foi desenvolver uma VCCS para analisadores de bioimpedância banda-larga até 10 MHz, que apresente uma corrente de saída de 500 μ A, em uma banda de frequência entre 1 kHz e 10 MHz, para uma carga máxima de 1 k Ω (carga que cobre 75% dos casos de bioimpedância de tecidos biológicos [6]) sem empregar o circuito Howland. Duas topologias de circuito elétrico foram avaliadas durante o

desenvolvimento, unipolar e bipolar, onde se buscava encontrar aquela com melhor desempenho.

Materiais e métodos

O circuito proposto para atender as especificações de amplitude, faixa de frequência e impedância desejadas tem como base um amplificador de transcondutância (OTA – *Operational Transconductance Amplifier*), que por definição consiste de uma VCCS.

O OTA OPA861, desenvolvido pela *Texas Instruments*, foi escolhido para o projeto por possuir como características principais banda passante de 80 MHz, *slew rate* de 900 V/ μ s e impedância de saída equivalente a 54 k Ω em paralelo com uma capacitância de 2 pF [7].

Para buscar o melhor desempenho do componente foram avaliadas duas topologias com o OPA861, uma unipolar (Figura 1) e outra bipolar (Figura 2).

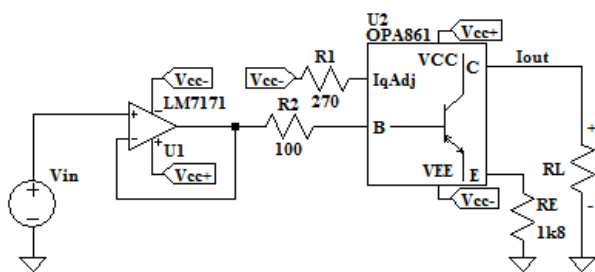


Figura 1: Circuito da fonte de corrente controlada por tensão com topologia unipolar.

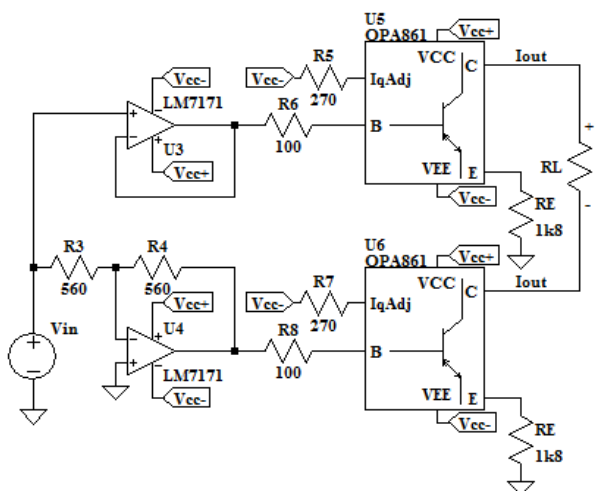


Figura 2: Circuito da fonte de corrente controlada por tensão com topologia bipolar.

A Figura 1 exhibe o circuito com topologia unipolar configurado para ganho de transcondutância (G) de 552,33 μ A/V, determinado pela equação (1). O G_m na equação (1) se refere à transcondutância do OPA861 e foi ajustado para 95 mA/V, através da seleção do resistor $R1$ (270 Ω) [7].

$$G = \frac{I_{out}}{V_{in}} = \frac{1}{\left(\frac{1}{G_m} + RE\right)} \quad (1)$$

O amplificador operacional LM7171 ($U1$), possui um produto ganho-banda de 200 MHz e *slew rate* de 4100 V/ μ s, características suficientes para sua utilização no projeto.

O circuito para a topologia bipolar é apresentado na Figura 2, no qual são utilizados dois OTAs ($U5$ e $U6$) com ganhos de transcondutância simétricos e similares ao do circuito unipolar (552,33 μ A/V). A parte referente ao *source* de corrente é composta pelos componentes $U3$, $U5$ e seus componentes periféricos ($R5$, $R6$ e RE); enquanto a parte referente ao *sink* de corrente é formada por $U4$, $U6$ e seus componentes periféricos ($R3$, $R4$, $R7$, $R8$ e RE).

A metodologia de avaliação para os circuitos consistiu na determinação da banda passante e da impedância de saída, em função da frequência, para ambas as topologias. Comparando-se os resultados simulados com a implementação prática dos circuitos.

O experimento prático incluiu a adição de um resistor de 33 Ω (R_{sample}) em série com o resistor de carga (RL) para realizar a amostragem da corrente gerada pelas fontes em ambas as topologias (Figura 3). A tensão diferencial sobre os terminais deste resistor, foi amplificada pelo componente AD8130 ($U7$), que é um amplificador de diferenças (*Analog Devices*) com um produto ganho-banda de 270 MHz e *slew rate* de 1090 V/ μ s.

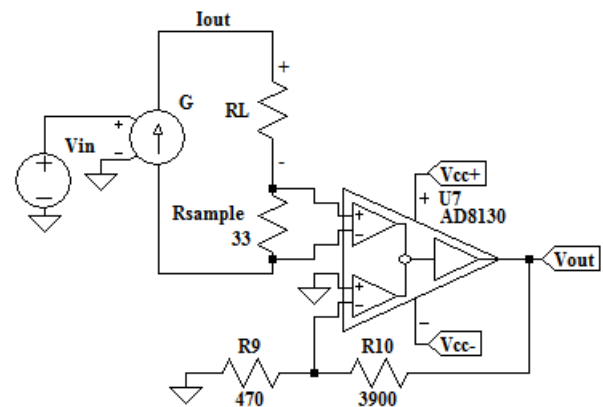


Figura 3: Circuito para medição da corrente gerada pela fonte de corrente controlada por tensão (G), sendo esta uma topologia unipolar ou bipolar.

Além deste circuito, o ensaio de avaliação utilizou também um gerador de funções arbitrárias, modelo AFG3102C (*Tektronix*, EUA) e um osciloscópio digital, modelo 2190D (*B&K Precision*, EUA). O gerador de funções arbitrárias e o osciloscópio digital foram controlados por um programa desenvolvido em LabVIEW (*National Instruments*, EUA), cujo objetivo era controlar a frequência das senoides aplicadas pela

fonte de corrente (tensão do gerador AFG3102C, V_{in} na Figura 3) e coletar as formas de onda adquiridas pelo osciloscópio (tensão de saída do amostrador de corrente da Figura 3, V_{out}), para cada frequência. Todas as medidas foram realizadas utilizando-se cabos coaxiais com blindagem aterrada e com casamento de impedância entre o osciloscópio e as fontes do sinal (V_{in} e V_{out}).

Utilizando o programa em LabVIEW, foram salvos os sinais medidos de V_{in} e V_{out} em 100 frequências distribuídas geometricamente entre 1 kHz e 100 MHz. Os sinais obtidos foram então processados por uma rotina escrita em MATLAB (MathWorks, EUA), onde o cálculo da corrente I_{out} foi realizado através da equação (2), e por meio da qual se pode obter o ganho de transcondutância (I_{out}/V_{in}) do VCCS.

$$I_{out} = \frac{470}{(1+3900)} \frac{1}{33} V_{out} \quad (2)$$

A investigação da banda passante da fonte de corrente ocorreu somente no pior caso, onde um resistor de 1200 Ω , superior em 200 Ω ao limite da faixa de impedância especificada, foi selecionado para RL . Considerou-se como banda passante a frequência onde ocorreu uma queda de 3 dB no ganho de transcondutância, equivalente à uma transcondutância de 390,56 $\mu A/V$.

A impedância de saída (Z_{out}) da fonte de corrente foi obtida de forma análoga à metodologia utilizada por Liu et. al. [8], a qual se baseia no cálculo de Z_{out} através da utilização das leis Kirchhoff, medindo-se as correntes produzidas (I_{out}) para diferentes valores de RL . Z_{out} foi investigada para frequências entre 1 kHz e 10 MHz, para os seguintes valores de RL : 0, 56, 100, 560, 1200, 1800, 2900 e 3900 Ω . A partir das 8 correntes I_{out} medidas, fez-se o cálculo das impedâncias de saída em pares, seguindo a equação 3.

$$Z_{out_i}(f) = \frac{I_{out_i}(f)RL_i - I_{out_{3k9}}(f)RL_{3k9}}{I_{out_{3k9}}(f) - I_{out_i}(f)} \quad (3)$$

Onde, RL_{3k9} e $I_{out_{3k9}}$ são respectivamente a resistência de carga e a corrente I_{out} medida, para o pior caso (3900 Ω); Z_{out_i} e I_{out_i} representam a impedância de saída calculada e a corrente I_{out} medida em cada resistência de carga utilizada (RL_i), entre 0 e 2900 Ω .

Para obter a estimativa do valor de Z_{out} do VCCS foi realizada uma média entre os 7 Z_{out} calculados (equação 4).

$$Z_{out}(f) = \frac{\sum_{i=1}^7 Z_{out_i}(f)}{7} \quad (4)$$

Utilizando o valor de Z_{out} é possível realizar uma estimativa da porcentagem da corrente I_{out} que não é

entregue à RL (equação 5), denominando o mesmo como erro da corrente de saída.

$$Erro(f) = 100 \left(1 - \frac{Z_{out}(f)}{RL + Z_{out}(f)} \right) \quad (5)$$

Os resultados obtidos por simulação utilizaram o software LTSpice (Linear Technology, EUA) e os modelos PSpice fornecidos pelos fabricantes dos componentes utilizados (LM7171, OPA861 e AD8130).

Resultados

A Tabela 1 apresenta a banda passante obtida em experimentos simulados e práticos, para as topologias unipolar e bipolar, quando utilizada uma carga (RL) de 1200 Ω .

Tabela 1: Banda passante das fontes de corrente controladas por tensão.

Carga (Ω)	Banda passante (MHz)			
	Unipolar		Bipolar	
	Simulado	Prático	Simulado	Prático
1200	39,95	15,85	107,01	17,78

As impedâncias de saída simulada e prática para cada topologia são apresentadas para a faixa de frequência entre 1 kHz e 100 MHz pela Figura 4, e a Tabela 2 apresenta os valores obtidos nas frequências 1 kHz, 10 kHz, 100 kHz, 1 MHz e 10 MHz.

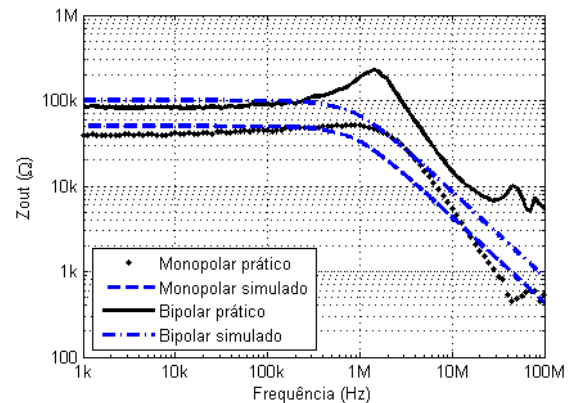


Figura 4: Impedância de saída simulada e prática nas topologias monopolar e bipolar.

Tabela 2: Valor da impedância de saída (Z_{out}) simulada e prática nas topologias monopolar e bipolar nas frequências específicas: 1 kHz, 10 kHz, 100 kHz, 1 MHz e 10 MHz.

Freq.	Z_{out} (k Ω)			
	Unipolar		Bipolar	
	Simulado	Prático	Simulado	Prático
1 kHz	50,06	38,89	100,10	83,68
10 kHz	50,05	41,78	100,10	82,73

100 kHz	49,72	45,16	99,41	91,53
1 MHz	32,65	51,28	65,27	186,02
10 MHz	4,29	5,53	8,58	14,69

Discussão

Na análise da banda passante os modelos simulados apresentaram um limite superior aos encontrados nos experimentos práticos. Onde se destaca a diferença de aproximadamente 90 MHz, entre as bandas de passagem obtidas com a topologia bipolar, em simulação (107,01 MHz) e em experimento prático (17,78MHz). De certo modo, para esta faixa de frequências (acima de 1 MHz), tal resultado era esperado, pois efeitos de componentes parasitas presentes em resistores e capacitores, além do próprio *layout* da placa de circuito impresso, começam a influenciar o circuito real e estes não são contemplados pelo modelo utilizado na simulação.

O resultado prático mostra um aumento de banda passante de 2 MHz da topologia unipolar (15,85 MHz) para a bipolar (17,87 MHz), onde ambas as topologias apresentaram banda superiores aos 10 MHz especificados para o projeto.

Na análise da impedância de saída da VCCS, comparando-se os resultados práticos e simulados das duas topologias, é possível observar que Z_{out} na topologia bipolar apresenta aproximadamente o dobro do valor da topologia unipolar, o que ocorreu em todo o espectro de frequências analisado.

Em relação ao erro que seria obtido para a corrente de saída (equação 5) com a excitação de uma carga de 1 k Ω , limite da faixa de impedância especificada, até 1 MHz, o pior desempenho da topologia bipolar foi de 82,73 k Ω (10 kHz), o que representa um erro de 1,19%. Já a monopolar apresentou um erro máximo de 2,5% (1 kHz).

Em 10 MHz, ambas as topologias sofrem uma queda no valor de Z_{out} . No entanto, a bipolar apresentou o valor de 14,69 k Ω , equivalente a um erro de 6,37%; contra 15,31% da unipolar.

Os resultados práticos e simulados deixam claro o desempenho superior da topologia bipolar.

Os resultados parecem superiores aos obtidos por outras topologias de VCCS previamente reportados. Por exemplo, Bertemes-Filho et. al. (2000) realizaram um ensaio com uma VCCS bipolar com topologia Howland e outra, baseada em espelhos de corrente. Nestas obtiveram uma impedância de saída superior à 330 k Ω até 300 kHz em ambas as topologias. Contudo, para ambos os circuitos o Z_{out} era reduzido para 70 k Ω em 1 MHz [9].

Tais resultados mostram que embora o Z_{out} obtido pela VCCS com topologia bipolar e o OPA861 seja inferior ao de outras topologias em baixas frequências, em frequências acima de 1 MHz, o valor de Z_{out} encontrado se aproxima ou supera o obtido por outras topologias de circuitos. Tornando este circuito uma possível opção de VCCS para realizar excitações em frequências de até 10 MHz, caso seja tolerada uma

impedância de saída da ordem de 80 k Ω para frequências inferiores a 1 MHz.

Conclusão

A utilização do OTA OPA861 com uma topologia bipolar mostrou melhor desempenho que uma topologia unipolar e possibilitou o desenvolvimento de uma VCCS que pode ser utilizada para cargas de até 1 k Ω com erros da corrente de saída menores que 7%.

Agradecimentos

Os autores agradecem aos órgãos de fomento à pesquisa: CNPq, CAPES e FAPERJ.

Referências

- [1] O. G. Martinsen e S. Grimnes, *Bioimpedance and Bioelectricity Basics, Second Edition*, 2 edition. London: Academic Press, 2008.
- [2] M. Bodenstern, M. David, e K. Markstaller, "Principles of electrical impedance tomography and its clinical application", *Crit. Care Med. Febr. 2009*, vol. 37, nº 2, p. 713–724, 2009.
- [3] A. Stojadinovic, A. Nissan, Z. Gallimidi, S. Lenington, W. Logan, M. Zuley, A. Yeshaya, M. Shimonov, M. Melloul, S. Fields, T. Allweis, R. Ginor, D. Gur, e C. D. Shriver, "Electrical Impedance Scanning for the Early Detection of Breast Cancer in Young Women: Preliminary Results of a Multicenter Prospective Clinical Trial", *J. Clin. Oncol.*, vol. 23, nº 12, p. 2703–2715, abr. 2005.
- [4] M. Min, U. Pliquett, T. Nacke, A. Barthel, P. Annus, e R. Land, "Broadband excitation for short-time impedance spectroscopy", *Physiol. Meas.*, vol. 29, nº 6, p. S185, jun. 2008.
- [5] A. S. Tucker, R. M. Fox, e R. J. Sadleir, "Biocompatible, High Precision, Wideband, Improved Howland Current Source With Lead-Lag Compensation", *IEEE Trans. Biomed. Circuits Syst.*, vol. 7, nº 1, p. 63–70, Fevereiro 2013.
- [6] Y. Mohamadou, T. I. Oh, H. Wi, H. Sohal, A. Farooq, E. J. Woo, e A. L. McEwan, "Performance evaluation of wideband bio-impedance spectroscopy using constant voltage source and constant current source", *Meas. Sci. Technol.*, vol. 23, nº 10, p. 105703, out. 2012.
- [7] "Wide Bandwidth Operational Transconductance Amplifier (OTA) (Rev. G) - opa861.pdf". Disponível em: <http://www.ti.com/lit/ds/symlink/opa861.pdf>.
- [8] J. Liu, X. Qiao, M. Wang, W. Zhang, G. Li, e L. Lin, "The differential Howland current source with high signal to noise ratio for bioimpedance measurement system", *Rev. Sci. Instrum.*, vol. 85, nº 5, p. 055111, maio 2014.
- [9] P. Bertemes-Filho, B. H. Brown, e A. J. Wilson, "A comparison of modified Howland circuits as current generators with current mirror type circuits", *Physiol. Meas.*, vol. 21, nº 1, p. 1, fev. 2000.

DESENVOLVIMENTO DE UM SISTEMA *DATALOGGER* DE ELETROCARDIOGRAFIA DINÂMICA

R. M. GIOVANINI*, L. H. V. FELÃO*, M. A. A. SANCHES*, R. T. XAVIER, A. A. CARVALHO*

*Laboratório de Sensores e Engenharia Biomédica – LIEB/Departamento de Engenharia Elétrica – UNESP, Ilha Solteira, Brasil
e-mail: renato.feis@gmail.com

Resumo: A eletrocardiografia dinâmica, ou sistema Holter, tem por finalidade a medição da atividade elétrica do músculo cardíaco durante as atividades habituais do paciente, e é de grande importância na detecção de arritmias ocasionais. Foi desenvolvido um sistema de aquisição e armazenamento da atividade elétrica do músculo cardíaco, utilizando plataformas de tecnologia aberta e componentes eletrônicos de baixo custo. O circuito de aquisição apresentou bons resultados, com baixo nível de ruído e interferências, sendo possível a aquisição de todas as componentes principais de um sinal de ECG. Foi possível digitalizar o sinal e armazená-lo em um cartão SD através do uso da plataforma Arduino®. O dispositivo é alimentado por baterias e possui dimensões reduzidas, sendo possível levá-lo junto ao corpo durante a aquisição do sinal eletrocardiográfico.

Palavras-chave: ECG, Sistema de aquisição, Holter, Arduino, Cartão SD.

Abstract: *The dynamic ECG or Holter monitoring is intended to measure the electrical activity of the heart muscle during daily activities of the patient, and has great importance in detecting occasional arrhythmias. An acquisition and storage system of the electrical activity of the heart muscle was developed using open technology platforms and low cost electronic components. The acquisition circuit showed good results with low noise and interference. It was possible to acquire all of the major components of a wave of ECG. It was possible to sample the signal and store it on an SD card through the use of Arduino® platform. The device is powered by batteries and has reduced dimensions, being possible to take it on the body during the acquisition of electrocardiographic signal.*

Keywords: *ECG, Data acquisition system, Holter, Arduino, SD card.*

Introdução

A atividade elétrica do coração é transmitida para os músculos adjacentes a ele, propagando-se pelo corpo até a superfície da pele. Com técnicas adequadas, é possível

registrar essa atividade. A esse registro dá-se o nome de eletrocardiograma. Na Figura 1 é mostrada a forma de onda de um pulso de eletrocardiograma, com suas componentes principais (onda P, complexo QRS e onda T).

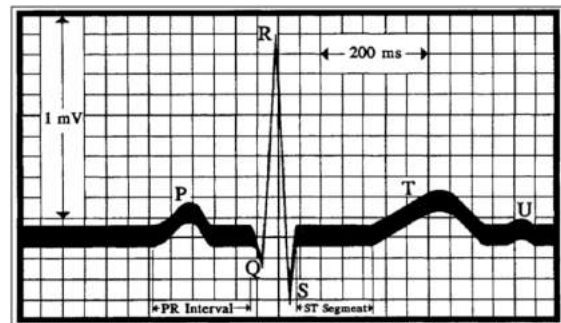


Figura 1: Um ciclo de onda de eletrocardiograma [1].

Em alguns casos, torna-se importante detectar e registrar ocorrências de comportamento atípico da atividade elétrica gerada pelo coração durante as atividades rotineiras do paciente. Como tais comportamentos são ocasionais e raros, se faz necessário o registro durante grandes períodos de tempo. O dispositivo de gravação que registra a atividade elétrica do coração por pelo menos 24 horas, contínuas ou intermitentes, é denominado Holter [2].

Apesar de sua importância no entendimento dos sistemas biológicos e na elaboração de diagnósticos, o sinal de eletrocardiografia possui características que tornam a sua aquisição e processamento uma tarefa não tão simples, como:

- Baixas amplitudes de entrada (entre 1 mV e 10 mV);
- Alta taxa de interferência e de ruído (contrações musculares, respiração, interferência da rede elétrica, EMI, etc) [3];
- Desbalanceamento entre as impedâncias de saída da fonte [4].

Apesar do sinal de ECG possuir uma frequência fundamental de cerca de 1 Hz, ele é composto de segmentos de ondas com frequências maiores e de alto valor clínico. Devido a isso, recomenda-se que a banda

passante de um sistema de aquisição de ECG tenha entre 0.05 Hz e 150 Hz [5].

Materiais e métodos

Para a aquisição do sinal eletrocardiográfico, foi desenvolvido um circuito de condicionamento de sinais cujo diagrama de blocos é mostrado na Figura 2, sendo Pré Amp, Notch, PA, Amp, PB, Offset e RL Driver os blocos equivalentes ao Pré Amplificador, filtro Notch, filtro Passa Altas, Amplificador, filtro Passa Baixas, Offset e Driver de perna direita, respectivamente.

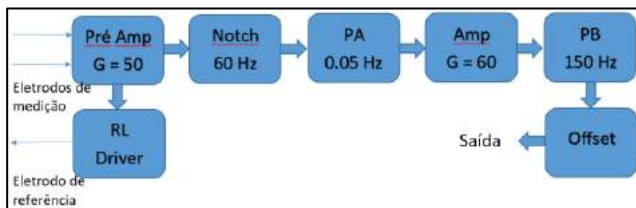


Figura 2: Diagrama de blocos do circuito de condicionamento de sinais do datalogger.

Estrutura do Circuito de Aquisição

Segundo a literatura, os circuitos de aquisição de sinais de ECG devem possuir banda passante entre 0.05 Hz e 150 Hz, e CMRR de, no mínimo, 100 dB [1]. Para atender essas especificações, foram projetados um pré-amplificador e um filtro passa faixas composto por um filtro passa altas e um filtro passa baixas em cascata. Para minimizar a interferência do ambiente causada pela rede elétrica, utilizou-se um filtro *notch* com frequência de corte de 60 Hz. Uma etapa de amplificação e um somador de nível *offset* foram desenvolvidos para condicionar o sinal na maior faixa possível e sem tensões negativas, para posterior amostragem.

Para a pré-amplificação, foi escolhido o amplificador de instrumentação INA122, da Texas Instruments, que possui CMRR próxima do recomendado (96 dB) e alta impedância de entrada ($10^{10} \Omega$), minimizando assim o efeito das tensões de modo comum e os valores desbalanceados e baixos das impedâncias dos eletrodos, baixa tensão de offset (250 μV), baixa corrente quiescente (60 μA) e baixa corrente de polarização de entrada (25 nA). Nesse estágio, o ganho do pré-amplificador foi determinado em 50. Não foi escolhido um ganho elevado, pois o índice de ruídos ainda é muito alto, e um ganho elevado logo na entrada do circuito amplificaria os ruídos a um nível prejudicialmente alto.

Após a pré-amplificação, o sinal passa por um filtro ativo passa altas de primeira ordem. O ganho desse estágio é unitário e a frequência de corte é 0,05 Hz.

Visando eliminar os efeitos das interferências de 60 Hz causadas pela rede elétrica, foi projetado um filtro *notch* (rejeita faixa), na topologia *Fliege*. Foi escolhida essa topologia, pois ela possui maior tolerância a descasamentos entre os valores dos componentes do

circuito. Foi inserido um potenciômetro no filtro, responsável pelo ajuste fino da frequência de corte.

A escolha do filtro *notch* foi uma parte crucial do projeto do sistema, uma vez que as interferências indesejáveis de 60 Hz estão dentro da banda de frequências do sinal de ECG. Foi necessário escolher um filtro rejeita faixa com banda de rejeição mais estreita possível, daí a escolha dessa topologia.

Após o filtro *notch*, foi inserido um filtro passa baixas com frequência de corte de 150 Hz, visando minimizar a interferência causada pelas componentes de alta frequência, como ruídos de eletromiografia e as harmônicas da frequência de 60 Hz produzidas pela rede elétrica. Foi projetado um filtro de terceira ordem, composto por dois filtros em cascata: um passa baixas passivo RC e um passa baixas ativo na topologia Sallen Key, conectados através de um *buffer* seguidor de tensão.

Após passar pelo estágio de pré-amplificação e filtragem, o sinal é condicionado antes de ser enviado ao microcontrolador. Essa etapa consiste em um amplificador inversor de ganho -56 V/V, que deixa o sinal com a maior amplitude possível a ser inserida na porta analógica do Arduino e de um somador de offset, que soma uma parcela da tensão de alimentação ao sinal de ECG amplificado. Essa etapa é necessária, pois o conversor Analógico-Digital (A/D) utilizado pelo microcontrolador para amostrar o sinal obtido mede tensões positivas com referência ao potencial nulo (terra), e a presença de tensões negativas em seus terminais é prejudicial, podendo danificar o componente.

Para colocar o paciente no mesmo potencial de referência do circuito, diminuindo ainda mais a tensão de modo comum, foi projetado um bloco de realimentação, conhecido como circuito de perna direita (RL driver) [6], conectado ao pré-amplificador. Esse circuito capta as tensões de modo comum no corpo do paciente, amplificando-a e invertendo-a antes de aplicá-la novamente ao corpo, reduzindo ainda mais as tensões de modo comum.

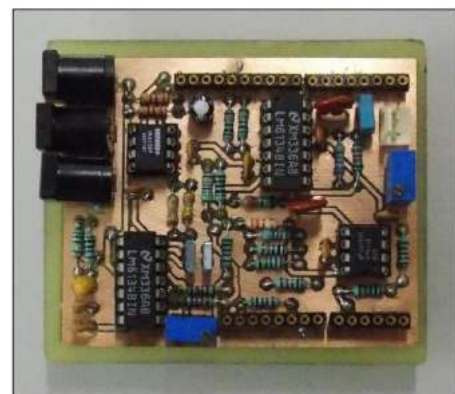


Figura 3: Placa de circuito impresso do circuito de aquisição.

Montagem

O circuito foi montado primeiramente em *proto-board* e, após a constatação de seu funcionamento, foi desenvolvida uma placa de circuito impresso para o circuito de aquisição, mostrada na Figura 3. A placa foi projetada de modo a ser perfeitamente conectada à plataforma de aquisição. Tais modelos de placas são conhecidos normalmente como *Shields*. Este tipo de montagem, além de ser uma solução compacta e definitiva para o sistema, é vantajosa também pelo fato de ajudar na diminuição dos ruídos e interferências provenientes de fontes externas.

Plataforma de aquisição e armazenamento

O sinal processado é analógico. Para tornar possível o seu armazenamento, foi necessário fazer a amostragem desse sinal. Para isto, utilizou-se o conversor A/D do ATMEGA2560, de 10 bits de resolução, embutido na plataforma de prototipagem *Open Source Arduino Mega*[®]. A frequência de amostragem utilizada foi de 500 Hz.

Para o armazenamento dos dados coletados, após o processamento foi utilizado um cartão SD, por ser uma alternativa robusta, de baixo custo e implementação relativamente simples. Para o encaixe do cartão SD na placa, foi utilizado um *Shield SD*, já com as conexões necessárias para a comunicação do microcontrolador com o cartão SD.

A comunicação entre o microcontrolador e o cartão SD foi feita através da interface SPI (*Serial Peripheral Interface*). A SPI é um protocolo de dados seriais síncronos, utilizada para comunicação entre microcontroladores e dispositivos externos.

Os sinais digitalizados foram gravados em um arquivo no formato *.txt* no cartão SD.

Resultados

Na Figura 4 é mostrado o sistema devidamente montado e conectado, fora da caixa de proteção.

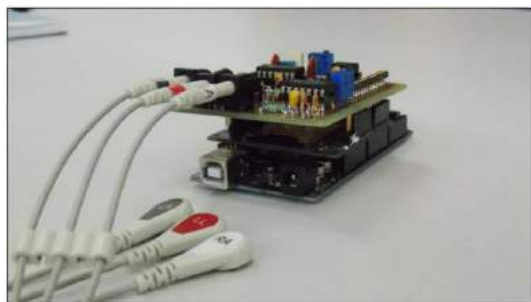


Figura 4: Sistema *datalogger* devidamente montado e conectado.

Foram levantadas as curvas de resposta em frequência do sistema desenvolvido. São mostradas na Figura 5 as curvas de respostas em frequência simulada, utilizando-se o software Proteus[®], e a obtida na prática com o circuito montado.

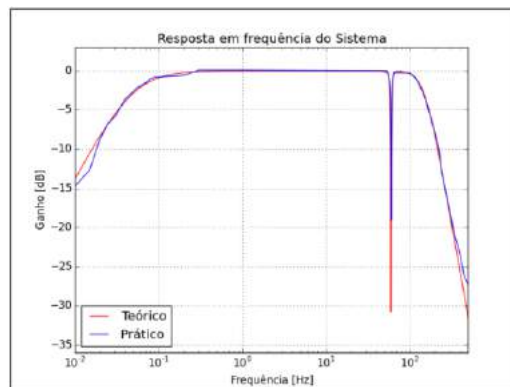


Figura 5: Repostas em frequência teórica e experimental.

Nota-se grande concordância entre os resultados simulados e obtidos na caracterização dos filtros projetados.

Foram realizados testes durante uma hora de gravação da atividade elétrica do coração de um voluntário, utilizando-se as derivações precordiais v1 e v2. Os testes foram realizados com a autorização do Comitê de Ética em Pesquisa da Faculdade de Ciências e Tecnologia da Unesp, campus de Presidente Prudente – SP, sob o registro: CAAE 15283613.0.0000.5402. Um segmento dos resultados obtidos da gravação no cartão SD é mostrado na Figura 6.

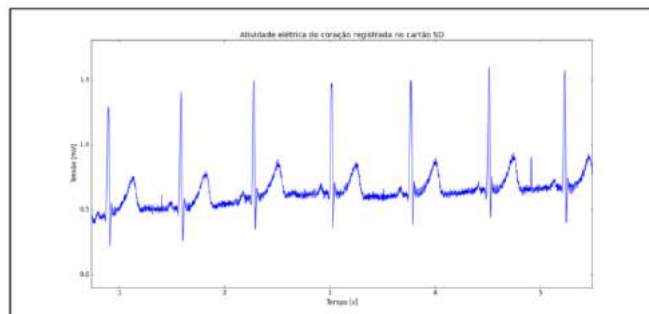


Figura 6: Segmento de atividade elétrica do coração gravada no cartão SD.

Discussão

Analisando os dados gravados no cartão SD, cujo segmento é mostrado na Figura 6, foi possível observar que foram obtidos bons resultados durante longos intervalos de tempo. Com a placa de circuito impresso, a interferência de 60 Hz foi minimizada, acarretando uma boa visualização das características mais importantes para o diagnóstico (ondas P e T, e complexo QRS).

O circuito eletrônico desenvolvido, apesar de relativamente simples, apresentou sinal de saída com baixo nível de ruído e interferências, e boa estabilidade, sendo possível realizar movimentos como caminhar e movimentar os braços sem que houvesse perda na aquisição do sinal de ECG.

Observa-se alguns picos indesejados no sinal obtido, que são provenientes do chaveamento entre os *buffers*

de armazenamento temporário dos valores amostrados na memória interna do microcontrolador. Tais problemas podem ser suprimidos melhorando-se o software de gravação, ou adotando uma plataforma mais otimizada do que o Arduino.

Conclusão

O sistema *datalogger* de eletrocardiografia dinâmica implementado apresentou bons resultados. Com ele foi possível observar todas as componentes principais de um ciclo de onda de eletrocardiograma, as ondas P, T, e o complexo QRS.

A placa de circuito impresso construída possui pequenas dimensões, o que é uma característica desejável, pois, durante seu uso, o dispositivo encontra-se junto ao corpo.

É importante salientar que, sendo esse um protótipo, o sistema desenvolvido pode ser miniaturizado ainda mais se for desenvolvido com componentes SMD, o que diminuiria consideravelmente a incidência de ruídos e interferências, e acarretaria um maior conforto para o paciente.

Referências

- [1] M.D, Arthur C. Guyton,; PH.D, John E. Hall,. **Tratado de Fisiologia Médica**. 11. Ed. Rio de Janeiro – RJ: Elsevier, 2006
- [2] GRUPI, Cesar Jose; BRITO, Fábio Sândoli de; UCHIDA, Augusto Hiroshi. Eletrocardiograma de longa duração: O sistema Holter – Parte I. **Relampa**, São Paulo, v.2, n.12, p.86-92, nov.1999.
- [3] ALMEIDA, M.A.F **Filtragem Digital de Sinais Biomédicos**. Dissertação de Mestrado. Universidade Estadual de Santa Catarina, Florianópolis – SC, 1997
- [4] YAMAMOTO, Tatsuma; YAMAMOTO, Yoshitake. Analysis for the change of skin impedance. **Medical and Biological Engineering & Computing**, Okayama, v. 15, n. 3, p.219-227, maio 1977.
- [5] BRONZINO, Joseph D. et al. **The Biomedical Engineering Handbook**, 2. Ed. Boca Raton: Crc Press, 2000.
- [6] WINTER, Bruce B; WEBSTER, John G. **Driven Right-Leg Circuit Design**. IEEE Transactions On Biomedical Engineering, San Antonio, v.30, n.1, p.62-66, jan. 1983.

PROCESSAMENTO DIGITAL DE IMAGENS NA CARACTERIZAÇÃO DO DIÂMETRO DE GOTÍCULAS EM SUSPENSÃO AERODINÂMICA

L.M. P. Araújo^{*}, W. D. Araújo Filho^{**}, P. J. Abatti^{*}

^{*}Universidade Tecnológica Federal do Paraná (UTFPR), Curitiba, Brasil

^{**} Universidade do Estado da Bahia (UNEB), Salvador, Brasil

E-mail: waltluc@hotmail.com

Resumo: O presente trabalho tem como objetivo caracterizar o tamanho das gotículas em suspensão aerodinâmica produzido por nebulizadores comercialmente disponíveis no mercado brasileiro utilizando processamento digital de imagens obtidas de um microscópio óptico. As imagens da nuvem de gotículas foram capturadas através de um microscópio estereoscópico acoplado a uma câmara de alta velocidade e processadas por um programa no ambiente de desenvolvimento MATLAB®. O processamento das imagens permitiu relacionar o tamanho das gotículas para os diferentes modelos de nebulizadores, além de determinar a distribuição de frequência em suspensão aerodinâmica. Os valores CMAD (Count Median Aerodynamic Diameter) obtidos usando o método de processamento de imagem mostraram que o critério de classificação informado nos manuais não caracteriza a qualidade da geração de gotículas em relação à faixa ótima de absorção do fármaco, isto é, com diâmetros compreendidos entre 1,5 e 5,5 μm . Este trabalho propõe uma nova técnica de medida do diâmetro aerodinâmico das gotículas baseada no processamento de digital de imagens.

Palavras Chave: Gotículas, Nebulizadores, Processamento de Imagens.

Abstract: This study aims to characterize the size of droplets in aerodynamic suspension produced by commercially available nebulizers in the Brazilian market using digital processing of images obtained from an optical microscope. Droplets Cloud images were taken through a stereomicroscope coupled to a high-speed camera and processed by a MATLAB program development environment. Image processing allowed to relate the size of the droplets to different models of nebulizers, and to determine the frequency distribution in aerodynamics suspension. The CMAD values (Count Median Aerodynamic Diameter) obtained using the image processing method showed that the classification criteria reported in the manuals does not characterize the quality of the generation of droplets regarding the optimum range of drug absorption, i.e. with diameters between 1.5 and 5.5 micrometers. This paper proposes a new measure of the aerodynamic diameter of the droplets technique based on the processing of digital images in the optimal diameter range.

Keywords: Droplets, Nebulizers, Image Processing.

Introdução

A entrega de drogas para o tratamento de doença do trato respiratório é feita através de inalação de partículas em suspensão aerodinâmica produzidas por inaladores e nebulizadores. Este tipo de tratamento revela-se bastante eficaz para o tratamento de doenças crônicas, tais como asma, fibrose cística e outras doenças do trato respiratório [1, 2, 3, 13]. A entrega de drogas que utilizam este expediente tem o princípio ativo da droga, a qual atua diretamente através do percurso no trato respiratório, minimizando os efeitos colaterais decorrentes do tratamento convencional. No entanto, a deposição de gotículas nos alvéolos está intimamente relacionada com o seu tamanho. Por exemplo, gotículas com diâmetros maiores do que 5,5 μm atuam no trato das vias aéreas superiores, especificamente as cordas vocais e a traqueia [4]. A dimensão ótima das gotículas em suspensão aerodinâmica para deposição nas vias respiratórias inferiores (região alveolar) está compreendida entre 1,5 e 5,5 μm [5, 6].

Nebulizadores são dispositivos que produzem uma suspensão aerodinâmica de gotículas, que permitem a entrega de drogas diretamente nos alvéolos pulmonares, o que proporciona uma rápida resposta terapêutica, com uma melhora quase imediata da condição clínica do paciente [13]. A eficiência do equipamento está diretamente relacionada com a sua capacidade para gerar gotículas na faixa de tamanho compreendida entre 1,5 e 5,5 μm . Os nebulizadores comerciais são divididos em dois tipos: ultrassônicos e pneumáticos. A produção de gotículas em suspensão aerodinâmica nos nebulizadores pneumáticos acontece pela passagem de ar através de uma pequena abertura criando uma queda abrupta de pressão (efeito Venturi), de modo que o líquido é sugado para gerar o aerossol. As gotículas maiores são retidas em uma tela juntando-se ao resto do líquido no reservatório, ao passo que as menores são inaladas pelo paciente. Os nebulizadores ultrassônicos produzem gotículas em suspensão através da excitação de cristal piezoelétrico imerso num recipiente contendo uma solução aquosa. A vibração do cristal produz uma elevada turbulência no recipiente, gerando uma dispersão de gotículas em suspensão aerodinâmica [7, 8].

O objetivo deste trabalho é utilizar o processamento digital de imagens para a caracterização

do diâmetro aerodinâmico das gotículas geradas pelos nebulizadores buscando avaliar a eficiência dos mesmos na geração de gotículas em suspensão aerodinâmica na faixa ótima de diâmetro, i.e., de 1,5 a 5,5 μm [9,11,12].

Materiais e métodos

O procedimento usado para obter as imagens consistiu em incidir diretamente o fluxo de aerossol produzido por um determinado nebulizador sobre a superfície de uma lâmina de vidro, como mostrado na Figura 1. Uma câmera de alta velocidade Fastec 5 4G usando uma taxa de aquisição de 200 fps, foi acoplada a um microscópio tri-ocular modelo Axiovert-UIS-Carl Zeiss com um aumento estimado em 200 X para capturar e registrar as imagens das gotículas que passavam rasantes à lâmina formando um fino corte. Para cada nebulizador testado foram capturadas 400 imagens no tempo de 2,0 s. O aerossol consistiu de uma dispersão aerodinâmica de gotículas baseada em uma solução salina (0,9% NaCl) comumente utilizada no procedimento de inalação. Um Stage Micrometer Edmund Optics30 foi utilizado para calibração do sistema de medição com erro estimado de $\pm 3\%$. As imagens foram automaticamente processadas por um programa computacional no ambiente MATLAB®, que também executava todo o processo estatístico de caracterização do tamanho das gotículas, gerando histogramas característicos para cada um dos nebulizadores.

Neste trabalho foi escolhido aleatoriamente dois nebulizadores, um de ar comprimido (A) e outro ultrassônico (B) para estudar o comportamento de cada um em relação à entrega de gotículas na faixa ótima de diâmetro.

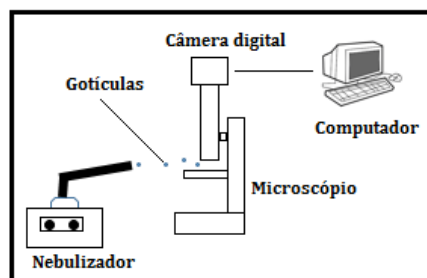


Figura 1. Esquema utilizado na obtenção das imagens das gotículas em suspensão aerodinâmica geradas pelo nebulizador.

Resultados

Foram capturadas 400 imagens no tempo de 2,0s para cada nebulizador pesquisado. O programam computacional desenvolvido em ambiente MATLAB® fez o processamento, gerando os histogramas além de quantificar o diâmetro das gotículas utilizando o parâmetro CMAD (Count Median Aerodynamic

Diameter). O CMAD representa a quantidade de gotículas que estão 50% acima da média e 50% das gotículas que estão abaixo da média.

Foi tomada como referência a técnica de medição LD (Laser Diffraction - Spraytec Malvern Mastersizer. Esta técnica de medição funciona por meio de um feixe de laser que passa através da nuvem de aerossol. Partículas capazes de difratar a luz é inversamente relacionada com o seu diâmetro. Portanto, a detecção da quantidade de luz difratada permite o cálculo da distribuição de tamanho de gotículas. Esta técnica utiliza o parâmetro MMAD (Mass Median Aerodynamic Diameter) para caracterização do tamanho das gotículas [14].

A Figura 2 mostra uma imagem instantânea da população de gotículas rasantes à lâmina de vidro capturada pela câmera digital geradas pelo nebulizador ultrassônico (B). As Figura 3 e 4 mostram os histogramas típicos das frequências relativas das gotículas produzidas pelos nebulizadores (A) e (B) em função do diâmetro. A região em vermelho corresponde a faixa ótima do diâmetro das gotículas, i.e., de 1,5 a 5,5 μm .

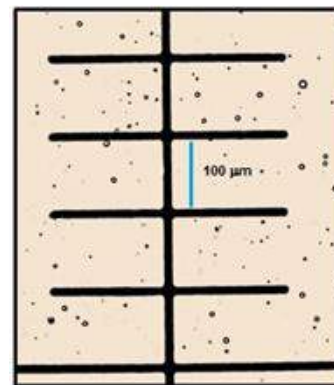


Figura 2: Imagem instantânea de gotículas rasantes à lâmina capturada pela câmera digital.

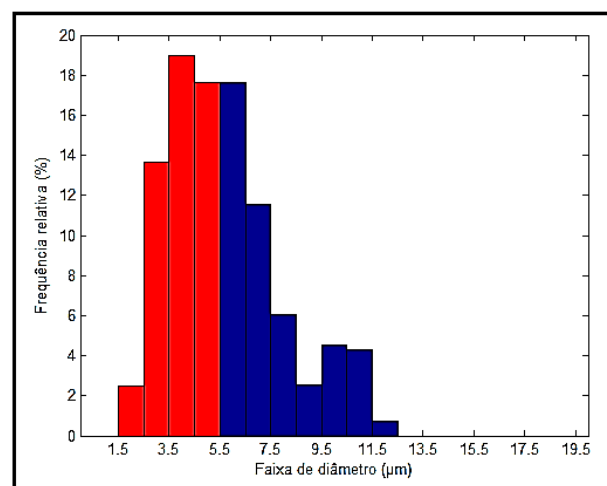


Figura 3: Histograma típico da frequência relativa das gotículas produzidas pelo nebulizador pneumático (A) em função do diâmetro. A região em vermelho corresponde a faixa ótima do diâmetro da gotícula, i.e., de 1,5 a 5,5 μm .

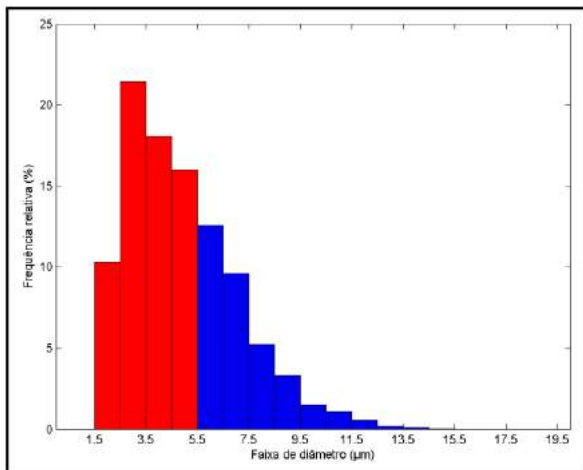


Figura 4: Histograma típico da frequência relativa das gotículas produzidas pelo nebulizador ultrassônico (B) em função do diâmetro. A região em vermelho corresponde a faixa ótima do diâmetro da gotícula, i.e., de 1,5 a 5,5 μ m.

Os dados obtidos foram processados por um programa desenvolvido no ambiente MATLAB®, o qual faz uma segmentação nas imagens identificando cada gotícula, eliminando as que se sobrepõe ou são parcialmente cobertas pelas subdivisões do stage-micrometer, e em seguida, determinando o seu diâmetro em pixels.

As imagens utilizadas foram adquiridas com uma resolução de 1200x1520 pixel, fazendo com que a menor divisão do stage-micrometer (LSM) (100 μ m) fosse equivalente a aproximadamente 250 pixels da imagem (LP). Dessa forma, considerando [μ m] e [pixel], chega-se ao fator de conversão [μ m/pixel]. Com isso, tem-se que o menor diâmetro possível de ser medido na imagem (referente a 1 pixel) é 0,4 μ m. Todos os valores encontrados apresentam um erro de ± 3 %, propagado do stage-micrometer utilizado para calibrar o sistema.

A Tabela 1 apresenta na segunda coluna as informações fornecidas pelos manuais dos nebulizadores (A) e (B) com referência ao diâmetro das gotículas baseado no parâmetro MMAD (Mass Median Aerodynamic Diameter). Na terceira coluna apresenta o percentual de gotículas cujo diâmetro que estão na faixa ideal. A quarta coluna apresenta a estimativa do diâmetro médio das gotículas baseada no parâmetro de CMAD (Count Median Aerodynamic Diameter) associado à técnica de medição proposta.

A Tabela 2 apresenta a caracterização do diâmetro das gotículas utilizando a técnica de referência LD (Laser Diffraction-Malvern Mastersizer) para dois nebulizadores tomados como amostra.

Tabela 1. A segunda coluna apresenta as informações fornecidas manuais dos nebulizadores (A) e (B) em relação ao diâmetro das gotículas baseado no parâmetro MMAD (Mass Median Aerodynamic Diameter), o percentual de gotículas na faixa ideal. A terceira coluna apresenta o percentual de gotículas cujo diâmetro encontra-se na faixa ideal. A quarta coluna apresenta a estimativa do diâmetro médio das gotículas tendo como base o parâmetro de CMAD (Count Median Aerodynamic Diameter) associado à técnica de medição proposta.

Nebulizadores	Informações	Gotículas na faixa	CMAD [μ m]
	Manual [μ m]	Ideal [%]	Técnica proposta
Nebulizador A (AC)	MMAD: 4,0	52,2	5,4
Nebulizador B (US)	0,5 a 10,0	65,8	4,5

Tabela 2. Caracterização do diâmetro das gotículas utilizando a técnica de referência LD (Laser Diffraction-Malvern Mastersizer) para dois nebulizadores tomados como amostra.

Técnica de medida	Nebulizador 1	Nebulizador 2
	MMAD [μ m]	MMAD [μ m]
LD Spraytec (Malvern Instruments)	5,0	3,4

Fonte: Adaptado de Mitchell JP. Particle size Analysis os Aerosols from Medical inhalers (2004)

Discussão

Os dados obtidos mostram que os nebulizadores (A) e (B) geram gotículas dispersas em uma ampla faixa de diâmetros. No entanto, como apontado anteriormente, o intervalo ideal do diâmetro das gotículas deve estar entre 1,5 e 5,5 μ m. Esta especificidade tem um elevado grau de relevância na avaliação dos nebulizadores, uma vez que nesta faixa de diâmetro acontece uma maior absorção do princípio ativo (fármaco) no trato respiratório.

Considerando os histogramas da Figura 3 e 4 e as Tabelas 1 e 2:

1. A Tabela 1 apresenta o desempenho dos nebulizadores pesquisados em relação à entrega de gotículas cujo diâmetro encontra-se na faixa ideal. Observa-se que cada um dos nebulizadores tem um comportamento diferente nesta questão. 65,8 % das gotículas geradas pelo nebulizador (B) estão na

faixa ideal, enquanto que no nebulizador (A) só 52,2% das gotículas geradas pertencem a essa faixa. Esta diferença pode estar relacionada ao projeto do equipamento, associado à técnica de geração da nuvem aerodinâmica (US ou AC).

2. Os histogramas das Figuras 3 e 4 apresentam a frequência relativa da população de gotículas que estão na faixa ótima de diâmetro (colunas em vermelho). Os histogramas corroboram os resultados apresentados na Tabela 1.
3. A técnica de medição apresentada faz uma quantificação direta do diâmetro das gotículas de maneira diversa à técnica apresentada como referência (LD-Laser Diffraction), além de ter um menor custo operacional pela simplicidade dos equipamentos que compõe o sistema de medida.
4. Os diâmetros encontrados a partir do parâmetro CMAD associado à técnica proposta, assumem valores bastante próximos aos referenciados na Tabela 2. Esta constatação indica que a técnica de medida apresentada pode constituir uma alternativa bastante viável para a caracterização do diâmetro das gotículas em suspensão aerodinâmica geradas por nebulizadores.
5. A caracterização do desempenho dos nebulizadores enfatizando a geração de gotículas na faixa recomendada serve de subsídio para que o profissional de saúde possa escolher o equipamento mais capacitado em entregar fármacos no trato respiratório inferior (região dos brônquios, bronquíolos e alvéolos pulmonares), levando conseqüentemente a uma melhor resposta terapêutica do medicamento.

Conclusão

A técnica de medição apresentada neste trabalho proporcionou resultados bastante compatíveis com a técnica tomada como referência, no que se refere à caracterização de gotículas aero dispersas geradas por nebulizadores. Dentro deste contexto, ela pode se constituir uma alternativa viável devido a sua simplicidade operacional e do baixo custo se comparada a outras técnicas de medição existentes.

Agradecimentos

A Universidade Tecnológica Federal do Paraná, a Universidade do Estado da Bahia, a CAPES (Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior) pelo apoio institucional.

Referências

- [1] Siekmeier R, Scheuch G. Systemic Treatment by Inhalation of Macro-molecules— Principles, Problems, and Examples. *Journal of Physiology and Pharmacology*; 2008, 59, supply 6, 53-79.
- [2] Terrzano C, Allegra L. Importance of Drug Delivery System in Steroid Aerosol Therapy via Nebulizer;

- Pulmonary Pharmacology & Therapeutics* (2002) 15, 449±454.
- [3] Hardy JG, Newman SP, Knoch M. Lung deposition from four nebulizers. *Respiratory Medicine* (1993) 87,461-465.
- [4] O'Callaghan C and Peter WB. The science of nebulized drug de-livery. *Thorax* 1997; 52(Supply 2):S31–S44.
- [5] Patton JS, Byron and P R. *Inhaling Medicines: Delivering drugs to the body through the lungs.* Nature Reviews, vol.6, January 2007.
- [6] Matthys H. Nebulizer possibilities and limitations. *Journal of Aerosol Medicine* Volume 4, Number 3, 1991 Mary Ann Liebert, Inc., Publishers.
- [7] Terrzano C, Allegra L. Importance of Drug Delivery System in Steroid Aerosol Therapy via Nebulizer; *Pulmonary Pharmacology & Therapeutics* (2002) 15, 449±454.
- [8] Gresnspon BJ. Ultrasonic and electro hydrodynamic methods for aerosol generation. In: Hickey AJ, editor. *Inhalation aerosols: physical and biological basis for therapy.* New York: Marcel Decker; 1996: 313–335.
- [9] Amirav I., Newhouse M.T. Deposition of Small Particles in the Develop-ing Lung. *Pediatric Respiratory Reviews* 13 (2012) 73–78.
- [10] Berry RB, Fairsher R.D. Partial and maximal expiratory flow-volume curves in normal and asthmatic subjects before and after inhalation of metaproterenol. *Chest* 1985; 88: 697–702.
- [11] Kwong JW, Ho. SL, Coates, A L. Comparison of Nebulized Particle Size Distribution with Malvern Laser Diffraction Analyzer versus Andersen Cascade Impactor and Low-Flow Marple Personal Cascade Impactor. *Journal of Aerosol Medicine.* Volume 13, Number 4, 2000, Mary Ann Liebert, Inc. Pp.303-314.
- [12] Chant TL and Lippmann NM. Experimental measurements and empirical modelling of the regional deposition of inhaled particles in humans. *American Industrial Hygiene Association Journal*, 1980, 41, 399–409.
- [13] Coates AL, O'Callaghan C. Drug Administration by Aerosol in Children. In: Chernick V, Boat TF, Wilmott RW, Bush A, eds. *Kendig's Disorders of the Respiratory Tract in Children.* 7th Philadelphia: Saunders Elsevier, 2006. p 268-79. Cap.16
- [14] Mitchell JP. Particle size analysis of aerosols from inhalers. *KONA* No.22 (2004).

PROTÓTIPO DE UM AMPLIFICADOR DE AUSCULTA CARDÍACA PARA APLICAÇÃO COM SIMULADOR HUMANO DE ALTA FIDELIDADE

Camila Cristina Negrão de Andrade *, Rui Pimentel Leite *,
Heitor Hermes de Carvalho Rodrigues *,****, Suzana Wosniak de Moraes *,***,
Isis Magrid Koehler **, Ronaldo da Silva Cruz *****, Miguel Antonio Sovierzoski *

* Programa de Pós-Graduação em Engenharia Biomédica - PPGEB

** Curso de Engenharia Eletrônica - DAELN_CT

*,** Universidade Tecnológica Federal do Paraná (UTFPR), Curitiba, Brasil

*** Universidade Federal do Paraná (UFPR), Curitiba, Brasil

**** Instituto Federal de Educação, Ciência e Tecnologia de Roraima (IFRR), Boa Vista, Brasil

***** Programa de Pós-Graduação em Ciências da Saúde - PROCISA

***** Universidade Federal de Roraima (UFRR), Boa Vista, Brasil

e-mail: heitor@ifrr.edu.br

Resumo: Este trabalho apresenta o protótipo de um amplificador de ausculta cardíaca como ferramenta de Engenharia Biomédica a ser integrada ao simulador humano de alta fidelidade, SimMan®. Com esta ferramenta, os sons cardíacos provindos do simulador podem ser ouvidos pelos alunos no laboratório de Unidade de Tratamento Intensivo (UTI) do Instituto Federal de Educação, Ciência e Tecnologia de Roraima (IFRR). O objetivo do trabalho é interagir com os alunos e contribuir no desenvolvimento da habilidade de ausculta cardíaca. A solução de Engenharia Biomédica é constituída basicamente pelo acoplamento acústico (campânula e diafragma do estetoscópio), pelo transdutor (microfone de eletreto), circuito de interface, amplificador, filtro seletor de frequências, filtro *notch* e caixas de som. Esta ferramenta permite ao professor flexibilizar as ações em sala de aula, auxiliando na compreensão e no desenvolvimento da habilidade de ausculta cardíaca dos alunos dos cursos da área da saúde.

Palavras-chave: ausculta cardíaca, amplificador de ausculta cardíaca, simulador humano de alta fidelidade, simulação realística.

Abstract: *This paper presents a prototype of an amplifier auscultation as Biomedical Engineering tool to be integrated into the hi-fi human simulator, SimMan®. With this tool, the heart sounds from the simulator can be heard by students in the Intensive Care Unit Laboratory (ICU) of the Federal Institute of Education, Science and Technology Roraima (IFRR). The objective of the work is to interact with students and contribute to the development of cardiac auscultation skills. The Biomedical Engineering solution consists basically of the acoustic coupling (bell and diaphragm of the stethoscope), the transducer (electret microphone), interface circuit, amplifier, active filter, notch filter and speakers. This tool allows the teacher to use more flexible actions in the classroom, assisting in the*

understanding and development of cardiac auscultation skills of health courses's students.

Keywords: *cardiac auscultation, cardiac auscultation amplifier, high fidelity human simulator, realistic simulation.*

Introdução

No ciclo de bombeamento do coração são gerados sons denominados “bulhas cardíacas”, ocorrendo quatro bulhas no ciclo cardíaco.

A ausculta ou auscultação cardíaca é uma técnica que estuda os sons produzidos no ciclo cardíaco, cuja função é diagnosticar as enfermidades cardíacas, sendo uma técnica simples e de baixo custo-efetividade [1]. O instrumento utilizado para ouvir as bulhas é o estetoscópio mecânico biauricular, colocado nos pontos de ausculta cardíaca como: precórdio e as circunvizinhanças, incluindo a região axilar esquerda, o dorso e o pescoço [2, 3].

O laboratório de UTI do IFRR está equipado com uma infraestrutura de simulação realística com o produto SimMan® da empresa Laerdal.

Como o estetoscópio é de uso individual, mesmo tendo o recurso avançado de simulação realística, torna-se difícil o processo de apresentação do processo auscultatório para os alunos. O processo auscultatório é uma habilidade individual que precisa ser treinada e desenvolvida pelos alunos da área da saúde conforme os temas transversais da lei de diretrizes e bases da educação nacional, prevista pela Lei N. 9394/1996 [4].

O objetivo deste trabalho foi desenvolver uma solução de engenharia biomédica para ausculta dos sons cardíacos com uso integrado ao simulador humano de alta fidelidade para auxiliar no ensino de semiologia médica de forma simultânea a todos os alunos envolvidos.

Materiais e Métodos

Bulhas cardíacas - A primeira e a segunda bulhas apresentam uma forte intensidade sonora. A primeira bulha desenvolve um som mais grave e tempo de duração superior comparado ao som agudo e atrasado de 0,3 segundos da segunda bulha [2, 3].

Na terceira bulha normal tem-se um ruído protodiastólico, uma baixa amplitude e frequência, ausculta-se com predominância em crianças e jovens adultos [2, 3]. Na quarta bulha, no final da pressão diastólica tem-se um ruído débil, é raro, mas é possível ouvir em jovens adultos e crianças em condições normais [3].

A figura 1 apresenta o sinal de eletrocardiografia, os sons cardíacos normais (bulhas) e o comportamento típico da pressão ventricular, com a pressão atrial.

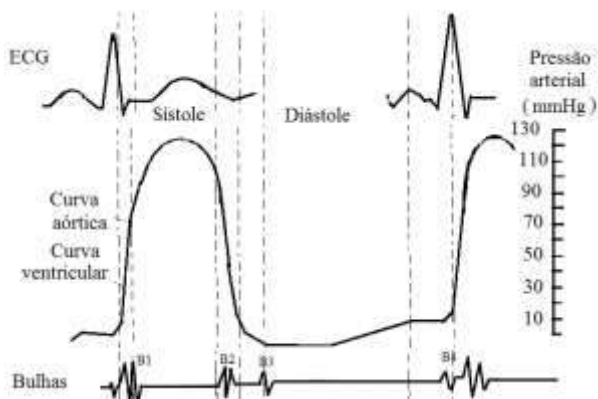


Figura 1: Sinal elétrico do coração (ECG), o comportamento da pressão ventricular e da pressão atrial, e os sinais sonoras das bulhas cardíacas: B1, B2, B3 e B4.

Estetoscópio biauricular - O instrumento utilizado para a ausculta é o estetoscópio biauricular mecânico, apresentado pela figura 2.



Figura 2: Estetoscópio mecânico biauricular da marca Premium modelo adulto, composto por: (1) olivas, (2) binaurais, (3) tubos, (4) campânula e (5) diafragma.

O diafragma do estetoscópio, componente (5) da Figura 2, possui uma resposta em frequência que permite utilizar em altas frequências em sons e sopros cardíacos com uma banda passante de 100 a 1000 Hz. Para evitar sons indesejáveis à ausculta cardíaca deve-se

posicioná-lo no tórax do paciente conforme indica a literatura [5].

A qualidade dos sons provindos do estetoscópio está diretamente relacionada à sua resposta em frequência, onde um dos fatores atuante na sensibilidade é o diâmetro do tubo. Em altas frequências, quanto maior o tubo do estetoscópio maior será o processo de filtragem para atuar no respectivo som característico. Contudo recomenda-se um tubo de menor comprimento [5].

A figura 3 apresenta a pressão sonora e a frequência das bulhas e sopros cardíacos.

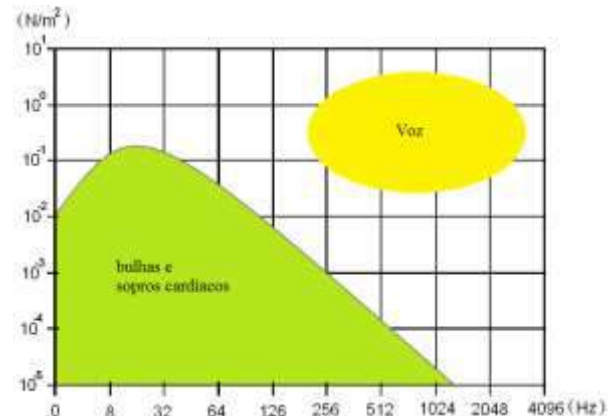


Figura 3: Pressão sonora versus frequência das bulhas e sopros cardíacos audíveis que situam-se na faixa de 40 a 520 Hz.

Simulador humano de alta fidelidade - O produto SimMan®, da empresa Laerdal, é um simulador humano de alta fidelidade incluindo-se como simulação realística [6]. A simulação realística é utilizada em cursos da área da saúde em instituições de ensino no mundo e Brasil. Permite a elaboração de cenários de simulação de alta fidelidade, aproximando a vivência do mundo real em um ambiente controlado e seguro para o ensino-aprendizagem.

Dentre várias funções disponíveis, é possível gerar o sinal bioelétrico de ECG sincronizado com os sons cardíacos correspondentes, reproduzidos por alto-falantes no interior do tórax do simulador, para serem auscultados com o estetoscópio. A figura 4 apresenta detalhes do posicionamento dos alto-falantes.

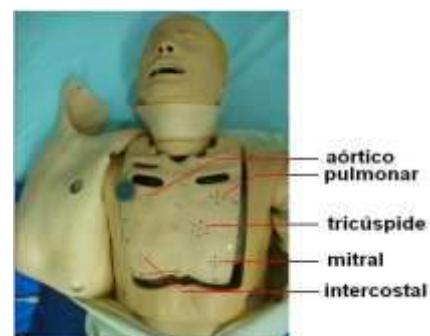


Figura 4: Tórax do simulador SimMan® sem a pele, apresentando detalhes de posicionamento anatômico de alto-falantes para ausculta cardíaca e pulmonar.

O SimMan® pode ser programado para diferentes cenários envolvendo a ausculta cardíaca. O simulador gera sons cardíacos nas posições da anatomia humana para serem ouvidos com o estetoscópio biauricular.

Ambiente de programação de cenários do SimMan® - O ambiente de programação do SimMan® apresenta bulha cardíaca normal e sete sopros cardíacos também conhecido como bulhas cardíacas anormais (estenose aórtica, sopro de Austin-Flint, sopro de atrito pericárdio, prolapso da valva mitral, murmúrio sistólico, murmúrio diastólico e estalo ou estalido de abertura da válvula mitral estenótica) em seu banco de dados e a disposição para o respectivo desenvolvimento da aprendizagem na prática. A figura 5 apresenta detalhes do ambiente de programação.

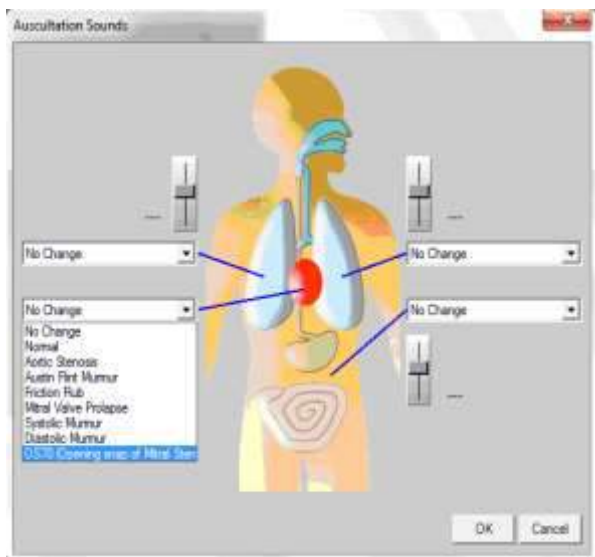


Figura 5: Ambiente de programação de cenários de sons auscultatórios, com os tipos de sons cardíacos disponíveis no banco de dados do SimMan®.

Amplificador de ausculta – O projeto desenvolveu soluções de engenharia biomédica para amplificar os sons auscultatórios de forma que os alunos no ambiente do laboratório consigam ouvir em caixas de som portáteis, de baixo custo e comuns no comércio.

A figura 6 apresenta o diagrama de blocos desenvolvido para o projeto de ausculta cardíaca.

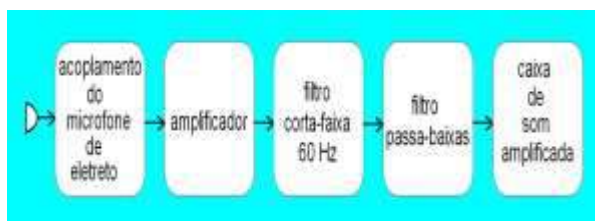


Figura 6: Diagrama de blocos do amplificador de ausculta.

A primeira etapa do projeto é o acoplamento acústico implementado por um estetoscópio mecânico com tubos onde foram acoplados microfones de eletreto de 6 mm de diâmetro como transdutor da energia

mecânica das ondas sonoras para sinal elétrico, como apresenta a figura 7.



Figura 7: Estetoscópio mecânico de dois tubos com os microfones de eletreto acoplados no interior dos tubos. Detalhe do microfone de eletreto de 6 mm.

Após o microfone de eletreto é necessário o circuito de acoplamento com uma polarização contínua e o desacoplamento do sinal elétrico correspondente a pressão sonora originado no tubo do estetoscópio.

Este sinal elétrico é amplificado, limitado em frequência através de filtro passa-baixas de quarta ordem com função de aproximação de Butterworth e frequência de corte em 600 Hz. É necessário um filtro *notch* de 60 Hz, para atenuar o sinal induzido pela rede de energia elétrica no circuito eletrônico.

A etapa final é a transdução para ondas sonoras audíveis ao ser humano (20 Hz a 20 kHz) pelas caixas de som amplificadas. Uma versão completa do esquema elétrico do protótipo do sistema amplificador de ausculta é apresentada pela figura 8.

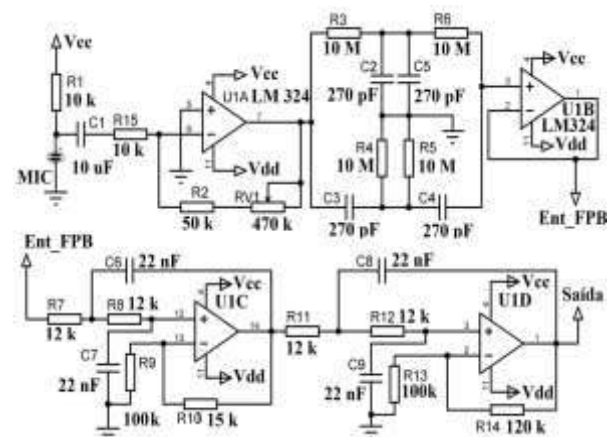


Figura 8: Esquema elétrico completo de ausculta cardíaca com circuitos eletrônicos.

Resultados

Aprendizado de ausculta cardíaca - De forma geral, os alunos nas disciplinas de semiologia e equivalentes fazem a respectiva prática de ausculta

cardíaca individualmente. Uma proposta inovadora e didática para os professores dos Cursos da área da saúde, tendo em vista uma mudança no paradigma no ensino e na prática, seria integrar o amplificador de ausculta cardíaca ao SimMan® permitindo que todos os alunos possam ouvir simultaneamente no laboratório, os sons correspondentes às bulhas, as quais normalmente são ouvidas individualmente pelos alunos, ou no máximo, pelo aluno e professor, no caso do uso do estetoscópio de aprendizagem. Por meio deste protótipo, proporciona o ensino-aprendizagem mais dinâmico, atrativo e motivador, e mais econômico, uma vez que cada aluno, não precisaria dispor, imediatamente de um estetoscópio individual.

Testes iniciais com o amplificador de ausculta mostram ser uma ferramenta didática simples e inovadora em relação ao método com estetoscópio, permitindo um ganho de tempo e qualidade na assimilação do conhecimento em sala de aula. Isso pode permitir aos educandos, possivelmente, alcançar precocemente o estado da arte na habilidade de ausculta cardíaca.

Discussão

A ausculta cardíaca é um procedimento básico para os profissionais da saúde, sendo necessário muito condicionamento e treinamento até desenvolver a habilidade de identificar corretamente os eventos.

Embora a inclusão de tecnologias não seja novidade no contexto da educação, poucos registros podem ser contemplados na literatura científica. Entre estes, destacamos o protótipo de ausculta cardíaca onde todos os alunos podem ouvir os sons cardíacos simultaneamente.

Na figura 4 são observados um total de cinco alto-falantes, porém utiliza-se apenas três pontos de ausculta cardíaca (aórtico, pulmonar e mitral), em contrapartida, a qualidade da precisão ofertada pelos pontos de coleta de informações, consegue alcançar o objetivo proposto pela prática semiológica, por conta da real simulação sonora de pelo menos sete situações anormais, comuns na clínica cardíaca.

O ambiente de ausculta deve ser silencioso devido as bulhas serem sinais não estacionários, aperiódicos, de baixa amplitude, por meio deste o laboratório de UTI do IFRR apresenta características favoráveis em sua infraestrutura local. Ruídos presentes em ambientes como conversas, máquinas em operação dentre outras impedem o desenvolvimento da habilidade ao aluno [3].

Conclusão

A aplicação deste protótipo de ausculta cardíaca tem como vantagem em relação às técnicas tradicionais de ensino utilizando o estetoscópio é que todos os alunos ouvem os eventos simultaneamente.

Em relação a bancos de dados de sinais gravados de ausculta cardíaca, a tecnologia de simulação realística

permite gerar de forma dinâmica diferentes cenários para aprendizagem e para avaliação da habilidade.

Com esta ferramenta didática o professor da disciplina pode discutir, analisar e aprofundar o estudo teórico-prático em ausculta cardíacas.

Os resultados provindos do uso integrado do protótipo amplificador de ausculta com o SimMan® e a geração de cenários, possibilita aos alunos um conhecimento e desenvolvimento mais abrangente na habilidade de ausculta cardíaca.

O SimMan® está localizado no laboratório de UTI do IFRR, cuja infraestrutura é um ambiente controlado e seguro para realizar as experiências práticas com o amplificador de ausculta cardíaca.

A implantação desta tecnologia associada ao contexto do ensino de profissionais da saúde, confirma a máxima de que os ambientes educacionais devam ser considerados como um espaço por excelência para a promoção do desenvolvimento humano [7], orientado pela ação intencional de quem ensina [8].

Agradecimentos

Agradecimentos à Coordenação do Curso Técnico em Enfermagem do IFRR – Campus Boa Vista Centro por ter cedido e autorizado o uso do laboratório de UTI e o uso das imagens para a realização deste trabalho.

Agradecimentos as pessoas que de forma idealista, utópica e visionária acreditam e apoiam o desenvolvimento do trabalho.

Referências

- [1] Castilho, SRT. Uma análise da contribuição dos exames eletrocardiográfico, radiológico de tórax e Doppler ecocardiográfico no diagnóstico de crianças e adolescentes com suspeita de cardiopatia, dissertação, UFMG, 2012.
- [2] Guyton AC, Hall JE. Tratado de fisiologia médica. Rio de Janeiro: Elsevier; 2006.
- [3] Porto, CC. Semiologia. 7 ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2014.
- [4] BRASIL. Palácio do Planalto. Lei Nº 9.394, de 20 de dezembro de 1996. Lei de diretrizes e bases da educação nacional.
- [5] Brites, ISG. Análise de bulhas cardíacas usando wavelets visando auxiliar no diagnóstico médico. UNESP, Ilha Solteira, 2014.
- [6] Couto, TB. Simulação realística no ensino de emergências pediátricas na graduação. dissertação. USP. São Paulo, 2014.
- [7] Moraes, SPG, Arrais, LFL, Gomes, TS, Graciliano, EC, Vignoto, J. Pressupostos teórico-metodológicos para formação docente na perspectiva da teoria histórico-cultural. Revista Eletrônica de Educação, v. 6, n. 2, UFSCar, 2012.
- [8] Cedro, WL. O espaço de aprendizagem e atividade de ensino: o clube de matemática, 157 f. dissertação, USP, São Paulo, 2004.

DESENVOLVIMENTO DE TRANSDUTOR DE ULTRASSOM FOCALIZADO PARA ABLAÇÃO TÉRMICA DE TECIDO ADIPOSEO SUBCUTÂNEO

C. Bedinot*, F. Zanol**, S. B. Ribeiro**, L. Bortoluzzi*** e L. Bolzani Poehls*

* PUCRS, Porto Alegre, Brasil

** FSG, Caxias do Sul, Brasil

*** UCS, Caxias do Sul, Brasil

e-mail: bedinot.engenharia@gmail.com

Resumo: Aplicação de ultrassom focalizado de alta intensidade, ou sua sigla em inglês HIFU (*High Intensity Focused Ultrasound*), tem sido reportada como uma das técnicas mais promissoras para ablação térmica de tecido adiposo subcutâneo. Tendo esta os benefícios de poder ser usado como um procedimento não cirúrgico e não invasivo, e ser a única técnica capaz de concentrar mais energia, através dos tecidos, distante de seu aplicador dentre as atualmente conhecidas. Neste contexto o objetivo deste trabalho é de desenvolver um sistema de HIFU capaz de promover ablação seletiva de tecido adiposo suíno (*in vitro*) no ponto focal, visando dar bases à pesquisas aplicadas em seres humanos a serem realizadas a *posteriori*.

Palavras-chave: HIFU, ultrassom focalizado de alta intensidade, ablação térmica.

Abstract: *Applications of High Intensity Focused Ultrasound has been reported as one of the most promising techniques for thermal ablation of subcutaneous adipose tissue. Having this technique the benefits of non-surgical and non-invasive procedures and being the unique technique able to focus energy through the tissues, distant from your applicator among the currently known. In this context the objective of this work is to develop a HIFU system able to cause selective ablation of porcine tissue (in vitro) at the focal point, aiming to base researches with human beings in the future.*

Keywords: *HIFU, focused ultrasound, thermal ablation.*

Introdução

Ultrassom terapêutico é definido como o uso de energia de ultrassom para o tratamento de órgãos doentes ou acometidos por tumores. Este é diferente do ultrassom de imageamento, o qual utiliza muito baixas quantidades de energia para penetrar nos tecidos e capturar as ondas refletidas em um transdutor a fim de criar imagens de estruturas internas. Para aplicações terapêuticas de ultrassom e, mais especificamente ultrassom focalizado, altas quantidades de energia de ultrassom são convergidas para um pequeno volume, o qual é rapidamente aquecido atingindo temperaturas de necrose coagulativa nos tecidos [1][2].

Aplicações médicas de ultrassom focalizado de alta intensidade têm sido estudadas ao longo de décadas e atualmente estão sendo utilizadas para realizar cirurgias

invasivas, e não invasivas, com grande precisão nas áreas de cardiologia, neurologia, oncologia e ginecologia [2][4]. Aplicações médicas de HIFU têm sido exploradas também no campo das cirurgias estéticas, onde a energia é utilizada para ablação térmica do tecido adiposo subcutâneo não desejado, melhorando assim o contorno corporal em pacientes não obesos, sem os inconvenientes ou riscos associados aos procedimentos invasivos e com a exclusão ou mínima possibilidade de reações adversas [1][3][5].

Neste contexto, o objetivo deste trabalho é o de desenvolver um transdutor de ultrassom focalizado de alta intensidade capaz de promover ablação térmica do tecido adiposo subcutâneo enquanto mantém a integridade superficial dos tecidos adjacentes, visando dar bases à pesquisas aplicadas em seres humanos a serem realizadas a *posteriori*.

Materiais e métodos

Esta sessão está dividida em princípios gerais e sistema *Skin Protect*[®] desenvolvido durante esta pesquisa.

Princípios gerais – Na área de medicina estética, ultrassom focalizado de alta intensidade é uma técnica não cirúrgica e não invasiva utilizada para melhoria do contorno corporal em pacientes não obesos. O objetivo desta técnica é a ablação subcutânea dos tecidos adiposos devido à vibração molecular ocasionada pelas ondas de ultrassom que são direcionadas para um único ponto, as quais aumentam a temperatura dos tecidos e induzem a necrose das células de gordura quando atingimos temperaturas da ordem de 56°C. Ainda, estudos utilizando esta técnica tem reportado a contração das fibras de colágeno, melhorando assim, os aspectos de flacidez da pele quando são utilizadas frequências na faixa de 2MHz a 3MHz [1][4][5].

As características dos HIFU, se bem desenhados, torna-os adequados para a remoção dos depósitos localizados dos tecidos adiposos subcutâneos - TAS, enquanto mantém a integridade superficial dos tecidos. A Figura 1 mostra um esquemático de uma aplicação de ultrassom focalizado para remoção dos TAS, onde é possível observar a concentração de energia no ponto focal, com conseqüente área de aumento de temperatura subcutânea.



Figura 1 - Transdutor de ultrassom focalizado para remoção dos TAS [3].

Sistema *SkinProtect*[®] – durante o desenvolvimento deste trabalho foi evidenciado que os transdutores de ultrassom focalizado fabricados com cristais piezelétricos planos, contínuos e cilíndricos e lentes de convergência para focalização apresentam, além da componente focalizada de ultrassom, uma componente colimada, de pequena área e alta intensidade, posicionada no centro do transdutor de ultrassom, conforme mostra o desenho da Figura 2.

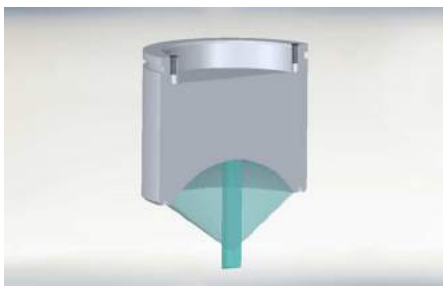


Figura 2 - Vista em corte de transdutor de ultrassom focalizado com a inferência de componente colimada de ultrassom no centro.

Na Figura 3 é apresentada uma imagem termográfica de cristais piezelétricos planos, cilíndricos e contínuos, colados sobre lentes de alumínio côncavas. Nelas é possível observar alta concentração de energia de ultrassom, traduzida em aquecimento, no centro dos cristais piezelétricos.

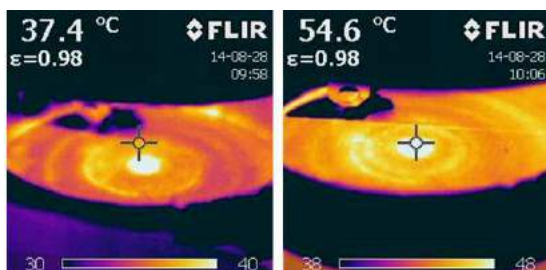


Figura 3 - Imagens termográficas de cristais piezelétricos de transdutores de ultrassom focalizado.

Esta componente colimada e de alta intensidade causa efeitos distintos dos objetivados pelos equipamentos de ultrassom focalizado, que é produzir

energia concentrada apenas no ponto focal, mantendo baixa densidade no plano próximo a epiderme. Devido a esta componente, o aquecimento dos tecidos se dá maior nas regiões próximas à derme e epiderme do que o atingido no ponto focal. A partir das constatações descritas foi elaborado durante esta pesquisa um transdutor de HIFU que implementa um mecanismo de atenuação e bloqueio da componente colimada no centro do transdutor a fim de promover um menor aquecimento da derme e epiderme durante a aplicação. Este mecanismo fora denominado *Skin Protect*[®] e que, por sigilo industrial, sua construção não será abordada no escopo deste trabalho.

Para evidenciar a ação do sistema *Skin Protect* foram realizadas medições de campo ultrassônico utilizando sistema de movimentação XYZ, desenvolvido durante esta pesquisa, e hidrofone modelo HNA-0400 fabricado pela Onda Corporation Inc[®]. As medições foram tomadas em triplicata a cada cinco décimos de milímetro em cada um dos transdutores, os quais foram ajustados com a mesma potência de ultrassom através da balança de medição de força ultrassônica UPM-GM1 da Gluttymax[®], e processadas no software Matlab[®]. É possível observar, conforme demonstrado na Figura 4, para o transdutor sem o sistema *Skin Protect*, a componente colimada no centro do gráfico. Ainda, notamos neste uma região focal mais dispersa e com intensidades máximas aproximadamente 19% menores do que as obtidas no transdutor com *Skin Protect*.

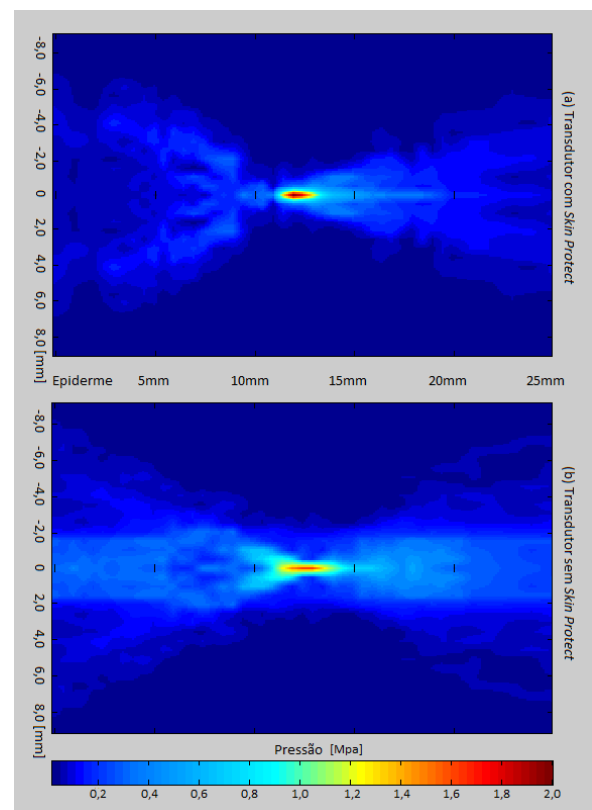


Figura 4 - Medição de campo ultrassônico. (a) com sistema *Skin Protect* (b) sem sistema *Skin Protect*.

Resultados

Para avaliação dos resultados foram utilizadas três técnicas distintas, sendo elas; avaliações termográficas, avaliações macroscópicas e avaliações histológicas.

Avaliação com câmera termográfica – A validação do transdutor desenvolvido fora feita *in vitro* através de tecido adiposo suíno, retirado da região da barriga e não congelado anteriormente. Tendo em vista a disponibilidade, este é o que mais se adequa aos testes propostos. Para tanto, foram cortados dez pedaços com aproximadamente treze milímetros de espessura, e posicionados sobre o transdutor de ultrassom focalizado utilizando-se os meios de acoplamento necessários (gel de ultrassonografia e água). Após o posicionamento foram efetuados disparos com a duração de 4 segundos, sendo este tempo suficiente para obter, nas dez amostras testadas, elevações superiores a 20°C no ponto focal. Conforme pode ser observado na Figura 5, onde é mostrada à esquerda a temperatura antes do disparo e à direita a temperatura obtida após 4s de aplicação.

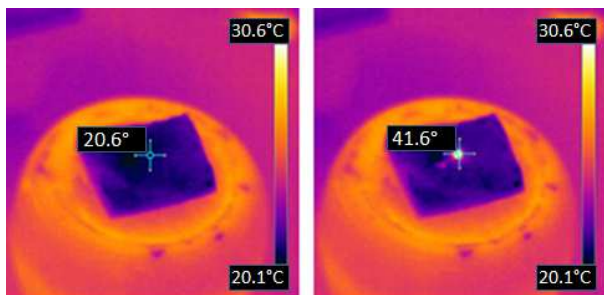


Figura 5 - Avaliação termográfica de disparo de ultrassom focalizado no ponto focal, antes (esquerda) e depois do disparo (direita).

Imediatamente após os disparos os pedaços de tecido adiposo suíno foram retirados do aplicador e a temperatura sobre a face em contato com o transdutor medida. A imagem termográfica a seguir mostra uma região de aquecimento difuso na derme e epiderme, com elevações de temperatura inferiores a 10°C em todas as dez amostras analisadas. A Figura 6 mostra uma elevação de 8,1°C a partir da temperatura inicial de 20,6°C até a temperatura máxima de 28,7°C na região de aplicação em uma das dez amostras.

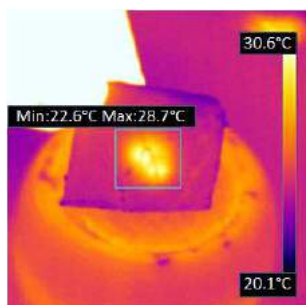


Figura 6 - Avaliação termográfica do aquecimento

provocado na epiderme com disparo do HIFU.

Avaliação macroscópica – Avaliações macroscópicas das amostras de tecido adiposo suíno após passarem por disparos com ultrassom focalizado, com e sem o sistema *Skin Protect*, foram realizadas. É possível notar, conforme exemplo na imagem a seguir, uma visível lesão na derme e epiderme nas amostras em que o ultrassom fora aplicado sem o sistema *Skin Protect*. Da mesma forma, o teste fora aplicado com o transdutor contendo o sistema *Skin Protect* e neste, mesmo após dez segundos de aplicação no mesmo ponto, a região da derme e epiderme não apresentou qualquer modificação macroscópica.



Figura 7 - Vista da epiderme de tecido adiposo após aplicação de ultrassom focalizado, com *Skin Protect* (esquerda) e sem *Skin Protect* (direita).

Na imagem a seguir é mostrada a visão macroscópica da lesão formada no ponto focal, ou seja, no tecido adiposo após quatro segundos de aplicação à potência de 57W, tendo esta um diâmetro aproximado de 3,4mm.



Figura 8- Lesão formada no tecido adiposo a 13 mm de profundidade após 4s de aplicação.

Análises histológicas – Análises histológicas foram realizadas com o objetivo de avaliar os danos teciduais causados nas diferentes camadas da pele após a exposição desses tecidos ao método de HIFU. Foram utilizadas nas análises três de amostras de tecido adiposo suíno mantido sob-refrigeração sem ter sido submetido a processos anteriores de congelamento para que, dessa forma, fossem preservadas as características originais de estrutura celular. Como amostras controle foram utilizados dois pedaços de tecido adiposo suíno exposto às mesmas condições de temperatura e processamento das demais amostras testadas não sendo, entretanto, submetidos à tecnologia HIFU.

As avaliações histológicas dos tecidos inicialmente não expostos ao tratamento pelo sistema HIFU

permitiram observar, conforme demonstrado na Figura 9, a presença de uma grande quantidade de adipócitos (células armazenadoras de gordura na forma de moléculas de triglicerídeos) e que essas células apresentavam diâmetro relativamente grande, em virtude de seu volume intracelular.

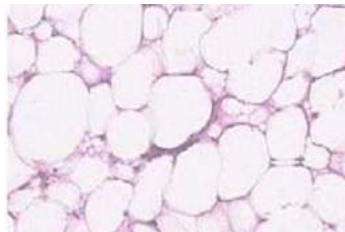


Figura 9 - Hipoderme íntegra e organizada; adipócitos apresentando grande volume.

É possível verificar que as condições do teste que antecederam o processo, bem como as condições de armazenamento e transporte posteriores das amostras, não levaram ao processo de autólise, visto que as células mantiveram a integridade nas condições estabelecidas.

A mesma avaliação histológica foi realizada nos tecidos após a sua exposição ao HIFU, sendo possível observar, conforme demonstrado na Figura 10, a destruição de células adiposas. É possível verificar que os danos causados aos adipócitos foram locais, ou seja, em pontos específicos de aplicação.

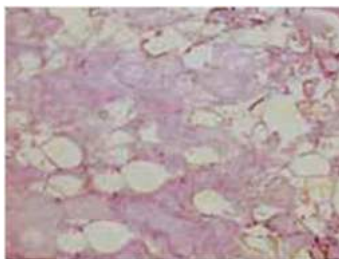


Figura 10 - Presença de adipócitos isolados em uma grande área de destruição adipocitária.

Foi possível ainda verificar, conforme demonstrado na Figura 11, que o tecido conjuntivo dérmico permaneceu íntegro após a aplicação de HIFU concluindo-se, dessa forma, que não houveram danos ao tecido e as fibras de colágeno e elastina mantiveram suas características iniciais.

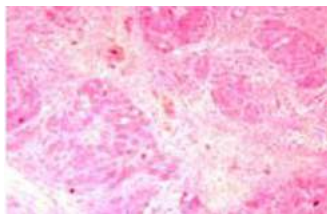


Figura 11 - Tecido dérmico íntegro

Discussão

Aplicação de HIFU tem sido reportada com uma das técnicas mais promissoras para remoção dos depósitos subcutâneos de gordura localizada, frente aos atuais métodos empregados com esta finalidade [5]. Segundo Cordeiro et. al. a habilidade de causar morte celular em um volume de tecido distante da fonte de ultrassom faz do HIFU uma alternativa muito interessante para desenvolvimento desta técnica como ferramenta de cirurgia não-invasiva em diversas áreas da medicina [2].

Através dos ensaios realizados podemos concluir que o sistema desenvolvido atende os objetivos propostos de alcançar elevações de temperatura da ordem de 20°C em poucos segundos no tecido adiposo e baixo aquecimento nos tecidos superficiais mantendo a integridade dos mesmos quando se tratam de testes *in vitro*.

Conclusão

O HIFU proposto neste trabalho demonstrou, através da realização de três etapas experimentais, ser capaz de gerar ablação térmica do tecido adiposo subcutâneo.

Agradecimentos

O presente trabalho foi alcançado em cooperação com a Hewlett-Packard do Brasil Ltda. e com recursos provenientes da lei de informática (Lei nº 8.248, de 1991).

Referências

- [1] JEWELL ML, SOLISH NJ, DESILETS CS. Noninvasive Body Sculpting Technologies with an Emphasis on High-Intensity Focused Ultrasound. Springer Science+Business Media, LLC and International Society of Aesthetic Plastic Surgery, 2011.
- [2] CORDEIRO ER. ; CATHELINÉAU X, THÜROFF S, MARBERGER M, CROUZET S, ROSETTE JJMCH. High-Intensity Focused Ultrasound (HIFU) for Definitive Treatment of Prostate Cancer. British Journal of Urology, v.110 p. 1228-1242, 2012.
- [3] GADSDEN E, AGUILAR MT, SMOLLER BR, JEWELL ML. Evaluation of a Novel High-Intensity Focused Ultrasound Device for Ablating Subcutaneous Adipose Tissue for Noninvasive Body Contouring: Safety Studies in Human Volunteers. Aesthetic Surgery Journal 2011 31: 401, 2011.
- [4] KENNEDY JE, HAAR GR ter, CRANSTON D, High Intensity Focused Ultrasound: Surgery of the Future?, British Journal of Radiology, V. 76, p. 590-599, 2003.
- [5] SAEDI N, KAMINER M. New Waves for Fat Reduction: High-Intensity Focused Ultrasound. Seminars in Cutaneous Medicine and Surgery, Frontline Medical Communications, 2013.

DESENVOLVIMENTO DE UM SISTEMA DE CALIBRAÇÃO IN SITU PARA PLATAFORMA DE FORÇA

D. C. Miraldo e M. Duarte

Laboratório de Biomecânica e Controle Motor, Universidade Federal do ABC, São Bernardo do Campo, Brasil

e-mail: desiree.miraldo@aluno.ufabc.edu.br

Resumo: Plataformas de força são instrumentos utilizados no estudo do movimento humano para medir as forças de reação do solo. A calibração periódica destes equipamentos reduz possíveis erros e garante a qualidade dos dados adquiridos. Neste trabalho, desenvolvemos um sistema de calibração *in situ* para plataformas de força de seis componentes. O sistema inclui dispositivo de calibração, aquisição de dados e algoritmo para processamento dos dados. O dispositivo baseia-se em transdutor comercial e uma base metálica. O algoritmo fornece os coeficientes da matriz 6x6 de calibração. O sistema foi utilizado para calibrar uma esteira instrumentada com cinta dupla, resultando no aumento da exatidão em ambas as cintas, no que diz respeito à obtenção do centro de pressão.

Palavras-chave: Calibração, Plataforma de força, Análise do movimento, Biomecânica.

Abstract: Force plates are instruments used in the study of human movement to measure the ground reaction forces. Periodic calibration decreases possible errors and provides quality to the acquired data. In this study, we developed a system for *in situ* recalibration of six-component force platform. The system includes calibration device, data-acquisition and algorithm for data processing. The device is based on a commercial transducer and a metallic base. The algorithm outputs the 6x6 calibration matrix coefficients. The system was employed to calibrate an instrumented dual belt treadmill, increasing the accuracy for both belts to obtain the center of pressure.

Keywords: Calibration, Force Platform, Movement Analysis, Biomechanics.

Introdução

Plataformas de força (PFs) são instrumentos utilizados no estudo do movimento humano para medir as forças de reação do solo [1-3]. É sabido que o transporte, a instalação e o uso a longo prazo são importantes fontes de erro que podem afetar a calibração inicial feita pelos fabricantes de PFs [2]. A falta de calibração reduz a exatidão do dispositivo de modo que, para grandezas calculadas a partir dos dados adquiridos por ele, o erro pode ser propagado [3].

Diversos dispositivos para calibração *in situ* de PFs já foram descritos na literatura [4-6]. O dispositivo de calibração de Bobbert e Schamhardt aplica forças

verticais estáticas em diferentes pontos da PF e corrige os erros do centro de pressão (COP) por regressão polinomial [4]. Collins e colaboradores descreveram um método de calibração linear utilizando uma haste instrumentada com marcadores refletivos e um sistema de captura de movimento [5]. Recentemente, Cedraro e colaboradores desenvolveram um dispositivo para calibração dinâmica de forças horizontais e verticais, composto por uma base, uma célula de carga tridimensional e uma *template* de referência para determinar o ponto de aplicação das cargas durante a calibração. A matriz 6x6 de calibração da plataforma de força foi determinada pelo método dos mínimos quadrados [6].

Neste estudo nós reproduzimos o sistema de calibração proposto por Cedraro e colaboradores [6].

Materiais e métodos

Dispositivo de calibração – O dispositivo de calibração construído tem como principais componentes um transdutor comercial de forças e torques e uma base metálica com suportes metálicos (Figura 1).

Utilizou-se o transdutor de torque comercial (Delta, ATI Industrial Automation, EUA) com três extensômetros semicondutores que variam suas resistências em resposta a uma deformação aplicada. Os sinais relativos às variações de resistência são convertidos por um *software* em componentes de força e momentos de força. Uma peça de interface com uma estrutura cônica em sua face superior, fabricada em aço 1010/1020 foi acoplada à superfície sensível do transdutor para concentrar a transmissão de cargas.

A base metálica foi fabricada a partir de uma chapa de alumínio 7075 de 13 mm de espessura. Seu formato é um triângulo isósceles sem as extremidades. Ou seja, de um triângulo de base e altura de 700 mm, foi retirado um triângulo de 100 mm de altura de cada uma das extremidades.

Para a montagem do dispositivo, foi feito um furo passante em uma das extremidades da base. Nele foi colocado um parafuso, com o eixo voltado para cima, em cuja cabeça havia sido feito um furo não passante de 3 mm de diâmetro. A base foi apoiada sobre o conjunto formado por transdutor e peça de interface, de modo que o único ponto de contato ocorresse entre o vértice cônico da peça e o furo criado na cabeça do parafuso.

Para nivelar o dispositivo, suportes metálicos foram parafusados sob as outras extremidades da base.

Uma vez que a peça cônica concentra a transmissão de cargas para o centro do transdutor, e que o parafuso está alinhado a este centro, a posição do COP é dada pela posição do parafuso. Para saber a posição exata, na extremidade do eixo do parafuso foi fixado um marcador refletivo e, então, a posição no espaço 3D deste marcador foi determinada por um sistema de captura do movimento (Raptor 4, Motion Analysis, EUA). Para determinar a posição da aplicação da carga, Cedraro e colaboradores [6] utilizaram um *template* do tamanho da plataforma de força e com furos em posições conhecidas para colocar o transdutor. Nós optamos por utilizar nosso sistema de captura de movimento pois as plataformas que queríamos calibrar estavam em nosso laboratório. No entanto, nosso sistema de calibração permite o uso de um *template* como proposto por Cedraro e colaboradores [6].

Aquisição de dados – Foram adquiridos dados para a calibração de uma esteira instrumentada com duas cintas independentes (Bertec Inc., EUA), uma vez que sob cada cinta há uma PF.

Tanto o dispositivo de calibração quanto a esteira a ser calibrada foram conectados via seus respectivos amplificadores ao mesmo dispositivo de aquisição de dados composto por um conversor A/D (PCI-6031E, National Instruments, EUA) interfaceado a um computador. Para realizar a calibração, com todos os equipamentos ligados, coloca-se o transdutor do dispositivo sobre um determinado sítio da superfície da esteira, mantendo os dois suportes fora da área da esteira. Para aplicar as cargas, um voluntário subiu na base metálica e balançou seu corpo em movimentos circulares variando sua velocidade de rotação para gerar cargas nas três direções: ântero-posterior (x), médio-lateral (y) e vertical (z). O fato de o dispositivo de calibração funcionar com o peso e movimento de uma ou mais pessoas sobre a base seja talvez o aspecto mais engenhoso deste dispositivo.

Por conveniência, as aquisições de dados foram feitas pelo *software* Cortex 6.0 (Motion Analysis Inc., EUA) durante 15 segundos a 150 Hz, em sincronia entre dispositivo de calibração, esteira e sistema de captura de movimento. Este sistema é composto por 12 câmeras de vídeo que operam na faixa do infravermelho (Motion Analysis Inc., EUA) para captar a posição do marcador refletivo. O processo foi repetido para cinco sítios (quatro cantos e o centro) de cada uma das cintas da esteira. A Figura 1 mostra o transdutor comercial e os posicionamentos do dispositivo e do voluntário sobre a esteira para a aquisição de dados em um sítio da cinta direita da esteira.

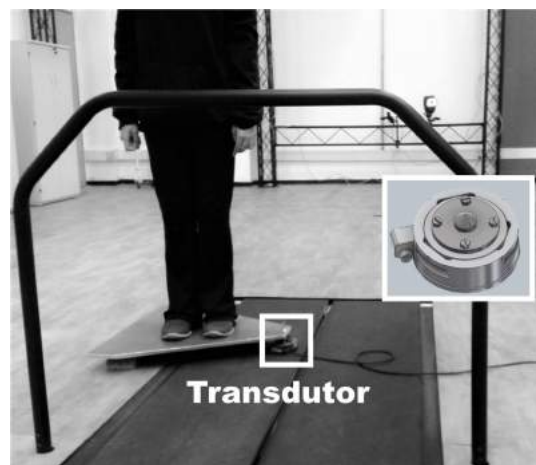


Figura 1: Posicionamentos do dispositivo de calibração e do voluntário sobre a esteira para iniciar o processo de aquisição de dados (no detalhe, uma vista do transdutor de torque utilizado).

Processamento de dados – Um algoritmo foi desenvolvido para determinar os coeficientes da matriz de calibração que melhor estabelece a transformação dos dados da PF para os dados do calibrador. A relação é expressa pela Equação 1:

$$\mathbf{L}_c = \mathbf{C}\mathbf{L} \quad (1)$$

onde $\mathbf{L}_c = [F_x^c, F_y^c, F_z^c, M_x^c, M_y^c, M_z^c]^T$ é o vetor de saída do calibrador, $\mathbf{L} = [F_x, F_y, F_z, M_x, M_y, M_z]^T$ é o vetor de saída da PF, e \mathbf{C} é a matriz de calibração de dimensões 6x6.

A solução do sistema de equações lineares representado pela Equação 1 foi feita pelo método numérico de Decomposição em Valores Singulares. Os coeficientes da diagonal principal da matriz \mathbf{C} representam a sensibilidade dos sinais para cada um dos seis componentes da PF, e os valores fora da diagonal representam a interferência (*crossstalk*) entre os sinais. Tem-se que uma calibração perfeita resultará em uma matriz de calibração igual à matriz identidade.

Análise de dados – A partir dos dados de forças e momentos de força, é possível calcular as coordenadas do COP, como mostram as Equações 2 e 3.

$$COP_x = M_y/F_z \quad (2)$$

$$CO_y = -M_x/F_z \quad (3)$$

onde COP é centro de pressão, F é a força aplicada na PF, M é o momento de força, e os índices x , y e z são as direções ântero-posterior, médio-lateral e vertical, respectivamente.

Foram calculadas as posições do COP antes e depois de aplicar a matriz de calibração aos dados coletados. Os valores obtidos foram comparados aos valores indicados pela posição do marcador refletivo através do cálculo do erro médio quadrático (RMS).

Resultados

Os erros RMS para os valores calculados a partir de cada sítio de medição para uma das cintas da esteira (plataforma de força) são mostrados nas Figuras 2.

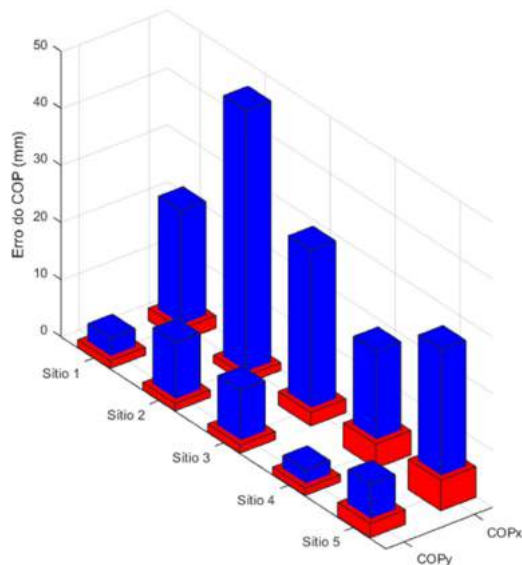


Figura 2: Erro RMS, em mm, da medição das coordenadas do COP antes (azul) e depois (vermelho) da calibração para uma das cintas da esteira (plataforma de força) para os cinco sítios mensurados.

Discussão

A variação da magnitude dos erros entre cada sítio de calibração (entre 47,0 e 19,6 mm e, entre 11,1 e 3,5 mm para os erros de COP_x e COP_y , respectivamente) sugere que a esteira calibrada apresenta um erro não linear.

A reprodução exata do sistema de calibração descrito é limitada a laboratórios que possuam um sistema de captação de movimento. Porém, é possível se obter os mesmos resultados sem necessidade das câmeras de vídeo, utilizando-se uma *template* de referência com as dimensões da PF. Para a aquisição de dados, esta *template* – contendo furos (do diâmetro do transdutor) centrados nos sítios de medição desejados – deve ser colocada sobre a PF, para que ao se posicionar o transdutor de maneira concêntrica a um furo, as coordenadas exatas do COP sejam conhecidas.

Quanto ao transdutor de forças e torques, é possível substituí-lo por um transdutor de forças de três componentes. Estas modificações reduziram o custo da implementação do sistema de calibração, tornando-o acessível a mais laboratórios, e não afetariam a eficiência da calibração.

Conclusão

Apesar de ter sido aplicada a calibração linear a um equipamento que evidenciou comportamento não linear, para todos os sítios mensurados em ambas as cintas, o

sistema de calibração reduziu os erros na estimação do COP_x e do COP_y . Deste modo, o sistema mostrou-se eficaz, podendo ser utilizado para calibração de outras PFs. Como um estudo futuro, pretendemos implementar um algoritmo para estimar uma matriz de calibração não linear e melhorar a exatidão da calibração.

Agradecimentos

Os autores agradecem ao CNPq pela bolsa de estudos e financiamento de pesquisa (processos 484464/2013-2 e 458811/2013-0) para condução deste trabalho.

Referências

- [1] Winter DA. Biomechanics and motor control of human movement. 4th ed. Waterloo: Wiley; 2009.
- [2] Chockalingam N, Giakas G, Iossifidou A. Do strain gauge force platforms need in situ correction?. *Gait and Posture*. 2002; 16(3):233-237.
- [3] McCaw ST, DeVita P. Errors in alignment of center of pressure and foot coordinates affect predicated lower extremity torques. *Journal of Biomechanics*. 1995; 28(8):985-988.
- [4] Bobbert MF, Schamhardt HC. Accuracy of determining the point of force application with piezoelectric force plates. *Journal of Biomechanics*. 1990; 23(7):705-710.
- [5] Collins SH, Adamczyk PG, Ferris DP, Kuo AD. A simple method for calibrating force plates and force treadmills using an instrumented pole. *Gait and Posture*. 2009; 29(1):59-64.
- [6] Cedraro A, Capello A, Chiari L. A portable system for in-situ re-calibration of force platforms: Experimental validation. *Gait and Posture*. 2009; 29(3):449-453

ESTIMULADOR ELÉTRICO FUNCIONAL UTILIZANDO PONTE H NO ESTÁGIO DE POTÊNCIA

J.E. Blanco, F.R. Castro, L.H.V. Felão, M. F. R. Urban, R. Gaino, M.A.A. Sanches e A.A. Carvalho.

Universidade Estadual Paulista
Departamento de Engenharia Elétrica/FEIS – UNESP, Ilha Solteira, Brasil.
E-mail: jorgeblanco@dee.feis.unesp.br

Resumo: Implementou-se um estimulador elétrico funcional para uso na reabilitação de pacientes hígidos e paraplégicos e que não necessita de alimentação simétrica. O equipamento é constituído por dois estágios, o formador de onda, no qual se define os parâmetros do sinal de estimulação, e o de potência. No formador de onda foi utilizado uma placa *Raspberry pi* e uma interface de usuário, desenvolvida em *Python*. No de potência utilizou-se um espelho de corrente e um circuito com ponte H para gerar um sinal bifásico. Com o estimulador implementado gerou-se correntes com forma de onda retangular, amplitude de até 120 mA e características adequadas para utilização na reabilitação dos membros inferiores e superiores de pacientes.

Palavras-chave: Estimulador elétrico funcional, FES, Ponte H, Espelho de corrente, Raspeberry pi.

Abstract: A functional electrical stimulator for use in the rehabilitation of paraplegic and healthy patients was implemented. It does not need symmetrical power supply. The equipment consists of two stages, the wave generator, which defines the stimulation signal parameters, and the power stage. In the wave generator we have used a Raspberry Pi board and a user interface, developed in Python. In the power stage we have used a current mirror and an H-bridge circuit to generate a biphasic signal. With the implemented stimulator currents with rectangular waveform, range of up to 120 mA, and suitable characteristics for using in rehabilitation of the lower and upper limbs of patients were generated.

Keywords: Functional Electrical Stimulator, FES, H-Bridge, Current mirror, Raspeberry pi.

Introdução

A lesão medular pode ser causada por doenças que afetam o tecido neurológico da coluna vertebral, esta doença é frequentemente irreversível e pode resultar na perda total o parcial das funções motoras, no mundo cerca de 90 milhões de pessoas têm esta doença, e a cada ano aproximadamente 85 mil outras sofrem algum trauma culminado em lesão medular [1]. Segundo o IBGE, haviam no Brasil 13.273.969 pessoas com alguma deficiência motora, mas não os classificou em grupo e número de hemiplégicos, paraplégicos e tetraplégicos [2].

A lesão medular perturba o sistema nervoso autônomo

que regula as funções vitais como a pressão sanguínea, batimento cardíaco, temperatura corporal e processos digestivos [3], a FES é apresentada como um método artificial para ativar os sistemas sensoriais motores depois de lesões medulares. [4] [5]

Uma técnica que tem sido utilizada para auxiliar no restabelecimento e manutenção de funções motoras é a estimulação elétrica funcional (Functional Electrical Stimulation - FES). Consiste na aplicação de pulsos elétricos nos nervos e/ou músculos com o objetivo de se obter contração muscular [6] [7] [8]. Há relatos na literatura de bons resultados com a utilização de FES em paraplégicos [1] [9] [10], e [11].

Neste trabalho, o objetivo foi a implementação de um estimulador elétrico funcional, utilizando ponte H, para gerar sinais elétricos bifásicos e balanceados, sem necessidade de utilizar alimentação simétrica [12], [13].

Materiais e métodos

O sistema foi dividido dois estágios, o gerador de onda e o de potência.

Estágio Gerador de Onda – Este estágio é responsável por gerar os parâmetros do sinal de eletroestimulação como frequência, largura de pulso e interpulso. Estes parâmetros são gerados a partir de sinais secundários, que vão compor o sinal de eletroestimulação desejado. Os sinais secundários foram definidos como s1, s2 e s3. Na Figura 1 estão ilustrados os respectivos sinais.

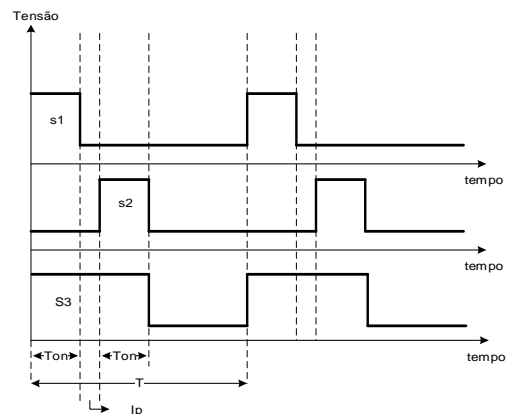


Figura 1: Sinais secundários s1, s2 e s3.

Os sinais s1 e s2 fazem o chaveamento da ponte H, desta forma será responsável pela frequência do sinal, duração do pulso e também pelo sentido da corrente do sinal de eletroestimulação. O intervalo entre este chaveamento formará o interpulso (I_p), onde neste momento não circulará corrente na carga, uma vez que ambas as chaves estarão abertas.

O sinal s3 é responsável pelo acionamento da corrente que será aplicada na carga. Na Figura 2 mostra-se o diagrama de blocos do equipamento com as aplicações dos sinais secundários.

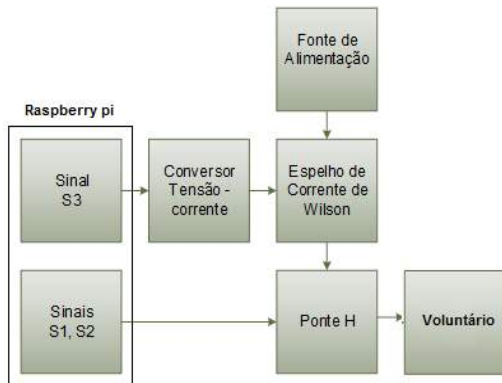


Figura 2: Digrama em bloco dos sinais secundários.

Os sinais secundários são gerados por um programa desenvolvido em uma placa *Raspberry pi*, modelo B. Possui um processador Broadcom BCM2835 ARM11 a 700 MHz, 512 Mb de RAM e 26 pinos de propósito geral I/O. Tem praticamente as características de um computador em uma placa do tamanho de um cartão de crédito.

O sistema operacional utilizado é o *Linux-Debian*, que possibilita a utilização de linguagens de programação, manipulação dos recursos de hardware e a criação da interface de usuário.

Para fazer a interface com o usuário visando à escolha dos parâmetros de eletroestimulação, como mostrada na Figura 3, foi desenvolvido um programa em Python.

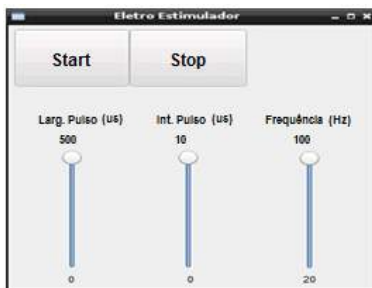


Figura 3: Interface de usuário desenvolvida em Python.

Com esta interface o usuário pode selecionar os parâmetros de eletroestimulação, como largura de pulso, interpulso e frequência. Cada parâmetro deste tem um

valor máximo, valor este determinado com base em equipamentos comerciais.

Estágio de Potência – É composto por um conversor tensão corrente (V-I), um espelho de corrente de Wilson e uma ponte H. Neste estágio é definido se o estimulador será de tensão ou corrente, onde neste trabalho, optou-se pelo estimulador elétrico funcional de corrente. Sua implementação é mais complexa, mas tem a vantagem de controlar e prever a quantidade de corrente aplicada ao músculo, mesmo com uma variação na impedância eletrodo-pele [4].

Conversor tensão corrente – O sinal de saída do circuito lógico é de tensão e, como neste trabalho optou-se pelo estimulador de corrente, houve a necessidade de converter o sinal de tensão, gerado pela *Raspberry*, em um sinal de corrente, utilizando-se um conversor V-I (tensão corrente), que é controlado pelo sinal s3 com retroalimentação negativa [4] [14], como ilustrado na Figura 4.

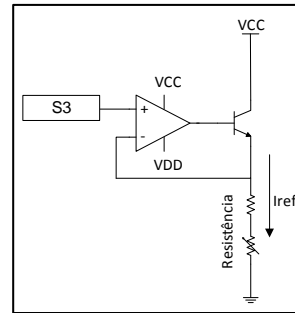


Figura 4: Conversor tensão corrente.

O conversor é formado por um amplificador operacional, LF353, um transistor, MPS42, um resistor de 22Ω e um potenciômetro de 100 Ω. A corrente será imposta pela tensão de s3 sobre a resistência.

Espelho de corrente de Wilson – É constituído por três transistores (Q1, Q2, Q3), ambos MPS92. A corrente imposta no ramo de Q1 é refletida no outro ramo do espelho, onde estão Q2 e Q3 (Figura 5). Esta é a corrente de saída do circuito que será aplicada na carga.

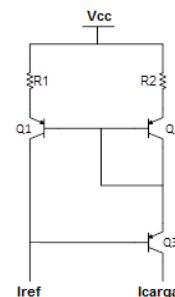


Figura 5: Espelho de corrente de Wilson.

Desta forma, mesmo que houver uma variação da impedância entre o eletrodo e a pele, a corrente desejada

será aplicada, pois independe desta impedância. Para sanar o problema do descasamento dos foram inseridos os resistores R_1 e R_2 , ambos de 220Ω , nos ramos do espelho.

Ponte H – No estágio de potência foi utilizada a estrutura de ponte H, com MOSFETs IRF744, para formar o sinal de eletroestimulação bifásico, a partir de apenas uma fonte de alimentação contínua (DC) positiva. Este circuito possui duas etapas de funcionamento, na primeira, fecham-se as chaves S1, ativadas pelo sinal secundário s1, permitindo a passagem de corrente na carga em um sentido, e na segunda etapa, fecham-se as chaves S2, ativadas pelo sinal secundário s2, permitindo agora a passagem da corrente na carga no sentido contrário ao anterior.

Na Figura 6 mostra-se os sentidos das correntes nas duas etapas de chaveamento.

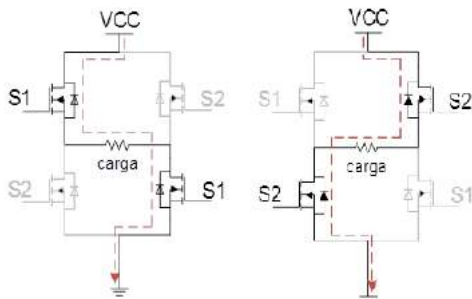


Figura 6: Sentidos das correntes na carga.

Fonte de alimentação – O circuito é alimentado por uma bateria de 12V e para obter a tensão de 140V, utiliza-se um conversor flyback.

Resultados

Primeiramente foram realizadas simulações dos sinais secundários s1 (verde), s2 (vermelho) e s3 (azul), para uma eletroestimulação com largura de pulso de $500\mu s$ e interpulso de $10\mu s$. O resultado das simulações é mostrado na Figura 7.

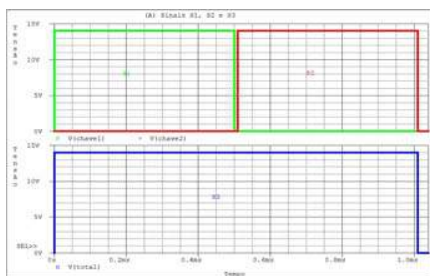


Figura 7: Simulação dos sinais secundários.

Na Figura 8 pode-se observar a resposta experimental dos sinais secundários, vista na tela do osciloscópio Agilent MSO703B, sendo o sinal s1 (amarelo), s2 (verde) e s3 (violeta).

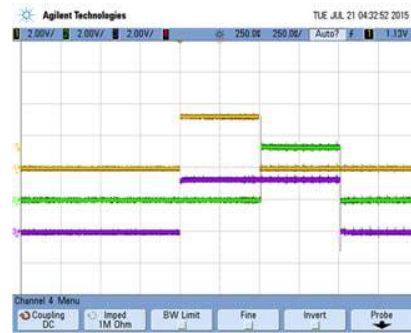


Figura 8: Sinais secundários mostrados na tela do osciloscópio.

O interpulso não fica evidente nesta imagem devido a divisão horizontal estar em $250\mu s/div$ e o mesmo ter $10\mu s$.

Na Figura 9 tem-se o sinal de saída do eletroestimulador aplicado a uma carga resistiva de $1k\Omega$.

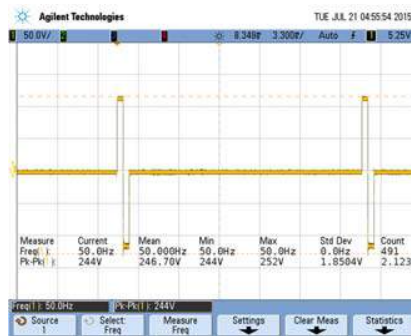


Figura 9: Sinal de saída do eletroestimulador.

Foi gerado um sinal com frequência de 50Hz, largura de pulso de $500\mu s/div$, $10\mu s$ de interpulso e amplitude de 120mA.

Discussão

O circuito desenvolvido tem a capacidade de gerar um sinal de FES, bifásico, simétrico e balanceado, sem a necessidade de utilizar fonte simétrica.

Nas Figuras 10 e 11, tem-se o sinal gerado por um equipamento comercial, modelo *Neurodyn II*, e do eletroestimulador desenvolvido no LIEB [4] em uma carga de $1k\Omega$.

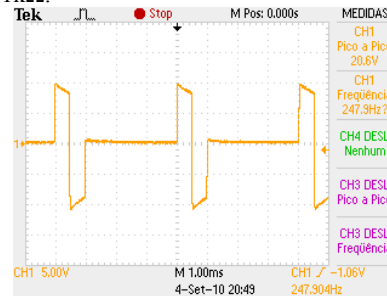


Figura 10: Sinal do eletroestimulador comercial.

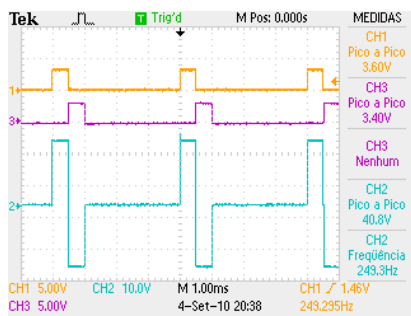


Figura 11: Sinal do eletroestimulador do LIEB.

Se comparado as Figuras 10 e 11, com Figura 9, verifica-se a obtenção de um sinal com as mesmas características. O interpulso escolhido foi baseado também em equipamentos comerciais.

Conclusão

Foi aplicado neste circuito desenvolvido, os mesmos testes aplicados no equipamento comercial e nos desenvolvidos anteriormente pelo grupo. Nos testes utilizaram-se cargas resistivas, antes de aplicar em um voluntário.

Pode-se observar que o sinal gerado é um sinal bifásico, pois as chaves da ponte H invertem a passagem da corrente na carga, como mostrado nos resultados.

O sinal gerado está pronto para ser aplicado em voluntários, desde que o mesmo não tenha nenhuma restrição a eletroterapia, como marca-passo ou algum impedimento médico.

Agradecimentos

UNESP- FEIS e CNPq.

Referências

- [1] L. Zhan, M. Hayashibe, C. Fattal and D. Guiraud, "Muscle Fatigue Tracking with Evoked EMG via Recurrent Neural Network: Toward Personalized Neuroprosthetics," *Computational Intelligence Magazine, IEEE*, vol. 9, no. 2, pp. 38-46, Maio 2014.
- [2] IBGE, "Faders," Faders, 2010. [Online]. Available: <http://www.portaldeacessibilidade.rs.gov.br/noticias/2128>. [Accessed 07 junho 2015].
- [3] C. Lynch and M. Popovic, "Functional Electrical Stimulation," *Control Systems, IEEE*, vol. 28, no. 2, pp. 40-50, 2008.
- [4] M. Sanches, Sistema Eletrônico Para Geração E Avaliação De Movimentos Em Paraplégicos, Ilha Solteira: Feis - Unesp, 2013.
- [5] J. E. B. Rodríguez, Estimulador elétrico funcional com utilização de ponte H e fonte de corrente no estágio de potência, Ilha Solteira: Feis-Unesp, 2016.
- [6] C. U. Faria, Implementação de um sistema de geração de marcha para pacientes com lesões medulares, Ilha Solteira: FEIS - UNESP, 2006.
- [7] C. U. Faria, "Implementação de um sistema de geração de marcha para pacientes com lesões medulares," *Tese (Doutorado em Engenharia Elétrica)*, 2006.
- [8] R. Downey, M. Bellman, H. Kawai, C. Gregory and W. Dixon, "Downey, R.J. and Bellman, M.J. and Kawai, H. and Gregory, C.M. and Dixon, W.E," *Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, vol. 23, no. 6, pp. 964-972, Novembro 2015.
- [9] P. Martin, "Pesquisadores da Unicamp desenvolveram aparelhos para recuperar paraplégicos," *Jornal da Unicamp*, pp. 57-61, 1999.
- [10] L. Sugimoto, "Jornal da Unicamp," 2004. [Online]. Available: http://www.unicamp.br/unicamp/unicamp_hoje/ju/julho2004/ju258pag12.html. [Accessed 04 Março 2016].
- [11] A. Jarc, M. Berniker and M. Tresch, "FES Control of Isometric Forces in the Rat Hindlimb Using Many Muscles," *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 60, no. 5, pp. 1422-1430, Maio 2013.
- [12] M. V. N. Junqueira, "Eletroestimulador funcional de oito canais com malha de realimentação utilizando Controlador Digital," 2013.
- [13] M. Sanches, "Sistema Eletrônico Para Geração E Avaliação De Movimentos Em Paraplégicos," Fevereiro 2013.
- [14] H.-C. Wu, S.-T. Young and T.-S. Kuo, "A versatile multichannel direct-synthesized electrical stimulator for FES applications," *IEEE Transactions on Instrumentation and Measurement*, vol. 51, no. 1, pp. 2-9, Fevereiro 2002.
- [15] A. Y. Zeto and F. A. Saunders, "Electrocutaneous stimulation for sensory communication in rehabilitation engineering," *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 4, no. BME-29, pp. 300-308, 1982.
- [16] L. Zhan, M. Hayashibe, C. Fattal and D. Guiraud, "Muscle Fatigue Tracking with Evoked EMG via Recurrent Neural Network: Toward Personalized Neuroprosthetics," *Computational Intelligence Magazine, IEEE*, vol. 9, no. 2, pp. 38-46, Maio 2014.

SIMULADOR MATERNO FETAL

R. L. Rezer*, M.A. Marciano*, A.A. Santos*

*Hospital Moinhos de Vento, Porto Alegre, Brasil
e mail: marcelo.marciano2000@gmail.com

Resumo: É apresentado neste trabalho a implementação de um protótipo automatizado de baixo custo em plataforma de código aberto, que simula sinais materno fetal, permitindo a realização de testes dos monitores e detectores fetais. A finalidade é garantir a utilização destes equipamentos de forma segura e efetiva na monitoração materna fetal em ambientes hospitalares, visto que o simulador serve para avaliar o correto funcionamento do equipamento. Outra possível aplicação do simulador é como ferramenta de ensino. Como resultados são demonstrados na interface homem máquina as visualizações das medições da movimentação fetal, da atividade uterina e da frequência cardíaca fetal, geradas pelo simulador. Os valores demonstrados na interface homem máquina podem ser comparados com os disponibilizados pelo monitor fetal. Com esta comparação é possível conferir o correto funcionamento do equipamento testado.

Palavras-chave: Monitor Fetal, Controle de Qualidade, Simulador Biomédico, Arduino.

Abstract: *This study describes the implementation of a low-cost automated prototype open source platform that simulates maternal fetal signals, allowing the testing of fetal monitors and detectors. The purpose is to ensure the use of safe and effective way in maternal fetal monitoring equipment in hospitals, since the simulator is designed to assess the correct operation of the equipment. Another possible application of the simulator is as a teaching tool. The results are shown in man-machine interface visualizations of measurements of fetal movement, uterine activity and fetal heart rate, generated by the simulator. The values shown in the man-machine interface can be compared with those provided by the fetal monitor. With this comparison you can check the correct functioning of the equipment tested.*

Keywords: *Fetal Monitor, Quality Control, Biomedical Simulator, Arduino.*

Introdução

O interesse nas arritmias cardíacas fetais tem aumentado nos últimos anos, conseqüentemente uma maior demanda na utilização de métodos para monitorização fetal [1]. A função do monitor fetal eletrônico é detectar e gravar tanto a frequência cardíaca do feto quanto a atividade uterina da mãe em trabalho de parto [2]. Para verificarmos o funcionamento

eletrônico do monitor materno fetal há necessidade de realizar testes de desempenho. Os ensaios são divididos em duas partes – avaliação qualitativa (que consiste na inspeção visual das condições estruturais dos equipamentos, partes, módulos e acessórios) e testes quantitativos (que consiste na medição ou simulação de parâmetros/grandezas biomédicas do equipamento) [3].

Uma alternativa para o teste é utilizar simuladores. Os mesmos visam apresentar situações práticas vivenciadas no dia-a-dia [4]. O uso de simulação também permite novas abordagens para o ensino e práticas médicas, denominadas de Medicina Baseada em Simulação. Por exemplo, os estudantes podem usar simulações anatômicas e fisiológicas para prever os resultados de procedimentos e, assim, acompanhar os resultados de tratamentos a pacientes virtuais [5]. O aperfeiçoamento de simuladores para a área da saúde se dá, em grande parte, no uso e refinamento da Inteligência Artificial baseada em microprocessadores. Nos simuladores são utilizados algoritmos que podem manipular conceitos, mecanismos e etc [6].

O Arduino é uma ferramenta microprocessado de fácil manipulação, que possibilita a utilização na medicina baseada em simulação. A plataforma Arduino é baseada num sistema microcontrolador muito versátil que potencializa suas funções para além de uma simples interface passiva de aquisição de dados, podendo operar sozinho no controle de vários dispositivos [7]. Devido a necessidade de testar os monitores materno-fetais, desenvolver um processo de qualidade rigoroso permite estimar o grau de deterioração do equipamento. Fornece informações sobre os componentes defeituosos e verifica a qualidade dos reparos efetuados [8]. Em processos de melhoria contínua, a implantação do controle de qualidade tem o objetivo de garantir a segurança e confiabilidade dos resultados dos diagnósticos [9].

Outro ponto relevante a considerar é a necessidade do envolvimento da equipe médica assistencial no desempenho da tecnologia médica hospitalar. Além de entender a tecnologia utilizada, a equipe assistencial (médicos, enfermeiros e etc.) Precisar-se-á envolver cada vez mais no ciclo de vida de um equipamento. Auxiliar na redução de custos e maximização dos benefícios clínicos. Interagir com os engenheiros clínicos para garantir uma manutenção preventiva efetiva com a realização de testes com simuladores. E participar da fase de avaliação de substituição de uma tecnologia obsoleta ou insegura [10]. Para suprir esta necessidade, desenvolvemos um

protótipo com o objetivo de simular contrações uterinas e batimentos fetais, por meio de sistema de baixo custo e automatizado. De fácil aplicação em universidades e hospitais que busquem ter padrões de qualidade nos testes dos monitores materno fetais.

Método

Na figura 1 tem-se o fluxo das etapas seguidas para desenvolvimento do trabalho. Com os dados especificados, calculados, modelados e simulados, então o protótipo foi projetado, desenvolvido e testado, conforme fluxo a seguir demonstrado pela figura [1].



Figura 1- Fluxo do método

Inicialmente foi organizado um grupo de estudos para avaliar possíveis soluções para um protótipo de baixo custo para simulação materno fetal. Foram realizados vários acompanhamentos no centro obstétrico, juntamente com o grupo de enfermagem para mensurar as reais situações de um exame pré-natal.

Conforme demonstrado pelo fluxograma da figura 1, as demais etapas estão descritas a seguir:

Para que fosse possível realizar esta etapa foram utilizados dois cálculos de conversão, dentro dos limites do processador e dos requisitos para o monitor materno fetal, conforme equação 1 e 2:

$$1 \text{ BPM} = 1/60 \text{ Hz} \quad (1)$$

$$T = 1/f \quad (2)$$

Através destes cálculos foi desenvolvida a tabela 1, com os parâmetros para desenvolvimento do programa. Foram utilizados os períodos que tiveram

resultados de números inteiros, para facilitar a programação.

Tabela 1: Conversão - Relação entre Frequência Cardíaca (BPM), Frequência (Hz) e Período (ms)

(BPM)	(Hz)	Período (ms)
30,0	0,5	2000,0
60,0	1,0	1000,0
90,0	1,5	666,7
120,0	2,0	500,0
180,0	3,0	333,3
240,0	4,0	250,0

Programa – Nesta etapa tratou-se da programação da plataforma Arduino (figura 2), com um princípio de linguagem C. Com base na tabela 1, foram descritos no programa os períodos de cada batimento, fazendo com que cada um dos mesmos, permanecesse por um minuto. Após ter esta etapa percorrida, foi programado o sinal de movimentação fetal, com estímulo de cinco pulsos com intervalos de um minuto. Posteriormente foram delineadas as linhas de programação do sensor de pressão responsáveis por controlar a bomba de pressão, fazendo com que se obtivesse uma variação de pressão de 0 – 100 mmHg. Estabilizado o circuito por um minuto na pressão de 50 mmHg, após chegar a pressão máxima, a válvula deve abrir, zerando a pressão do sistema. Por último foi programado e apresentado no display, os pulsos de movimentação fetal (figura 5), a pressão uterina (figura 6) e os batimentos/frequência cardíaca do feto (figura 7).

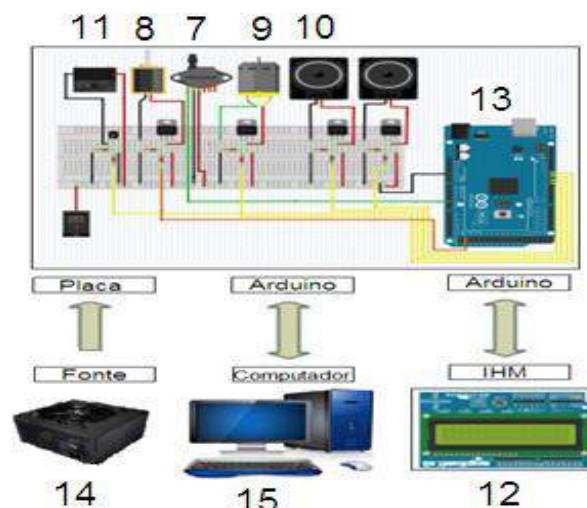


Figura 2 – Diagrama do Circuito com a Plataforma Arduino

Instalação dos periféricos – O sistema utilizou uma chave seletora *on/off*. A alimentação da placa e dos periféricos foi através de uma fonte de computador. Para o dispositivo eletromecânico (auto-falante, que é o responsável pela emissão da onda

sonora que estimulará o transdutor ultrassônico do monitor fetal), foi utilizado o TIP 122 que recebeu alimentação de 12V da fonte chaveada. O controle da simulação do movimento fetal se deu pela utilização do relé de 12V com um contato NA. O sensor de pressão utilizado Foi o MPX5700DP, que controlava a pressão dentro do PNI neonatal, ligado diretamente na entrada do Arduino. O sensor foi alimentado pela fonte com 12V. A bomba de pressão foi ligada no componente TIP122 é alimentada com 12V pela fonte chaveada. A válvula ligada em um TIP122 recebeu o controle da placa principal e também alimentada pela fonte com 12V. O display foi conectado sobre a placa do processador.

Microcontrolador – Foi utilizado neste protótipo o Arduino Mega, de plataforma de código e hardware livre que possui seu próprio compilador, desenvolvido para alcançar pessoas que possuam pouco conhecimento em programação.

O micro controlador utilizado na Arduino MEGA 2560 é o Atmel ATmega2560, um microcontrolador de 8 bits de arquitetura RISC avançada. Ele conta com 256 KB de Flash (mais 8 KB são utilizados para o *bootloader*), 8 KB de RAM e 4 KB de EEPROM. Chegam 16 MIPS, operando em 16 MHz. Arduino baseado em Atmel ATmega, dentre as quais pode-se destacar 4 canais de comunicação serial, 16 entradas analógicas e 15 saídas PWM. Possui ainda comunicação SPI, I2C e 6 pinos de interrupções externas. A placa Mega2560 possui 54 pinos de entradas e saídas digitais que podem ser utilizadas como entrada ou saída. Os pinos operam com tensão de 5V e podem fornecer ou drenar até 40 mA. Cada pino possui resistor de *pull-up* interno que pode ser habilitado por software. Possui 16 entradas analógicas (pinos A0 a A15), onde pode ser feita a conversão com uma resolução de 10 bits, ou seja, o valor será convertido entre 0 e 1023.

IHM – Para que o simulador pudesse ter mobilidade e fácil interface entre o operador e o dispositivo, foi optado por utilizar o sistema IHM da plataforma Arduino.

Driver – Para controle dos dispositivos eletromecânicos foi utilizado oTIP122.

Fonte de alimentação – Padrão 12V, 2.3A, Potência real de 500 Watts, Eficiência > 70%, MTBF de 100.000 horas, 25° C, Proteção interna contra curto circuito OVP/ OCP/ SCP, Entrada AC com chaveamento manual 110/ 220 V, Baixo ruído acústico, Cabos com capa de proteção, Sistema de controle térmico de refrigeração, Ventilador silencioso de 120mm, Normas técnicas IEC60950 (segurança elétrica), IEC61000 (segurança eletromagnética), Chave Liga / Desliga.

Bomba de diafragma – A bomba de diafragma foi utilizada para introduzir pressão sobre uma membrana plástica controlada pelo sensor de pressão, gerando pressões para o toco.

Relé – NA/NF de 12V.

Alto falante – 4 Ω / 66W.

Manguito neonatal – Manguito de PNI neonatal com um tubo.

Válvula – Válvula com solenóide de 12V.

Sensor de Pressão – MPX5700DP.

TIP122 – 5 A, transistores de potência, 60 volts, 65 watts.

Na figura 3 é demonstrado o fluxograma do circuito ou diagrama de bloco das funções do sistema.

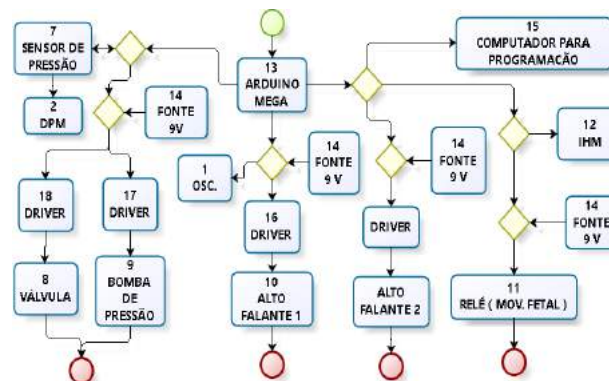


Figura 3 – Fluxograma do circuito.

Resultados

Após conectar todos os periféricos e rodar o programa, como forma de verificar se o simulador estava com o mínimo de incerteza, para obter confiabilidade do protótipo, foi conectado o osciloscópio digital (figura 4) nas saídas *PWM* uma de cada vez na placa e o DPM2 conectado no circuito de pressão. Acompanhou-se o ciclo do programa monitorando através deste osciloscópio calibrado com rastreabilidade.

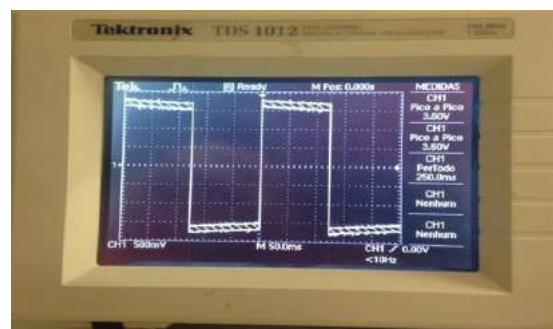


Figura 4 – Frequência gerada pelo arduino.

Para obter os resultados finais, foram conectados os transdutores do monitor fetal no simulador e realizados cinco testes. O simulador respondeu satisfatoriamente aos testes.

Como evidências são demonstradas a seguir as fotografias da IHM, com a visualização da medição da movimentação fetal (figura 4), da atividade uterina (figura 5) e da frequência cardíaca fetal (figura 6).



Figura 5 – Movimentação fetal.



Figura 6 – Atividade uterina.

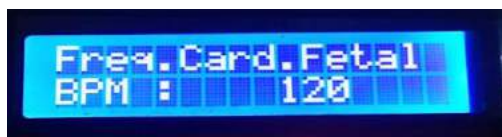


Figura 7 – Frequência cardíaca fetal.

Como complementação dos resultados, a figura 8 demonstra a fotografia do sistema no teste deste protótipo.

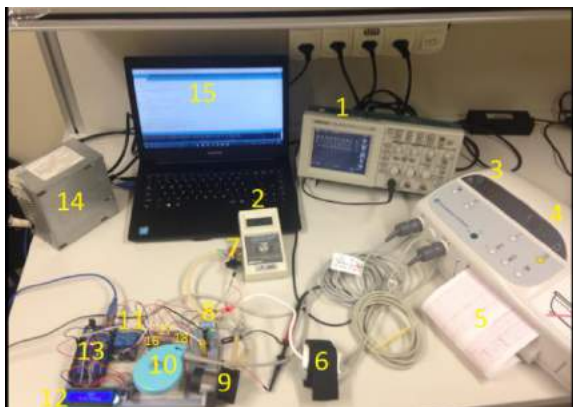


Figura 8 - Teste do protótipo.

Foram incluídos nas figuras 3 e 8, a identificação por numeração dos blocos e partes do sistema para facilitar a compreensão e identificação.

Discussão

Não foi tão simples reproduzir os BPM por um sistema eletromecânico e desenvolver uma estrutura que comportasse os sensores de diversos modelos, com o intuito de realizar um protótipo de baixo custo.

Uma das dificuldades também foi a de transformar o “lixo eletrônico” (componentes em desuso) disponível em componentes apropriados para utilização no simulador proposto.

Uma das melhorias para o projeto poderá ser o sistema conectado pelo *WIFI* para transmitir para nuvem o armazenamento das informações e dados coletados dos detectores fetais, identificados por patrimônio ou um código de identificação.

Também fica como proposições de melhorias e estudos futuros o desenvolvimento de dispositivos para analisar PNI, ECG e teste elétrico, de forma integrada por adição de módulos ao simulador.

O programa foi de alguma forma, simples de estruturação pelo fato que a plataforma Arduino possui muitos tutoriais na internet.

Conclusão

O objetivo de simular contrações uterinas e batimentos fetais, por meio de sistema de baixo custo,

automatizado e de fácil aplicação com intuito de obter padrões de qualidade nos testes dos monitores materno-fetais realizados pelos serviços de engenharia clínica, foi atingido. De qualquer forma, melhorias, desdobramentos, desenvolvimentos e novas validações, são passíveis de realização.

Referências

[1] LINDSEY, A.D.; ROBERT, H. A; SULLIVAN I. D.; CAMPBELL S.; Holt D.W.; TYNAN M.; Evaluation of fetal arrhythmias by echocardiography. *Br Heart J*, 1983.

[2] ZIELINSKY, P; Arritmias cardíacas fetais: papel da ecocardiografia pré-natal no diagnóstico e na terapêutica intrauterina. In: Cruz FES, Maia IG. *Eletrofisiológica Clínica e Intervencionista das Arritmias Cardíacas*. Rio de Janeiro: Ed. Rev.Interna:31723, 1997.

[3] LUCATELLI, M.V.; BATISTA, M.B.; SILVA, H. P.; GARCIA R.; *Metrologia para a Vida Sociedade Brasileira de Metrologia (SBM) Setembro 01-05, 2003*.

[4] DIAS, C.F.; ROSECLER, M.B.; MUSSOI R. B.; *Revista Brasileira de Informática na Educação, Volume 22, Número 2, 2014*.

[5] VILLAMIL Marta Becker, *Modelagem e Simulação da Articulação Tempo mandibular*. Universidade Federal do Rio Grande do Sul. Instituto de Informática. Programa de Pós-Graduação em Computação, 2009.

[6] ALMEIDA, M.C.; TAVOLARO C. R.; MOLISANI, E.*Rev.Bras. EnsinoFis. Vol.33 n.4. SãoPaulo. Oct./Dec, 2011*.

[7] SOUZA, A.R.; PAIXÃO, A.C.; UZÊDA, D.D.; DIAS, M.A.; DUARTE S.; AMORIM, H.S. *Aplaca Arduino: uma opção de baixo custo para experiências de física assistidas pelo PC*. *Revista Brasileira de Ensino de Física, v.33, n.1, p.1702, 2011*.

[8] OLIVEIRA, L.M.; MAIA, J.M.; Gamba, H.R; Gewehr P.M.; Pereira, W.C.A. *Avaliação da qualidade de imagens de equipamentos de ultrassom modo-B*. *Revista Brasileira de Engenharia Biomédica, V.26, n1, p.11-24. Abril, 2010*.

[9] SEVERO L.S.; LAMMOGLIA, R.S.; Saito, R.H; REIS, G.; Furquim,T.A.C.; COSTA, P.R.; HERDADE, S.B. *Aplicação dos Testes de Verificação dos Indicadores da Qualidade de Equipamentos de Ultrasonografia*. Instituto de Eletrotécnica e Energia da USP, 2001.

[10] Ministério da Saúde. *Avaliação tecnológica em saúde: subsidiando a melhoria da qualidade e eficiência do SUS (Reforsus)*. Brasília (DF): Ministério da Saúde, 1998.

DISPOSITIVO PARA MEDIÇÃO DA PRESSÃO DO BALONETE DAS PRÓTESES TRAQUEAIS

J. S. Nascimento*; B. C. B. Carielo**; E. C. X. Coelho**; E. D. S. Barros**; G. L. S. B. Teixeira*; W. P. Santos**; R. E. Souza**.

*Faculdade Estácio do Recife, Recife, Brasil.

**Universidade Federal de Pernambuco, Recife, Brasil.

e-mail: ja26nascimento@hotmail.com.br

Resumo: É fundamental que pacientes submetidos a assistência ventilatória mecânica invasiva possam ter os efeitos da hiperinsuflação ou a despressurização do tubo endotraqueal ou cânula de traqueostomia minimizados, visando reduzir as complicações decorrentes da pressão alterada. Para isso faz-se necessário a monitorização da pressão do balonete com o equipamento específico. Contudo, são poucas as UTIs que disponibilizam e utilizam este dispositivo de forma adequada. O objetivo da pesquisa foi desenvolver um equipamento para mensurar a pressão do ar nos balonetes das próteses traqueais de forma contínua. Para o desenvolvimento do equipamento optou-se por sensor de pressão de baixa intensidade, cuja a função primordial do sensor é transformar uma grandeza fisiológica (pressão) em uma grandeza elétrica (tensão). O equipamento desenvolvido mostrou-se capaz de monitorar a pressão do ar dos balonetes das próteses traqueais em tempo real e de forma contínua. O dispositivo contém sistema de LEDs que indicam faixas de pressão adequadas e alarme sonoro que sinaliza alteração da pressão. O equipamento desenvolvido pode ser utilizado em pacientes em UTI, emergência, UPA, enfermarias ou bloco cirúrgico. A principal vantagem do equipamento é monitorar a pressão dos balonetes das próteses traqueais de forma contínua, auxiliando e padronizando o procedimento de rotina dos profissionais de saúde.

Palavras-chave: engenharia biomédica; ventilação mecânica; terapia intensiva; pressão de *cuff*; fisioterapia

Abstract: It is essential that patients undergoing invasive mechanical ventilation may have the effect of hyperinflation or depressurization of all endotracheal or tracheostomy tube minimized in order to reduce the complications of the modified pressure. For this it is necessary to monitor the cuff pressure with the specific equipment. However, few ICUs that provide and use this device properly. The objective of the research was to develop a device to measure the air pressure in the cuff of tracheal prostheses continuously. For the development of the equipment was chosen by low-intensity pressure sensor, whose primary function of the sensor is to turn a physiological variable (pressure) into an electrical magnitude (voltage). The equipment developed proved to be able to monitor the air pressure of the cuff of the tracheal prosthesis in real time and continuously. The device contains system LEDs that indicate proper pressure ranges and audible alarm which signals change

in pressure. The equipment developed can be used in patients in ICU, emergency, UPA, wards or surgical block. The main advantage of equipment is to monitor the pressure of the cuff of the tracheal prosthesis continuously, supporting and standardizing the routine procedure of health professionals.

Keywords: biomedical engineering; mechanical ventilation; intensive therapy; cuff pressure; physiotherapy.

Introdução

A insuficiência respiratória pode ser dividida em hipoxêmica ou tipo I, onde é caracterizada pelo déficit na oxigenação e hipercápnica ou tipo II, caracterizada pela deficiência do sistema respiratório em ventilação. O uso de ventilação artificial é indicado para indivíduos que apresentem, insuficiência ou falência respiratória, traumatismo crânio-encefálico ou pacientes politraumatizados. Além de ser utilizada para substituir totalmente ou parcialmente a ventilação espontânea, sendo indicada na insuficiência respiratória aguda (IRpA) ou crônica agudizada [1].

Os indivíduos em ventilação artificial normalmente se encontram nas unidades de terapia intensiva (UTI). A UTI é ambiente para atendimento de pacientes graves, com potencial risco de morte, que necessitam de atendimento ininterrupto, e em muitos casos associados a suporte ventilatório mecânico invasivo através de prótese traqueal. Para uma ventilação mecânica adequada, sem que haja escape aéreo, as próteses endotraqueais e de traqueostomia possuem na sua porção distal um balonete (*cuff*), cuja função é selar a via aérea [2, 3, 4, 5].

É fundamental que pacientes submetidos a assistência ventilatória mecânica invasiva (AVMI) possam ter os efeitos da hiperinsuflação ou a despressurização do tubo endotraqueal ou cânula de traqueostomia minimizados, visando reduzir as complicações decorrentes da pressão alterada, ou da lesão induzida pela ventilação mecânica (VM). Para isso faz-se necessário a monitorização da pressão do balonete com equipamento “*cuff meter*” específico destinado para esse fim.

Contudo, constatou-se que os profissionais de saúde responsáveis por esse procedimento, como médicos, fisioterapeutas, enfermeiros, fonoaudiólogo e técnicos de enfermagem, realizam a mensuração de forma subjetiva utilizando da pressão digital (palpação

com ponta dos dedos) realizada no balonete externo de prova, método esse incorreto e pouco confiável.

O ideal é manter os níveis pressóricos semelhantes a pressão de perfusão sanguínea das mucosas traqueais que gira em torno de 25 e 35 mmHg ou 20 e 30 cmH₂O [4].

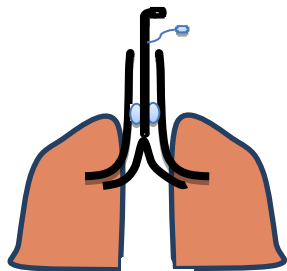


Figura 1. Demonstração da pressão ideal do *cuff* na traqueia.

A manutenção da pressão do balonete em valores elevados ou a baixos do preconizado (ver figura 2), favorece ao aumento do tempo de hospitalização, decorrente as suas complicações, reduzindo a rotatividades dos leitos e ocasionando um aumento dos custos do Sistema Único de Saúde (SUS).

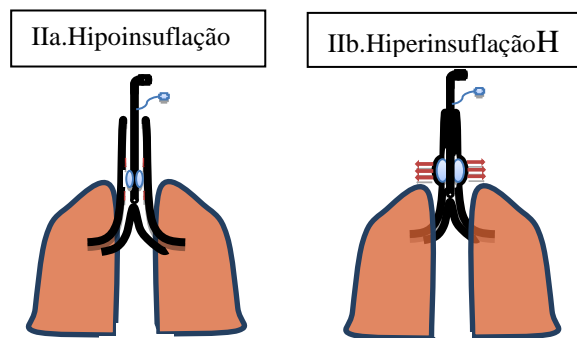


Figura 2. Demonstração da pressão do *cuff* exercida na traqueia em duas situações distintas.

Portanto, a mensuração da pressão do balonete das próteses traqueais deve ser realizada como rotina hospitalar visando a prevenção de complicações [6]. Esta pesquisa deve como objetivo desenvolver um equipamento para mensurar a pressão do balonete das próteses traqueais de forma contínua.

Materiais e Métodos

Trata-se de um estudo experimental, realizado no ano de 2015 no laboratório de instrumentação biomédica do Departamento de Engenharia Biomédica da Universidade Federal de Pernambuco (UFPE) e no Hospital Santa Casa de Misericórdia. A presente pesquisa foi submetida e aprovada pelo comitê de ética, via Certificado de Apresentação para Apreciação Ética (CAAE): 43470415.8.0000.5640.

O passo inicial para o desenvolvimento do equipamento foi a escolha do sensor de pressão de baixa intensidade, cuja a função é transformar uma grandeza fisiológica (pressão) em uma grandeza elétrica (tensão).

O sensor selecionado trabalha em níveis de tensão de 0 a 5 volts (V), no entanto o nível máximo de pressão é 100 cmH₂O que corresponde a 5 V. O sensor de pressão possui duas vias e três terminais, uma via é a de referência, e tem como tal a pressão atmosférica, a segunda via é a de medição que vai ser conectada a uma mangueira direto ao balonete das próteses traqueais. Cada um dos três terminais tem uma função, o primeiro terminal é o terra (GND), o segundo é a saída do sensor que é ligado a ao Arduino MEGA e o terceiro terminal é o fio de alimentação do circuito.

O Arduino é uma plataforma de prototipagem eletrônica muito utilizado para automatização de processos eletrônicos. Para realizar a programação utiliza-se a porta Universal Serial Bus (USB) da plataforma de programação própria do Arduino.

A interface utilizada para a comunicação entre o usuário e o equipamento, chamada de Interface Homem-máquina (IHM) foi o Liquid Crystal Display (LCD), que possui 20 colunas e 4 linhas e permite exibir as informações que deseja através da programação. A figura 4 demonstra como foi realizado a ligação do LCD ao Arduino.

Pode-se observar na figura 3 o sensor de pressão centralizado na imagem com os seus três terminais (cinza, preto e vermelho). Em uma das suas vias existe uma mangueira de silicone que conduz a pressão do balonete externo para o sensor, no lado direito da imagem, de cima para baixo a placa Arduino MEGA, onde foram organizados e interligados os componentes eletrônicos utilizados como: resistores, LEDs, alarmes sonoros, chaves eletrônicas, o LCD, etc.).



Figura 3. Distribuição do circuito eletrônico utilizado para construção do dispositivo.

Nesse sistema, o sensor envia para o Arduino o valor de pressão em tensão (de 0 a 5 V), que é convertido para valores de 0 a 1023, pois a referência do conversor Analógico Digital do Arduino está ligada internamente a 5V, ou seja, quando a entrada estiver com 5V o valor da conversão analógica em digital será 1023. Com isso, através de simples cálculos relacionando essas duas grandezas na programação, tal valor é novamente convertido em pressão. O equipamento opera em dois modos: modo automático e modo ajuste. No modo automático, os valores de pressão são lidos pelo Arduino, e esse calcula a média

de 100 leituras de pressão e atualiza o valor no display a cada 10 segundos. No entanto, se o botão de modo ajuste é pressionado, os valores de pressão são mostrados instantaneamente no display. Além disso, o aparelho possui um sistema de alarme que é ativado quando a pressão se encontra fora da faixa selecionada, e se o alarme sonoro estiver ligado, este desliga no modo ajuste. Em ambos os modos, se a pressão estiver entre os valores máximo e mínimo da faixa pré-selecionada, o LED verde estará aceso, ou seja, pressão está em níveis adequados.

Para selecionar a faixa de pressão adequada para o paciente, foram programados 13 intervalos de pressão, cada um com uma pressão mínima e uma máxima. Quando essa seleção é feita, o programa assume, para todos os cálculos realizados com a pressão, os valores do intervalo escolhido. Esses 13 intervalos contêm valores entre 15 e 80 cmH₂O, com cada faixa assumindo amplitude de 5 cm H₂O.

Resultados

O equipamento em sua vista anterior foi projetado para conter uma chave liga/desliga, responsável pelo acionamento e paralização do mesmo, um display LCD com visor de 18 dígitos, cuja função é mostrar o valor da pressão do balonete das próteses traqueais em tempo real e de forma contínua (figura 4).



Figura 4. Layout do equipamento.

O sistema de alarme sonoro e visual com três LEDs, cada uma com finalidades diferentes, sendo o LED verde responsável em informar que os valores estão dentro dos normais, o LED amarelo indica que o valor da pressão se encontra fora dos limites máximo e mínimo estabelecidos como referência e o LED vermelho indicando pressão nula do *cuff* (figura 5).



Figura 5. Ilustração do equipamento funcionando e mostrando a pressão normal.

Os testes realizados em laboratório foram feitos medindo a pressão em um balonete igual ao que é utilizado nas UTIs com o auxílio de uma seringa e verificando a alteração pressão exibida no LCD, bem como medindo a tensão enviada para o Arduino com um multímetro e observando se a relação entre as grandezas está correta. Ao alterar a quantidade de ar no balonete com a seringa, verificou-se também as faixas de operação e o funcionamento dos alarmes luminosos (LEDs) e sonoros.

Testes clínicos preliminares realizados com pacientes hospitalizados, em ventilação mecânica apresentaram satisfatória monitorização da pressão do balonete endotraqueal, conforme apresentado nas figuras 6 e 7.

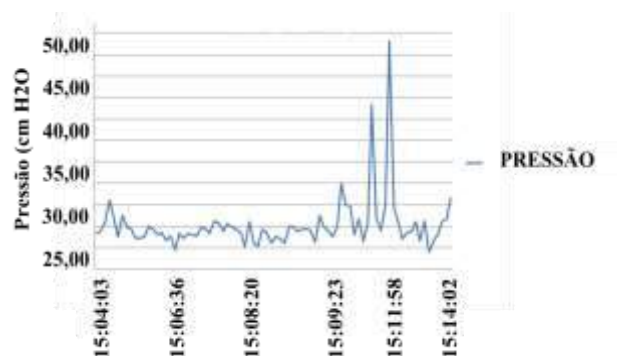


Figura 6. Variação da pressão do *cuff* de paciente com TOT em ventilação mecânica no modo Ventilação por Pressão de Suporte (PSV) durante 10 minutos.

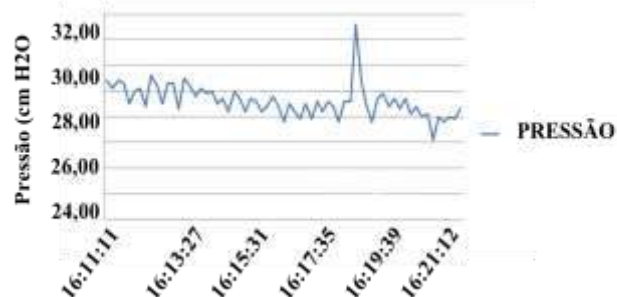


Figura 7. Variação da pressão do *cuff* de paciente TQT em Respiração Espontânea durante 10 minutos.

Discussão

A pressão exercida na parede lateral da traqueia quando menor que o padrão recomendado (20 cmH₂O ou 15 mmHg) leva à ocorrência de broncoaspiração (secreções provenientes da região orofaríngea), podendo levar as infecções pulmonares. Quando essa pressão *intracuff* é maior que o padrão recomendado (34 cmH₂O ou 25 mmHg) nota-se a ocorrência de lesões na parede da traqueia como isquemia dos vasos consequentemente necrose tecidual e outras importantes alterações precoces da mucosa traqueal, caracterizadas por edema celular, hemorragias, estenose, granulomas, traqueomalácia, perda de cílios e descamação do epitélio [7, 8, 9, 10, 11].

O dispositivo tem intenção de evitar ou minimizar as complicações proveniente da hipoinflação ou hiperinflação que pode provocar lesão traqueal, microaspiração ou até pneumonia associada a ventilação (PAV). O cafômetro existente no mercado tem funcionamento mecânico, não possui possibilidade de calibragem, sua utilização depende do ser humano para sua aplicabilidade. Ainda apresenta vazamento durante o procedimento de medição na acoplagem e desacoplagem do aparelho no TOT ou TQT, o que não garante a pressão adequada.

Em todas as situações onde as pressões mensuradas pelo equipamento estavam fora dos limites estabelecidos pelo profissional, o sistema de alarme visual e sonoro foi ativado.

Conclusão

O equipamento desenvolvido e as programações realizadas para seu funcionamento mostraram-se adequados para a medição da pressão do balonete de próteses endotraqueais em testes realizados em laboratórios e testes preliminares em pacientes em ventilação mecânica e pacientes traqueostomizados em respiração espontânea.

A partir das simulações realizadas no laboratório percebemos que o equipamento desenvolvido pode ser utilizado em pacientes em diversas situações, seja, em UTI, emergência, UPA, enfermarias ou bloco cirúrgico.

A principal vantagem do equipamento é monitorar a pressão do *cuff* de forma contínua auxiliando profissionais de saúde. Além de disponibilizar de um sistema de alarme que informa quando a pressão se apresentar fora dos limites pré-estabelecidos pelo profissional de saúde.

As perspectivas são adicionar ao equipamento um sistema de controle automático, e realizar estudos clínicos multicêntricos com a intenção de validação do instrumento.

Agradecimentos

Os autores agradecem a Universidade Federal de Pernambuco, em especial ao Departamento de Engenharia Biomédica e Departamento de Física pela contribuição no desenvolvimento do equipamento.

Referências

- [1] Barbas C.S, Ísola A.M, Farias A.M, Cavalcanti A.B, Gama A.M, Duarte A.C. Internação em Unidade de Terapia Intensiva: Percepção de Pacientes. Revista Brasileira Terapia Intensiva; v. 26, n.2: pág.89-121, 2014.
- [2] Proença M.O, Dell Agnolo C.M. Internação em Unidade de Terapia Intensiva: percepção de pacientes. Revista Gaúcha de Enfermagem, Porto Alegre (RS) 2011 jun;32(2):279-86).
- [3] Norris C.M, Laryngeal and tracheal trauma in

- association with intubation. JFORL J FrOtorhinolaryngolAudiophonolChirMaxillofac; v.23: pág.163-167; 1974.
- [4] Mendes F.F, Hintz L, Bredemeier N.F. Volumes e pressão do balonete do tubo traqueal para oclusão da traqueia. Revista Brasileira de Anestesiologia, v.46: pág.103-106; 2006.
 - [5] Juliano, S.R.R.; Juliano, M.C.R.; Cividanes J.P.; Houly J.G.S.; Gebara O.C.E.; Cividanes G.V.L.; Catão E.C. Medidas dos níveis de pressão do balonete em unidade de terapia intensiva: considerações sobre os benefícios do treinamento. Revista Brasileira de Terapia Intensiva. São Paulo, v.19, n.3, p. 317-321, jul-set. 2007.
 - [6] Lopes LSG. A importância do monitoramento da pressão de *cuff*: Uma Revisão de Literatura. Artigo apresentado ao curso de Especialização em Ventilação Mecânica do Centro de Estudos Avançados e Formação Integrada, chancelado pela Universidade São Marcos. Goiânia -2012.
 - [7] Souza CR, Santana VT. Impacto da aspiração supra-*cuff* na prevenção da pneumonia associada à ventilação mecânica. Revista Brasileira de Terapia Intensiva, 24(4):401-406, 2012.
 - [8] Queimado Celio G.L., Daibem L., Talita G.T. De Conti, Monizze M.A. Silva, Cristiane Rocha. Análise das variações da pressão do *cuff* em paciente grande. Revista Brasileira de Queimaduras 2011;10(1):21-6.
 - [9] ServinSon, Barreto G, Martins LC, Moreira M M, Meirelles L, Neto JAC, Júnior JHZ, Tincani AJ. Tubo Endotraqueal Atraumático para Ventilação Mecânica. Revista Brasileira de Anestesiologia, 61: 3: 311-319, 2011.
 - [10] Penitenti R.M, Vilches JIG, Oliveira J.S.C, Mizohata M.G.G; Correa D.I; AlonsotR.M Barreto, Mathiazzi I.C, Testa R.S. Controle da pressão do *cuff* na unidade terapia intensiva: efeitos do treinamento, Revista Brasileira de Terapia Intensiva, vol.22 no.2 São Paulo Apr./June 2010.
 - [11] Semencato AH, Marcelino BC, Verdelli BM, Pitondo MC, Noronha TT. Avaliação das variações pressóricas do *cuff* pelo fisioterapeuta em pacientes submetidos à intubação orotraqueal ou traqueostomia e hospitalizados na Unidade de Terapia Intensiva da irmandade da santa casa de misericórdia de Lins. Iº Encontro Científico e Iº Simpósio de Educação do Unisalesiano, 2007, Lins. Iº Encontro Científico e Iº Simpósio de Educação, 2007.

COMPARAÇÃO DA ÁREA EM CORPOS DE PROVA TERMOCROMÁTICOS COM TRANSDUTORES DE UMA E TRÊS CERÂMICAS

K. A. Coelho*, L. S. Lima*, A. V. Alvarenga**, L. L. M. Alcantara*, R. M. Costa***,
T. P. Omena*, M. A. Von Krüger* e W. C. A. Pereira*

*Programa de Engenharia Biomédica, COPPE/UFRJ, Rio de Janeiro, Brasil

**Laboratório de Ultrassom/Instituto Nacional de Metrologia, Qualidade e Tecnologia,
INMETRO, Duque de Caxias, Rio de Janeiro, Brasil

***Instituto Nacional de Câncer/INCA III, Rio de Janeiro, Brasil

e-mail: karencoelho@peb.ufrj.br

Resumo: Os transdutores ultrassônicos com três cerâmicas utilizados em estética já são comercialmente comuns, mas não há trabalhos científicos que avaliem as características descritas pelos fabricantes. Corpos de prova termocromáticos têm sido estudados para uma avaliação qualitativa dos aparelhos de ultrassom terapêutico (TUS), pois permitem a representação das áreas aquecidas de diferentes transdutores de US. Este trabalho tem por objetivo avaliar a diferença da área irradiada entre os aparelhos de TUS de uma e de três cerâmicas em corpo de prova termocromático e discutir suas possíveis consequências. Os equipamentos utilizados foram os modelos HECCUS com três cerâmicas e o modelo AVATAR III, com cerâmica única, ambos em 3 MHz. Colocou-se na superfície de cada transdutor um corpo de prova termocromático acoplado com gel para propagação do ultrassom. Os corpos de prova foram irradiados por 60 s a uma intensidade nominal de $0,5 \text{ W/cm}^2$. Adquiriram-se fotos antes e depois das irradiações, e essas imagens foram processadas em um software desenvolvido em Matlab® para obtenção do valor das áreas. Obteve-se para o HECCUS uma média da área processada igual a $16,48 \text{ cm}^2$, e para o AVATAR III $2,93 \text{ cm}^2$. Portanto, conclui-se que o HECCUS apresentou uma mancha térmica no corpo de prova que é aproximadamente 5,7 vezes maior do que do AVATAR III. Um estudo quantitativo da distribuição espacial de temperaturas torna-se importante para verificar qual o percentual de redução deveria haver no tempo de aplicação.

Palavras-chave: ultrassom, *phantom* termocromático, aquecimento.

Abstract: *Three-ceramic commercial transducers are commonly used in esthetics, but there is no scientific studies evaluating their characteristics as described by the manufacturers. Thermochromic phantoms have been studied for qualitative assessment of the heated areas in US transducers with different characteristics. This study aims to evaluate the difference between the irradiated area in therapeutic ultrasound devices (TUS) with one and three ceramics in thermochromic phantom and discuss its possible consequences. The US devices used*

was the model HECCUS, with three ceramics, and model AVATAR III, with only a ceramic, both at 3 MHz. Each transducer was placed on the surface a thermochromic phantom with coupling gel. The samples were irradiated for 60 s at a nominal intensity of 0.5 W/cm^2 . Images were acquired before and after irradiation, and these were processed in a software developed in Matlab® to obtain the irradiated areas. The mean processed area for the device HECCUS was equal to 16.48 cm^2 and for the AVATAR III was 2.93 cm^2 . So the HECCUS presented a thermal area on the thermochromic phantom approximately 5.7 times greater than AVATAR III. A quantitative study of the spatial temperature distribution is needed to evaluate the reduction on the therapeutic application time.

Keywords: *ultrasound, thermochromic phantom, heating.*

Introdução

O ultrassom (US) é uma onda mecânica, com frequência acima de 20 kHz, que necessita de um meio físico para se propagar. Em altas frequências, como os utilizados em terapia e estética, praticamente não se propagam no ar, pois são rapidamente atenuados [1]. O uso do ultrassom em fisioterapia (nas frequências de 1 MHz e 3 MHz) ocorre normalmente para a reabilitação muscular, estimulando a regeneração celular por mecanismos térmicos e não térmicos. Alguns destes mecanismos são a absorção, micromassagem, cavitação e microfluxo [2]. Em estética, o ultrassom é comumente utilizado para tratamento de gordura localizada, celulite, regeneração celular superficial, estrias e limpeza de pele.

Os transdutores de US possuem uma cerâmica com características piezoelétricas [1]. Estes transdutores apresentam uma área de radiação eficaz (ERA, do inglês: *Effective Radiation Area*), estimada por métodos descritos pela norma da *International Electrotechnical Commission* - IEC 61689 (2013).

Os transdutores com três cerâmicas utilizados atualmente em estética já são comercialmente comuns, mas não há trabalhos científicos publicados que avaliem

as características descritas pelos fabricantes. Em uma dissertação em 2008 [3], foi concluído que, segundo os resultados obtidos com aparelhos da marca Advice (Rio de Janeiro, Brasil), a aplicação da Norma ABNTNBR-IEC 61689 em transdutores com três cerâmicas é viável para a determinação da área da seção transversal do feixe extrapolada à face do transdutor. Ainda concluiu que esta área (três cerâmicas) é aproximadamente o triplo da área dos transdutores com apenas uma cerâmica, da mesma marca.

Corpos de prova termocromáticos têm sido estudados para uma avaliação qualitativa dos aparelhos de US utilizados na clínica [4]. Os corpos de prova permitem a representação das áreas aquecidas de transdutores de US com diferentes características [5]. Além disso, sugere-se que o corpo de prova termocromático possa ser utilizado como uma forma do próprio profissional verificar se o seu aparelho de US apresenta alguma alteração, e assim, encaminhe para avaliação em laboratórios competentes e/ou fabricantes [5].

O presente trabalho tem por objetivo avaliar a diferença da área irradiada entre os aparelhos de ultrassom terapêutico (TUS) de uma e o de três cerâmicas em corpo de prova termocromático e discutir suas possíveis consequências.

Materiais e métodos

Equipamentos de TUS utilizados– Modelo HECCUS com três cerâmicas (3 MHz), número de série 4421, marca IBRAMED (Rio de Janeiro, Brasil). Este transdutor possui uma área nominal de 6 cm² em cada cerâmica, resultando em uma área total de 18 cm², obtida nas especificações técnicas do aparelho.

Modelo AVATAR III, com apenas uma cerâmica em cada transdutor. Utilizado o transdutor de 3MHz. Número de série CP5JKA12, marca KLD (São Paulo, Brasil). Este transdutor possui uma área nominal de 5 cm².

Confeção dos corpos de prova– Desenvolvidos com o material RTV615 (General Electric®), composto pela mistura dos produtos RTV615A e RTV615B, na proporção de 1:10 [6]. A mistura apresenta inicialmente um padrão viscoso, possibilitando a mistura do pigmento termocromático em pó (Chromazone®) na cor verde, na proporção de 5% do volume total e que modifica sua cor quando a temperatura atinge 45°C. Para evitar a formação de um aglomerado, o material termocromático é passado por uma peneira tipo comercial com abertura retangular de 0,20 x 0,08 mm e misturado primeiramente ao RTV615A. Posteriormente ambos são misturados ao RTV615B com auxílio de um bastão de vidro (Roni Alzi, Rio de Janeiro, Brasil). A mistura é levada a uma câmara de vácuo para a retirada de bolhas, por aproximadamente 1 hora, realizando-se interrupções súbitas do vácuo, até que todas as bolhas tenham sido rompidas. Em seguida a mistura é colocada em moldes cônicos de PVC, confeccionados na oficina mecânica do Laboratório de Ultrassom com 12,4 cm de

diâmetro e 5,8 mm de altura e placas de petri - Techno PlasticProducts AG (TPP) - Mod 93040 (Trasadingen, Suíça), que também possuem 5,8 mm de altura, e 3,7 cm de diâmetro. Colocando os moldes sobre uma superfície nivelada de vidro, realizou-se o processo de cura, que tem uma duração de aproximadamente 12 horas em temperatura ambiente (25°C).

Obtenção das imagens térmicas no corpo de prova– Os corpos de prova foram acoplados aos transdutores utilizando gel para propagação de ultrassom (MERCUR, Santa Cruz do Sul, RS), pressionando-os contra os transdutores para evitar o aparecimento de bolhas e formar uma camada de gel mais fina possível.

Os aparelhos de UST foram programados para emitirem ultrassom na intensidade de 0,5 W/cm². Antes do início da emissão foi coletada uma foto do corpo de prova (imagem de referência). Após 60 s de emissão foi coletada mais uma foto (imagem final). As fotos foram adquiridas com a câmera digital, (modelo DSC-W730 (Sony®) – com distância focal 4,5-36 mm) fixa, posicionada a uma distância de 15 cm da face do corpo de prova (Figura 1).

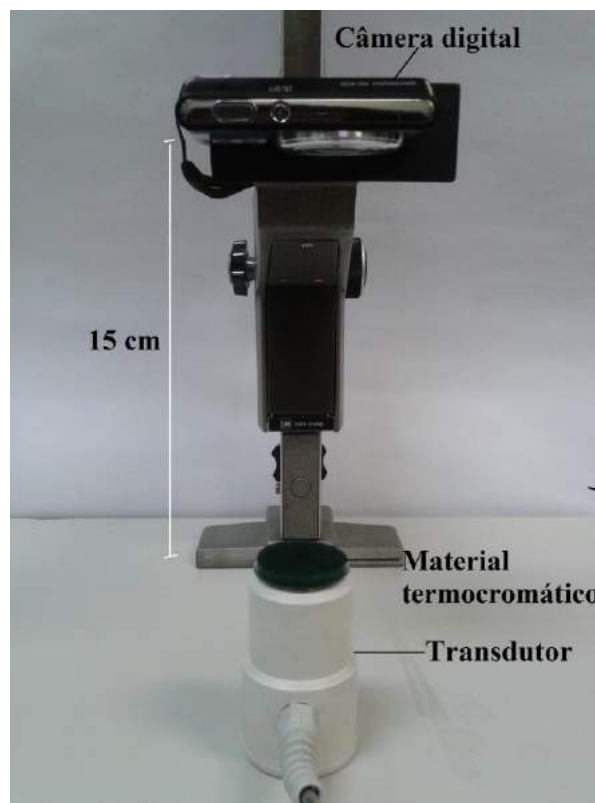


Figura 1: Arranjo experimental utilizado para aquisição das imagens

Processamento das imagens– Um algoritmo em Matlab® (Mathworks Inc., Natick, MA) foi desenvolvido, para determinar a região e respectiva área geométrica produzida pelo aquecimento dos corpos de prova [5]. O processamento das imagens é baseado em filtros morfológicos e pode ser resumido nos seguintes

passos: (a) As imagens de referência e final são convertidas para escala de cinza; (b) A imagem final é segmentada, utilizando filtros morfológicos, para detectar o material termocromático; (c) O tamanho do pixel é determinado baseado na real dimensão do corpo de prova termocromático; (d) A região aquecida é segmentada utilizando a diferença de imagem produzida pela subtração da imagem de referência pela final, e uma sequência de filtros morfológicos; (e) Determina-se a região aquecida realiza-se o cálculo desta área (em cm^2).

Resultados

As seguintes imagens ilustram as fotos obtidas do aparelho HECCUS de três cerâmicas (Figura 2) e do aparelho AVATAR III de uma cerâmica (Figura 3).

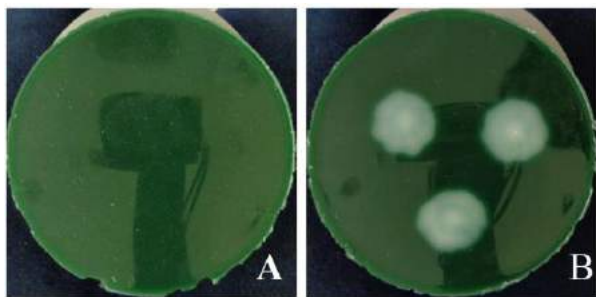


Figura 2: Imagens do corpo de prova termocromático, utilizado com o aparelho HECCUS com três cerâmicas. A) imagem de referência; B) após 60 s de emissão (imagem final). Obs.: Os corpos de prova são homogêneos e a mancha escura central em formato de T é fruto da sombra da câmera e seu suporte, provocada pela iluminação da sala.

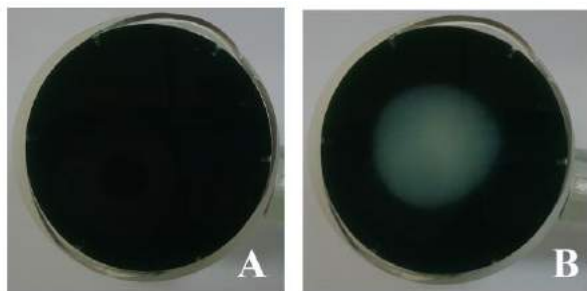


Figura 3: Imagens do corpo de prova termocromático, utilizado para o aparelho AVATAR III com uma cerâmica. A) imagem de referência; B) após 60 s de emissão (imagem final).

A Tabela 1, a seguir mostra os dados obtidos com o processamento das imagens adquiridas 60s após o início da irradiação. Foram feitas 30 repetições para cada transdutor.

Tabela 1: Média, desvio padrão e o coeficiente de variação (CV) do tamanho das áreas obtidas após o processamento das imagens.

	HECCUS	AVATAR III
Média	16,48 cm^2	2,93 cm^2
Desvio padrão	1,18	0,38
CV (%)	7,17	12,9

A Tabela 2 mostra o resultado do teste não paramétrico Wilcoxon-Mann-Whitney, utilizado para comparação da área média da mancha térmica do transdutor de três cerâmicas com o triplo da área média da mancha térmica do transdutor monocerâmico.

Tabela 2: Estatística de teste considerando grupos independentes.

Teste não paramétrico de Wilcoxon-Mann-Whitney	
Mann-Whitney U	<0,001
Wilcoxon W	465
Z	-6,653
<i>p</i> -valor _{bilateral} (assimptótico)	<0,001

Discussão

Com o objetivo de comparar as áreas irradiadas nos transdutores, analisando as fotos obtidas, o transdutor de três cerâmicas (Figura 2) após 60 s de irradiação formou uma área circular homogênea, que permitiu o processamento das imagens. Um tempo de irradiação inferior a esse gerou um padrão de imagem com áreas irregulares, e separadas, não formando uma figura única, e, portanto, foi descartado. O transdutor de uma cerâmica (Figura 3) apresentou um padrão de área térmica uniforme em tempos inferiores a 60 s, no entanto, o tempo de 60 s foi mantido para que a irradiação e a condução de calor fossem as mesmas em ambos os transdutores.

As análises estatísticas foram efetuadas com auxílio do software SPSS Statistics (versão 19, IBM software) fixado o nível de significância de 5%, e observou-se através do teste de normalidade (Kolmogorov-Smirnov e Shapiro-Wilk) que os dados do transdutor de três cerâmicas não seguem uma distribuição normal. Para o transdutor de uma cerâmica, ao nível de significância de 5%, foi verificada através dos testes Kolmogorov-Smirnov (p -valor= 0,200) e Shapiro-Wilk (p -valor = 0,985) a normalidade na distribuição dos dados.

Logo, o teste mais adequado para comparar a média das áreas dos dois grupos independentes foi o teste não paramétrico de Wilcoxon-Mann-Whitney. Com 95% de certeza, pode-se afirmar que a área do transdutor de três cerâmicas é estatisticamente diferente do triplo da área do transdutor de uma cerâmica (Tabela 2).

Na Tabela 1 pode-se observar o valor das médias, desvio padrão e o *CV* do HECCUS e do AVATAR III. Verifica-se que o HECCUS possui uma mancha térmica no corpo de prova que é aproximadamente 5,7 vezes maior do que do AVATAR III.

Com esses dados pode-se constatar que o aparelho HECCUS com três cerâmicas pode diminuir o tempo de aplicação como proposto pelos fabricantes do produto. O trabalho de dissertação de Cardoso (2008) concluiu que o valor encontrado para a área da seção transversal do feixe extrapolada à face do transdutor, no transdutor com três cerâmicas analisado é aproximadamente três vezes maior do que aquela do transdutor com uma cerâmica analisado. Esse resultado, entretanto não pode ser diretamente comparado aos resultados aqui apresentados, uma vez que não foi feito o mapeamento dos feixes dos transdutores neste trabalho. Por outro lado, a condução térmica nos corpos de prova pode ser responsável pela diferença entre as áreas térmicas aqui apresentadas.

Como os tempos de aplicação terapêutica/estética são normalmente bem maiores do que 1 min, é natural de se supor que os campos térmicos gerados pelas três cerâmicas terminem por se unir no tecido biológico, por condução térmica. Assim, foi adequado o tempo de espera de 60 s para a formação de uma mancha única em cada uma das cerâmicas do HECCUS.

Estes corpos de prova foram desenvolvidos [5] no Laboratório de Ultrassom (LUS) do Programa de Engenharia Biomédica COPPE/UFRJ, e tem o objetivo inicial de verificar qualitativamente o funcionamento dos aparelhos de ultrassom comerciais, permitindo futuramente teste dos aparelhos pelos seus usuários, sem a necessidade de deslocamento constante para os fabricantes ou laboratórios especializados apenas para avaliação dos aparelhos.

Conclusão

Conclui-se que o transdutor de três cerâmicas possui uma mancha térmica no corpo de prova, que é mais do que três vezes maior do que a do transdutor de uma cerâmica estudado neste trabalho. Conclui-se também que o triplo da área, proporciona um menor tempo de aplicação em terapias convencionais, pois abrange uma maior porção da área a ser tratada. Um estudo quantitativo da distribuição espacial de temperaturas torna-se importante para que se verifique qual o percentual de redução deveria haver no tempo de aplicação.

Agradecimentos

Agradecimento ao CNPq, CAPES, e FAPERJ, que financiaram esse trabalho. Da mesma forma agradecemos à Dieny Moutinho do Espaço Bruno Mantovano, que gentilmente emprestou o aparelho HECCUS para estudo.

Referências

- [1] Shung KK. Diagnostic ultrasound: imaging and blood flow measurements. Boca Raton, FL: Taylor&Francis, 2006.
- [2] Baker KG, Robertson VJ, Duck FA. A Review of Therapeutic Ultrasound: Biophysical Effects. *Physical Therapy*. 2001; 81(7): 1351-1358.
- [3] Cardoso AO. Avaliação do campo acústico de um transdutor ultrassônico com três cerâmicas piezoelétricas de 3 MHz aplicado em fisioterapia [dissertação]. Rio de Janeiro: Universidade Federal do Rio de Janeiro; 2008.
- [4] Butterworth I, Barrie J, Zeqiri B, Zauhar G, Parisot B. Exploiting thermochromic materials for the rapid quality assurance of physiotherapy ultrasound treatment heads. *Ultrasound in Medicine and Biology*. 2012; 38 (5): 767–776.
- [5] Costa RM. Protocolo de medição para análise qualitativa de equipamentos de ultrassom fisioterapêuticos utilizando um corpo de prova termocromático [tese]. Rio de Janeiro: Universidade Federal do Rio de Janeiro; 2015.
- [6] Maggi LE, Krüger MA, Pereira WCA, Monteiro EEC. Development of Silicon-Based Materials for Ultrasound Biological Phantoms. In: *IEEE International Ultrasonics Symposium Proceedings*; 2009.

NEURONAVEGAÇÃO COM BIOMODELOS MULTI-ESCALA IMPRESSOS EM 3D PARA SIMULAÇÃO CIRÚRGICA

V. H. Souza*, R. H. Matsuda*, F. W. Grillo*, C. Rondinoni*, H. R. Machado**, A. A. O. Carneiro* e O. Baffa*

*Departamento de Física, Faculdade de Filosofia, Ciências e Letras de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo, Ribeirão Preto, Brasil

**Departamento de Cirurgia e Anatomia, Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo, Ribeirão Preto, Brasil

e-mail: vhosouza@usp.br

Resumo: O planejamento de neurocirurgias na rotina clínica é limitado ao uso de softwares de visualização de imagens de ressonância magnética e tomografia computadorizada. Ainda, a prática com os sistemas de neuronavegação são limitadas pelo alto custo dos equipamentos. O objetivo desse estudo é validar o uso do sistema de acesso aberto InVesalius Navigator para neuronavegação em biomodelos impressos em múltiplas escalas de tamanho. Três biomodelos com 100%, 50% e 25% do tamanho original da cabeça de um paciente de três anos de idade foram impressos, sendo o primeiro por sinterização a laser de nylon e os demais por deposição de poliácido láctico fundido. Seis medidas de distância entre nove referências anatômicas dos biomodelos foram utilizadas para validação do método. O biomodelo de 25% do tamanho apresentou maior variabilidade das medidas de tamanho comparada às demais e maiores distâncias entre trago auricular direito e esquerdo e entre trago auricular direito e nábio, que os modelos de 100% e 50%. As diferenças obtidas podem ser explicadas pela pior representação anatômica visual obtida com o menor modelo. No entanto, os modelos de 50% e 100% ofereceram visualização nítida das estruturas avaliadas, levando a medidas de distância com alta precisão. Em conclusão, nossos resultados validam o uso do sistema InVesalius Navigator para neuronavegação em biomodelos de diferentes tamanhos, sendo uma alternativa para simulação e planejamento pré-cirúrgico.

Palavras-chave: Neuronavegação, biomodelo, impressão 3D, planejamento cirúrgico.

Abstract: *Neurosurgical planning is limited to the use of software for visualization of magnetic resonance imaging and computed tomography. Clinical practice with neuronavigation systems are limited by the high equipment cost. The aim of this study was to validate the use of the open access InVesalius Navigator system for neuronavigation in multi-scale printed biomodels. Three models of 100%, 50% and 25% of the original size of the head from a three-year-old boy were printed, the first by laser sintering in nylon and the others by extruding polyacid lactic fused deposition modeling. Six linear distances from nine anatomical references were used for method validation. The biomodel 25% showed higher*

variability compared to the measurements from other models. Also, larger distances between right and left ear and between right ear and nasion were obtained on the smallest biomodel compared to its correspondents on larger models. The differences may be explained by the worst visual anatomical representation achieved with the smallest model. However, both the 50% and 100% templates offered clear view of anatomical structures, leading to highly accurate distance measurements. In conclusion, our results validate the use of InVesalius Navigator system for neuronavigation in multi-scale biomodels, being presented as an alternative for training and pre-surgical planning.

Keywords: *Neuronavigation, biomodel, 3D printing, surgical planning.*

Introdução

Ferramentas de visualização multimodais oferecem evidências complementares de áreas eloquentes e trajetórias cirúrgicas mais adequadas para um melhor prognóstico do paciente submetido a neurocirurgia. Em geral, o planejamento é executado associando softwares de visualização de imagens de ressonância magnética (IRM) ou tomografia computadorizada (TC), e discussão entre os profissionais responsáveis. Neste contexto, o planejamento cirúrgico com neuronavegação em modelos cerebrais tridimensionais é uma ferramenta com potencial para contribuição na etapa de preparação dos médicos para avaliação e determinação dos procedimentos a serem adotados [1,2]. Agrupar estas técnicas, permite aos especialistas avaliarem manobras cirúrgicas com informações específicas de referências anatômicas de cada paciente.

A aplicação da simulação e planejamento pré-cirúrgico com neuronavegação e biomodelos que representem a anatomia dos pacientes de forma realística é resultado de um processo complexo que se inicia na aquisição das imagens tomográficas, passando por um processamento computacional para extração do volume de interesse e criação do modelo virtual, e consequente impressão 3D do biomodelo. Neste processo, equipamentos de alta tecnologia, como o sistema de neuronavegação, tomógrafos digitais e impressoras 3D,

demandam um alto custo de aquisição e alto custo operacional, com a participação de recursos humanos especializados.

Desta forma, a área de tecnologia em saúde para simulação e planejamento de neurocirurgias com neuronavegação requer alternativas de baixo custo para inserção em hospitais e clínicas de recursos limitados. Não menos importante, a literatura carece de evidências que promovam a neuronavegação em biomodelos no ambiente clínico [3] e que avaliam a relevância fisiológica do uso de peças em diferentes escalas. Assim, o objetivo deste estudo é validar o uso do software de neuronavegação gratuito InVesalius Navigator [4] para localização de estruturas neuronais em biomodelos de diferentes tamanhos.

Materiais e métodos

Biomodelo – Uma criança de 3 anos de idade do sexo masculino diagnosticada com Síndrome de Sturge-Weber foi eleita para este estudo. O procedimento experimental adotado foi aprovado no comitê de ética local (número de apreciação ética CAAE: 36460914.4.0000.5440). Inicialmente, imagens de ressonância magnética ponderada em T1 foram adquiridas em um tomógrafo modelo Achieva 3T (Philips, Holanda). As imagens foram segmentadas com o software InVesalius (Centro de Tecnologia da Informação Renato Archer, Brasil). A segmentação foi executada para expor a superfície cortical do cérebro fixada a uma superfície representativa da face do sujeito (Figura 1). O arquivo em formato STL foi utilizado para confecção de três modelos de tamanhos distintos (Figura 1A). Um biomodelo tamanho real (B100) impresso por sinterização seletiva a laser em um equipamento Paragon (Rapid Technologies, Reino Unido), um biomodelo com redução por um fator 50% nos eixos x, y, z (B50) confeccionado por extrusão de filamento de poliácido láctico (PLA) no dispositivo ZMorph 2.0 SX (ZMorph, Polônia) e um terceiro biomodelo reduzido a 25% nos três eixos (B25) impresso também por extrusão de PLA em uma Prusa i3 (Rep Rap, China).

Neuronavegação – As coordenadas de nove referências anatômicas de relevância clínica foram digitalizadas durante neuronavegação na superfície dos três modelos, em três repetições independentes, por três avaliadores com formação em Física Médica. Em seguida foi calculada a distância linear entre os pontos coletados. As medidas formaram retas entre o trago auricular esquerdo (TAE) e direito (TAD), entre TAE e o násis (N), entre TAD e N, entre giro pós-central esquerdo (GPE) e giro pós-central direito (GPD), entre a Área de Brodmann 44 (AB44) e o giro supramarginal (GSM), e entre o giro lateral-occipital esquerdo (GOE) e direito (GOD), mostrados na Figuras 1B. O corregristo para neuronavegação foi feito utilizando pareamento de pontos fiduciais [5]. Em cada sessão, a equação do corregristo foi corrigida linearmente com o fator de escala de impressão do biomodelo. A neuronavegação foi realizada com o software InVesalius Navigator

[<https://github.com/invesalius/invesalius3>] (Biomag, Brasil) conectado ao rastreador espacial MicronTracker Sx60 (Claron Inc., Canadá), cuja representação da tela está ilustrada na Figura 2.

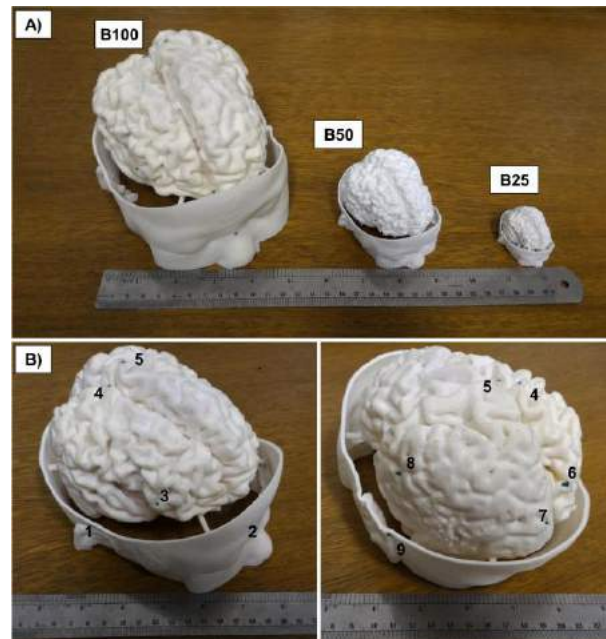


Figura 1: A) Biomodelos impressos para avaliação da neuronavegação em múltiplas escalas. Modelo B100 em tamanho real, modelo B50 com redução a 50% e modelo B25 com redução a 25% do tamanho real. B) Referências anatômicas adquiridas com neuronavegação nos biomodelos, indicados pela numeração 1-TAD, 2-N, 3-GSM, 4-GPD, 5-GPE, 6-GOD, 7-GOE, 8-AB44 e 9-TAD.

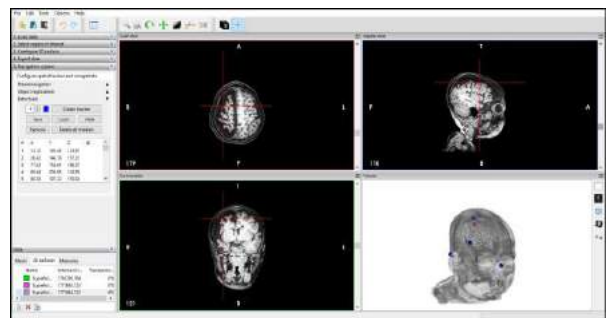


Figura 2: Interface do InVesalius Navigator para neuronavegação com IRM e as referências anatômicas representadas pelos marcadores em azul no painel de reconstrução tridimensional.

Análise dos dados – As distâncias calculadas foram categorizadas em função da escala do biomodelo e as referências anatômicas medidas. O modelo de análise de variância de duas vias (*two-way* ANOVA) foi aplicado para verificar o efeito do tamanho do biomodelo e do tipo de medida na distância obtida. Teste *post-hoc* de Tukey foi utilizado para múltipla comparação entre as distâncias de um dado par de pontos adquiridos em diferentes

escalas. O pacote R 3.3 [6] foi utilizado para análise estatística dos dados. O nível de significância foi ajustado em 5% para todos os testes.

Resultados

O erro de registro fiducial médio da neuronavegação e seu desvio padrão entre as três séries de medidas para o B25 foi de $2,5 \pm 0,3$ mm, para o B50 foi de $1,7 \pm 0,2$ mm e para o B100 foi de $1,5 \pm 0,3$ mm.

Há um efeito significativo do tamanho do biomodelo ($F_{2,144}=40,56$; $p<0,001$) e do par de pontos fiduciais ($F_{5,144}=55951,70$; $p<0,001$) nas distâncias aferidas com o neuronavegador. Também foi encontrada uma interação entre o par de pontos fiduciais e o fator de escala ($F_{10,144}=11,78$; $p<0,001$). Análise de múltipla comparação das médias revelou que a distância entre os pontos fiduciais TAE-TAD foi maior quando aferida no modelo B25 comparada aos modelos B50 e B100 (95% intervalo de confiança 125,82-129,56, $p<0,001$). A diferença da medida entre B25 e B50 foi de 2,60 mm e entre B25 e B100 de 2,71 mm entre as referências TAE-TAD. A distância entre TAD-N foi maior para o B25 comparada aos modelos B50 e B100 (95% intervalo de confiança 124,0-127,8, $p<0,001$). A diferença entre a distância TAD-N nos modelos B25 e B50 foi de 5,8 mm e entre B25 e B100 foi de 5,1 mm.

Os demais pares de referências anatômicas não apresentaram diferenças estatísticas entre os tamanhos dos biomodelos. Em geral, as medidas de distância tendem a uma maior dispersão de valores para o menor modelo, ou seja, maior desvio padrão das distâncias foram obtidos em B25 que nos modelos B50 e B100. As médias das distâncias estão descritas na Tabela 1 e os gráficos de dispersão para os diferentes modelos e pares de pontos estão ilustrados na Figura 3.

Tabela 1: Distâncias entre as referências anatômicas adquiridas com neuronavegação. Os valores são dados em milímetros e o desvio padrão apresentado entre parênteses (dp).

Medida	B25	B50	B100
TAE-TAD	127,7 (0,6)	125,1 (0,4)	125,0 (0,3)
TAE-N	121,7 (1,5)	121,5 (0,8)	120,3 (0,5)
TAD-N	125,9 (3,5)	120,1 (0,9)	120,8 (0,8)
GPE-GPD	18,8 (0,1)	18,5 (0,7)	18,0 (0,5)
GSM-AB44	105,4 (0,7)	105,1 (0,7)	106,4 (0,4)
GOE-GOD	25,1 (0,8)	24,2 (0,9)	24,2 (0,5)

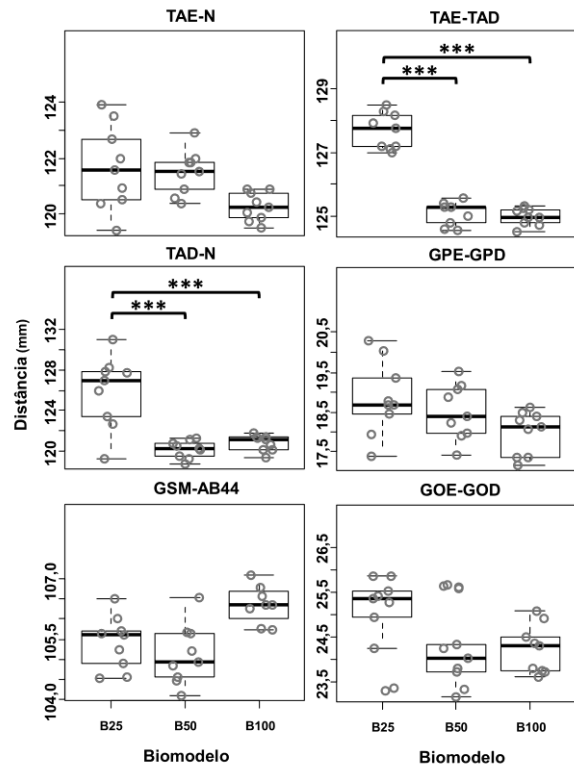


Figura 3: Boxplot das seis distâncias entre os pares de pontos adquiridos em cada escala dos biomodelos. Somente apresentaram diferença estatística as medidas de distância em B25 comparadas com B50 e B100, tanto para os fiduciais TAE-TAD quanto para TAD-N. (***) $p < 0,001$

Discussão

Neste estudo, propusemos a validação da neuronavegação em biomodelos impressos em diferentes escalas. A neuronavegação forneceu medidas de distância e localização de referências anatômicas com precisão milimétrica. No entanto, as medidas de distância foram significativamente afetadas pelo fator de redução do modelo e pelo par de pontos avaliados.

O planejamento cirúrgico é uma importante etapa na avaliação e discussão das manobras que serão adotadas durante a cirurgia. Assim, é importante que os instrumentos utilizados sejam acurados e precisos para reproduzir o ambiente operatório. Neste contexto, a neuronavegação com impressão de biomodelos fornece aos médicos uma ferramenta para manipulação e estudo da anatomia específica de cada caso. Tanto o modelo B50 impresso com filamento PLA quanto o modelo B100 impresso em nylon por sinterização seletiva a laser forneceram representação anatômica realista do paciente, sem distorção visual pela redução do tamanho em B50. Por sua vez, a representação dos giros e sulcos no modelo B25, foi prejudicada pela redução de quatro vezes na escala do objeto em cada eixo. A diminuição do tamanho do biomodelo possibilita ainda uma redução drástica no tempo de impressão. O modelo B25 foi confeccionado em aproximadamente 1 hora, o modelo B50 em

aproximadamente 8 horas e o B100 em aproximadamente 12 horas. A redução no tempo de impressão aliada à redução do custo de produção pode contribuir para incorporação do procedimento de biomodelagem na rotina clínica. Assim, as impressoras de filamento podem ser opções de baixo custo, e como demonstrado por nosso estudo, oferecem qualidade suficiente para reprodução da estrutura cortical do cérebro para o planejamento e estudo de caso clínico.

A neuronavegação nos modelos B50 e B100 forneceu medidas com precisão maior que o modelo B25. O software Invesalius Navigator possibilitou a localização e digitalização das estruturas anatômicas durante a neuronavegação com erro de registro fiducial inferior aos 3 mm estabelecidos como limite de operação para aplicação clínica [7]. O modelo de menor tamanho apresentou maior variação das medidas, principalmente para as distâncias entre trago auricular esquerdo e direito e entre o trago auricular direito e o nácio (Figura 3). Ambas as medidas possuem o TAD como uma das referências, sugerindo, portanto, um deslocamento sistemático na coleta deste ponto em B25 em relação aos seus correspondentes nos outros modelos. De fato, as distâncias entre as demais referências anatômicas não puderam ser diferenciadas em função do biomodelo avaliado. A maior dificuldade em identificar visualmente as referências anatômicas no menor objeto é uma possível explicação para um erro maior entre as distâncias adquiridas no modelo B25. Assim, a neuronavegação com biomodelo em escala reduzida pela metade (B50) pode ser uma alternativa para acelerar o processo de simulação e planejamento cirúrgico com biomodelos, mas com precisão similar à obtida com modelos em tamanho real.

Conclusão

Em conclusão, o sistema de neuronavegação InVesalius Navigator pode ser uma ferramenta interessante para medir estruturas do cérebro em biomodelos de diferentes tamanhos. O uso conjunto da biomodelagem por impressão 3D e da neuronavegação possibilitam a manipulação e visualização da representação da anatomia do paciente fora do ambiente operatório. No entanto, sua incorporação na prática clínica ainda necessita de validação por profissionais experientes na área e com base em padrões cirúrgicos. O aprimoramento dessas ferramentas poderá auxiliar o neurocirurgião no planejamento estratégico e simulação das manobras que antecedem a execução da cirurgia visando maior eficácia do procedimento.

Agradecimentos

Agradecemos às agências CNPq, CAPES e FAPESP pelo apoio financeiro. Agradecemos ao Dr. Jorge Lopes-Silva, Sr. Pedro Noritomi e ao Sr. Lourenço Rocha pela viabilização e apoio à execução deste estudo.

Referências

- [1] Vannier MW, Marsh JL, Warren JO. Three dimensional CT reconstruction images for craniofacial surgical planning and evaluation. *Radiology*. 1984; 150:179-84.
- [2] Rondinoni C, Souza VHO, Matsuda RH, Peres ASC, Santos MV, Baffa-Filho et al. Inter-institutional protocol describing the use of three-dimensional printing for surgical planning in a patient with childhood epilepsy: From 3D modeling to neuronavigation. In: *Proceedings of 2014 IEEE 16th International Conference on e-Health Networking, Applications and Services (Healthcom)*; 2014 Oct 15-18; Natal, Brazil. 2014. p. 347-9.
- [3] Wu CT, Lee ST, Chen JF, Lin KL, Yen SH. Computer-Aided Design for Three-Dimensional Titanium Mesh Used for Repairing Skull Base Bone Defect in Pediatric Neurofibromatosis Type 1: A Novel Approach Combining Biomodeling and Neuronavigation. *Pediatric Neurosurgery*. 2008; 44:133-9.
- [4] Souza VHO, Rodrigues EM, Peres ASC, Amorim PHJ, Moraes TF, Martins TA-CP, et al. Neuronavigation software for transcranial magnetic stimulation. *Brazilian J Med Phys - In Proceedings of the 18th Conference on Medical Physics*; 2011 Apr 17-20; Porto Alegre, Brazil. 2011; 5:83.
- [5] Grunert P, Darabi K, Espinosa J, Filippi R. Computer-aided navigation in neurosurgery. *Neurosurgery Reviews*. 2003; 26:73-99.
- [6] R Core Team. R: A language and environment for statistical computing. R Foundation for Statistical Computing. [internet]. 2016 [cited 2016 May 13]. Available from: <https://www.R-project.org/>.
- [7] Kuehn B, Mularski S, Schoenherr S, Stendel R, Kombos T et al. Sensor-based neuronavigation: Evaluation of a large continuous patient population. *Clinical Neurology and Neurosurgery*. 2008; 110:1012-9.

PROTÓTIPO PARA MONITORAMENTO DE SINAIS DE ECG E TEMPERATURA UTILIZANDO DISPOSITIVOS MÓVEIS

S. Moribe* e J. M. Maia**

*PPGEB-DAELN/Universidade Tecnológica Federal do Paraná - UTFPR, Curitiba, Brasil

** CPGEI-PPGEB-DAELN/Universidade Tecnológica Federal do Paraná - UTFPR, Curitiba, Brasil
e-mail: smoribe@utfpr.edu.br

Resumo: Este trabalho apresenta o desenvolvimento de um protótipo para monitoramento de sinais fisiológicos de Eletrocardiograma (ECG) e temperatura utilizando dispositivos móveis. Foi desenvolvido um protótipo para aquisição dos sinais da temperatura corporal e do ECG com as 12 derivações. Utilizou-se a comunicação *Bluetooth* para enviar os sinais ao dispositivo móvel. Como componente *front-end* para medida dos sinais de ECG, foi utilizado o ADS1298 da *Texas Instruments* (TI) que é um conversor analógico/digital (ADC) de 24 bits com 8 canais especialmente desenvolvido para medidas de biopotenciais. Para aquisição do sinal de temperatura, foi utilizado o ADC de 12 bits integrado ao microcontrolador MSP430BT5190. A comunicação *Bluetooth* do protótipo com o dispositivo móvel foi realizada através do módulo HC05. O aplicativo do dispositivo móvel foi desenvolvido para o sistema operacional *Android* e além de receber os dados, faz o armazenamento e a visualização em gráficos dos sinais de ECG e temperatura. O protótipo foi testado utilizando um simulador de ECG da *Bio-Tek* e os resultados obtidos foram adequados para o propósito.

Palavras-chave: ECG, sinais fisiológicos, telemedicina, dispositivos móveis.

Abstract: *This work presents the development of a prototype for monitoring physiological signals of electrocardiogram (ECG) and temperature using mobile devices. It was developed a prototype to acquire the body temperature and the ECG with 12-leads. The Bluetooth communication was used to send the signals to the mobile device. As a front-end component for measuring ECG signals, was used the ADS1298R from Texas Instruments (TI) which is a 24-bit analog/digital converter (ADC) with 8 channels specially designed for biopotential measurements. For acquisition of the temperature signal, was used the 12-bit ADC integrated into the microcontroller MSP430BT5190. The prototype Bluetooth communication with the mobile device was performed using the HC05 module. The mobile application was developed for the Android operating system and in addition to receiving the data, makes storing and viewing graphs of ECG and temperature signals. The prototype was tested using a Bio-Tek ECG simulator and the results obtained were suitable for the purpose.*

Keywords: *ECG, physiological signals, telemedicine, mobile devices.*

Introdução

Propiciar mobilidade a pacientes que necessitam de monitoramento contínuo de sinais fisiológicos como ECG e temperatura corporal significa proporcionar uma melhor qualidade de vida aos mesmos. O público alvo são as pessoas com deficiências cardíacas, idosos e mesmo atletas que desejam melhorar seu desempenho através do monitoramento de seu condicionamento físico. Isto forma um mercado emergente, principalmente os idosos, que segundo o Instituto Brasileiro de Geografia e Estatística (IBGE), a projeção é de que no Brasil, a população com mais de 80 anos salte de 2,6 milhões em 2010 para quase 6 milhões em 2030 [1].

O uso dos dispositivos móveis vem se tornando cada vez mais popular em todo o mundo. Na América Latina, mais de 9 entre 10 usuários online possuem ou usam um dispositivo móvel com regularidade, e praticamente todos (99%) tem aplicativos baixados em seus dispositivos [2]. O Brasil já é o sexto país no mundo em número de *smartphones*, ficando atrás apenas da China, Estados Unidos, Índia, Japão e Rússia. A estimativa é que o número de *smartphones* passe de 38,8 milhões em 2015, para 72 milhões em 2018 [3]. Na área de saúde, o uso de *smartphones* também tende a crescer, conforme pesquisa da *Pew Internet* nos Estados Unidos, em 2015, 62% dos proprietários de *smartphones*, o utilizaram para ver informações de saúde, contra 31% em 2012 [4].

A tecnologia de comunicação *Bluetooth* utilizada permite a comunicação sem fio entre o protótipo de monitoramento e o dispositivo móvel é vantajosa, pois praticamente todos os dispositivos móveis já integram esta tecnologia e a aplicação em questão não exige um longo alcance.

Este trabalho atende a tendência de crescimento tanto do uso de dispositivos móveis, como do aumento da necessidade do monitoramento contínuo de sinais fisiológicos, pois trata do desenvolvimento de um protótipo microcontrolado para o monitoramento de sinais de ECG e temperatura, utilizando a comunicação sem fio *Bluetooth* com um dispositivo móvel.

Materiais e métodos

No desenvolvimento do protótipo para monitoramento de sinais de ECG e temperatura utilizando dispositivos móveis, foram realizados testes

preliminares utilizando o *kit* de avaliação ADS1298RECG-FE do componente *front-end* para os sinais de ECG fornecido pelo fabricante TI [5]. O esquema elétrico e a placa de circuito impresso foram implementados utilizando o programa de código livre KiCad *Electronic Design Automation (EAD) Software Suite* [6]. Para o desenvolvimento do *firmware* foi utilizado a *Integrated Development Environment (IDE) Code Composer Studio (CCS)* da TI [7] programando em linguagem C em conjunto com a ferramenta de gravação e depuração MSP-FET430UIF também da TI. Para o desenvolvimento do aplicativo *Android* foi programado em linguagem Java, utilizando a IDE *Android Studio* que é a plataforma oficial de desenvolvimento de aplicativos *Android* desde 2015 [8]. O aplicativo foi testado utilizando um *smartphone* e um *tablet*. Os testes foram realizados utilizando um simulador de ECG da *Bio-Tek* modelo ECGplus. A Figura 1 ilustra o diagrama em blocos da placa do protótipo, nomeado ECG_BLUE, e os dispositivos utilizados no desenvolvimento. Para os testes do sensor de temperatura, foi realizado uma aferição comparativa com um multímetro digital modelo 23XT da Wavetek.

Descrição sucinta dos blocos da Figura 1, sendo que maiores detalhes podem ser obtidos em [9].

Fonte externa ou bateria - Fontes Reguladoras – Regula a tensão proveniente da bateria ou fonte externa de 4,8V ou 5,0V respectivamente, fornecendo as tensões necessárias para alimentar os demais circuitos (1,8V, $\pm 2,5V$ e 3,0V).

Circuito de Proteção das Entradas – Proteção do *front-end* contra descargas eletrostáticas.

Front-end ADS1298 – Componente da TI especialmente desenvolvido para medidas de biopotenciais [10].

Módulo Bluetooth HC05 – Nos testes realizados foi utilizado o módulo HC05 pela sua facilidade de montagem e utilização.

Microcontrolador MSP430BT5190 – Microcontrolador de 16 bits com CPU RISC da TI [11].

Sensor de temperatura LM35 – Utilizado o sensor de temperatura LM35 por suas características elétricas.

Leds Indicadores – Leds indicadores do estado da comunicação *Bluetooth*, indicando se o dispositivo está desconectado/conectado e se está transferindo ou não os dados de monitoramento.

Simulador de ECG – Todos os testes de sinais de ECG foram realizados utilizando o simulador ECGplus da *Bio-Tek*. Este simulador permite simular sinais de ECG de 30, 60, 120, 180 e 240 bpm.

Dispositivo Móvel – Foram realizados testes em um *smartphone* Samsung Galaxy S3 e num *tablet* Samsung Galaxy Note 10.1.

Computador com CCS – Utilizado um notebook com sistema operacional *Windows* e com o IDE CCS para desenvolvimento do *firmware* do protótipo.

MSP-FET430UIF Programador/Depurador – Ferramenta utilizada para gravação e depuração do *firmware* do protótipo.

Descrição do funcionamento – O microcontrolador obtém os dados do sensor de temperatura LM35 a partir do ADC de 12 bits incorporado e comunica via SPI com o *Front-End* ADS1298 que foi programado para conversão contínua a 250 sps (*samples per second*), recebendo as informações de 3 bytes de *status* e dos 8 canais com 3 bytes cada. Estas informações, unidas aos 2 bytes da temperatura são enviadas via UART a 115200 bps, utilizando um protocolo próprio, para o módulo *Bluetooth* HC05. O dispositivo móvel com o aplicativo desenvolvido recebe todas as informações via *Bluetooth*, salvando em arquivos de dados e permitindo sua visualização em forma de gráficos.

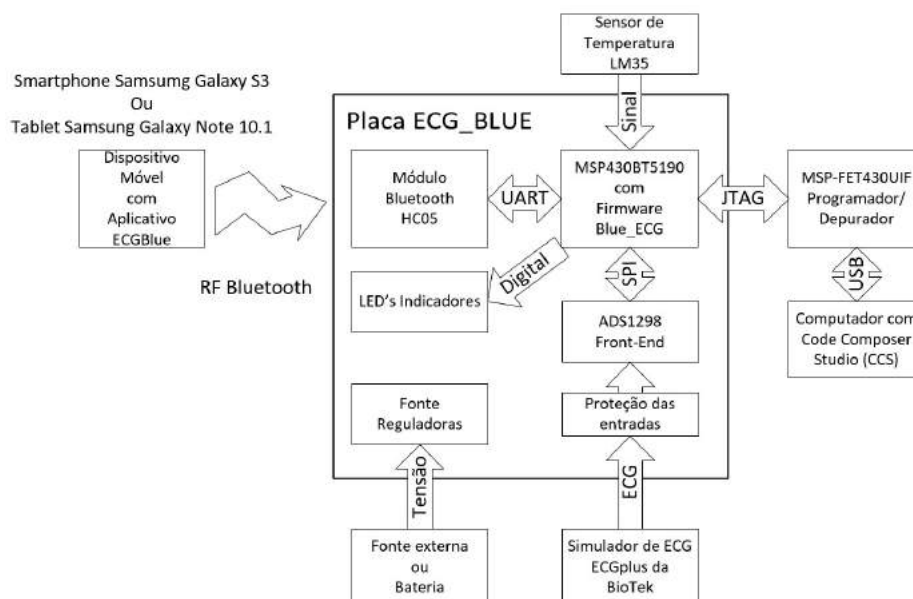


Figura 1: Diagrama em blocos da placa ECG_BLUE e dos dispositivos utilizados no desenvolvimento.

Descrição do aplicativo Android – Desenvolvido utilizando as técnicas de orientação a objetos, tem como principais casos de uso: ligar *Bluetooth*, conectar *Bluetooth*, iniciar monitoramento, armazenar dados e mostrar gráficos de ECG e temperatura. A biblioteca de gráficos *open source GraphView* [12] foi utilizada para implementar os gráficos.

Resultados

A placa montada do protótipo ficou com as dimensões 110 x 69 x 1,6 mm (comprimento x largura x espessura) e foi confeccionada em dupla face, projetada para ser acomodada em uma caixa plástica comercial modelo PB110. A Figura 2 ilustra a placa montada.

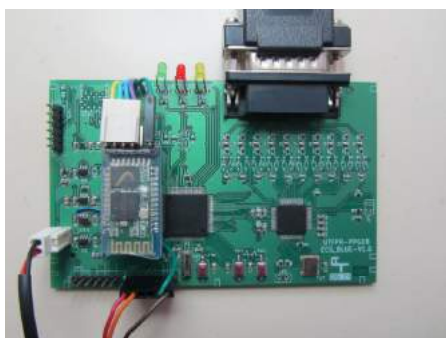


Figura 2: Placa montada. Lado dos componentes.

Uma vez estabelecida a conexão *Bluetooth* do protótipo com o dispositivo móvel e iniciado o monitoramento, todos os dados são armazenados em arquivos de 1 em 1 minuto e os mesmos podem ser visualizados em forma de gráficos no caso de sinais de ECG de 2 em 2 segundos e no caso da temperatura de 1 em 1 minuto. A Figura 3 ilustra os gráficos das 6 derivações periféricas em 120 bpm. A Figura 4 ilustra os gráficos das derivações precordiais em 120 bpm e a Figura 5 ilustra o gráfico da temperatura ambiente.

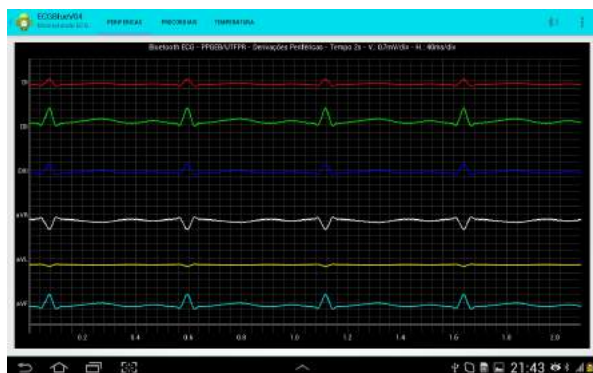


Figura 3: Gráficos das Derivações Periféricas DI, DII, DIII, aVR, aVL e aVF em 120 bpm.

Nos testes de temperatura, mediu-se unindo os sensores do protótipo e do multímetro, quando a temperatura no multímetro estabilizou em 35,9 °C, obteve-se no gráfico de temperatura 36 °C.



Figura 4: Gráficos das Derivações Precordiais V1 a V6 em 120 bpm.



Figura 5: Gráfico da Temperatura.

Os dados dos arquivos, também podem ser visualizados em forma de gráficos no próprio dispositivo móvel e para uma verificação dos mesmos, foi feito uma análise utilizando o programa MatLab®. A Figura 6 ilustra o gráfico plotado pelo MatLab® da derivação DII em 30 bpm.

Com os mesmos dados lidos do arquivo da derivação DII foi obtida a Transformada Rápida de Fourier (FFT), conforme ilustrado na Figura 7.

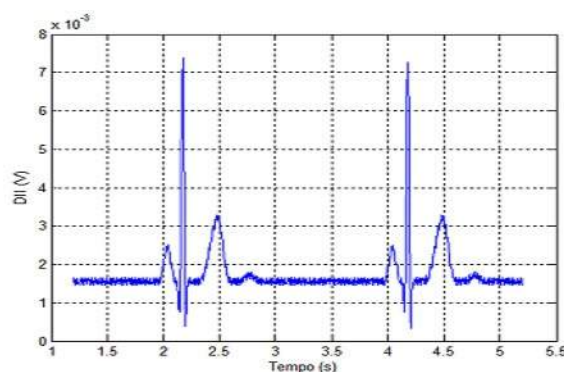


Figura 6: Sinal de ECG da derivação DII em 30 bpm lido do arquivo.

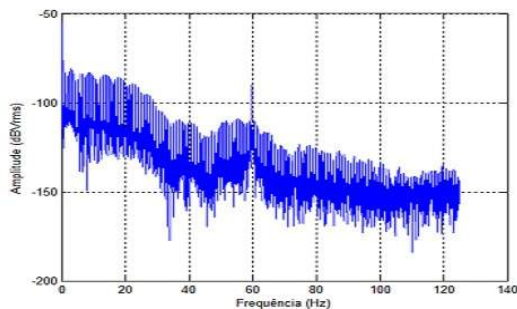


Figura 7: FFT da derivação DII em 30 bpm lido do arquivo.

Discussão

O protótipo de monitoramento contínuo de sinais de ECG e temperatura apresenta o diferencial de monitorar as 12 derivações de um ECG completo, além da temperatura corporal, quando comparado a outros trabalhos encontrados como o de Tejero-Calado et al. que apresenta 4 eletrodos para as derivações periféricas e não monitora temperatura [13] ou de Tello et al. que monitora a temperatura, mas utiliza apenas 3 eletrodos para os sinais de ECG [14].

Os resultados obtidos com os dados do sinal de ECG provenientes do simulador mostram que todas as derivações apresentaram o sinal de ECG esperado dentro da faixa de frequência cardíaca.

Os resultados obtidos com o monitoramento da temperatura, confirmam que as medidas estão dentro do esperado pela exatidão do sensor eletrônico de temperatura utilizado.

Devido às limitações do componente gráfico *Android* não há melhoria na qualidade do sinal mostrado nos gráficos do aplicativo com relação ao sinal obtido em simulador, porém todos os dados de ECG e temperatura ficam armazenados em arquivos e podem ser analisados por outro programa com maior qualidade gráfica. A vantagem do aplicativo desenvolvido é que se tem mobilidade e o gráfico pode ser visualizado a qualquer momento pelo usuário.

A análise da FFT indicou que existe uma componente forte em 60 Hz. Esta componente pode ser minimizada com a implementação de filtros e com a utilização de blindagens apropriadas.

Apesar de ter sido desenvolvido para o monitoramento de sinais de ECG e temperatura, com poucas modificações, é possível a aquisição de outros sinais biológicos, tais como, o eletroencefalograma (EEG) e a eletromiografia (EMG).

Conclusão

O objetivo principal do trabalho foi atingido, com a montagem e testes do protótipo que contemplou o desenvolvimento do *hardware*, *firmware* e *software* do aplicativo *Android*. Deve-se continuar o desenvolvimento, implementando o processamento dos sinais para detecção de anomalias cardíacas e viabilizar o acesso remoto dos dados monitorados.

Agradecimentos

Ao CNPq, à CAPES, à FINEP, Ministério da Saúde e Fundação Araucária pelo suporte financeiro e à *Texas Instruments* pelas amostras de alguns componentes utilizados no protótipo.

Referências

- [1] IBGE. Projeção da População do Brasil. Accessed: 2016. Available from: <http://www.ibge.gov.br/apps/populacao/projecao>.
- [2] IMS. IMS Mobile in Latam. 2015. Accessed: 2016. Available from: <http://www.imsincorporate.com>.
- [3] Smith AUS. Smartphone Use in 2015. Accessed: 2016. Available from: <http://www.pewinternet.org/2015/04/01/us-smartphone-use-in-2015>.
- [4] Nuccio D. Número de usuários de smartphones cresce 25% em um ano no mundo. 2015. Accessed: 2016. Available from: <http://g1.globo.com/hora1/noticia/2015/01/numero-de-usuarios-de-smartphones-cresce-25-em-um-ano-no-mundo.html>.
- [5] Texas Instruments. ADS1298R ECG Front End Performance Demonstration Kit. Accessed: 2016. From: <http://www.ti.com/tool/ads1298recg-fe-pdk>.
- [6] Charras JP. KiCad EDA software Suite. Accessed: 2016. Available from: <http://www.kicad-pcb.org>.
- [7] Texas Instruments. Code Composer Studio (CCS) Integrated Development Environment (IDE). Accessed: 2016. Available from: <http://www.ti.com/tool/ccstudio>.
- [8] Google. Android Studio. O IDE oficial do Android. Accessed: 2016. Available from: <http://developer.android.com/intl/pt-br/sdk/index.html>.
- [9] Moribe S, Maia JM. Sistema Microcontrolado para monitoramento remoto de sinais de ECG e Temperatura utilizando comunicação sem fio. 2014. CBEB – Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica. 2014.
- [10] Texas Instruments. ADS129x Low-Power, 8-Channel, 24-Bit Analog Front-End for Biopotential Measurements. Accessed: 2016. Available from: <http://www.ti.com/lit/ds/symlink/ads1298r.pdf>.
- [11] Texas Instruments. MSP430BT5190 Mixed-signal Microcontroller. 2015. Accessed: 2016. Available from: www.ti.com/lit/ds/symlink/msp430bt5190.pdf.
- [12] Gehring, J. GraphView Library for Android. Accessed: 2015. Available from: <http://www.android-graphview.org/>
- [13] Tejero-Calado JC, Bernal A, López-Gomez MA, López-Casado C, Quesada G, Lorca-Gomez, JA. Portable ecg monitor using bluetooth. *Bioengineered and Bioinspired System II*; 2005. v. 5839, p. 182-192.
- [14] Tello JP, Manjares O, Quijano M, Blanco AU. Remote monitoring system of ecg and temperature signal using bluetooth. *International Symposium on Information Technology in Medicine and Education*; 2012. p. 860-863.

DESENVOLVIMENTO DE MONITOR RESPIRATÓRIO UTILIZANDO MÚLTIPLOS ACELERÔMETROS

A. L. D. Siqueira Junior* **, T. F. Rech***, R. Moraes*** e V. Zarzoso**

* Instituto Federal do Triângulo Mineiro, Ituiutaba, Brasil

** Laboratoire d'Informatique, Signaux et Systèmes de Sophia Antipolis, Sophia Antipolis, França

***Universidade Federal de Santa Catarina/LCS, Florianópolis, Brasil

e-mail: ailton@iftm.edu.br

Resumo: Após cirurgias, o contínuo monitoramento da respiração de pacientes é indicado, haja vista que complicações respiratórias frequentemente ocorrem. Entre outras técnicas, registros de deslocamentos do tórax com acelerômetros têm sido investigados a fim de relacioná-los com a forma de onda respiratória. No entanto, existem vários aspectos técnicos sobre a utilização de acelerômetros que requerem investigação adicional; por exemplo, não há recomendações de melhores locais (sensibilidade e rejeição de artefatos) para a colocação dos transdutores. Este trabalho descreve um sistema desenvolvido para adquirir sinais de até 10 acelerômetros e, ainda, uma referência padrão-ouro de sinal respiratório. Os sinais amostrados são transmitidos a um microcomputador onde são armazenados em arquivos para análise *off-line*. Para validar o funcionamento do equipamento e verificar sua acurácia foram realizados experimentos estáticos, dinâmicos e com voluntário. Resultados são apresentados e analisados.

Palavras-chave: taxa respiratória, monitoramento, instrumentação biomédica, acelerômetro.

Abstract: *After surgery, continuous monitoring of breathing from patients should be carried out, since respiratory complications often occur. Among other techniques, thorax displacements registered with accelerometers have been investigated in order to relate its measurements to respiratory waveform. Nevertheless, there are several technical aspects on the accelerometers utilization that require additional research; for instance, there are no indications of best sites (sensitivity and artifacts rejection) for transducers placement. This work describes a system designed to acquire respiratory signals using 10 accelerometers and a gold standard reference. The sampled signals are transmitted to a microcomputer where they are stored into files for off-line analysis. To validate the developed system and verify its accuracy, static, dynamic, and experiments with a volunteer were performed; results are presented and analyzed.*

Keywords: respiratory rate, monitoring, biomedical instrumentation, accelerometer.

Introdução

A forma de onda do fluxo respiratório é utilizada, entre outras aplicações, para diagnosticar enfermidades (tais como a embolia pulmonar, pneumonia, insuficiência cardíaca congestiva [1]), para monitorar pacientes no pós-cirúrgico [2,3] e para modelar o controle autônomo do sistema cardiovascular [4]. O contínuo monitoramento da respiração no pós-cirúrgico permite, por exemplo, identificar a iminência de ataque cardíaco, haja vista sua correlação com taxas respiratórias acima de 27 ciclos por minuto [5].

Para realizar a medição da taxa respiratória é usual que um profissional da área médica realize a observação do movimento do abdômen e da caixa torácica; no entanto, tal análise é imprecisa devido à subjetividade e tem alto custo por demandar um profissional dedicado a essa tarefa [1-3]. Alternativamente, o registro eletrônico do fluxo respiratório requer que o paciente respire através de dispositivos, tais como máscaras ou cânulas nasais. Em várias situações clínicas, a utilização destes dispositivos obstrutivos não é recomendada; o dispositivo pode afetar a atividade respiratória ou não ser tolerado por pacientes em estado crítico [2,6].

Tais limitações têm motivado pesquisas recentes com o emprego de acelerômetros para o registro da taxa respiratória [7,8]. Os resultados obtidos são promissores; contudo, diversos aspectos não foram ainda elucidados, tais como, melhores locais para o registro do deslocamento do tórax pelos acelerômetros e técnicas para remoção de artefatos de movimentos. Com o propósito de contribuir com as atuais investigações, este trabalho descreve o desenvolvimento de um sistema para a aquisição de sinais de até 10 acelerômetros dispostos sobre o tórax e de sinal de referência captado com máscara nasal. Apresenta também, um conjunto de experimentos que verificam a capacidade do sistema desenvolvido para ser futuramente empregado na investigação dos aspectos mencionados.

Materiais e métodos

A Figura 1 apresenta o diagrama de blocos do sistema desenvolvido.

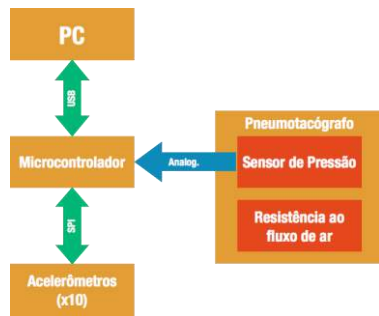


Figura 1: Diagrama de blocos do sistema proposto.

Transdutores – Os acelerômetros ADXL345 (Analog Devices) são utilizados para registrar os movimentos do tórax. O ADXL345 é tri-axial com alta sensibilidade (até 3,9mg/LSB), sendo adequado para detectar movimentos de pequena amplitude, como os que ocorrem na respiração em repouso. O ADXL345 contém circuitos de condicionamento, conversão analógico-digital e comunicação serial das medidas (SPI e I²C), simplificando a aquisição de sinais com baixo nível de ruído. Neste projeto, optou-se pelo protocolo de comunicação SPI, sendo utilizada a taxa de 2 MHz para transmissão de dados. Os 10 acelerômetros podem compartilhar o mesmo barramento serial SPI do microcontrolador, sendo selecionados individualmente (através de pino “*Chip Select*” - CS) para que enviem, um por vez, suas medidas de aceleração. O uso do protocolo I²C foi descartado pois o acelerômetro ADXL345 só suporta 2 endereços diferentes nesse protocolo; isto demandaria 5 interfaces I²C, não disponíveis no microcontrolador.

O sistema capta também, sinal de um transdutor diferencial de pressão (DC030NDC4 – Honeywell) para ser utilizado como referência para a análise. Este registra a queda de pressão através de dispositivo que apresenta resistência ao fluxo de ar (pneumotacógrafo); a queda de pressão é proporcional ao fluxo de ar respiratório. O pneumotacógrafo é acoplado à máscara facial que cobre as vias nasais e a boca do voluntário. O DC030NDC4 tem como saída um sinal de tensão proporcional ao fluxo que deve ser convertido para valor binário. Após ser filtrado por um passa baixa *anti-aliasing* (40Hz, *Butterworth*, 2 pólos), é atenuado por um divisor de tensão para se adequar à faixa de entrada (0 a 3,3V) do conversor analógico-digital (ADC) do microcontrolador.

Sistema microcontrolado – A placa de desenvolvimento FRDM-KL25z (NXP Semiconductors®) foi utilizada como base para o *hardware* de aquisição de dados, pois possui os periféricos necessários: USB, SPI e ADC de 16bits. O firmware, implementado na plataforma ARM MBED, controla a amostragem do sinal do fluxo respiratório pelo DC030NDC4, a aquisição de medidas dos acelerômetros pela interface SPI e a transferência destes dados para microcomputador PC por interface USB. Através desta mesma interface, recebe comandos de aplicativo (descrito a seguir) em execução no PC. A amostragem do sinal ocorre em 80 SPS; esta taxa atende ao critério de *Nyquist* para o filtro *anti-aliasing* utilizado, sendo bem superior à máxima

frequência do sinal respiratório (1Hz)[8], permitindo melhor resolução na análise espectral destes.

Aplicativo – O software para PC foi desenvolvido em C# na plataforma *Visual Studio* para Windows® com base em um trabalho anterior desse grupo [9]. A interface com o usuário permite que sejam selecionados de quais acelerômetros os sinais serão amostrados (podem ser empregados de 1 a 10) e o fundo de escala dos acelerômetros. Estes valores são enviados para o FRDM-KL25z, assim como comandos para iniciar ou encerrar a aquisição de sinais dos transdutores. O aplicativo permite ainda gerar arquivos de texto e no formato Matlab™ com os sinais captados. Para cada sinal amostrado, um gráfico é apresentado na tela do monitor do PC onde a correspondente forma de onda é mostrada. Para traçar as formas de onda em tempo real, utilizou-se a biblioteca *ZedGraph*.

Procedimento experimental – Para avaliar o sistema, foram realizados testes estáticos, dinâmicos e com voluntário. Nos testes estáticos, o acelerômetro foi mantido em repouso durante o decorrer da coleta de dados para medir apenas a magnitude da aceleração da gravidade. O acelerômetro foi fixado na face de um cubo, sendo este último colocado em seis posições diferentes. Cada posição submete um dos eixos do acelerômetro ao campo gravitacional medindo +1 g ou -1 g, dependendo do sentido. As medidas nos eixos perpendiculares são nulas. O cubo é reposicionado ao final de uma amostragem até que todos os eixos do acelerômetro tenham sido submetidos às acelerações de +1 g e -1 g. Foram, portanto, coletadas medidas de aceleração em 6 posições diferentes durante 5 segundos cada a uma taxa de 80SPS. Os valores medidos são utilizados para calcular os parâmetros de calibração do acelerômetro (escala e *offset* para cada eixo de cada acelerômetro). As Equações 1 e 2 foram utilizadas para o eixo X:

$$X_{offset} = \frac{X(g+) - |X(g-)|}{2} \quad (1)$$

$$X_{escala} = \frac{1}{X(g+) - X_{offset}} \quad (2)$$

Sendo $X_{(g+)}eX_{(g-)}$ os valores medidos na direção X em que a gravidade tem o mesmo sentido e sentido contrário, respectivamente. Por fim, o sinal resultante é calculado conforme a Equação (3).

$$X_{calibrado} = (X_{acc} - X_{offset}) * X_{escala} \quad (3)$$

As Equações 1, 2 e 3 são também utilizadas para calcular os valores relativos aos eixos Y e Z, substituindo-se apenas o eixo.

No teste dinâmico, o acelerômetro foi fixado na extremidade de um pêndulo rígido com 59,5 cm, tendo o seu eixo acoplado a um *encoder* óptico HEDS5505 #A06 (Avago Technologies), com saída em quadratura de 500ppr (pulsos por rotação). O pêndulo é então deslocado manualmente a um ângulo de aproximadamente 20 graus e liberado, sendo amostrados os sinais do acelerômetro e do *encoder*. A partir do número de pulsos gerado pelo

encoder, o ângulo do pêndulo é calculado. A Equação 4 foi utilizada para determinar a aceleração radial na extremidade do pêndulo a partir das medidas de ângulo [10]. Essa aceleração será comparada à medida pelo acelerômetro para verificar sua equivalência.

$$a_r(t) = l * \frac{d^2\theta(t)}{dt^2} + g\cos(\theta) \quad (4)$$

Após os ensaios descritos, um registro piloto foi realizado em um voluntário para avaliar o desempenho do sistema na aplicação proposta. Os procedimentos foram aprovados pelo Comitê de Ética em Pesquisa com Seres Humanos (CEPSH) da Universidade Federal de Santa Catarina (CAAE no: 53092416.9.0000.0121). Para este registro, os acelerômetros foram dispostos sobre o tórax e abdômen conforme a Figura 2. Neste experimento, utilizou-se apenas 6 acelerômetros. Os outros 4 estão sendo ainda adquiridos. Os registros foram realizados durante 30 segundos, estando o voluntário sentado sem realizar qualquer movimento. A obtenção do deslocamento do tórax a partir dos sinais dos acelerômetros foi obtida com técnica previamente descrita [8].

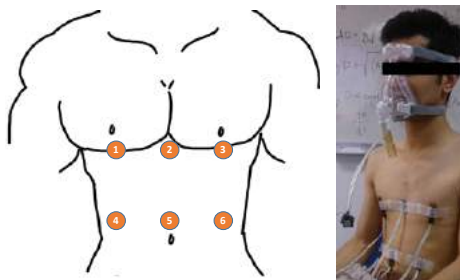


Figura 2: Posicionamento dos acelerômetros.

Resultados

O primeiro experimento permite determinar a acurácia do sistema em medir acelerações constantes. O acelerômetro é mantido em repouso durante o decorrer da coleta de dados, possibilitando medir apenas a magnitude da aceleração da gravidade.

A Figura 3 mostra histograma da distribuição das magnitudes de aceleração para um mesmo acelerômetro em posição estática, antes e após a calibração. Após a calibração, percebe-se uma distribuição gaussiana, onde a média se aproxima de 1 g e o desvio padrão é bastante reduzido, obtendo-se menores erros na medida. A Tabela 1 apresenta valores médios e desvios-padrão da aceleração medida com 2 acelerômetros antes e após a calibração.

Resultado típico do teste dinâmico é mostrado na Figura 4. As curvas obtidas possuem uma correlação de 1,0, indicando equivalência entre as medidas de aceleração estimadas (Equação 4) e as realizadas pelo acelerômetro. O histograma da diferença entre as curvas é apresentado na Figura 5, ilustrando a pequena diferença entre as mesmas.

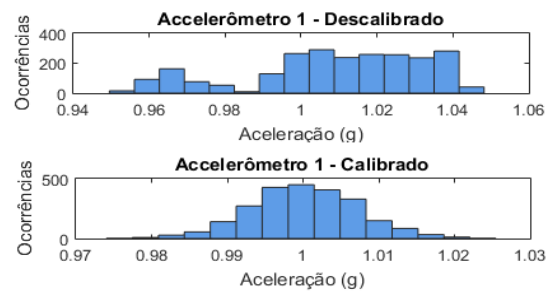


Figura 3: Distribuição referente a todas as coletas para um dos acelerômetros antes e após a calibração

Tabela 1: Médias e desvios-padrão da aceleração medida por dois acelerômetros antes e após o procedimento de calibração.

Parâmetros	Acelerômetro 1		Acelerômetro 2	
	Antes	Depois	Antes	Depois
Média(g)	1,0088	1,0002	1,0154	1,0005
Desvio Padrão (g)	0,0231	0,0069	0,0269	0,0066

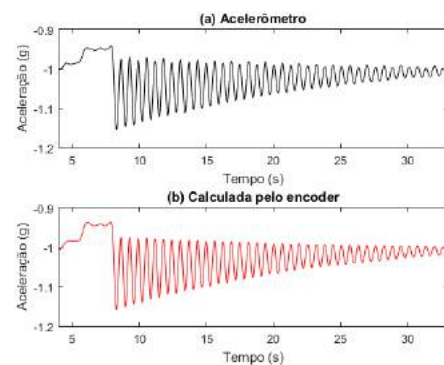


Figura 4: Curvas de aceleração calculadas a partir de (a) amostras do acelerômetro e (b) medidas de ângulo (Equação 4).

Como exemplo de resultados típicos obtidos de voluntário, a Figura 6.a apresenta o registro do fluxo respiratório medido com máscara facial; a Figura 6.b mostra a estimativa do deslocamento da caixa torácica realizado com um par de acelerômetros [8] e a Figura 6.c apresenta os dois sinais sobrepostos para comparação.

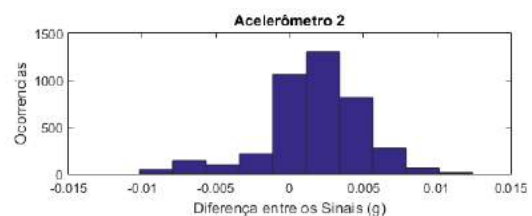


Figura 5: Distribuição da diferença entre a aceleração calculada pelo *encoder* (Equação 4) e obtida pelo acelerômetro

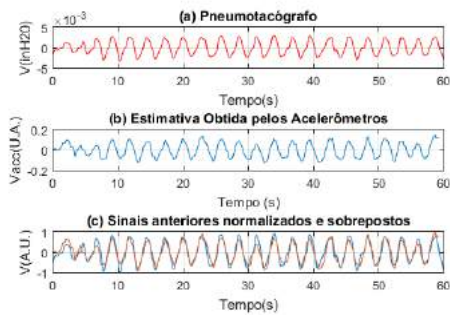


Figura 6: Registro do sinal respiratório obtido com (a) máscara facial, (b) acelerômetros e (c) sinais superpostos após remoção de atraso determinado por correlação.

Discussão e conclusão

O sistema desenvolvido é capaz de registrar até 10 sinais de acelerômetros e o sinal do pneumotacógrafo. Os ensaios estáticos permitiram calibrar os acelerômetros e determinar o seu nível de ruído, melhor que o apresentado em sistema similar anterior [11]. Os ensaios dinâmicos mostraram a adequação do sistema para registrar deslocamentos com pequena amplitude angular, bem como, avaliaram quantitativamente seu comportamento, tendo como referência medidas obtidas com o *encoder*; o valor de correlação entre as curvas obtidas foi igual a 1,0. Para ilustrar a viabilidade de se utilizar acelerômetros para obter a forma de onda do fluxo respiratório, a curva obtida dos acelerômetros, baseada na técnica proposta em [8], foi comparada à curva obtida a partir de queda de pressão em pneumotacógrafo, exibindo uma correlação de 0,9 entre os dois sinais.

A possibilidade de se obter sinais de até 10 acelerômetros proporcionará a realização de comparações mais consistentes sobre as melhores posições para o registro da forma de onda respiratória em indivíduos com diferentes características físicas. No experimento piloto, já foi possível observar uma oscilação maior nos sinais dos acelerômetros posicionados no abdômen em relação aos do tórax. Entretanto, é necessário avaliar o procedimento em mais voluntários para indicar os melhores locais de posicionamento dos acelerômetros, objeto de investigação futura. Tais investigações envolverão também a avaliação de técnicas de processamento visando o emprego de acelerômetros para monitoração da respiração em diversos contextos clínicos.

Este trabalho descreveu o desenvolvimento de um sistema de monitoramento respiratório usando acelerômetros. Os resultados experimentais mostram que o sistema proposto possui resolução suficiente para detectar acelerações da parede do tórax geradas pela respiração. Suas características permitem sua futura utilização na investigação de novas técnicas de processamento, além das posições mais adequadas a fixação dos acelerômetros para o registro da forma de onda respiratória.

Agradecimentos

Ao Programa CAPES/COFECUB (Processos 830/2015 e BEX 7250/15-0), ao Programa Jovens Talentos (CAPES – Projeto 47F34C16AB07CF76-JTCIC 2014) e ao Instituto Federal do Triângulo Mineiro pelo financiamento do projeto. V. Zarzoso é membro do *Institut Universitaire de France*.

Referências

- [1] Lovett PB, Buchwald JM, Sturmman K, Bijur P. The vexatious vital: neither clinical measurements by nurses nor an electronic monitor provides accurate measurements of respiratory rate in triage. *Annals of Emergency Medicine*. 2005; 45(1):68-76.
- [2] Drummond GB, Bates A, Mann J, Arvind DK, Validation of a new non-invasive automatic monitor of respiratory rate for postoperative subjects. *British Journal of Anaesthesia*. 2010; 107(3):462-69.
- [3] Niesters M, Mahajan R, Olofsen E, Boom M, Garcia del Valle S, Aarts L, Dahan A. Validation of a novel respiratory rate monitor based on exhaled humidity. *British Journal of Anaesthesia*. 2012; 109(6):981-9.
- [4] Chen X, Mukkamala R. Selective quantification of the cardiac sympathetic and parasympathetic nervous systems by multisignal analysis of cardiorespiratory variability. *American Journal of Physiology*. 2008; 294, 362-71.
- [5] Smith I, Mackay J, Fahrid N, Krucke D. Respiratory rate measurement: a comparison of methods. *British Journal of Health Care Assistants*. 2011; 5(1):18-23.
- [6] Folke M, Cernerud L, Ekström M, Hök B. Critical review of non-invasive respiratory monitoring in medical care. *Medical Biological Engineering & Computing*. 2003; 41:377-83.
- [7] Bates A, Ling MJ, Mann J, Arvind D K, Respiratory Rate and Flow Waveform Estimation from Tri-axial. In: *International Conference on Accelerometer Data Body Sensor Networks (BSN)*; 2010 Jun 7-9; Singapore. 2010. p.144-50.
- [8] Lapi S, Lavorini F, Borgioli G, Calzolaia M, Masottia L, Pistolesi M, Fontana GA. Respiratory rate assessments using a dual-accelerometer device. *Respiratory Physiology & Neurobiology*. 2013; 191:60-6.
- [9] Siqueira Junior ALD. Framework para interface e gerenciamento computacional de sistemas de aquisição de dados [dissertação]. Uberlândia: Universidade Federal de Uberlândia; 2007.
- [10] Vikstén F. On the use of an accelerometer for identification of a flexible manipulator [dissertação]. Linköping: Linköping University; 2005.
- [11] Siqueira Junior ALD, Soares AB, Andrade AO, Almenda MFS, Cavalheiro GL. Desenvolvimento de um sistema para detecção do tremor humano. In: *Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica*; 2008 Nov 16-20; Salvador, Brasil. 2008;1-4.

AVALIAÇÃO DO PERFIL DE BIODISTRIBUIÇÃO DE NANOPARTÍCULAS MAGNÉTICAS EM FUNÇÃO DE DOSE E TEMPO POR BIOSUSCEPTOMETRIA AC

Guilherme Augusto Soares*, Caio C. Quini*, André G. Próspero*, Marcos F.F. Calabresi*, Gustavo M. Moretto*, Ronaldo V.R Matos*, Fábio F. Perez*, Leonardo A. Pinto*, Nicholas Zufelato**, Andris F. Bakuzis**, José R.A.Miranda*.

*Dep. Física e Biofísica – Instituto de Biociências de Botucatu – UNESP, Botucatu, Brasil

**Instituto de Física – Universidade Federal de Goiás – UFG, Goiânia, Brasil

e-mail: gsoares@ibb.unesp.br

Resumo: Dentro das técnicas de biomagnetismo, a Biosusceptometria de corrente alternada (BAC) é uma técnica inovadora, de baixo custo e versátil, com aplicação em diversas áreas de pesquisa. A partir de um sistema gradiométrico de bobinas, é possível obter sinais físico-biológicos, relacionados com materiais magnéticos em um determinado meio. Nanopartículas magnéticas (NPMs) apresentam uma nova perspectiva em diversas áreas da medicina, por possuir incrível versatilidade, com dimensões geralmente inferiores a 100 nm, interagindo, com diferentes formas de recobrimento, de diversas maneiras. O presente trabalho tem o objetivo de propor a utilização do sistema BAC como novo método para avaliação do perfil de biodistribuição de NPMs e validá-lo frente a uma técnica considerada padrão ouro (Espectroscopia por EPR – do inglês, Electron Paramagnetic Resonance).

Palavras-chave: Biomagnetismo; biosusceptometria AC; nanopartículas magnéticas; biodistribuição

Abstract: Among the available biomagnetic systems, the AC Biosusceptometry technique is a low-cost, versatile method, extensively applied to physiological studies. The ACB technique performs magnetic materials detection and monitoring by a gradiometric arrangement of pickup coils, which provides magnetic signal related to materials within biological systems. Magnetic nanoparticles present a new perspective in several research areas. However, it is indispensable to investigate how particles accumulate in organs of interest after administration. This study, therefore, applies the AC Biosusceptometry system to investigate magnetic nanoparticles biodistribution patterns, followed by a comparison between ACB and EPR (Electron Paramagnetic Resonance) results, since the last one is considered to be the gold standard technique

Keywords: Biomagnetism; AC biosusceptometry; magnetic nanoparticles, biodistribution.

Introdução

Devido a algumas limitações das modalidades de terapia e diagnóstico, o uso de nanopartículas se destaca cada vez mais, por possibilitar a marcação e detecção de estruturas, acessando estruturas de interesse e oferecendo formas alternativas para tratamento e diagnóstico. Ainda é recente o uso de nanopartículas para uso voltado para áreas médicas, porém é muito estudado para melhor compreender sua detecção em sistemas biológicos. No caso de nanopartículas magnéticas (NPMs), há alguns métodos de monitoramento, os quais permitem avaliar o comportamento das mesmas, todavia estas técnicas apresentam desvantagens em relação à resolução temporal e espacial além de serem técnicas de alto custo.[1] O destino, assim como a biodistribuição das NPMs, são umas das principais preocupações e alvo de estudos, pois é influenciada pela relação de características intrínsecas das partículas, como carga superficial, potencial Zeta, tamanho e revestimento, com características morfológicas próprias dos órgãos. Por exemplo, a carga superficial e o potencial Zeta são responsáveis pela afinidade ou repulsão a certos órgãos e tecidos, estando os dois fatores ligados, pois o potencial Zeta depende diretamente da carga superficial. Quanto maior o potencial Zeta, maior a estabilidade na solução em que se encontram, ocasionando maior resistência na formação de agregados, fator significativo na variação do tamanho das NPMs, e consequente alteração dos locais de metabolização e excreção. [2]

Atualmente a detecção e monitoramento de NPMs são realizados por algumas técnicas destacando-se a Espectroscopia por Ressonância Paramagnética Eletrônica (EPR – do inglês Electron Paramagnetic Resonance) considerada como uma técnica padrão ouro, a qual é utilizada como método de avaliação *ex vivo* de biodistribuição, porém é uma técnica de alto custo e de difícil manuseio, apresentando ruído em amostras com pouca quantidade de material magnético [3].

Outros métodos como Imagiamento por Ressonância Magnética (MRI – do inglês Magnetic Resonance Imaging) e o MPI (do inglês Magnetic Particle Imaging) podem ser utilizados para avaliação da biodistribuição *in vivo* [4], contudo, ambos os sistemas apresentam limitações próprias, como alto custo, difícil manuseio e resolução espacial limitada. [1]

Nesse contexto, a Biosusceptometria de corrente alternada (BAC) surge como um método de detecção biomagnético para estudo de parâmetros físico-biológicos [5] na qual se encaixam as NPMs, pois o sistema BAC associa resolução espacial, resolução temporal e análises quantitativas sobre a concentração de NPMs. Com finalidade de entender todo potencial das nanopartículas, é importante entender sua circulação em um sistema biológico. Em termos gerais, o objetivo deste trabalho foi propor o sistema BAC como possível nova ferramenta para estudos de caracterização pré-clínica e biodistribuição de NPMs. Para tanto, os objetivos específicos foram: Avaliação do perfil de acúmulo de NPMs em diferentes órgãos de interesse (fígado, baço, rins, pulmões, coração e uma amostra de sangue), além de como este perfil é alterado em função da dose e tempo, e avaliação do desempenho da BAC frente ao método de EPR em quantificações de parâmetros biodistributivos de NPMs.

Materiais e métodos

Biosusceptometria AC mono-sensor – A Biosusceptometria de Corrente Alternada (BAC) consiste em bobinas de indução que aplicam um campo magnético de corrente alternada em um meio biológico e, através de bobinas de detecção mede-se o campo magnético proveniente da interação entre o primeiro campo induzido e o meio. Na ausência de um material magnético o sinal é minimizado, porém ao aproximar no sistema de medida um material magnético, ocorre um desbalanceamento no fluxo magnético, o qual resulta em um sinal que é monitorado por meio de um amplificador sensível à fase (*lock-in*) (Stanford Research Systems, Inc., USA), uma placa analógico/digital e um computador.

Nanopartículas Magnéticas– Utilizou-se NPMs de ferrita de manganês recobertas com ácido cítrico ($\text{Ci-MnFe}_2\text{O}_4$) e sintetizadas por método de coprecipitação descrito anteriormente [6]. As NPMs se encontravam dispersas em solução fisiológica (solução salina 0,9%) numa concentração de 23 mg/ml ($1,7 \times 10^{15}$ partículas/ml), apresentando diâmetro médio de 16 nm. As NPMs apresentaram saturação de magnetização de 264 emu/cm³ (58 emu/g).

EPR (do inglês Electron Paramagnetic Resonance) – EPR (do inglês Electron Paramagnetic Resonance) é uma técnica de

espectroscopia baseada no princípio de que sistemas de átomos ou íons na presença de um campo magnético externo variável absorvem radiação eletromagnética, geralmente na ordem de microondas, apresentando alta seletividade. Para validação da técnica de BAC em relação à técnica padrão ouro, utilizou-se o espectrômetro de banda X da marca JEOL modelo JES-FA 200 (9,5GHz).

Curva de Calibração – Construiu-se uma curva de calibração para comparar os resultados obtidos através da técnica de Biosusceptometria AC para amostras de concentração conhecida de nanopartículas magnéticas. Após recolher o fígado de um rato macho, executou-se processos de liofilização e homogeneização de sete porções iguais, pesando 100 mg cada e colocou-se em frascos separados, que recebeu 100 µl de uma solução contendo diluições diferentes (1:1, 1:2, 1:5, 1:10, 1:50, 1:100 e 1:1000) da solução estoque de $\text{Ci-MnFe}_2\text{O}_4$ (23 mg/mL $1,17 \times 10^{15}$ np / mL). Os valores obtidos pela BAC foram comparados com a técnica de EPR. A figura 1 ilustra como os órgãos liofilizados foram posicionados sobre o sensor BAC com o objetivo de se adquirir dados quantitativos referentes a biodistribuição de NPMs. Todas as amostras foram pesadas em balança eletrônica e posicionadas em frascos com o volume controlados. Os frascos foram posicionados ao centro do sensor BAC.

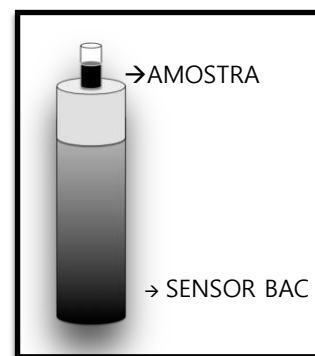


Figura 1: Ilustração do processo de quantificação de NPMs através do sistema BAC. Cada amostra foi posicionada sobre a sonda detectora (região cinzenta) e o sinal BAC foi adquirido.

Dose – Foram selecionados e divididos 12 ratos machos (*Rattus norvegicus albinus* - Wistar, de Anilab, Paulínia - SP - Brasil), pesando entre 250 e 300g, em 3 grupos (G1, G2 e G3), correspondendo a 1, 2 e 3 infusões de NPMs de 300 µl ($23 \text{ mg/mL} - 1,17 \times 10^{15} \text{ np/mL}$). Todos os animais receberam NPMs intravenosamente através da veia femoral esquerda, por procedimento de canulação. Logo após a anestesia (uretano, 99%, 1,5 mg/kg).

Toda experimentação animal foi realizada com o parecer favorável do comitê de ética sob o número CEUA – IBB 409.

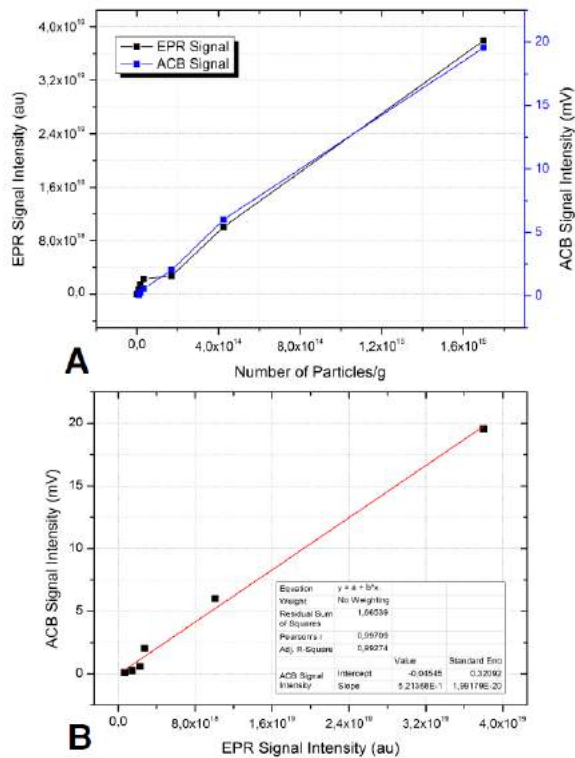


Figura 2. Comparação in vitro entre a BAC e o sinal do sistema EPR para concentrações da mesma partícula(A) e BAC x EPR(B).

Tempo - Avaliou-se também como as NPMs acumulam em diferentes órgãos ao longo do tempo. Dividiu-se 16 ratos (*Rattus norvegicus albinus* - Wistar, de Anilab, Paulínia - SP - Brasil), com peso de 250 a 300g, em 4 grupos (1, 4, 16 e 24 horas). Os animais receberam única injeção de 300 μ l de NPMs por via intravenosa (administradas através da veia femoral) e foram mortos por decapitação no ponto de tempo de acordo com o seu respectivo grupo. Foram coletados fígado, baço, rins, pulmões, coração e uma amostra de sangue, a fim de quantificar a concentração de partículas em cada órgão. O método de decapitação foi escolhido por ser o mais adequado para posterior coleta de amostra de sangue. Todos dados foram comparados com o EPR.

Resultados

Curva de Calibração - Com o objetivo de obter dados quantitativos, realizou-se um teste de calibração do sistema BAC para medir o sinal magnético em amostras de concentrações conhecidas, permitindo relacionar a concentração de partículas com a intensidade do sinal e futuramente fornecer informações quantitativas *ex vivo*. O mesmo procedimento foi realizado para o sistema EPR, o qual apresentou uma resposta linear, igualmente ao sistema BAC.

Dose - As figuras 3-A e 3-B demonstram o número de partículas encontradas em cada órgão

dos grupos G1, G2 e G3, (definidos em materiais e métodos-Dose) respectivamente para técnica BAC(A) e sistema EPR(B), indicando que o sistema BAC foi capaz de fornecer informações quantitativas sobre nanopartículas e seu perfil de biodistribuição para diferentes concentrações e diferentes tecidos.

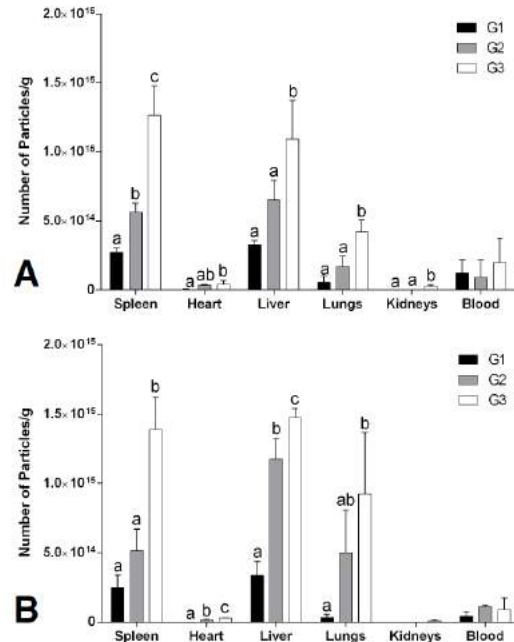


Figura 3. Biodistribuição de dados de NPMs para os grupos G1, G2 e G3, do número de partículas obtidas em cada órgão. Figura 3-A mostra os dados obtidos pela técnica BAC, enquanto 3-B mostra os resultados de EPR.

Tempo - Foram selecionados os pontos de tempo 1, 4, 12 e 24 horas após a infusão de 300 μ l de NPMs em todos os animais. Após o protocolo de eutanásia, foram coletados os órgãos de interesse de cada animal e medidos o sinal BAC e EPR a partir deles.

Discussão

Curva de calibração - Os dados demonstram boa correlação entre as técnicas ($R^2 = 0,993$) e possibilitou quantificar a concentração de NPMs *ex vivo* em amostras baseados no número de partículas. Ainda assim, todas as amostras medidas no sistema BAC *ex vivo* também foram analisadas na técnica EPR para validar o sistema BAC como uma nova ferramenta para estudos de biodistribuição.

Dose - Ambos os sistemas demonstraram um sinal elevado para órgãos como o fígado e baço após as infusões. Através da figura 3-A, é possível perceber que diferença entre a primeira, a segunda e a terceira infusão para o baço, enquanto para o fígado e os pulmões, a terceira e segunda, terceira e primeira administração foram significativamente

diferentes. Figura 3-B mostrou também um perfil cada vez maior, com uma variação significativa estatística, uma vez que as amostras de pulmões expressaram diferença significativa entre a primeira e a terceira, enquanto o baço mostrou diferença entre terceira infusão. O sinal de fígado, no entanto, foi significativamente diferente para todas as três injeções. Assim, estes resultados indicam um aumento significativo de sinal devido a cada infusão de partículas.

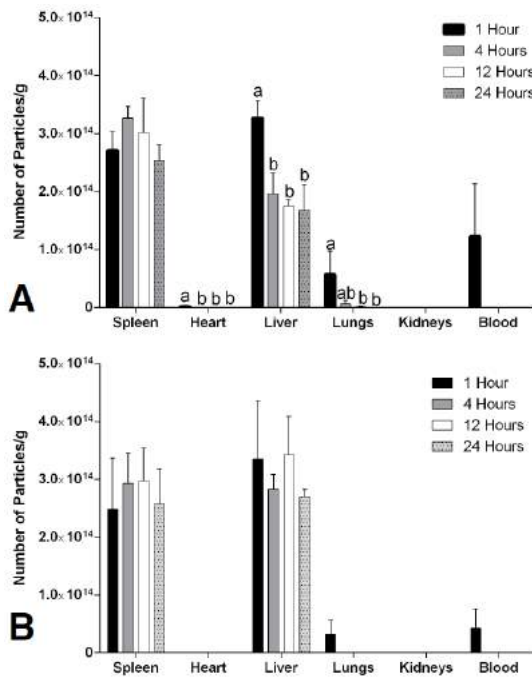


Figura 4. Dados de biodistribuição para diferentes pontos de tempo, mostrando a média (e desvio padrão) para o número de partículas de cada órgão. Figura 4-A apresenta os dados obtidos pela técnica BAC, enquanto 4-B apresenta os resultados do sistema EPR

Tempo - Os sinais formam mais elevados para o fígado e baço e mais baixo nos rins devido ao tamanho das partículas, existindo certa concentração na corrente sanguínea, após o 1 hora. Ao fim de 4 horas após administração não há partículas circulantes e o baço apresenta o seu maior valor de intensidade, e o sinal BAC para o fígado diminui significativamente, enquanto o sinal EPR não apresentou variação significativa, e por apresentarem comportamentos diferentes, não pode se determinar o início do processo de depuração, assumindo a existência de um processo biológico que altera a susceptibilidade magnética da amostra, diminuindo o sinal do sistema BAC e aumentando a sensibilidade do EPR

Conclusão

Como conclusão do estudo de biodistribuição apresentou dados sobre concentração de NPMs na corrente sanguínea após 1 hora da administração, o que proporciona maior retenção instantânea no fígado, e posteriormente com maior concentração no baço após 4 horas da administração. O estudo também proporcionou perceber que o sinal diminuiu sua intensidade após 12 horas logo depois da infusão, provavelmente indicando degradação das partículas no sistema biológico,

Foi possível validar a técnica de Biosusceptometria AC com a técnica padrão ouro, que no caso foi o sistema EPR, pois foram obtidos dados correlativos, na qual a primeira pode ser uma tecnologia acessível para fornecer informações quantitativas *ex vivo* sobre partículas no sistema biológico.

Referências

- [1] Thomas, R., Park, I.-K. & Jeong, Y. Y. Magnetic iron oxide nanoparticles for multimodal imaging and therapy of cancer. *Int. J. Mol. Sci.* 14, 15910–30 (2013)
- [2] Bakuzis, A. F. Chain formation and aging process in biocompatible polydisperse ferrofluids: Experimental investigation and Monte Carlo simulations. *Advances in Colloid and Interface Science*, v. 191, p. 1-21, 2013.
- [3] Chertok, B., Cole, A. J., David, A. E. & Yang, V. C. Comparison of Electron Spin Resonance Spectroscopy and Inductively -Coupled Plasma Optical Emission Spectroscopy for Biodistribution Analysis of Iron -Oxide Nanoparticles. *Mol Pharm* 7, 375-385, doi:10.1021/mp900161h (2010).
- [4] Ding H, W. F. Image Guided Biodistribution and Pharmacokinetic Studies of Theranostics. *Theranostics* 2(11), 1040-1053, doi:doi:10.7150/thno.4652 (2012)
- [5] MIRANDA, J. R. A. et al. A novel bi-magnetic method to study gastric antral contractions. *Physics in Medicine and Biology*, v. 42, p. 1791-1799, 1997
- [8] BRANQUINHO, L. C. et al. Effect of magnetic dipolar interactions on nanoparticle heating efficiency: Implications for cancer hyperthermia. *Scientific Reports*, v. 3, p. 2013k

PARAMETRIZAÇÃO DE UM DISPOSITIVO DE ESTIMULAÇÃO BILATERAL VISUAL PARA APLICAÇÃO EM PROTOCOLO EMDR

G. R. Figueiredo*, G. B. Borba *, B. A. V. Alberton**

*Programa de Pós Graduação em Engenharia Biomédica – PPGEb - UTFPR, Curitiba, Brasil

**Departamento Acadêmico de Eletrônica – DAELN - UTFPR, Curitiba, Brasil

e-mail: germanorosafigueiredo@gmail.com

Resumo: A Dessensibilização e Reprocessamento pelos Movimentos Oculares (EMDR – *Eye Movement Desensitization and Reprocessing*) é um protocolo terapêutico para o tratamento de transtornos de ansiedade e de estresse pós-traumático. Este protocolo baseia-se na estimulação bilateral visual, usualmente desempenhada pelo próprio terapeuta, que utiliza suas mãos como instrumento de orientação dos olhos do paciente. Neste sentido, a estimulação por meio de um dispositivo eletrônico dedicado favorece a aplicação mais precisa e consistente do protocolo EMDR. Assim, este trabalho apresenta o desenvolvimento e parametrização de um dispositivo eletrônico para estimulação bilateral visual. Para tanto, são consideradas características do sistema visual humano, como o campo de visão binocular e o movimento ocular de perseguição lenta.

Palavras-chave: Estimulação bilateral, EMDR, movimentos oculares.

Abstract: *Eye Movement Desensitization and Reprocessing (EMDR) is a therapeutic protocol aiming the treatment of anxiety and post-traumatic stress disorders. This protocol is based on the visual bilateral stimulation, usually performed by the therapist using the hands in order to guide the patient's eye movements. In this context, the stimulation by means of an automatic device for this specific purpose contributes for an accurate and consistent use of the EMDR protocol. This work presents the development and parametrization of an automatic device for the visual bilateral stimulation, based on relevant features of the human visual system, such as the binocular visual field and smooth pursuit movement.*

Keywords: *Bilateral stimulation, EMDR, eye movements.*

Introdução

Reações fisiológicas autonômicas de melhoria de estados ansiosos e readaptação comportamental estão associadas ao uso terapêutico de movimentos oculares bilateralizados e de práticas embasadas na abordagem psicológica proposta por Shapiro [1], conhecida pela nomenclatura de *Eye Movement Desensitization and Reprocessing* (EMDR) – Dessensibilização e Reprocessamento pelos Movimentos Oculares. Ela está fundamentada nas terapias comportamentais e cognitivo-comportamentais, sendo comparada à técnica de dessensibilização sistemática proposta por Wolpe [2,3].

A abordagem EMDR visa a condução dos indivíduos ao estado de atenção dual – dividida entre memória traumática e a tarefa desempenhada – bem como a eliciação de respostas fisiológicas e comportamentais [4]. Seu protocolo de aplicação possui importantes componentes psicológicos, como aponta Coubard [5]: exposição e dessensibilização; auto-controle e senso de auto-eficácia no desempenho da tarefa; foco em sensações físicas; reprocessamento e reestruturação cognitiva; e estimulação bilateral.

Estudos de meta-análise tem comprovado a melhoria de quadros clínicos em pacientes tratados por terapeutas que utilizaram a EMDR [6]. A eficácia desta abordagem é tal que ela é considerada um modelo terapêutico voltado a tratamentos de transtornos de ansiedade e de estresse pós-traumático [5,7,8,9,10]. A ansiedade e a depressão são doenças que atingem cerca de 10% da população mundial [11].

Tradicionalmente, a estimulação bilateral é desempenhada pelo próprio terapeuta, que utiliza suas mãos como instrumento de orientação visual, toques rítmicos táteis e/ou estalar de dedos próximo aos ouvidos do paciente. Embora existam relatos da utilização de dispositivos eletrônicos por terapeutas certificados em EMDR e em pesquisas científicas [12,13,14], estes não são muito difundidos.

Neste trabalho, apresenta-se o desenvolvimento de um dispositivo eletrônico para estimulação bilateral que facilita o trabalho do terapeuta/pesquisador. O dispositivo contribui para um melhor atendimento e/ou coleta de dados para pesquisa, já que permite uma estimulação parametrizável, controlada e reprodutível, favorecendo uma aplicação mais precisa do protocolo EMDR e implicando em menores esforços físicos dos terapeutas/pesquisadores na atividade. O dispositivo utiliza estimulação visual, por ser a mais difundida e a sugerida por Shapiro [1].

Bases neurofisiológicas da EMDR

A correlação existente entre estimulação bilateral e mudanças no processamento neurofisiológico obtidas com o tratamento EMDR são consequência da despotenciação (*depotentiation*) – diminuição da excitabilidade frente a estímulos ansiosos e de medo [15,16]. Embora não se observe na literatura um consenso a respeito dos mecanismos que induzem esta despotenciação, há hipóteses bastante difundidas.

Uma delas estabelece que a sobrecarga da memória de trabalho durante o protocolo exerce um papel fundamental. Sabe-se que as informações disponíveis para processamento e operações cognitivas estão localizadas na memória de trabalho, a qual apresenta pouca capacidade de armazenamento, se comparada à memória de longo prazo. Ao realizar simultaneamente duas tarefas que demandam a memória de trabalho, estas competem pelos seus recursos. Ao movimentar os olhos enquanto revocam-se as memórias emocionais (transferência da memória de longo prazo para a memória de trabalho), há menos recursos na memória de trabalho para as memórias emocionais, e estas tornam-se menos vívidas. Isto ocorre não apenas para memórias traumáticas, mas também para memórias negativas mais leves [17, 18].

Já Pagani et al. [19] constataram que os estímulos bilaterais das sessões de EMDR evocam potenciais eletroencefalográficos das regiões do córtex pré-frontal, correlacionando esta atividade cerebral a uma diminuição das respostas evitativas frente à exposição a eventos traumáticos. A estimulação bilateral favorece o reajuste das respostas emocionais, de modo que a resposta atual frente às memórias traumáticas ou de ansiedade seja melhor adaptada e traga menores danos ao indivíduo [19, 20].

Materiais e Métodos

O dispositivo desenvolvido neste trabalho orienta os movimentos oculares horizontalmente de maneira que os olhos acompanhem os estímulos luminosos para a direita e para a esquerda repetitivamente (Figura 1). As características e parametrização do dispositivo levam em consideração aspectos da visão humana relevantes para a correta estimulação bilateral.

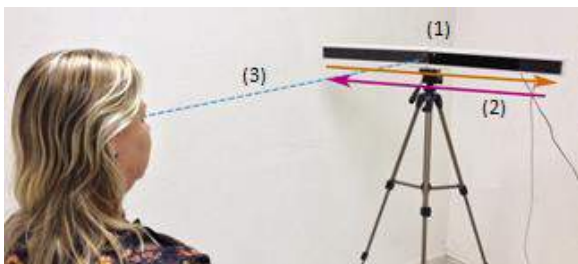


Figura 1: Dispositivo desenvolvido. Ele é composto por uma régua de LEDs (1) para a reprodução dos estímulos bilaterais (2) e é ajustável à linha de visão do paciente (3).

Campo de visão – No eixo horizontal, o campo de visão binocular humano é de $120^\circ - 60^\circ$ para a direita e 60° para esquerda [21]. Ao escolher um ponto de fixação do olhar, inicialmente o sujeito move a cabeça para uma posição confortável e, em seguida, movimenta os olhos. No entanto, caso o objeto de interesse esteja em um ponto extremo do campo de visão, gera-se uma sensação de desconforto e o indivíduo tende a movimentar a cabeça [22]. Assim, para que apenas os olhos desloquem-se, é

importante que o ângulo de visão adotado durante a estimulação esteja abaixo do limite de 120° .

Movimento ocular de perseguição lenta – A parametrização da frequência com que os estímulos luminosos se deslocam horizontalmente deve levar em consideração o movimento ocular de perseguição lenta (SPE – *smooth pursuit eye movement*). Ele consiste no movimento ocular de seguir um alvo/estímulo em movimento [23]. A efetividade desta perseguição é quantificada em termos de uma métrica denominada ganho (*gain*), obtido pela razão entre a velocidade dos olhos e a velocidade do alvo. O ganho pode assumir valores entre 0 e 1, onde 1 corresponde ao caso em que os olhos seguem o alvo de maneira perfeita. Valores de ganho de 0,9 ou acima indicam um SPE efetivo. Dessa forma, os estímulos luminosos gerados pelo equipamento devem levar em consideração este fator. Em especial, o fato de que o limite superior da velocidade de um alvo para a manutenção do SPE com ganho mínimo de 0,9 é de $90^\circ/s$ [24].

Sensação rítmica – Outro processo importante para a correta parametrização da frequência de deslocamento do estímulo visual na aplicação de EMDR é o sincronismo neuronal (*neural entrainment* ou *brain entrainment*). Este processo é obtido por meio de uma estimulação externa de frequência oscilatória padronizada, que induz uma sensação rítmica [25]. Assim, estímulos visuais excessivamente lentos comprometem a sensação rítmica e devem ser evitados.

Resultados

O dispositivo para estimulação visual biratelarizada desenvolvido consiste em uma estrutura retangular em formato de régua, contruída em MDF, de 80 cm de largura, 8 cm de altura e 5 cm de profundidade. Ela contém 32 LEDs verdes de 5 mm dispostos lado a lado horizontalmente e um painel frontal de acrílico escurecido, conforme ilustra a Figura 2. A estrutura é dobrável, de forma a facilitar o transporte e armazenamento do dispositivo (Figura 2(4)). O circuito é baseado em um microcontrolador Freescale modelo MC9S08PA4VTG e o tempo de varredura dos 32 LEDs pode ser ajustado a partir de um potenciômetro.

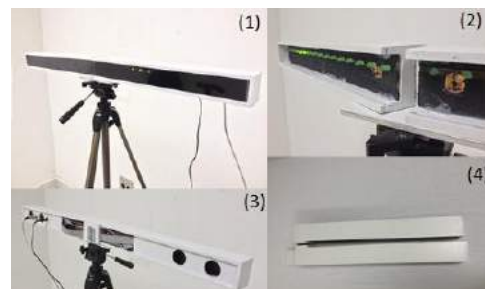


Figura 2: Vista frontal do dispositivo desenvolvido (1); disposição interna dos LEDs (2); vista posterior do dispositivo (3); dispositivo dobrado (4).

Para a aplicação do protocolo EMDR, o dispositivo é posicionado na mesma altura dos olhos do indivíduo a ser estimulado. O tripé de suporte proporciona esta possibilidade de ajuste (Figura 2(1)).

A distância entre o dispositivo e os olhos do indivíduo foi determinada tendo em vista que os terapeutas aplicam o estímulo bilateral nos pacientes em distâncias entre 90 e 110 cm. Sendo o ponto de referência 0° estabelecido pela linha central (tracejada) na Figura 3, h a distância entre o indivíduo e o dispositivo, x o ângulo de visão proporcionado para cada um dos lados e a largura do dispositivo 80 cm, o ângulo de visão é dado pela da Equação 1.

$$\theta = 2x = 2 \arctan\left(\frac{80}{2h}\right) \quad (1)$$

Assim, para uma distância de $h = 90$ cm, o ângulo de visão é de 48° . Para $h = 110$ cm, o ângulo de visão é de 40° . Estes ângulos são inferiores ao valor limite de 60° de visão lateral (Figura 3), proporcionando uma visão confortável e evitando que o paciente desloque a cabeça para acompanhar o estímulo.

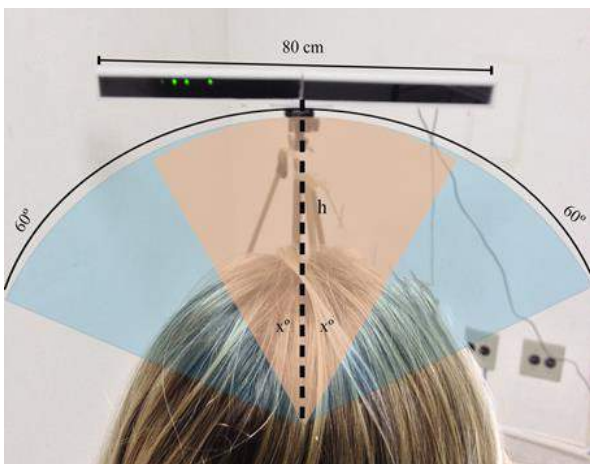


Figura 3: Ângulos de visão lateral e distância h entre o indivíduo e a régua de LEDs de 80 cm. Os limites laterais para a visão binocular humana são de 60° .

A velocidade do estímulo foi determinada levando em conta um SPE efetivo, conforme descrito na subseção Movimento ocular de perseguição lenta. O dispositivo permite tempos t de varredura dos 32 LEDs da régua entre 0,55 e 0,8 s. Com isso, a velocidade máxima do estímulo ocorre para a distância $h = 90$ cm e $t = 0,55$ s, sendo de $87^\circ/s$. A velocidade mínima do estímulo ocorre para $h = 110$ cm e $t = 0,8$ s, sendo de $50^\circ/s$. Ambas as velocidades estão abaixo do limite de $90^\circ/s$ e são rápidas o suficiente para a manutenção da sensação rítmica.

A Tabela 1 apresenta um resumo dos parâmetros obtidos para a utilização do dispositivo desenvolvido e os respectivos valores de ângulo de visão e velocidade do alvo (estímulo) resultantes.

Tabela 1: Ângulos de visão, tempos de varredura da régua de LEDs de 80 cm e velocidades do alvo em função das distâncias.

Distância entre o indivíduo e o dispositivo (cm)	Ângulo de visão binocular para régua de 80 cm ($^\circ$)	Tempo de varredura da régua de 80 cm (s)	Velocidade do alvo ($^\circ/s$)
Mín.: 90	48	0,55	87
		0,80	60
Máx.: 110	40	0,55	73
		0,80	50

Discussão

O dispositivo desenvolvido foi construído com componentes de baixo custo e que podem ser encontrados com facilidade. Por meio dele, busca-se facilitar a aplicação de estímulos visuais em EMDR. Neste sentido, para uma distância entre o equipamento e o paciente de 90 a 110 cm o alvo encontra-se dentro dos limites de conforto visual do paciente. Verifica-se também que os tempos máximo e mínimo de varredura da régua de 80 cm produzem velocidades do alvo condizentes com um SPE efetivo.

O presente trabalho contribui para a área de EMDR não apenas com a disponibilização do dispositivo *per se* (pois se trata de um projeto conceitualmente simples), mas também explicitando de forma criteriosa os parâmetros envolvidos na estimulação bilateral visual adequada, especificamente para aplicações em EMDR. Nos trabalhos acadêmicos relacionados encontrados, esta parametrização não é discutida, baseando-se exclusivamente em critérios empíricos.

Conclusão

Neste trabalho, apresentou-se o desenvolvimento e parametrização de um dispositivo eletrônico portátil para estimulação visual bilateral a ser utilizado no tratamento de transtornos de ansiedade e de estresse pós-traumático, segundo o protocolo EMDR. Para tanto, foram consideradas características do sistema visual humano relevantes para a aplicação – campo visual binocular e o movimento ocular de perseguição lenta, bem como o sincronismo neuronal na produção de sensação rítmica.

Assim, o dispositivo proposto buscou contribuir com a parametrização criteriosa dos componentes envolvidos na estimulação.

Além dos parâmetros aqui discutidos, sugere-se como trabalhos futuros o estudo do comportamento neurofisiológico frente aos estímulos e o manejo dos fatores da própria estimulação, como cor, forma, período de exposição, orientação e tempo de varredura.

Agradecimentos

Agradecimentos à Fundação Araucária, Secretaria de Estado da Ciência, Tecnologia e Ensino Superior (SETI-PR) e ao Governo do Estado do Paraná, pelo apoio financeiro recebido.

Referências

- [1] Shapiro F, Solomon RM. Eye movement desensitization and reprocessing. New York: John Wiley & Sons; 1995.
- [2] Wolpe J. Psychotherapy by reciprocal inhibition. Palo Alto: Stanford University; 1958.
- [3] Rabinovich M. Psychodynamic emotional regulation in view of Wolpe's desensitization model. *The American Journal of Psychology*. 2016; 129 (1): 65-79.
- [4] McNally R. J. Research on Eye Movement Desensitization and Reprocessing (EMDR) as a treatment of PTSD. *PTSD Research Quarterly*; 1999; 10(1): 1-7.
- [5] Coubard OA. An integrative model for the neural mechanism of eye movement desensitization and reprocessing. *Frontiers in Behavioral Neuroscience*. 2016 Apr; 10(52).
- [6] Herkt D, Tumani V, Ablner B. Facilitating access to emotions: neural signature of EMDR stimulation. *PloS One* [internet]. 2014 Aug; 9(8): e106350. Available from <http://journals.plos.org/plosone/article?id=10.1371/journal.pone.0106350>.
- [7] Shapiro F. Efficacy of the eye movement desensitization procedure in the treatment of traumatic memories. *Journal of Traumatic Stress Studies*. 1989; 2(2):199-223.
- [8] Jowett S, Karatzias T, Brown M, Grieve A, Paterson D, Walley R. Eye movement desensitization and reprocessing for DSM-5 posttraumatic stress disorder (PTSD) in adults with intellectual disabilities: A case study review. *Psychological Trauma: Theory, Research, Practice, and Policy* [internet]. 2016 Apr. Available from: <http://psycnet.apa.org/psycarticles/2016-18390-001.pdf>.
- [9] Ursano RJ, Bell C, Eth S, Friedman M, et al. Practice guideline for treatment of patients with acute stress disorder and posttraumatic stress disorder. *American Journal of Psychiatry*. 2004; 161(11).
- [10] World Health Organization. Guidelines for the management of conditions specifically related to stress. World Health Organization [internet]. 2013. Available from: <http://apps.who.int/iris/handle/10665/85119>.
- [11] World Health Organization. Investing in treatment for depression and anxiety leads to fourfold return. World Health Organization [internet]. 2016. Available from: <http://www.who.int/mediacentre/news/releases/2016/depression-anxiety-treatment/en/>.
- [12] Nieuwenhuis S, Elzinga BM, Ras PH, Berends F, Duijs P, Samara Z, Slagter HA. Bilateral saccadic eye movements and tactile stimulation, but not auditory stimulation, enhance memory retrieval. *Brain and Cognition*. 2013; 81(1): 52-56.
- [13] Bae H, Han C, Kim D. Desensitization of triggers and urge reprocessing for pathological gambling: A case series. *Journal of Gambling Studies*. 2015; 31(1): 331-342.
- [14] van den Hout MA, Engelhard IM, Rijkeboer MM, Koekebakker J, Hornsveld H, Leer A, Toffolo MJB, Akse N. EMDR: Eye movements superior to beeps in taxing working memory and reducing vividness of recollections. *Behaviour Research and Therapy*. 2010; 49(2):92-98.
- [15] Harper ML, Rasolkhani-Kalhorn T, Drzd JF. On the Neural Basis of EMDR Therapy: Insights from qEEG studies. *Traumatology*. 2009; 15(2):81-95.
- [16] Lin CH, Yeh SH, Lu HY, Grean PW. The similarities and diversities of signal pathways leading to consolidation of conditioning and consolidation of extinction of fear memory. *Journal of Neuroscience*. 2003; 23(23): 8310-8317.
- [17] van den Hout MA, Engelhard IM. How does EMDR work? *Journal of Experimental Psychopathology*. 2012; 3(5): 724-738.
- [18] Andrade J, Kavanagh D, Baddeley A. Eye-movements and visual imagery: A working memory approach to the treatment of post-traumatic stress disorder. *British Journal of Clinical Psychology*. 1997; 36(2): 209-223.
- [19] Pagani M, Di Lorenzo G, Monaco L, Daverio A, Giannoudas I, La Porta P, Verado AR, Niolu C, Fernandez I, Siracusano A. Neurobiological response to EMDR therapy in clients with different psychological traumas. *Frontiers in Psychology*. 2015 Oct; 6(1614).
- [20] Ge R, Fu Y, Wang D, Yao L and Long Z. Age related alterations of brain network underlying the retrieval of emotional autobiographical memories: an fMRI study using independent component analysis. *Frontiers in Human Neuroscience*. 2014 Aug; 8(629).
- [21] Henson DB. *Visual Fields*. New York: Oxford University Press; 1993.
- [22] Skodras E, Kanas VG, Fakotakis N. On visual gaze tracking based on a single low cost camera. *Signal Processing: Image Communication*. 2015; 36: 29-42.
- [23] Barnes GR. Cognitive processes involved in smooth pursuit eye movements. *Brain and Cognition*. 2008; 68(3): 309-326.
- [24] Meyer CH, Lasker DA and Robinson DA. The upper limit of human smooth pursuit velocity. *Vision Research*. 1985; 25(4): 561-563.
- [25] Coubard OA. Eye Movement Desensitization and Reprocessing (EMDR) re-examined as cognitive and emotional neuroentrainment. *Frontiers in Human Neuroscience*. 2015 Jan; 8(1035).

SISTEMA MICROCONTROLADO PARA AJUSTE DE PRESSÃO EM VÁLVULA PARA DRENO TORÁCICO

A. A. F. Quevedo*, M. G. C. Toneloto** e M. M. Moreira**

*DEB / FEEC – UNICAMP e CEB – UNICAMP, Campinas, Brasil

** FCM – UNICAMP, Campinas, Brasil

e-mail: quevedo@ceb.unicamp.br

Resumo: Este trabalho mostra o desenvolvimento e os primeiros resultados obtidos na adaptação eletromecânica de um sistema para controle de parâmetros de uma válvula desenvolvida para dreno torácico em pacientes com fistula broncopleurar sob ventilação artificial. O sistema foi desenvolvido usando uma placa de desenvolvimento para microcontroladores ARM e componentes de fácil aquisição no mercado nacional. Os resultados iniciais são muito promissores e indicam novos caminhos para a pesquisa no tema.

Palavras-chave: fistula broncopleurar, ventilação artificial, microcontrolador.

Abstract: *This article shows the development and initial results for an electromechanic adaptation designed to control the pressure of a thoracic drain in patients with bronchopleural fistula under artificial ventilation. The system was designed using an ARM microcontroller development board and components easily acquired in the national market. Initial results are very promising, indicating new paths for research in the area.*

Keywords: *bronchopleural fistula, artificial ventilation, microcontroller.*

Introdução

A fistula broncopleurar (FBP) é uma complicação grave que pode ocorrer em pacientes submetidos à ventilação mecânica. Ela se traduz por fuga aérea para dentro do espaço pleural, podendo ser decorrente de lesões da árvore traqueobrônquica ou do parênquima pulmonar. Manifesta-se por pneumotórax que, após drenagem, resulta em perda aérea para o exterior. Dentre as suas principais causas, podemos citar: a pneumonia, a radioterapia, os tumores, a tuberculose, a cirurgia, o trauma, as intubações recorrentes e a ventilação mecânica prolongada [1].

Pacientes com FBP submetidos à ventilação mecânica enfrentam problemas adicionais. O uso da pressão positiva exerce força na sutura brônquica, acentuando o mecanismo de mola e aumentando ainda mais a tendência das bordas a se distanciarem. A este problema somam-se outros comprometimentos que podem prolongar o tempo de ventilação mecânica, como a instabilidade hemodinâmica, o déficit neurológico e as infecções nosocomiais. Nesta situação, a FBP apresenta alta morbidade e mortalidade [2].

Na tentativa de reduzir as complicações decorrentes do uso de ventilação mecânica, um grupo de pesquisadores da Faculdade de Ciências Médicas da Universidade Estadual de Campinas desenvolveu uma válvula que pressuriza o frasco do dreno torácico com uma parcela da pressão inspiratória do ventilador mecânico, durante a fase inspiratória, liberando a pressão durante a fase expiratória [3], [4]. Assim, durante a fase inspiratória a pressão positiva é parcialmente contrabalançada no espaço interpleural, evitando o acúmulo de ar na região. Entretanto, o ajuste original da fração da pressão inspiratória apresentava baixa resolução, pois consistia de uma válvula tipo agulha de 4 voltas, controlada manualmente. Por esta razão, desenvolveu-se um sistema microcontrolado para controlar com alta resolução e exatidão a abertura da válvula, permitindo um ajuste preciso da fração de pressão inspiratória usada na pressurização do dreno, com a característica adicional de poder medir dinamicamente as pressões endotraqueal e transpulmonar.

Materiais e métodos

A válvula original consiste de um bocal sobre o qual se assenta um diafragma flexível (Figura 1). O diafragma é acionado pela pressão proximal (pressão gerada no sistema respiratório), através de um tubo flexível conectado à conexão “Y” do paciente ao ventilador (Figura 2). Em função das dimensões do bocal e do diafragma, existe uma relação de 1:2 entre a pressão proximal e a pressão de fechamento do dreno. Ou seja, quando a pressão proximal é de 10 cmH₂O, a pressão de oclusão do dreno é de 20 cmH₂O. De forma a permitir o ajuste de valores menores de pressão de oclusão em relação à pressão proximal, é utilizada uma válvula tipo agulha, que permite o escape de um fluxo controlado. Quanto maior o fluxo de escape da linha proximal, menor a pressão de atuação do diafragma. Dessa forma é possível realizar o ajuste adequado da pressão de alívio de dreno, de forma a evitar a pressurização do espaço pleural. Em suma, esse dispositivo nada mais é que uma válvula equilibradora de pressão de dreno, que mantém a pressão pleural ligeiramente abaixo da intrapulmonar, permitindo o alívio do volume pleural, e minimizando o escape de gás.

Adaptação mecânica – Para um controle exato do grau de abertura da válvula de agulha, decidiu-se adaptar um motor de passo que realizasse o giro da mesma. Utilizou-se um motor modelo 28BYJ-48, normalmente vendido para experimentos com placas Arduino. Este motor de passo unipolar possui uma caixa de redução interna com relação de 64:1, aumentando o torque e determinando um número maior de passos por volta. O torque máximo no eixo é de 300 gf.cm (sob alimentação de 5V) e o número de passos por volta é de 4096.

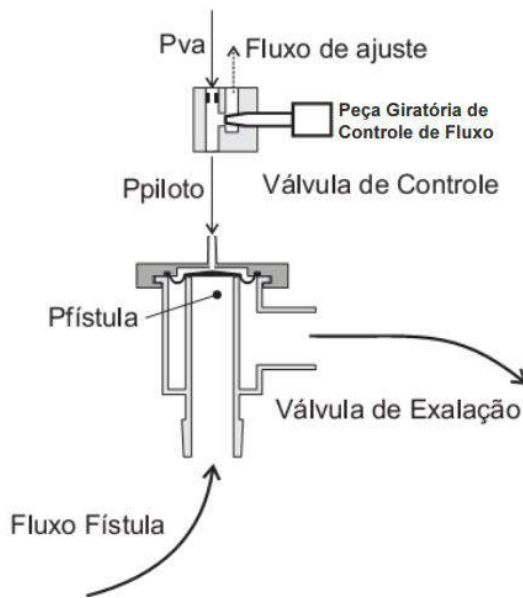


Figura 1: Esquema físico do controle da válvula de exalação a partir da regulagem de fluxo (válvula de controle). Pva é a pressão da via aérea; Ppiloto é a pressão transmitida da via aérea para o diafragma da válvula.

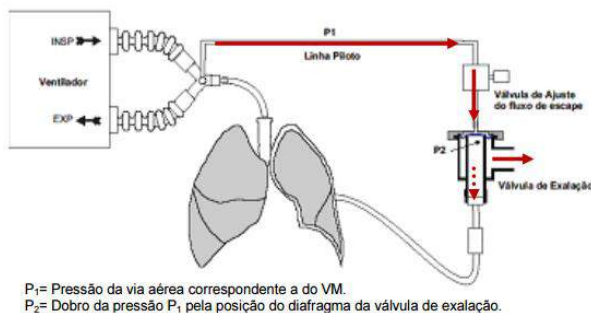


Figura 2: Esquema de aplicação do dispositivo acoplado ao dreno de tórax e sua interligação com o sistema de ajuste de fluxo.

Como a válvula de agulha havia sido montada em uma caixa plástica, decidiu-se adaptar dois pequenos tubos metálicos na caixa, um de cada lado do eixo da válvula. Foram fixados dois pinos metálicos às abas de fixação do motor, e estes pinos foram introduzidos nos tubos. Uma bucha metálica foi usada para prender o eixo do motor ao eixo da válvula. O arranjo de tubo e pino foi necessário, pois ao ser girado o eixo da válvula de agulha. A mesma se desloca para cima ou para baixo,

e o motor precisa acompanhar este movimento. O resultado é a possibilidade do motor se mover em translação vertical, mas sem possibilidade de rotação em torno de seu eixo. A montagem final pode ser vista na Figura 3.

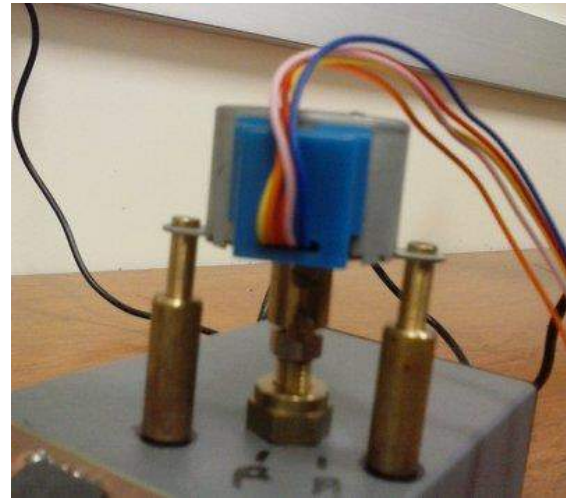


Figura 3: Foto da adaptação mecânica do motor de passo para movimentação da válvula de agulha.

Eletrônica – O sistema de controle eletrônico foi elaborado com base na placa de desenvolvimento FRDM-KL25 da NXP. Esta placa contém um microcontrolador de arquitetura ARM Cortex M0+, com headers de conexão e interface USB para programação e depuração. O microcontrolador possui vários periféricos integrados, o que simplifica o circuito final. Os circuitos adicionais de interface foram montados em uma placa projetada para esta finalidade, a qual se encaixa sobre a placa FRDM, como um *shield*.

A interface com o motor de passo é feita com o auxílio de um circuito integrado ULN2003A, que consiste de quatro *drives* de potência para os enrolamentos do motor. O controle é realizado por 4 saídas digitais do microcontrolador.

Para a interface com o usuário, foi necessário implementar um teclado para a entrada dos valores de abertura da válvula, e um *display* para a visualização das mensagens. O teclado usado foi um matricial de 12 teclas, com os 10 algarismos e mais os símbolos “#” e “*”, usando 7 linhas digitais simples (4 saídas como linhas e 3 entradas como colunas). Os eventos do teclado são tratados por interrupção, sendo que para o microcontrolador usado, as entradas selecionadas para as colunas podem ser configuradas para requisitar a interrupção diretamente. O *display* usado foi um LCD gráfico de 128x64 pontos, conhecido como *Nokia 5110*, muito usado em montagens com Arduino. Este módulo usa interface SPI, a qual o microcontrolador usado suporta por *hardware*.

A fim de prover um *feedback* auditivo para o usuário durante a entrada de valores pelo teclado, um pequeno *buzzer* piezoelétrico foi ligado a uma saída digital do microcontrolador. A corrente de acionamento deste

buzzer é muito baixa, e a saída digital é capaz de fornecer diretamente a corrente necessária.

A posição corrente do motor (determinada como um percentual da excursão total da válvula: 0% para totalmente aberta e 100% para totalmente fechada) poderia ser guardada na memória RAM do microcontrolador, mas isto exigiria a manutenção constante da alimentação do mesmo. Como o motor de passo combinado com a caixa de redução consegue manter a posição da válvula mesmo estando desligado, optou-se por manter a informação sobre a abertura da válvula em uma memória não-volátil. Para isso, utilizou-se um circuito integrado 24C01, de memória EEPROM de 1kbits (128 Bytes) com interface I2C, também suportada por *hardware* pelo microcontrolador.

Durante a discussão do projeto do controlador, surgiu a ideia de monitorar as pressões presentes em vários pontos do sistema. Assim, foram adicionados dois sensores de pressão diferencial MPXV4006DP da NXP. Este sensor possui uma versão com alimentação de 3.3V, e tem fundo de escala de 6kPa (apenas pressões positivas), suficiente para as faixas de pressão encontradas nos ventiladores pulmonares. Os sensores foram ligados a duas entradas do microcontrolador configuradas como conversores Analógico-Digitais. Um dos sensores teve sua tomada de pressão superior conectada ao tubo de pressão proximal da válvula e a tomada de pressão inferior deixada em aberto, medindo assim a pressão endotraqueal em relação à atmosférica. O outro sensor teve sua tomada de pressão superior conectada no mesmo ponto que o primeiro sensor, e sua tomada de pressão inferior conectada através de um adaptador à saída da válvula para o dreno torácico, recebendo assim a pressão gerada pela válvula. Desta forma, este sensor mede a pressão transpulmonar.

Para que o sistema pudesse transmitir as medições de pressão para um receptor remoto, um módulo *bluetooth* serial tipo HC-06 foi conectado a uma porta serial assíncrona do microcontrolador. A Figura 4 mostra o sistema completo incluindo a válvula do dreno e a conexão ao ventilador.



Figura 4: Visão geral do sistema, com a válvula de dreno à esquerda, a válvula de agulha com o motor e os sensores de pressão na parte de cima, e o sistema eletrônico na parte de baixo.

Firmware – O programa que faz a interface com o usuário, comanda o giro do motor e amostra e transmite os valores de pressão foi escrito em C com o auxílio do programa *CodeWarrior* da NXP, com o *plugin Processor Expert*, que permite configurar *drivers* para os principais periféricos. Ao ser iniciado, o programa principal lê o valor de abertura atual, bem como o número de passos necessários para abrir ou fechar 1% do total (gravado na EEPROM por um programa de calibração escrito para esta finalidade), e depois fica aguardando a entrada de valores de abertura da válvula pelo teclado e comandando o motor. A cada novo valor de abertura, o mesmo é gravado na EEPROM.

O motor roda a 100 passos por segundo, no modo de *full step*. Isto garante o máximo de torque neste motor, evitando o “escorregamento” do passo, o que introduziria um erro de *offset* na abertura da válvula. A desvantagem em usar um baixo número de passos por segundo é o longo tempo para se reajustar a abertura da válvula. Do fechamento até a abertura total, são cerca de 16.000 passos, o que demanda 160 segundos. Entretanto, para esta aplicação, esta lentidão não constitui um grande problema, pois os parâmetros hemodinâmicos variam lentamente.

Uma interrupção periódica iniciada por um temporizador controla a aquisição dos valores lidos pelos sensores, a uma taxa de 20Hz. Os valores são convertidos em uma “string” e transmitidos a 9600bps pela porta serial para o módulo *Bluetooth*, em formato CSV.

Testes – Os primeiros testes realizados foram relativos à calibração do motor de passo, ou seja, encontrar a posição de fechamento total da válvula de agulha e contar quantos passos são necessários para abri-la completamente. Para isso, um programa de calibração foi escrito, o qual permite o usuário entrar um número de passos determinado, indicando a direção. O usuário busca manualmente os pontos de abertura e fechamento totais da válvula de agulha, e marca estes pontos. O programa então coloca o motor na posição de fechamento total e determina o valor zero na EEPROM como posição do mesmo, além de gravar nesta mesma EEPROM o número de passos necessários para abrir ou fechar a válvula em 1% da sua excursão máxima.

Após a calibração, foram feitos vários testes com abertura e fechamento da válvula em vários valores, para verificação da repetibilidade, ou seja, se ao longo de vários ajustes de abertura aparece algum desvio dos valores de abertura e fechamento máximos.

Após a verificação de repetibilidade, os experimentos realizados com a válvula original foram repetidos após o acréscimo do sistema de controle. Foram feitos dois testes piloto, nos quais porcos saudáveis foram submetidos à cirurgia (procedimentos aprovados pela Comissão de Ética na Experimentação Animal do Instituto de Biologia da Universidade Estadual de Campinas, protocolo nº 1685-1(A)), na qual uma fistula broncopleurale foi induzida. Foram experimentados vários valores de abertura da válvula de

agulha, e após cada ajuste foram dados 5 minutos para estabilização da gasometria. Então, foram recolhidas amostras de sangue arterial e venoso para análise de gasometria em laboratório. Simultaneamente, as medidas de pressão foram coletadas para análise posterior.

Resultados

Foi verificada uma excelente repetibilidade no movimento do motor. Ou seja, após vários acionamentos do motor, os limites de abertura e fechamento não mudaram.

Nos testes com animais, verificou-se que os melhores resultados, isto é, a manutenção de parâmetros vitais mais estável, foram obtidos com percentuais de fechamento entre 70% e 80%, coincidindo com os resultados do projeto original, nos quais a condição ótima ocorreu para 3 voltas de fechamento da válvula (75%).

Foram obtidas curvas de pressão para vários graus de fechamento da válvula. As Figuras 5 e 6 mostram as curvas de pressão endotraqueal e transpulmonar para fechamentos na válvula de agulha de 35% e 80% respectivamente (unidades arbitrárias de pressão).

Discussão

Apesar de aparentemente simples, o projeto do sistema envolveu soluções bastante criativas a fim de manter o custo do sistema reduzido mantendo o máximo de funcionalidade. O uso de componentes comuns no mercado de *hobby* facilita sua aquisição e reduz os custos, além de agilizar o processo de desenvolvimento. As ferramentas de programação também ajudam no desenvolvimento rápido.

Apesar da baixa velocidade de mudança de abertura na válvula, o resultado foi adequado para a aplicação, garantindo que o motor não “perca” passos, o que descalibraria o conjunto.

O sistema de medição de pressões funcionou a contento, como se pode ver nas Figuras 5 e 6. Nota-se mudanças significativas na pressão transpulmonar para os dois graus de fechamento da válvula. Os sensores ainda não foram calibrados para medir quantitativamente as pressões em cmH_2O , mas isto será feito em breve, antes da realização de mais experimentos.

Conclusão

O sistema desenvolvido mostra que é possível, com a tecnologia de sistemas embarcados disponível, desenvolver instrumentação biomédica com baixo custo e grande utilidade. Novos testes serão feitos com animais, buscando entender melhor as curvas de pressão transpulmonar em diversas situações, visando eventualmente a adaptação do sistema para um controle em malha fechada.

Agradecimentos

Os autores gostariam de agradecer ao FAEPEX (UNICAMP) pelo financiamento da pesquisa, e à INOVA – UNICAMP pelo apoio nos depósitos de patentes do projeto original e do sistema de controle além do CEB – UNICAMP pela ajuda na adaptação mecânica deste projeto.

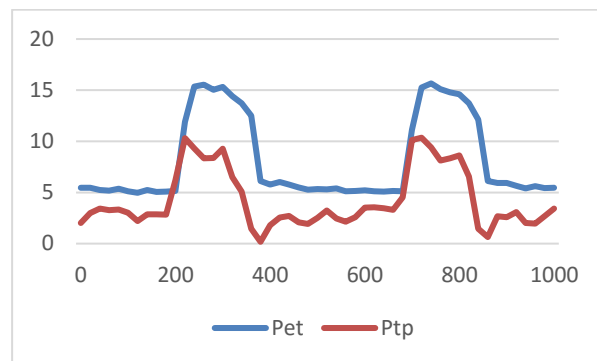


Figura5: Curvas de pressão endotraqueal (Pet) e pressão transpulmonar (Ptp), em cmH_2O , para um fechamento de 35% na válvula de agulha. Tempo em ms.

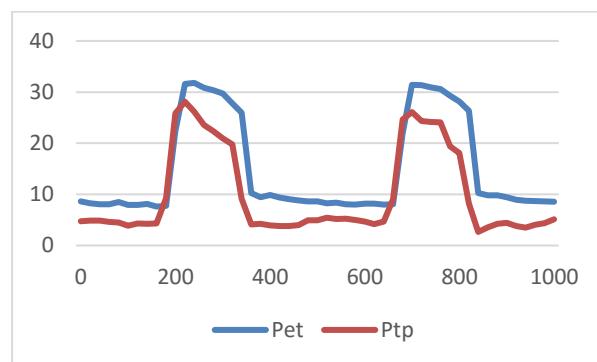


Figura6: Curvas de pressão endotraqueal (Pet) e pressão transpulmonar (Ptp), em cmH_2O , para um fechamento de 80% na válvula de agulha. Tempo em ms.

Referências

- [1] Cavicchia, MG. et al. Ventilação mecânica em pacientes com fístula broncopulmonar: Relato de 2 casos. *Revista Brasileira de Terapia Intensiva*. 2002; 14(2) 55-58.
- [2] Scordamaglio PR. et al. Tratamento endoscópico de fístulas da árvore traqueobrônquica com dispositivos para a correção de defeitos do septo interatrial: resultados preliminares. *Jornal Brasileiro de Pneumologia*. 2009; 35(11) 1156-1160.
- [3] Toneloto, MGC. Válvula de oclusão inspiratória regulável e capnografia volumétrica na fístula broncopulmonar experimental: particularização terapêutica [tese]. Campinas: Universidade Estadual de Campinas; 2012.
- [4] INOVA Unicamp. Dispositivo de Oclusão para Fístula Broncopulmonar [internet]. Available from: http://www.inova.unicamp.br/sici/visoes/ajax/ax_pdf_divulgacao.php?token=Lp0q8fMm

ESFIGMOMANÔMETRO DIGITAL DE BAIXO CUSTO USANDO HARDWARE EMBARCADO E INTERNET DAS COISAS

C. S. Freire¹, E. C. S. Dantas^{1,3}, P. V. E. Souza^{1,2}, I. L. Barbacena^{1,2,3} e C. S. Moreira^{1,2,3}

¹Instituto Federal da Paraíba, João Pessoa, Paraíba, Brasil

²Departamento de Engenharia Elétrica, João Pessoa, Paraíba, Brasil

³Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica, João Pessoa, Paraíba, Brasil

e-mail: cleumar.moreira@ifpb.edu.br

Resumo: Este trabalho apresenta um esfigmomanômetro digital de baixo custo usando *hardware* embarcado e Internet das Coisas (IoT). O circuito de aquisição da pressão arterial baseia-se no método oscilométrico em que um *hardware* embarcado é utilizado para processar e transmitir informações da pressão arterial via Wi-Fi. O simulador de pressão arterial e batimentos cardíacos da Bio-Tek® foi utilizado para simular diferentes condições de paciente e avaliar a precisão das medidas e transmissão dos dados do protótipo. Os resultados foram obtidos por meio de ensaios os quais se analisou a média e desvio-padrão das medidas realizadas pelo equipamento.

Palavras-chave: Esfigmomanômetro, IoT, Pressão Arterial, Sistemas Embarcados.

Abstract: *This work presents a low-cost digital sphygmomanometer using embedded hardware and Internet of Things. The blood pressure acquisition circuit is based on the oscillometric method which an embedded hardware is used for data processing and transmission via Wi-Fi. The Bio-Tek® blood pressure and heartbeat simulator were used for perform different patient conditions and evaluate the accuracy and data transmission of the prototype. The results were obtained by essays in which were analyzed the average and standard deviation of measures performed by the device.*

Keywords: *Blood Pressure, Embedded Systems, IoT, Sphygmomanometer.*

Introdução

Na área de estudo de sistemas cardiovasculares, existem diversas patologias que estão relacionadas a valores anormais da Pressão Arterial (PA). A PA é a pressão exercida pela circulação do sangue nas paredes dos vasos sanguíneos e ela está relacionada ao ciclo cardíaco. O ciclo cardíaco possui dois períodos: (i) Sístole e (ii) Diástole. Na sístole ventricular, o sangue é bombeado dos ventrículos para as Artérias, o que resulta em uma PA máxima denominada de Pressão Arterial Sistólica (PAS). Na diástole ventricular, ocorre dilatação dos ventrículos, o que resulta em uma PA mínima, denominada de Pressão Arterial Diastólica (PAD) [1].

Dados da Organização Mundial da Saúde (OMS) indicam que os valores médios da PAS no Brasil variam entre 125,7 e 136,5 mmHg para os homens e 117,5 a 127,7 mmHg para as mulheres [2]. Um estudo da Agência Nacional de Vigilância Sanitária (ANVISA) apontou que, em 2004, 17 milhões de brasileiros, aproximadamente, eram portadores de hipertensão, atingindo 35% da população com pelo menos 40 anos. No Serviço Único de Saúde (SUS), a hipertensão é a causa mais comum das internações entre os idosos e é a principal doença do sistema cardiovascular [3]. Estima-se que a hipertensão seja a causa de 12,5% de mortes no mundo, ou seja, aproximadamente 7,5 milhões de pessoas. A PA elevada é um indicador de risco para doença cardíaca coronária, isquêmica, acidente vascular cerebral (AVC) e outras patologias do sistema circulatório [4].

Embora o estudo dos sinais de PA seja bem consolidado na Medicina, há uma grande demanda de aprimoramentos, principalmente quanto a eficiência, portabilidade e integração destas tecnologias com tecnologias de transmissão sem fio, como a Internet das coisas ou IoT (*Internet of Things*) [5].

Os esfigmomanômetros digitais são equipamentos utilizados para medir a PA sem a necessidade de um profissional de saúde. Eles são regulamentados pela Portaria Inmetro/Dimel nº 96/2008 [6]. Esta regulamentação, define que o teste clínico em ensaios com simulador de paciente apresente um erro médio máximo de até 5 mmHg (0,7 KPa) e desvio padrão experimental máximo de 8 mmHg (1,1 KPa). Há disponível, no mercado, aparelhos cujos preços variam de R\$ 80,00 a R\$ 400,00¹ reais. Apesar dos equipamentos possuírem baixo-custo, eles não possuem recursos para realizar exames contínuos como, por exemplo, a Monitorização Ambulatorial de Pressão Arterial (MAPA) ou, mesmo, a possibilidade de transmitir os resultados via Internet, por exemplo, para acompanhamento dos dados em tempo real por um profissional de saúde [7].

Para transmitir os sinais de pressão adquiridos, foi desenvolvido um sistema embarcado de baixo custo, usando a plataforma Arduino e o módulo ESP8266-01,

¹Valores referentes ao mercado nacional, entre os dias 18 a 26 de abril de 2016 nos portais e lojas: CardioMed, Americanas, Walmart, MercadoLivre, Farmácias: PagueMenos, Drogasil e FTB.

para aquisição, medição e transmissão da PA via Wi-Fi e, com recursos da IoT possibilitar o monitoramento remoto dos pacientes por profissionais de saúde através de acesso a um servidor Web.

Materiais e Métodos

Os métodos não invasivos mais utilizados para a medição da PA são: o auscultatório e o oscilométrico. No método auscultatório, o profissional de saúde utiliza um esfigmomanômetro aneróide para determinar a PA por meio do monitoramento dos sons de Korotkoff. No método oscilométrico, as variações de pressão no manguito são monitoradas por um transdutor eletrônico de pressão que combinado a um circuito condicionador de sinal e microcontrolador, permitem o cálculo da PAS e PAD [8].

Embora o método auscultatório seja bem difundido na medicina, existe a necessidade de um profissional qualificado para realizar a medição da PA. Por outro lado, o método oscilométrico vem difundindo-se, tendo em vista que os dispositivos são mais precisos e eliminam a necessidade de um profissional qualificado para realizar a medição.

Semelhante ao método auscultatório, a captura do sinal de PA no método oscilométrico faz-se pelo inflar do manguito até uma pressão superior a PAS, respeitando o limite máximo de pressão de 260 mmHg [6]. Atingido um valor superior a PAS, a pressão do manguito é liberada gradativamente, para que seja possível detectar as oscilações na pressão do manguito. As amplitudes destas oscilações possuem informação sobre a pressão exercida nas artérias, e os resultados das medidas de PAS e PAD são exibidos após a análise destes pulsos. A Figura 1 ilustra o sinal de pressão do manguito e os pulsos oscilométricos.

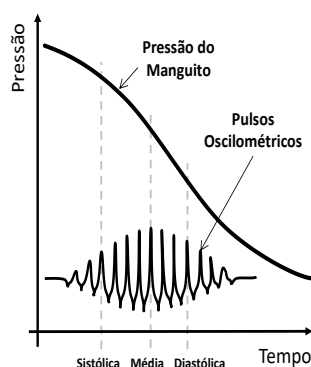


Figura 1: Sinais utilizados pelo método oscilométrico (Adaptado de Nara et al, 1996).

Os passos para medição da PA, no método oscilométrico, são:

1. Detecção dos pulsos oscilométricos.
2. Mensuração da amplitude dos pulsos e a identificação dos picos.
3. Identificação da Pressão Arterial Média (PAM) e, finalmente, o cálculo das PAS e PAD.

Para o cálculo da PAS e PAD, são normalmente utilizadas frações fixas da PAM. Alguns destes limiares

encontrados na literatura são de: 0,5 e 0,66 [8][9] ou 0,55 e 0,85 [10].

Protótipo de Aquisição e Cálculo da PA

Para que seja possível a aquisição e transmissão dos sinais da PA pela Internet foi desenvolvido um protótipo utilizando a plataforma Arduino Uno R3, módulo IoT ESP8266-01, sensor de pressão *Freescale Semiconductor* MPX2050, manguito, braçadeira e pera.

Para utilizar o método oscilométrico, foi necessário condicionar o sinal do sensor de pressão às especificações do conversor A/D do Arduino. A Figura 2 ilustra o Diagrama de Blocos do protótipo desenvolvido.

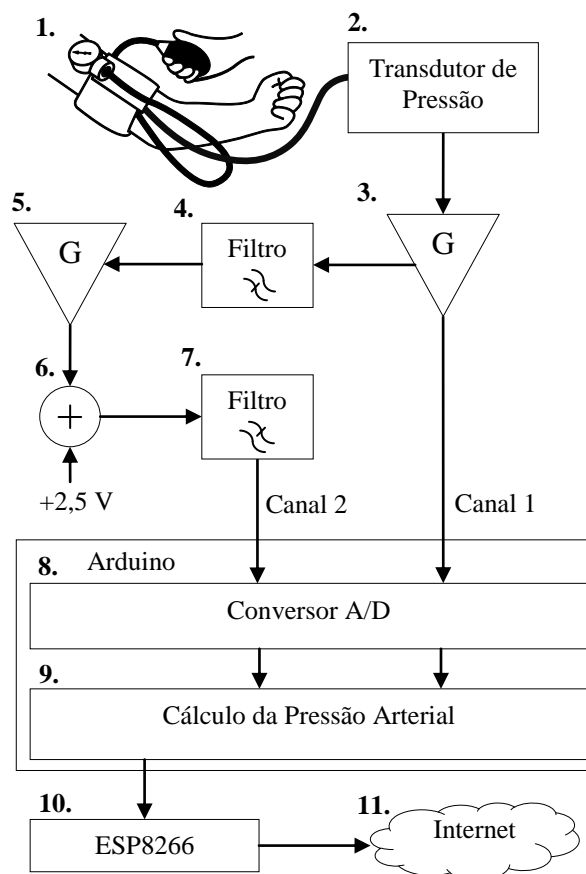


Figura 2: Diagrama de Blocos do protótipo.

O bloco 1 da Figura 2 ilustra a conexão do manguito ao braço do paciente e ao transdutor de pressão. O sinal de pressão é convertido em sinal elétrico pelo sensor MPX2050 representado no bloco 2. Esse sensor possui uma curva de resposta linear e faixa de operação que varia de 0 a 50 KPa (o que corresponde a uma variação de 0 a 375 mmHg). O sinal é amplificado no bloco 3 para que a tensão de saída esteja na faixa de operação do conversor A/D. O bloco 4 tem a função de eliminar o nível DC do sinal e isolar os pulsos oscilométricos.

Os pulsos oscilométricos são amplificados no bloco 5. No bloco 6, uma tensão de *offset* de 2,5 V é adicionada ao sinal oscilométrico para evitar que tensões negativas danifiquem o Arduino e que o sinal possa ser completamente amostrado, com base no referencial mínimo e máximo do conversor A/D do

Arduíno. No bloco 7, o sinal passa por um filtro passa-baixas a fim de eliminar ruídos. No bloco 8, ambos os canais (Canal 1 – Pressão do manguito e Canal 2 – Sinal oscilométrico) são amostrados a uma frequência de amostragem de 900Hz.

No bloco 9, o algoritmo processa as informações dos dois canais para a realizar o cálculo da PA. No bloco 10, as informações da PAS, PAM, PAD e Pulso são transmitidas via Wi-Fi pelo módulo ESP8266 para um dispositivo móvel conectado à rede.

Algoritmo de Cálculo da PA no Arduino

O módulo Arduino possui 2 KBytes de SRAM, o que possibilita gravar até 1.024 amostras do tipo short. Uma vez que a frequência de amostragem utilizada foi de 900Hz, a quantidade de informação armazenada seria equivalente a apenas 1,13 segundos do sinal [8].

Sabendo que a duração de uma medição dura cerca de 20s a 40s foi necessário aprimorar o algoritmo para economizar a memória do dispositivo. Logo, uma janela de tamanho variável N armazena os valores convertidos do sinal oscilométrico e extrai informações como: amplitude dos pulsos oscilométricos e o valor de pressão no manguito associado.

Após estes procedimentos, a quantidade de memória necessária foi reduzida, o que viabilizou a construção do protótipo. Os resultados da PA foram calculados pela busca dos pontos chave no *buffer* das amplitudes dos pulsos oscilométricos. Os limiares escolhidos para os cálculos da PAS e PAD foram de, respectivamente, 0,5 e

0,66. A Figura 3 ilustra o resultado do algoritmo de detecção dos pulsos oscilatórios e os valores de pressão armazenados na memória.

A conversão do valor medido para mmHg foi realizada mediante ao mapeamento e interpolação da curva característica e amplificação do sinal de saída do sensor. Este método foi escolhido, ao invés da fórmula direta, por apresentar melhor facilidade para futuras calibrações do dispositivo.

Após a medição, os dados foram transmitidos via Wi-Fi para um servidor WEB, por meio do protocolo TCP/IP, permitindo o acompanhamento em tempo real e viabilizando exames como o MAPA.

Resultados

Para avaliar a eficiência do protótipo, foi utilizado o simulador de Pressão e Calibração da *Bio-Tek Instruments Inc.*, modelo *BP Pump 2*. Este equipamento é capaz de simular o comportamento oscilométrico de um paciente para diferentes condições.

Com a finalidade de avaliar a eficiência e a acurácia do protótipo foram realizados 30 ensaios, com 7 diferentes configurações do simulador. Foram realizados os seguintes ensaios: 3 níveis diferentes de PA normal, 1 nível de Pré-Hipertensão, 1 com nível de Hipertensão leve, 1 com nível de Hipertensão moderada e 1 com nível de Hipertensão grave. Os resultados dos testes estão apresentados na Tabela 1, a qual ilustra as médias e os desvios-padrão dos valores calculados pelo protótipo. A Figura 4 ilustra o módulo de medição da PA desenvolvido em Arduino.

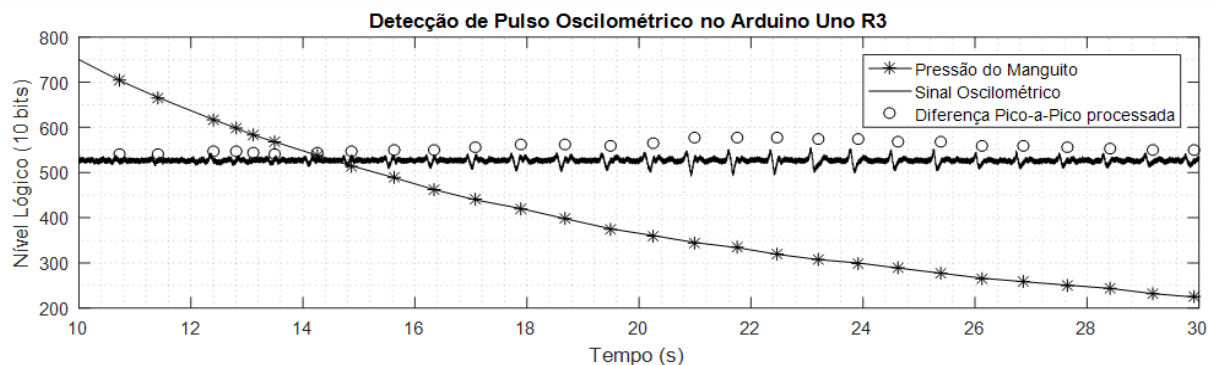


Figura 3: Pontos de Pico e Valores de Pressão do Manguito Detectados e Salvos na Memória do Arduino.

Tabela 1: Quadro comparativo da pressão do simulador com a pressão indicada pelo método oscilométrico.

Valores de Pressão Simulados	Pressão Arterial Sistólica Medida (mmHg)	Pressão Arterial Diastólica Medida (mmHg)	Pulso Medido (bpm)
110/70 @ 75 (Saudável)	114,87 ± 2,85	69,74 ± 2,25	75,41 ± 0,53
120/80 @ 60 (Saudável)	121,68 ± 3,45	82,87 ± 5,56	60,25 ± 0,25
120/80 @ 75 (Saudável)	122,58 ± 4,35	83,06 ± 5,90	75,11 ± 0,52
120/90 @ 90 (Pré-Hipertensão)	122,90 ± 2,97	87,65 ± 1,74	91,24 ± 1,10
140/90 @ 75 (Hipertensão leve)	144,70 ± 1,88	88,61 ± 1,76	75,29 ± 0,41
160/100 @ 75 (Hipertensão moderada)	165,29 ± 1,91	99,39 ± 2,69	75,19 ± 0,53
180/110 @ 75 (Hipertensão grave)	184,87 ± 2,78	108,87 ± 2,17	75,20 ± 0,57

Obs.: Modelo: PAS/PAD @ Pulso em Batimentos por Minuto (Diagnóstico). Total de 30 ensaios realizados para cada configuração. Valores Médios com seus respectivos Desvio Padrão.

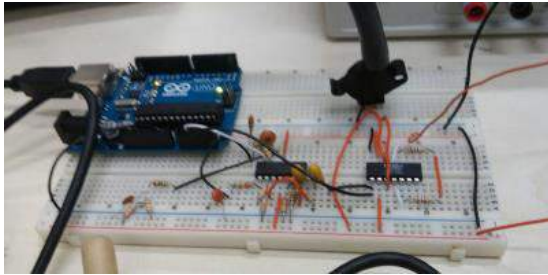


Figura 4: Protótipo de aquisição da Pressão Arterial.

Discussão

O protótipo teve um custo aproximado de R\$ 350 reais, considerando os componentes adquiridos no mercado nacional. No atacado, estima-se que este preço seja reduzido para algo entre R\$ 90 e 150 reais², permitindo a competitividade de mercado. Foi observado que a média da PAS obtida nos testes ultrapassou em 5,29 mmHg o valor de referência utilizado. Segundo Inmetro, a diferença entre o valor medido e o de referência não pode ultrapassar 5 mmHg. Isto sugere que sejam realizados ajustes no algoritmo de cálculo da PAS. Contudo, as demais medidas ficaram dentro da margem de erro estabelecida pelo Inmetro. É válido ressaltar que o protótipo desenvolvido tem o objetivo de permitir o monitoramento remoto, via Internet, de pacientes com mobilidade reduzida e dificuldade de transporte até uma unidade de saúde.

Conclusão

O protótipo demonstrou ser eficaz, conseguindo capturar o sinal de pressão do manguito, calcular os valores da PAM, PAS, PAD e batimentos cardíacos e transmitir os dados via TCP/IP pelo módulo ESP8266-01. Isto proporciona melhores recursos para o monitoramento de pacientes. Os resultados apresentados podem, ainda, serem refinados com a junção de outras características auxiliares para o cálculo da PA. Para trabalhos futuros, serão realizados experimentos em seres humanos, mediante a aprovação do comitê de ética. Os dados obtidos serão armazenados em um servidor web, para análises estatísticas e comparativas.

Agradecimentos

Agradecemos pelo apoio financeiro do Instituto Federal de Educação, Ciência e Tecnologia da Paraíba para a realização desta pesquisa.

Referências

- [1] American Heart Association (AHA); "Understanding blood pressure readings", April of 2014. Disponível em: <http://www.heart.org/HE>

ARTORG/Conditions/a/a/_UCM_301764_Article.js p. Acesso em: Abril de 2016.

- [2] Interactive MAP: **Prevalence of raised blood pressure**, age 18+, 2010-2014, sex: male / female, World Health Organization. Disponível em: http://gamapserver.who.int/gho/interactive_charts/ncd/risk_factors/blood_pressure_mean/atlas.html Acesso em: 25 de Abril de 2016.
- [3] Agência Nacional de Vigilância Sanitária (ANVISA), **Hipertensão Arterial**, Revista Saúde e Economia Ano II, Edição Nº 4, Junho de 2010.
- [4] World Health Organization (WHO); "**Raised blood pressure**", Global Health Observatory (GHO) data, 2015. Disponível em: http://www.who.int/gho/ncd/risk_factors/blood_pressure_prevalence_text/ Acesso em: 22 de Abril de 2016.
- [5] GUBBI, J.; BUYYA, R.; MARUSIC, S.; PALANISWAMI, M.; **Internet of Things (IoT): A vision, architectural elements, and future directions**. Future Generation Computer Systems, Vol. 29, Elsevier, 2013.
- [6] Inmetro/Dimel; Portaria Inmetro n.º 096, de 20 de março de 2008, Duque de Caixias – RJ. Disponível em: <http://www.inmetro.gov.br/legislacao/rtac/pdf/RTAC001287.pdf>; Acesso em: 20 de Abril de 2016.
- [7] SHAMS, R.; KHAN, F. H.; AAMIR, M. SALEEM, F.; **Internet of Things in Telemedicine: a Discussion Regarding to Several Implementation**. Journal of Computer Science of Newports Institute of Communications and Economics Volume 5, Issue-2014, ISSN: 2226-3683.
- [8] CERULLI, M.; **O Método Oscilométrico de Medição de Pressão Arterial**, Faculdade de Engenharia Industrial, pp. 110-115, São Paulo, 2001. Disponível em: <http://www.sbh.org.br/revistas/2000/num3/parte7.pdf>; Acesso em: 04 de maio de 2016.
- [9] JÚNIOR, Ademar G. da Costa; et al. **Desenvolvimento de um Esfigmomanômetro Digital como Ferramenta de Auxílio no Ensino Prático das Disciplinas de Bioengenharia**; Cobenge, 2014, Juíz de Fora-MG. Disponível em: <http://www.abenge.org.br/cobenge-2014/Artigos/129179.pdf>; Acesso em: 04 de Maio de 2016.
- [10] BPM biosignals Channel; **Oscillometric blood pressure measurement**, Disponível em: <https://youtu.be/Y-NvovSaWTc> Acesso em: 04 de maio de 2016.
- [11] SCHER, L. M. L.; FERRIOLLI, E.; MORIGUTE, J. C.; LIMA, N. K. C.; **Pressão Arterial Obtida pelos Métodos Oscilométrico e Auscultatório Antes e Após Exercício em Idosos**, Revista Brasileira de Cardiologia, Dezembro de 2009.
- [12] NARA A, BURNS MP, DOWNS WG. **Blood pressure - Automated Noninvasive measurement**. Medical Electron, p. 37–40, Dec. 1996.

² Valor estimado considerando o preço de atacado de cada componente em mercado internacional

MODELAGEM 3D E MANUFATURA POR USINAGEM DE UM IMPLANTE CUSTOMIZADO PARA FRATURA DE MÃO

M. H. S. Mesquita* e M. E. Kunkel **

*Faculdade de Tecnologia do Estado de São Paulo, São José dos Campos, Brasil.

**Universidade Federal de São Paulo, São José dos Campos, Brasil.

e-mail: biomecanica.unifesp@gmail.com

Resumo: O uso de tecnologia *Computer Aided Design* (CAD) tem se tornado fundamental para o desenvolvimento de produtos ortopédicos como implantes usados em cirurgia de fratura de mão. Essa tecnologia permite que o implante possa ser prototipado conforme a anatomia do osso que o recebe. Neste estudo, uma metodologia para a modelagem tridimensional de uma placa ortopédica em titânio foi desenvolvida a partir de um arquivo digital de uma falange proximal. O uso da tecnologia CAD com o processo de manufatura por usinagem permitiu criar um implante customizado para fratura de mão com custo abaixo do mercado atual.

Palavras-chave: CAD, implante, fratura de mão.

Abstract: The use of technology computer aided design (CAD) has become fundamental to the development of orthopedic products such as implants used in hand fracture surgery. This technology allows that the implant can be prototyped according to the bone anatomy. In this study, a method for three-dimensional modeling of a titanium orthopedic plate from a digital file of a proximal phalanx was developed. The use of CAD technology during the manufacturing process allows to create an implant customized to hand fracture with reduced costs.

Keywords: CAD, implant, hand fracture.

Introdução

De acordo com o Anuário Estatístico da Previdência Social do Brasil de 2014, os ferimentos de mão e punho correspondem a 9,61% dos casos dos acidentes de trabalho na Classificação Internacional de Doenças (CID). Já as fraturas de mão e punho correspondem a 47.350 casos (6,72%) ficando em segundo lugar entre os mais incidentes [1]. Um estudo feito no estado de São Paulo mostrou que dedos, mãos e braços são as partes do corpo mais atingidas em acidentes de trabalho, representando 53% das ocorrências [2]. Nestes casos, dedos e mãos são as partes mais afetadas representando respectivamente, 29,79% e 8,51%. Além dos acidentes de trabalho, acidentes domésticos e de trânsito também são responsáveis pela ocorrência de fraturas de mão. Devido a complexidade anatômica dos ossos que formam as mãos, para o tratamento de fraturas geralmente são requeridos procedimentos cirúrgicos com uso de implantes. O planejamento deste tipo de cirurgia inclui a análise do tipo de fratura, local e

definição dos procedimentos necessários para se fazer a redução dos fragmentos ósseos e a fixação deles por placas. As fraturas podem ser classificadas de acordo com o tipo e região da estrutura óssea (epífise, metáfise proximal e distal, diáfise) seu formato (oblíqua, transversa, longitudinal, cominutiva (com três ou mais linhas de fraturas e outras) (Figura 1) [3].

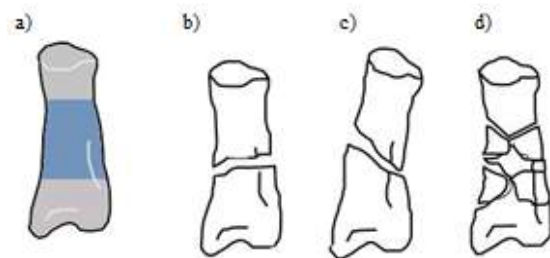


Figura 1: Representação dos tipos de fratura na diáfise. a) Região diafisária. b) Fratura transversa. c) Fratura oblíqua e d) Fratura cominutiva.

Um implante ortopédico é um dispositivo médico usado para unir fragmentos ósseos e mantê-los fixos durante o processo de consolidação da fratura. Para cada tipo de fratura, existe um implante ou placa específica que deve ser tão funcional quanto o osso, sem apresentar risco ao corpo humano.

A tecnologia *Computer Aided Design* (CAD) tem sido usada para o desenvolvimento de implantes ortopédicos customizados [4]. Implantes customizados trazem benefícios como: Redução do tempo de cirurgia, recuperação mais rápida do paciente, permite maior amplitude de movimento, maior durabilidade e melhor ajuste à anatomia do osso [5].

Aliado a tecnologia CAD, os implantes customizados podem ser fabricados por meio de técnicas de manufatura aditiva, onde o material é depositado camada por camada. Os processos de usinagem ao contrário da manufatura aditiva, removem o material por meio de cavacos (ou aparas) usando uma ferramenta específica para se obter o formato desejado.

Para a manufatura de implantes usa-se máquinas de usinagem de Controle Numérico Computadorizado (CNC). Diferentemente da usinagem convencional (manual), as máquinas CNC são normalmente

programadas em linguagem ISO para se obter o formato desejado com precisão e maior produtividade.

As ligas de titânio e titânio puro são materiais amplamente utilizados para aplicações médicas como na fabricação de implantes ortopédicos pois são biocompatíveis, resistentes à corrosão e possuem baixo módulo de elasticidade [6]. O objetivo dessa pesquisa foi desenvolver um protocolo para modelar e manufaturar um implante customizado para uma falange.

Materiais e métodos

Geometria 3D da falange proximal - A geometria 3D da falange proximal foi obtida no site *Thingiverse* que é uma plataforma da *Web* de arquivos de modelos digitais [7]. Segundo o site a superfície externa da falange selecionada foi anteriormente digitalizada com um *scanner a laser Next Engine* que possui uma precisão dimensional de 0,005 polegadas (*NextEngine, Inc., Santa Monica, USA*) em uma parceria do *Pittsburgh Supercomputing Center* com o *Center for Parabiotics Research*.

Modelagem 3D da placa ortopédica - Para a modelagem 3D da placa personalizada para a falange foi usado um *notebook* Asus® modelo X550LA com *hardware* de 8GB-RAM, processador Intel i5. 1,6 GHz, sistema operacional Windows 10 e o *Software SolidWorks®* (Dassault Systèmes, Vélizy-Villacoublay, França). O modelo 3D da falange em formato *STL (StereoLithography)* foi importado no *software SolidWorks* gerando um sólido. Baseado na superfície do sólido foi modelada uma placa personalizada [8]. Três métodos foram investigados: 1. Modelagem da placa direto na superfície externa do sólido da falange com extrusão em uma espessura definida; 2. Projeção de curvas a partir dos pontos de referência do sólido e geração de uma superfície e 3. Seccionamento de regiões da falange e projeção de curvas a partir dos pontos de referência para gerar um *loft*, comando que permite a modelagem 3D a partir de perfis.

Para fazer a superfície da geometria da falange usando o recurso *ScanTo3D* foi necessário gerar uma malha do modelo *STL*. Esse recurso agiliza o processo de construção de modelos 3D complexos sendo muito utilizado para criação de objetos anatômicos pelo processo de engenharia reversa através da conversão de dados digitalizados de produtos físicos [9]. Foi criado uma superfície e um modelo sólido do osso com o assistente de preparação de malha do *software* para a geração de uma superfície anatômica. Foi feito também um *sketch* 3D e foi selecionado, cada linha para projetar uma curva e gerar uma superfície limitante. Assim, foi possível extrudar a superfície com uma espessura de 0,6 mm e fazer um sólido a partir da superfície que seria a placa (Figura 2).

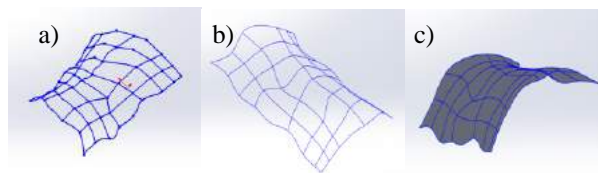


Figura 2: Processo de modelagem 3D da placa. a) *Sketch* 3D da geometria da falange a partir das superfícies geradas. b) Curvas projetadas a partir do *sketch* 3D e c) Superfície limitante da geometria da falange.

A partir do arquivo 3D da falange foi possível fazer um corte usando a ferramenta vista de seção utilizando um plano específico. A partir do corte foi desenhado um contorno da região para a qual a placa foi modelada (Figura 3).

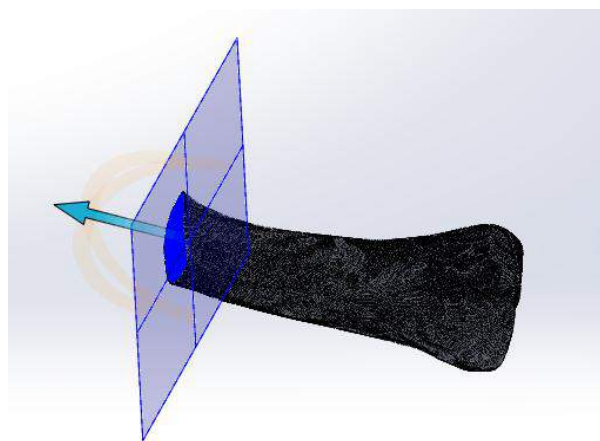


Figura 3: Representação de corte em perspectiva isométrica no modelo 3D da falange proximal.

Manufatura da placa em metal - O processo de manufatura foi realizado em um Centro de Usinagem Romi *Discovery* 4022 e uma marcadora a *Laser* de YAG (ítrioalumínio-granada) Sisma *Big Smark* 500F (potência de saída 50W, comprimento de onda 1064 nm e posição de resolução 1,7µm). O material usado para a produção da peça foi o titânio grau 4. A programação da manufatura foi feita manualmente, linha por linha. Para a usinagem, o primeiro passo foi programar a máquina e a seguir foram feitas simulações e testes, foi selecionado o ferramental, zerado a posição da máquina e da peça, desbastado o material onde o perfil da peça foi usinado, a furação, o chanframento, o arredondamento e por fim a rebarbação da peça.

Resultados

Modelagem 3D da placa ortopédica – Dos três métodos de modelagem investigados somente o primeiro e segundo foram usados. No primeiro método foi modelado uma placa conforme a geometria do osso. Para chegar nesse resultado, um *sketch* 3D foi desenhado conforme da geometria da falange (Figura 4a). No segundo método, algumas regiões do sólido foram seccionadas e uma curva foi projetada conforme o raio de curvatura (Figura 4b).

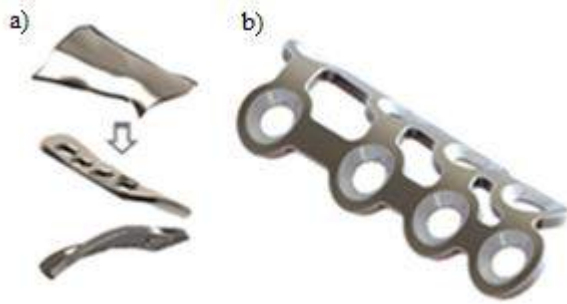


Figura 4: Modelo 3D renderizado de um implante customizado conforme a geometria do osso: a) Superfície extrudada e um sólido gerado a partir da superfície da falange. b) Modelo 3D final.

No processo de fabricação na máquina de usinagem CNC, primeiro foi usinado o corpo da placa, realizado os furos e por fim os raios e chanfros. No processo a *laser* foi usinado todo o perfil da placa (Figura 5-6).

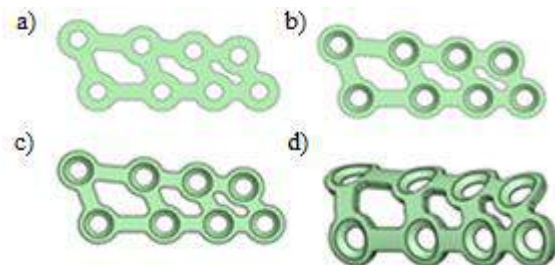


Figura 5: a) Corpo da placa com furos. b) Chanframento dos furos c) Arredondamento do contorno da placa. d) Modelo 3D da placa curvada.

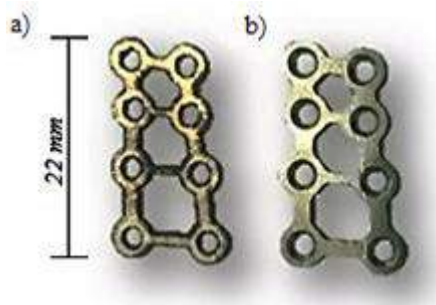


Figura 6: Produto usinado: a) Placa manufaturada usando uma máquina marcadora a *laser* de neodímio. b) Placa manufaturada pelo processo de usinagem CNC.

As placas não passaram por nenhum tratamento ou acabamento superficial. O tempo usado no processo e os custos estão indicados na Tabela 1, o processo a *laser* foi mais demorado porque a profundidade de remoção de aparo, foi menor do que o da máquina CNC. Para o cálculo do custo foi considerado a hora máquina de 300 UMP (Unidade Monetária Padrão) para o CNC e 200 UMP para a marcadora a *laser*.

Tabela 1: Tempo e custo dos processos de manufatura da placa de titânio.

Processo	Tempo	Custo
Usinagem	5 min	25 UMP
<i>Laser</i>	10 min	32 UMP

Discussão

No Brasil, poucas empresas fabricam e comercializam implantes para cirurgia de mão. A maior parte usada para o consumo nacional é importada e por isso apresenta alto custo devido à carga tributária. São vários os métodos que se pode utilizar para projetar uma placa ortopédica e cada método tem uma estratégia diferente. Para este tipo de produto, o que mais importa é a precisão e a exatidão na produção da peça. A implementação de alguns detalhes no processo de modelagem podem deixar o produto mais preciso e anatômico sem aumentar o custo final. De qualquer forma o implante deve ser funcional.

Os produtos comerciais em sua maioria atendem a um produto padrão e não são customizados. Neste estudo, para o *design* da placa ortopédica foi considerado como referência produtos vendidos atualmente no mercado. Para fins de comparação optou-se por desenvolver um produto que fosse próximo da realidade do mercado.

A fixação da placa ao osso fraturado pode ser feita com parafusos comumente vendidos no setor ortopédico. Existem quatro categorias de parafusos usados em cirurgia de mão. Depende do diâmetro do parafuso que corresponde ao diâmetro do furo da placa que pode ser de 1,0 mm, 1,5 mm, 2,0 mm ou 2,7 mm. Cada fabricante adota um sistema de fixação próprio baseado em normas e desenvolve o seu produto para que seja intercambiável entre si. Existem várias normas brasileiras e internacionais que regulamentam o projeto e ensaios de parafusos utilizados na ortopedia. O perfil do filete do parafuso depende da região onde ele é aplicado podendo ser cortical e esponjoso, o sistema de fixação para o parafuso poderá ser por fenda, allen, sextavado, quadrado entre outros tipos. A vantagem de se usar uma placa customizada é que o cirurgião tem liberdade de escolher com qual sistema quer trabalhar.

Os resultados deste estudo mostram que foi possível desenvolver um protocolo para que um implante customizado fosse produzido de acordo com os dados de uma pessoa. O *design* do implante

produzido se aproximou muito da estrutura óssea e deve permitir um bom encaixe favorecendo a consolidação da fratura por minimizar a quantidade de instrumentais utilizados nas cirurgias para os ajustes do tamanho da placa (comprimento e curvatura). Um risco a ser considerado no processo é o dobramento do implante no momento cirúrgico. O material é deformado e conseqüentemente há uma redução da espessura da placa, podendo esta alcançar o limite de ruptura devido aos pontos de tensão no material durante o processo.

Considerando apenas o custo de produção das placas, o valor do custo foi reduzido quando comparado ao custo de produtos vendidos no mercado (cerca de 10% do valor). Isto ocorre devido aos impostos inerentes aos trâmites de importação.

É importante frisar que é possível também gerar o arquivo *STL* a partir de uma imagem *DICOM* [10] proveniente de uma exame de Tomografia Computadorizada ou Ressonância Magnética do próprio paciente para gerar uma placa customizada aplicando a mesma metodologia usada nessa pesquisa. Pode-se também, converter o modelo 3D para *STL* e prototipa-lo através da manufatura aditiva um recurso amplamente utilizado na medicina para a fabricação de implantes customizados utilizados em cranioplastia [11]. A manufatura aditiva permite produzir um protótipo a partir de um modelo tridimensional. Esse processo tem sido utilizado amplamente nos campos que envolvem engenharia e tecnologia para a fabricação de implantes customizados. É possível também fazer uma simulação do procedimento cirúrgico usando o protótipo adquirido [12].

Conclusão

O uso de recursos *CAD*, *CAM* e processos de manufatura por usinagem podem ser grandes auxiliares para o projeto e desenvolvimento de produtos médicos como implantes ortopédicos. Produtos customizados se adaptam melhor à anatomia do paciente e os benefícios são vários como uma recuperação mais rápida, simplificação do processo cirúrgico e tamanho ideal.

Agradecimentos

A A.S. Technology Comp. Especiais- Titaniumfix, pelo apoio técnico na manufatura dos protótipos e incentivo para o desenvolvimento de novas tecnologias.

Referências

- [1] Anuário Estatístico da Previdência Social. Ministério da Previdência Social / Empresa de Tecnologia e Informações da Previdência Social (2008). Brasília, MPS/DATAPREV, v. 17.
- [2] Sindicato dos Metalúrgicos de Osasco. Estudo dos acidentes graves e fatais ocorridos nas empresas metalúrgicas de Osasco e região entre março/2010 e junho/2014.

- [3] Barton NJ. Fractures of the phalanges of the hand in children. *The Hand*. 1979; 11(2):134-143.
- [4] Rajic A, Desnica E, Stojadinovic E. Development of method for reverse engineering in creation of 3D CAD model of knee implant. *Facta universitatis-series: Mechanical Engineering*. 2013; 11(1):45-54.
- [5] Borode N, Deshmukh T, Pohokar N. Review of Custom Made Implant. 2014.
- [6] Wang K. The use of titanium for medical applications in the USA. *Materials Science and Engineering*. 1996; 213(1):134-7.
- [7] Plataforma Thingiverse. www.thingiverse.com/thing:15342 <Acesso em 03/05/2016 >.
- [8] Ancuta PN, Micu CA. Contributions to 3D virtual modeling of human femur and osteosynthesis elements. *U.P.B. Sci. Bull., Series D, Vol. 73, Iss. 4*, 2011.
- [9] Ameddah H, Assas M. Bio-CAD reverse engineering of free-form surfaces by planar contours. *Computer-Aided Design and Applications*. 2011; 8(1):37-42.
- [10] Germani M, Mandorli F, Mengoni M. CAD-based environment to bridge the gap between product design and tolerance control. *Precision engineering*. 2010; 34(1):7-15.
- [11] He Y, Ye M, Wang C. A method in the design and fabrication of exact-fit customized implant based on sectional medical images and rapid prototyping technology. *The International Journal of Advanced Manufacturing Technology*. 2006; 28(5-6):504-8.
- [12] Suzuki M, Ogawa Y, Kawano A. Rapid prototyping of temporal bone for surgical training and medical education. *Acta oto-laryngologica*. 2004; 124(4):400-2.

SENSOR PARA RAIOS X BASEADO EM DIODO PIN

Jorge Alberto Scarpin*, Bertoldo Schneider Jr.*

*UTFPR, Curitiba/PR, Brasil
e-mail: jorgescarpin@bol.com.br

Resumo: A radiação ionizante possibilitou à medicina a utilização do diagnóstico por imagem, cuja finalidade é obter uma avaliação médica dos tecidos e funções orgânicas do corpo humano. O seu uso, entretanto, trouxe alguns inconvenientes, como o excesso de radiação a que uma pessoa pode ficar exposta, podendo trazer graves consequências a sua saúde. A proposta deste artigo é promover uma análise sobre a utilização de um circuito capaz de detectar os raios X emitidos por um aparelho de radiodiagnóstico médico. O circuito elétrico [1] utilizado contém um sistema de detecção de raios X utilizando como transdutor um diodo PIN. O circuito é simples e barato. Através de um aparelho de raios X fixo, foram realizadas várias exposições com valores de tensão em kV, corrente em mA e tempo em s, que mostraram que o sensor foi capaz de detectar a presença desta radiação para os diferentes valores ajustados no aparelho. O circuito foi desenvolvido baseado num sensor do tipo diodo PIN de reduzida dimensão, que pode ser operado à temperatura ambiente, e é capaz de indicar a interação da junção do diodo PIN com fótons de raios X, possibilitando a detecção da energia destes fótons emitidos e o teste da eficiência de aparelhos hospitalares.

Palavras-chave: Radiação, raios X, diodo PIN

Abstract: *Ionizing radiation has enabled the use of diagnostic imaging, turning possible to obtain a medical evaluation of tissues and physiological functions of the human body. Its use, however, brought some problems, such as excess radiation which a person can be exposed, causing serious consequences to their health. The purpose of this paper is to promote a review of the use of a circuit capable of detect X-rays emitted by a physician radiology apparatus. The electric circuit [1] used contains an X ray detection system using as transducer a PIN diode. The circuit is simple and inexpensive. Through a fixed X-ray apparatus, multiple exposures were performed with voltage values in kV, current mA and time s that showed the sensor could detect the presence of this radiation for different values set in the apparatus. The circuit was developed based on a diode type sensor reduced PIN dimension, which can be operated at room temperature and is capable of indicating the interaction of the PIN diode junction with X-ray photons, enables energy detect these emitted photons and testing the efficiency of hospital equipment PIN diode reduced size.*

Keywords: *Radiation, X-rays, PIN diode*

Introdução

Detectores de estado sólido são constituídos de materiais de alta pureza com a introdução controlada de impurezas, denominadas dopantes. O diodo PIN tem camadas dopadas positivamente (em relação ao material puro), negativamente e uma camada com dopagem intermediária entre estas. Quando um fóton incide sobre estas camadas, faz com que os elétrons que se situam na banda de valência passem para a banda de condução, gerando, assim, uma corrente elétrica proporcional à energia recebida na forma de fótons.

Os detectores utilizados nos sistemas de monitoração individual, mais conhecidos como dosímetros termoluminescentes necessitam de filtros adequados para cada valor de energia e tipo de radiação que será monitorada. Esses dosímetros são muito práticos e amplamente utilizados para indivíduos ocupacionalmente expostos [1]. Há ainda o detector que utiliza emulsão fotográfica, onde a radiação, ao interagir com elétrons de átomos de brometo de prata faz com que alguns átomos sejam sensibilizados, transformando íons Ag^+ em Ag metálica. Encontramos também detectores a gás, onde a interação das radiações com os gases provoca excitação e ionização dos seus átomos [4].

Estudos realizados mostram que os fototransistores bipolares podem ser utilizados como detectores de radiação ionizante, tanto em feixes de baixa energia, quanto em feixes de alta energia de raios X. A aplicação desses detectores, em altas energias, apresenta a desvantagem de perda de sensibilidade à radiação [3].

Na absorção fotoelétrica, o fóton incidente interage com o átomo, transferindo parte de sua energia para a eletrosfera e, conseqüentemente deixando uma vacância, logo preenchida por um elétron de uma camada mais externa. Fótons muito energéticos possuem energia suficiente para ionizar o átomo e liberar um elétron da camada K, por exemplo, a mais interna do átomo, já que elétrons são liberados de todas as camadas. O fotoelétron é liberado com energia igual a E_c :

$$E_c = hv - E_b \quad (1)$$

onde E_b é a energia de ligação do elétron na sua camada original e hv a energia original do elétron. Além do fotoelétron, a interação também resulta em um átomo com uma vacância em uma de suas camadas, rapidamente preenchida com elétrons. Outros modos de interação são o efeito Compton, onde a energia da radiação X espalhada é igual à diferença entre a energia da radiação incidente e a energia do elétron ejetado e a produção

de pares, onde a interação entre a radiação X e o campo nuclear faz com que o fóton desapareça, dando lugar a dois elétrons, um positivamente carregado (pósitron) e outro negativamente carregado [2].

O efeito fotoelétrico consiste na emissão de elétrons induzida pela ação da radiação luminosa ou da radiação ionizante, quando da incidência de fótons de luz ou radiação. A migração eletrônica no átomo ocorre de uma região de baixa energia para outra de alta energia quando podemos medir a energia cinética máxima dos elétrons emitidos [5].

A magnitude do sinal produzido por um detector semiconductor é proporcional à energia absorvida. Portanto, temos que:

$$Q = Eq / \varepsilon \quad (2)$$

onde Q é a carga produzida (Coulomb), E é a energia absorvida (eV), q é a unidade de carga elétrica (Coulomb), e ε é a energia média necessária para criar um par elétron-buraco (eV/par). O valor de ε , que representa a eficiência de conversão do detector, depende de detalhes do mecanismo de interação no volume do detector, do material e da temperatura [6].

Para a construção de um bom detector, ele deve apresentar as seguintes características [7]:

1. Boa eficiência que relaciona a resposta do detector com a quantidade de radiação que o atingiu, chamada de eficiência intrínseca. A eficiência é a resposta ao estímulo provocado pela quantidade de raios X incidente.

2. Exatidão ou acurácia da resposta que avalia quanto a resposta do detector se aproxima do valor correto ou verdadeiro da grandeza, que só pode ser avaliada comparando-se com um padrão.

3. A sensibilidade que é a razão entre a variação da resposta do sensor e a correspondente variação do estímulo de radiação provocado pela quantidade de raios X incidente.

4. O tempo de resposta que está relacionado à variação da resposta do detector com a taxa da radiação que incide sobre ele. Depende do circuito eletrônico utilizado para capturar e analisar o sinal do detector.

O objetivo deste trabalho é apresentar os resultados de um dispositivo de baixíssimo custo, baseado no diodo PIN, cuja função é detectar a radiação ionizante sobre o sensor, fornecendo um indício da radiação à qual um indivíduo estaria submetido.

Materiais e métodos

Foi utilizado um circuito [1] onde foi colocado um transdutor do tipo diodo PIN (junção PN com camada intrínseca, modelo BPW34), conforme a Figura 1. Este diodo apresenta uma camada com alta seção de choque para radiação X de baixa energia. A radiação ionizante incidente sobre a área sensível do diodo faz com que ele conduza, produzindo uma variação de tensão nos seus terminais que é proporcional à intensidade da radiação incidente [8].

O circuito é composto por dois transistores BC 549 (NPN) e dois divisores de tensão. A alimentação é de 5 V. Apresenta o princípio de um transistor Darlington, ou seja, a amplificação ocorre em cascadeamento. Conforme mostra a Figura 1, se o fotodiodo não está conduzindo, ou seja, está em corte, há uma pequena tensão na saída do sensor. Na base do transistor Q₂ há o valor de 0,56 mV, e na base do transistor Q₁ temos 1,13V. Quando o sensor está saturado, ou seja, conduzindo, a base de Q₂ está com 0,62 mV e a base de Q₁ está com 0,015 mV, e a saída do sensor apresenta 5 V.

Por se tratar de um fotodiodo, o BPW34 é um semiconductor que deixa fluir sobre ele a corrente somente em uma determinada direção. Se for aplicada uma tensão reversa sobre o diodo PIN, ele apresentará uma corrente reversa de alguns μ A. Um fotodiodo funciona como um diodo, porém sua corrente reversa aumenta com a incidência de luz. É essa operação fotovoltaica que permite a detecção da intensidade da radiação luminosa sobre o dispositivo.

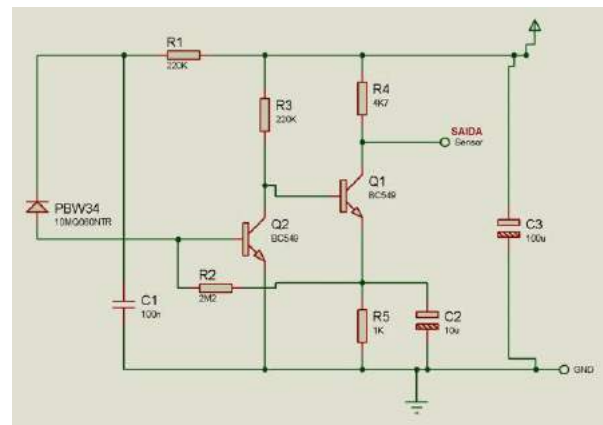


Figura 1 Esquema elétrico do sensor

A montagem do diodo PIN BPW34 foi realizada num encapsulamento com papel alumínio para protegê-lo da luz visível, bem como das interferências eletromagnéticas produzidas pelo ambiente, como mostrado na Figura 2. A utilização do alumínio deve-se ao fato dele atuar como material isolante, já que a luz ambiente interfere no dispositivo. O circuito é alimentado por uma tensão de 5 V_{cc}. O sensor apresenta características de sensibilidade para os raios X, convertendo neste processo, fótons em corrente elétrica.

A escolha do diodo PIN ocorreu em função do mesmo apresentar uma boa área sensível à radiação. A área do BPW34 é de 7,5 mm², com alta sensibilidade na ordem de 900 nm, tempo rápido de resposta, na ordem de nA e pequena capacitância de junção, na ordem de 25 a 70 pF. [9]

Encontramos no mercado, atualmente, vários tipos de sensores como o denominado CZT (Cd, Zn e Te). São sensores semicondutores que apresentam alta seção de choque para fótons ionizantes, porém têm um preço muito elevado se comparado ao diodo PIN utilizado, cujo custo está em torno de R\$4,00. Cada exposição realizada através do aparelho de raios X ocorreu com a variação na energia do feixe, ou seja, os valores da alta

tensão em kV do tubo foram ajustados e variados de modo a obter-se uma variação na intensidade de radiação incidente e, também, na corrente do tubo (vide quadro 1), registrando-se as imagens através de um osciloscópio digital de 50 MHz, marca Agilent Technologies, modelo DS 01052B.



Figura 2: Sensor diodo PIN encapsulado

A realização do experimento foi feito com um equipamento da marca Siemens, modelo Multix Pro de alta frequência, onde foi feita a colocação da placa contendo o circuito com o sensor sob o campo de incidência do feixe de raios X, mantendo-se o osciloscópio e a fonte de tensão contínua fora do alcance do mesmo, conforme mostrado na figura 3. Foram seguidas as normas de proteção vigentes [10]. Foi mantida fechada a porta da sala dos exames radiológicos e a cada exposição realizada os presentes ficaram posicionados atrás do biombo de chumbo. Após ter sido escolhido o valor da tensão em kV, da corrente em mA e do tempo de exposição em s, o osciloscópio era colocado em espera com trigger automático para registrar o evento. Ao final de cada exposição a imagem do osciloscópio era salva.



Figura 3: Sala de exames radiológicos

Os ensaios foram realizados num hospital de grande porte na cidade de Curitiba, estado do Paraná. Foi utilizado um aparelho de raios X fixo e as medidas foram obtidas irradiando-se o sistema sensor com raios X provenientes de um tubo de raios X fixo, com feixe colimado, tamanho de campo e filtração constantes. O tubo foi posicionado a uma distância constante de 26 cm do elemento sensor, quando variados valores de tensão em kV e de corrente em mA foram aplicados. O tempo de exposição foi ajustado para 10 ms o qual foi mantido constante, durante todos os ensaios, permanecendo

inalterada toda a geometria experimental durante as medidas.

Resultados

A Figura 4 mostra a imagem registrada pelo osciloscópio digital. A exposição dos raios X efetuada pelo aparelho mostra a relação entre a tensão kV e o tempo de exposição e a corrente mA. A amplitude do pulso indica a exposição da tensão em kV, que é o elemento que garante a força de penetração dos raios X. A largura do pulso indica o tempo de exposição e a corrente, que é o elemento que garante a intensidade do feixe de raios X, determinando a potência aplicada por unidade de tempo.

Foi obtida a tensão média V que mostra o aumento do seu valor à medida que há um acréscimo dos valores da tensão kV e da corrente pelo tempo mAs.

Para a realização do experimento foram escolhidos valores de tensão e de corrente pelo tempo próximos daqueles que são utilizados normalmente em exames radiológicos, registrados e inseridos no Quadro 1 e uma das imagens coletadas é apresentada na Figura 4.

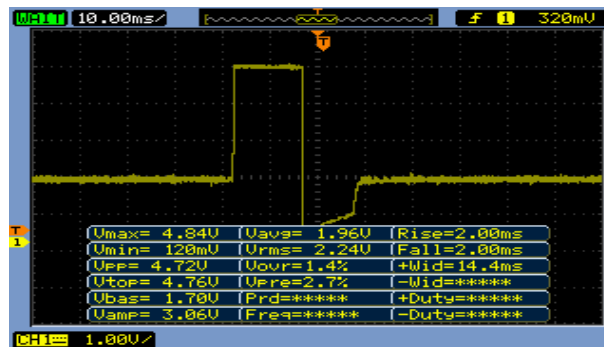


Figura 4: Imagem registrada pelo osciloscópio

Discussão

O sistema de detecção desenvolvido com sensor PIN apresentou uma boa eficácia durante a realização dos testes de funcionalidade e sensibilidade, mostrando-se um importante recurso eletrônico para análise da funcionalidade radioativa dos aparelhos de raios X, pois, através desses resultados, poderemos estabelecer valores padrão do nível de energia emitidos para determinados valores de kV, mA e mAs, que são as técnicas radiológicas utilizadas durante a produção de radiografias médicas. Outros sistemas que utilizam sensores como os termoluminescentes [2], que emitem luz proporcional à incidência da radiação, precisam ter a intensidade da luz emitida comparada a uma escala para a determinação do nível da radiação incidente. O sistema denominado CZT (Cd, Zn e Te) [3] apresenta alta seção de choque para fótons ionizantes, porém têm um preço muito elevado.

Os resultados indicam que é possível utilizar o sensor com diodo PIN como detector de raios X e testar outros aparelhos de raios X nas mesmas condições das variáveis utilizadas. A pesquisa mostrou que o sensor

com diodo PIN é eficiente para a detecção de raios X para a distância que foi considerada e utilizada na relação para a determinação da intensidade relativa do feixe.

Segundo Webb [11], os testes mais importantes no que se refere ao desempenho do aparelho de raios X são os seguintes:

1. Teste de alta tensão (potencial do feixe);
2. Teste do tempo de exposição; e
3. Exposição (quantidade de radiação).

Assim, o objeto deste estudo, que é a detecção de radiação ou exposição radiológica pode ser observado. A largura do pulso variou proporcionalmente para cada valor aplicado de tensão em kV e da corrente pelo tempo em ms, indicando a potência e a energia que representava o feixe de raios X. A tensão V_{MAX} registrada pelo osciloscópio ficou em 4,84 V em todos os casos.

Podemos observar ainda da figura 4, que uma parte da imagem do pulso referente à exposição dos fótons de raios X, aparece como uma parcela negativa do sinal. Após a detecção da radiação e esta sendo finalizada, uma quantidade de cargas consideráveis permanece na região intrínseca do diodo. Este estado de cargas armazenadas ocorre pelo fato da baixa resistência apresentada pelo diodo neste momento. Esta é uma característica do diodo, sendo conhecida como tempo reverso de chaveamento [12]. É possível adicionar circuitos eletrônicos para sua supressão, mas esse não era o intento do projeto.

O quadro 1 apresenta exemplos de alguns valores operacionais que foram utilizados nos ensaios realizados, quando foram inseridos variados valores da tensão em kV e da corrente em mA e do tempo em s, obtendo-se os valores da tensão média V, obtidas em função da resposta às intensidades do feixe de raios X incidente. Os valores da tensão média V variaram com um acréscimo de valores conforme havia um acréscimo nos valores da tensão e da corrente pelo tempo.

Quadro 1: Valores da tensão e da corrente com o tempo

Tensão média (V_{avg})	Tensão (kV)	Corrente x Tempo (mAs)
1,96	117	4,5
1,93	100	3,2
1,85	81	2,5
1,81	60	1,6

Conclusão

O dispositivo completo montado conendo todos os componentes apresentou um custo total de R\$80,00 e, através da realização dos testes de funcionalidade do sensor e quanto ao teste de sensibilidade radioativa do diodo PIN como possível sensor para detecção de raios X, pode-se concluir que o mesmo funcionou satisfatoriamente, mostrando boa eficiência quando estimulado pela incidência dos fótons de raios X, pois quando foram variados os valores da tensão em kV e da corrente com o tempo em mAs, o circuito eletrônico

mostrou sensibilidade e resposta rápida quando exposto aos raios X. Pode-se constatar este fato pela largura do pulso ter apresentado variação nas diversas exposições que foram realizadas.

Assim, existe a possibilidade do desenvolvimento futuro de um dispositivo de baixíssimo custo e de fácil utilização para medição da intensidade ou da energia dos raios X emitidos por aparelhos hospitalares. Deste modo, como trabalho futuro poderá ser possível a verificação quanto à calibração dos aparelhos utilizados na área hospitalar, ou se os níveis de energia em comparação com as taxas de dose regulamentadas correspondem aos valores máximos permitidos, e se não estão sendo colocados em risco os pacientes e profissionais ocupacionalmente expostos.

Referências

- [1] Revista Elektor Editorial Bolina Brasil Ltda., 2012.
- [2] Bushong, SC. Ciência radiológica para tecnólogos, 9ª Ed., Elsevier Brasil, 2010.
- [3] Silva, JO *et al.* Avaliação da resposta de fototransistores bipolares SMT como detectores em feixes de fótons de megavoltagem gerados por um acelerador linear. Scientia Plena, v. 3, n. 7, p. 297-300,2007.Disponível em: <http://www.scientiaplena.org.br/ojs/index.php/sp/article/viewFile/661/326>. Acesso em: 25 fev. 2016.
- [4] Tahuata, L; Salati, I. P. A.; Prinzió, R. D.; Prinzió, A. D. Radioproteção e dosimetria: fundamentos. Rio de Janeiro. Ed. Instituto de Radioproteção e Dosimetria, 2005.
- [5] Goulding, FS; Landis DA. Signal processing for semiconductor detectors. IEEE Transactions on nuclear science, n.3, jun. 1982. 31,32,40.
- [6] Tipler, PA. Física para cientistas e engenheiros, Vol III, 6ª Ed., LTC Editora S.A., Rio de Janeiro, 2009.
- [7] Yoshimura, EM, Física das radiações; interação da radiação com a matéria, Artigo de Revisão, Revista Brasileira de Física Médica, 2009.
- [8] Van der Laan, FT, Borges V, Zabadal JRS. Detector para raios x de baixa energia, usando diodo pin fotovoltaico. Revista Liberato, Novo Hamburgo, v. 14, n. 21, p. 01-XX, jan./jun. 2013.
- [9] Vishay Semiconductor GmbH, P.O.B., Heilbronn, Germany.
- [10] Portaria/MS/SVS nº 453, de 01 de junho de 1998, publicada no D.O.U. 02/06/1998.
- [11] Webb, S. The physics of medical imaging. Bristol, UK. Institute of physics publishing, 1993.
- [12] The pin diode circuit designers`handbook. Microsemi Corporation, Watertown Pleasnt Street.

ROBUST CONTROLLERS FOR INSULIN PUMPS BASED ON H-INFINITY AND LQG/LTR METHODS

Marcus Henrique Victor Júnior*, Henrique William Resende Pereira*, Harki Tanaka**, Takashi Yoneyama* and Karl Heinz Kienitz*

* Instituto Tecnológico de Aeronáutica, São José dos Campos, Brazil

** Universidade Federal do ABC, Santo André, Brazil

e-mail: marcus@ita.br

Abstract: Diabetes is a disease in which the body cannot properly use and store glucose, leading to elevated glucose levels in the blood stream. Through the different types of diabetes, the body cannot produce any insulin or does not produce enough. In either case, there is a need of providing the correct amount of insulin to the body. Insulin pumps can deliver needed quantities of insulin, by means of infusion. Although, they have lots of limitations and challenges: finding sensors which accurately measure the glucose levels, fast changes in blood conditions, places to actually inject insulin in the body, among other difficulties. The insulin pumps should be used in closed loop to regulate the glucose levels in real time. A critical point for building the insulin pump controller is to set a model for the system. Among the difficulties, it is relevant to mention the identification mishaps and the variations caused by illness. The aiming of this work was to design robust controllers, based on H-Infinity and LQG/LTR methods, to deal with requirements of performance and robustness of the resulting system embedded in a closed loop insulin pump. In the future, more realistic aspects will be considered, such as more sophisticated models, infusion actuators and more uncommon scenarios of glucose profiles. Gathering such issues, it will be possible to test the whole system in a more realistic situation.

Keywords: robust controller, H-infinity, linear quadratic Gaussian, loop transfer recovery, insulin pump.

Introduction

Diabetes is a disease in which the body cannot properly use and store glucose, leading to elevated glucose levels in the blood stream. The hormone which allows the body to use glucose is the insulin. Through the different types of diabetes, the body cannot produce any insulin or does not produce enough. In either case, there is a need of providing the correct amount of insulin to the body.

Insulin pumps can deliver needed quantities of insulin, by means of infusion. Although, they have lots of limitations and challenges: finding sensors which accurately measure the glucose levels, fast changes in blood conditions, places to actually inject insulin in the

body, among other difficulties. The insulin pumps should be used in closed loop to regulate the glucose levels in real time. A critical problem for building the insulin pump controller is to set a model for the system. Among the difficulties, it is relevant to mention the mishaps and the variations caused by illness. Moreover, robustness is very important for this kind of application. Robust controller theories provide a nice framework for synthesis of control algorithms which allow considering both performance and robustness requirements [1].

Glucose monitoring technology has been used in the management of diabetes for three decades. Traditional devices use enzymatic methods to measure glucose concentration and provide point sample information. More recently, continuous glucose monitoring devices have become available providing more detailed data on glucose excursions [2]. Since the glucose sensor is a part of the closed loop system it has an extremely importance. For more precise and effective control the sensor should be rapid, selective, durable and reliable in its measurements. Another feature is the acceptance for continued use of the patient, some sensors cause irritation on the skin or some discomfort to the user during the usual daily activities.

The aiming of this work was to design robust controllers, based on H-Infinity and LQG/LTR methods, to deal with requirements of performance and robustness of the resulting system embedded in a closed loop insulin pump. For this purpose, a simulated environment was utilized in which the glucose homeostasis system was simulated through a linearized model [3,4] and a certain glucose absorption profile represented a meal intake. Data of glucose and insulin levels were assumed available for controlling purposes. Both approaches were developed and analyzed by means of their frequency and time responses. Aspects of performance and robustness were attested and compared. Furthermore, more realistic aspects will be considered, such as more sophisticated models, infusion actuators and more uncommon scenarios of glucose transients and regimes. In the future, gathering such issues, it will be possible to test the whole system in a more reliable situation, covering more patients.

Materials and Methods

The study was based on simulated data. From

ordinary differential equations (ODE), the relationships among the substances involved in glucose homeostasis were explained. The controllers were designed in view to deal with parameter uncertainties and to exhibit acceptable tracking and regulation of normal glucose levels.

Glucose homeostasis system modelling – A linearized first order model was adopted. In such model, the states represent the following components, described by their concentrations in the blood: glucose (g), insulin (i) and an aggregate of glucagon, cortisol and catecholamines (c). The insulin and the aggregate act in opposite ways, while insulin tends to decrease glucose levels and the aggregate tends to increase them. Glucose levels can be altered by food intake (exogenous signal) and insulin levels can be altered by insulin infusion (control signal). ODEs (1) describe the model and (2) synthesizes them in a matrix form.

$$\begin{aligned} \dot{g}(t) &= m_1 g(t) + m_2 i(t) + m_3 c(t) + J(t) \\ \dot{h}(t) &= m_4 g(t) + m_5 i(t) + m_6 c(t) + K(t) \\ \dot{c}(t) &= m_7 g(t) + m_8 i(t) + m_9 c(t) \\ y(t) &= g(t) \end{aligned} \quad (1)$$

$$\begin{aligned} \dot{x} &= A_g x + B_{1g} w + B_{2g} u \\ y &= C_g x \end{aligned} \quad (2)$$

The parameters in (1) can be interpreted and provide insights on how the components interact between each other. Glucose levels decrease if glucose and insulin levels increase – m_1 and m_2 negatives – and increase if aggregate levels increase – m_3 positive. Insulin levels increase if glucose increases – m_4 positive – and decrease if insulin increases – m_5 negative. Aggregate levels decrease if glucose and aggregate levels increase – m_7 and m_9 negatives. In the present study, relationships between the insulin and the aggregate were not explored, the parameters m_6 and m_8 were assumed to be zero. Mainly, diabetes alters m_4 : the lower this parameter, the more severe the disease is. It reflects the incapacity of insulin self-production.

In practice, glucose levels are measured by glucose sensor and infused insulin is measured by the insulin pump, both are accessible for controlling purposes.

H-Infinity – H-infinity synthesis can be treated as an optimization problem in the frequency domain. H-infinity controller design aim to minimize the biggest frequency peak response of the system and can be used when the levels of performance and stability with respect to external disturbances must be guaranteed [5]. A control problem can be formulated in standard form that is useful for many control applications. A general formulation for this problem is showed in Figure 1, where w are the exogenous signals, u are the control variables, z is the error vector, v are the measured

variables, P is the generalized plant and K is the controller. State space equations that describe the system are shown in (3).

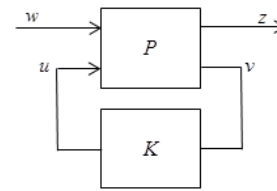


Figure 1: General control configuration.

$$\begin{aligned} \dot{x} &= Ax + B_1 w + B_2 v \\ z &= C_1 x + D_{11} w + D_{12} v \\ y &= C_2 x + D_{21} w + D_{22} v \end{aligned} \quad (3)$$

The model from (3) can be rewritten in transfer function form, based on Figure 1. The adopted plant model diagram is shown in Figure 2, from [1]. The pre-compensator in control signal intends to provide proportional and integral gains, eliminating steady state error. The filter in exogenous input aims to exclude high frequency content. The gains γ_1 and γ_2 intend to provide extra degrees of freedom to find desirable responses [1].

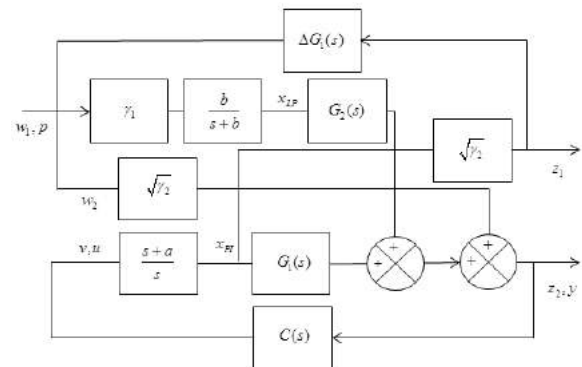


Figure 2: System diagram, where the controller is $C(s)$.

LQG/LTR – LQG/LTR method intends to find a compensator which fulfills the requirements of performance and robustness. The method can be split in two steps: target feedback loop design and compensator calculation [6]. The first step is to generate a target feedback loop that meets the desired performance and robustness. Also, it regards the shaping of the open loop transfer functions through their sigma values. The sigma values give information about the gains of the plant. It is very useful in terms of frequency-domain performance and robustness. Upper and lower boundaries can be imposed aiming to meet frequency response requirements. The second step regards the obtaining of a compensator which allows the closed loop system approximates the performance of the target feedback chosen in the first step.

The adopted system topology is the topology of Figure 2 with a subtle change. The parameter γ_2 was canceled, since the method does not allow input-output feedforward. As a consequence, the exogenous w_2 signal was eliminated. The remaining diagram and parameters were kept the same.

Numerical simulation – For purposes of designing and assessing of the developed system, a certain profile of glucose absorption was adopted. The profile resembled a common daily meal. From Equation (2) and Figure 2, the vectors and matrices of (3) can be determined, as presented in (4)-(7) [1].

$$x = \begin{pmatrix} G \\ I \\ C \\ x_{LP} \\ x_{PI} \end{pmatrix} \quad w = \begin{pmatrix} p \\ w_2 \end{pmatrix} \quad z = \begin{pmatrix} u \\ y \end{pmatrix} \quad (4)$$

$$A = \begin{pmatrix} A_g & B_{1g} & a \\ 0 & -b & 0 \\ 0 & 0 & 0 \end{pmatrix} \quad B_1 = \begin{pmatrix} 0 & 0 \\ 0 & 0 \\ \gamma_1 b & 0 \\ 0 & 0 \end{pmatrix} \quad B_2 = \begin{pmatrix} B_{2g} \\ 0 \\ 1 \end{pmatrix} \quad (5)$$

$$C_1 = \begin{pmatrix} 0 & 0 & 0 & a\gamma_2^{\frac{1}{2}} & 0 \\ 0 & C_g & 0 & 0 & 0 \end{pmatrix} \quad C_2 = \begin{pmatrix} C_g & 0 & 0 \end{pmatrix} \quad (6)$$

$$D_{11} = \begin{pmatrix} 0 & 0 \\ 0 & \gamma_2^{\frac{1}{2}} \end{pmatrix} \quad D_{12} = \begin{pmatrix} \gamma_2^{\frac{1}{2}} \\ 0 \end{pmatrix} \quad D_{21} = \begin{pmatrix} 0 & \gamma_2^{\frac{1}{2}} \end{pmatrix} \quad D_{22} = 0 \quad (7)$$

Results

The parameters were obtained from [4], referring to a diabetic subject. From (1)-(2), Equation (8) shows the basic model values. Figure 3 exhibits exogenous and output signals, after a meal without insulin infusion.

$$A_g = \begin{pmatrix} -0.0054 & -0.02 & 0.03 \\ 0 & -0.006 & 0 \\ -0.001 & 0 & -0.006 \end{pmatrix} \quad B_{1g} = \begin{pmatrix} 1 \\ 0 \\ 0 \end{pmatrix} \quad B_{2g} = \begin{pmatrix} 0 \\ 1 \\ 0 \end{pmatrix} \quad C_g = (1 \ 0 \ 0) \quad (8)$$

The parameters for H-Infinity and LQG/LTR designs were: $a=1$, $b=0.43$, $\gamma_1=3.49$ and $\gamma_2=10^{-4}$. Avoiding violate H-Infinity algorithm constraints, the diagonal of A was summed before and subtract after the compensator calculation, by the same amount $d=10^{-6}$.

Figures 4 and 5 show the sigma values for the resulting system for both projects. Figures 6 and 7 show the results for one hundred simulations in which the parameters of A_g were varied by $\pm 50\%$, except the

element (2,1), corresponding to m_4 .

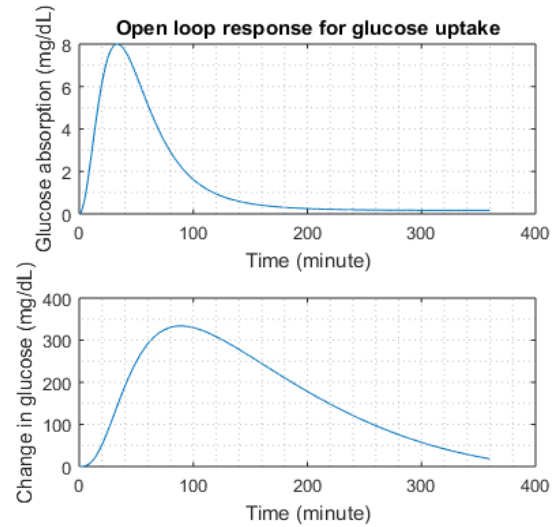


Figure 3: Open loop response.

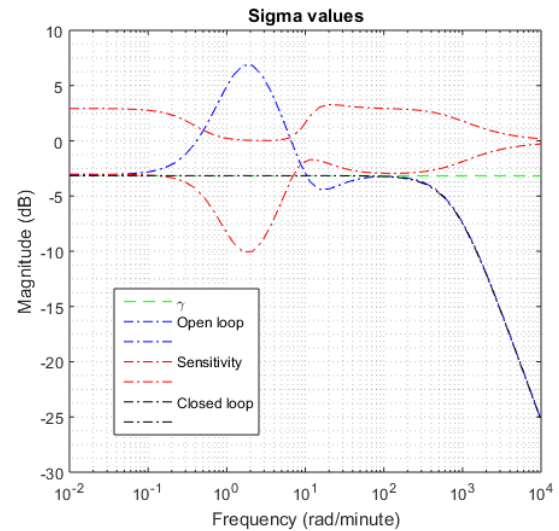


Figure 4: H-Infinity: system sigma values.

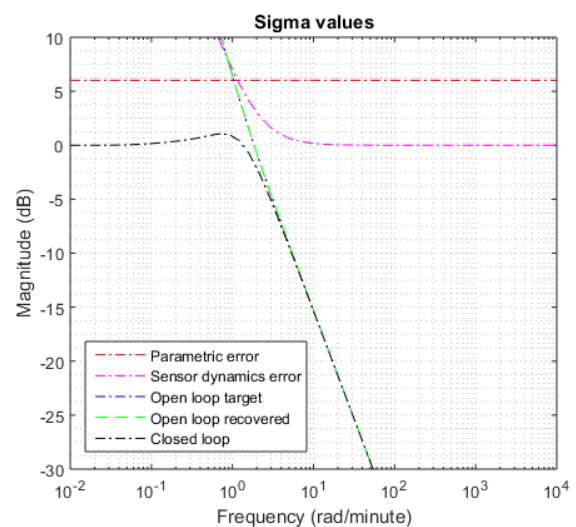


Figure 5: LQG/LTR: system sigma values.

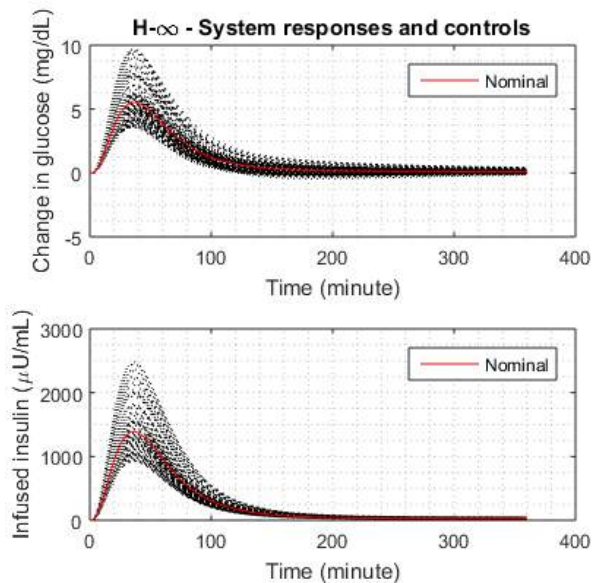


Figure 6: H-Infinity: simulating parameter variations.

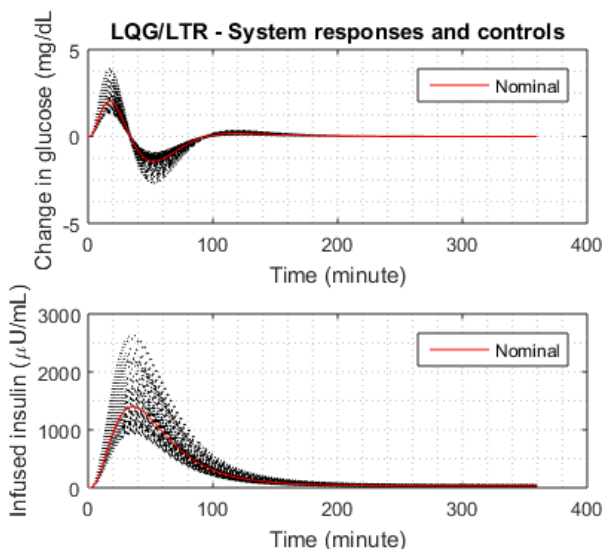


Figure 7: LQG/LTR: simulating parameter variations.

Discussion

Figure 3 shows the glucose levels of a subject with severe diabetes, after a meal. The open loop response shows how glucose levels increase and slowly decrease, even almost four hours after the absorption starts.

The pre-compensator and the low pass filter were tuned in view of the input signals. In H-Infinity design the chosen parameters resembled those from [1], allowing a fair comparison between that and the present work. Figure 4 shows how the largest sigma values behaved after choosing the available system parameters. In LQG/LTR project two boundaries were defined during design stage: parametric and sensor dynamics errors. For parametric, variations of $\pm 50\%$ from nominal values were considered. For sensor dynamics, neglected high frequencies effects were considered. Figure 5 shows that the boundaries were met for the open loop target and recovered sigma values, also target

and recovered transfer functions were arbitrarily close.

Figures 6 and 7 show how the controllers behaved to the variation of parameters. It can be seen that both controllers resembled the same control efforts, both in shape and magnitude. The change in glucose levels remained under 10 mg/dL, in both systems. A remarkable difference is in H-Infinity responses there was no oscillation, with the biggest peak of 10 mg/dL above zero. In LQG/LTR responses, there was oscillation, with lesser peak values around the null level.

Finally, the H-Infinity and the LQG/LTR frameworks were valuable for projecting controllers for insulin pumps. The capability of guarantee requirements of performance and robustness were explored. In view to the application, in which parameter variation is a true and performance is crucial, project controllers which can obey the constraints is of paramount importance. Deeper studies are required to deal with other issues, such as more sophisticated models, infusion actuators and more uncommon scenarios of glucose transients and regimes. Simulations will be done envisioning attest performance and robustness of the system in broader situations.

Acknowledgements

Thanks to Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico (CNPq) for the grants.

References

- [1] Kienitz KH, Yoneyama T. A robust controller for insulin pumps based on H-infinity theory. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*. 1993; 40 (11): 1133-37.
- [2] Oliver NS, Toumazou C, Cass AE, Johnston DG. Glucose sensors: a review of current and emerging technology. *Diabetic medicine: a journal of the British Diabetic Association*. 2009; 26 (3): 197-210.
- [3] Ackerman E, Gatewood LC, Rosevear JW, Molnar GD. Model studies of blood-glucose regulation. *The bulletin of mathematical biophysics*. 1965; 27 (1): 21-37.
- [4] Yipintsoi T, Gatewood LC, Ackerman E, Spivak PL, Molnar GD, Rosevear JW, Service FJ. Mathematical analysis of blood glucose and plasma insulin responses to insulin infusion in healthy and diabetic subjects. *Computers in Biology and Medicine*. 1973; 3 (1): 71-78.
- [5] Skogestad S, Postlethwaite I. *Multivariable Feedback Control – Analysis and Design*. John Wiley & Sons. 2005.
- [6] Stein G, Athans M. The LQG/LTR procedure for multivariable feedback control design. *IEEE Transactions on Automatic Control*. 1987; 32 (2): 105-114.

GERAÇÃO DE MICROBOLHAS MONODISPERSAS UTILIZANDO DISPOSITIVO DE ENTRONCAMENTO MICROFLUÍDICO.

C. T. Matsumi***, F. K. Schneider**, J. M. Maia**, R. E. M. Morales** e W. D. Araujo Filho***

* Instituto Federal de Santa Catarina - IFSC, Joinville, Brasil

** Universidade Tecnológica Federal do Paraná - UTFPR, Curitiba, Brasil

*** Universidade do Estado da Bahia – UNEB, Salvador, Brasil

e-mail: matsumi@ifsc.edu.br

Resumo: Atualmente existe um crescente interesse na utilização de microbolhas como agentes carreadoras para a entrega localizada de genes e fármacos. As microbolhas são compostas por um núcleo gasoso e uma camada externa de revestimento que pode ser constituída por diversos materiais. Microbolhas com revestimento lipídico possuem características importantes como a biocompatibilidade e são capazes de gerar microbolhas mais ecogênicas, comparadas ao revestimento por polímeros. A técnica utilizada no experimento para gerar as microbolhas tem como base os dispositivos de entroncamento microfluídicos. Os dispositivos de entroncamento possuem a menor variância de dispersão do tamanho das microbolhas geradas em comparação as técnicas de Insonação e CEHDA. Este artigo apresenta o processo de geração das microbolhas com revestimento lipídico pelo método de entroncamento de canal utilizando micropipetas de uso clínico inseridos nos dispositivos microfluídicos desenvolvidos em impressora 3D, onde foram geradas microbolhas com um tamanho médio de 43,91 μm , desvio padrão de 1,23% e desvio médio de 0,94%. Apesar de o diâmetro estar acima da dimensão ideal para o uso clínico (menores que 10 μm), a utilização de micropipetas com diâmetros internos inferiores aos usados neste experimento e uma maior precisão e controle na vazão da fase líquida e gasosa, possibilitará à produção de microbolhas com tamanhos adequados.

Palavras-chave: dispositivos microfluídicos, microbolhas, micropipetas, dispositivos de entroncamento.

Abstract: Currently there is growing interest in the use of microbubbles as carriers in the agents for the localized delivery of genes and drugs. The microbubbles are made of a gaseous core and an outer coating layer which can consist of different materials. Microbubbles with lipid coating have important characteristics such as biocompatibility and are capable of generating more echogenic microbubbles compared to coating polymers. The technique used in the experiment to generate microbubbles is based microfluidic junction devices. junction devices have the smallest variance dispersion of the size of the microbubbles generated compared the techniques of insonation and CEHDA. This paper

presents the process of generation of microbubbles with lipid coating by the channel junction method using clinical use micropipettes inserted in microfluidic devices developed 3D printer, which were generated microbubbles with an average size of 43.91 micrometres standard deviation of 1.23% and average deviation of 0.94%. Although the diameter being above the optimal size for clinical use (less than 10 μm), using micropipettes with internal diameters lower than used in this experiment and greater precision and control the flow of liquid and gas phase, allow the production of microbubbles with suitable sizes.

Keywords: microfluidic devices, microbubbles, micropipettes, junction devices.

Introdução

Nestes últimos anos existe um crescente interesse na utilização de microbolhas como agentes carreadoras na entrega de genes e de fármacos para o tratamento de doenças numa determinada região específica [1,13].

No tratamento terapêutico convencional, é necessária uma concentração elevada de fármacos ministrada de maneira sistêmica, ocasionando muitas vezes, efeitos colaterais indesejáveis, afetando diretamente na qualidade de vida do paciente durante o tratamento[5].

Métodos de tratamentos alternativos, como a utilização de microbolhas como agentes carreadoras de fármacos para a entrega localizada, possibilita a entrega do fármaco com concentração necessária na região de interesse do tratamento, minimizando o efeito tóxico da substância biologicamente ativa (fármacos) nas células saudáveis o que leva à diminuição dos efeitos colaterais[4,6].

As microbolhas são compostas por núcleo gasoso e uma camada externa de revestimento que pode ser constituída por diversos materiais, incluindo albumina humana, fosfolipídios, surfactantes e outros compostos [2]. A camada externa constituída por lipídeos possui características importantes como a biocompatibilidade, a ecogenicidade e são produzidas por um processo mais simples, comparadas com o revestimento por polímeros [3].

Existem diversas técnicas para a geração de microbolhas. Dentre elas incluem-se a insonação, a atomização coaxial eletrohidrodinâmica (CEHDA) e os dispositivos de entroncamento microfluídicos [6].

A técnica de insonação envolve a utilização de ultrassom de alta intensidade para produzir microbolhas em suspensão num líquido contendo uma solução de um determinado polímero ou surfactante que adere sobre a superfície das microbolhas formando estruturas estáveis [7]. A distribuição do tamanho das microbolhas depende da frequência, da intensidade e do regime de pulso do ultrassom. Devido à não existência de uma teoria simples que relacione estas variáveis, o protocolo de fabricação é feito ainda de modo empírico [8].

Uma técnica recente aplicada na preparação de microbolhas é a atomização coaxial eletrohidrodinâmica (CEHDA). Esta técnica possui procedimentos mais complexos no processo de fabricação das microbolhas comparados à técnica de insonação e os de entroncamento, mas, possibilita a fabricação de multicamadas de revestimento [9].

Sua configuração é baseada na existência de dois canais coaxiais concentricamente alinhados, sendo que o canal interno é percorrido por um gás e o canal externo por uma emulsão de propriedade conhecida. Um campo elétrico é aplicado entre o canal externo e uma base coletora aterrada, com intensidade suficiente para ultrapassar o limiar da tensão superficial do líquido, formado um cone a partir do bocal do canal de onde emerge um jato muito fino. Esse jato rompe-se formando gotas associadas às microbolhas. A geração contínua e uniforme das microbolhas depende da combinação do ajuste dos parâmetros: taxa de fluxo do gás, taxa de fluxo de líquido, campo elétrico aplicado, viscosidade e tensão superficial do líquido [10].

Outra técnica utilizada na geração de microbolhas tem como base os dispositivos de entroncamento. Estes dispositivos são capazes de gerar microbolhas monodispersas com taxas de dispersão menores comparadas às técnicas de insonação e CEHDA. Na configuração do dispositivo, dois canais são dispostos perpendicularmente e convergem para um ponto comum. Um dos canais é alimentado pela fase líquida e o outro pela fase gasosa. Devido à instabilidade da interface gás/líquido, ocorre o processo denominado de estrangulamento no ponto de encontro dos canais, levando à geração das microbolhas [11].

Dependendo da rapidez do estrangulamento (processo pelo qual pode ser modelado alterando a vazão da fase líquida e da fase gasosa) pode-se produzir microbolhas com tamanhos diferentes. O processo de estrangulamento para gerar as microbolhas depende diretamente da composição da fase líquida, da composição do gás, da pressão, da viscosidade da fase líquida e principalmente da largura do canal de alimentação da fase gasosa [12,13].

O sistema *T-junction* é o sistema de entroncamento mais utilizado na produção das microbolhas. A Figura 1 apresenta de forma sucinta as três técnicas citadas.

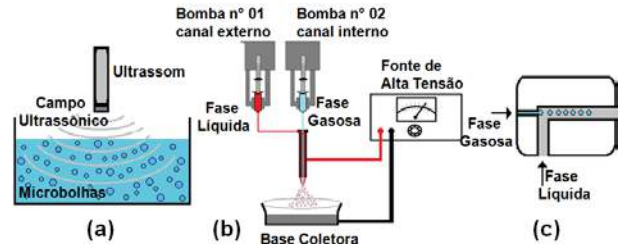


Figura 1- Técnicas de geração de microbolhas. (a) insonação, (b) CEHDA e (c) entroncamento.

A Figura 2, apresenta as curvas de distribuição típicas do diâmetro das microbolhas em relação à frequência para as três técnicas de geração mencionadas anteriormente.

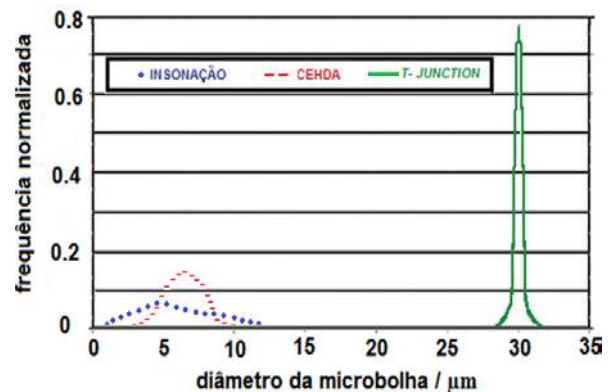


Figura 2 - Curva de distribuição do diâmetro das microbolhas utilizando as técnicas de insonação, CEHDA e entroncamento *T-junction*. Fonte: Adaptado de Stride e Edirisingher, 2009 [3].

De acordo com *Pancholi et. al.* 2008, a técnica *T-junction* pode gerar microbolhas em uma única etapa, com coeficiente de variação (dispersão) em torno de 1,0%, com menores custos operacionais [11].

Uma característica importante para a modalidade de entrega de fármacos é a uniformidade da população das microbolhas, pois a eclosão desta, para a liberação do fármaco na região de interesse depende da aplicação de um campo ultrassônico incidente, numa determinada frequência de ressonância que depende de maneira quase direta ao seu diâmetro [4].

No desenvolvimento deste estudo, optou-se pela técnica de geração por meio de dispositivos de entroncamento, baseado no modelo *T-junction*, pois apresenta a menor taxa de dispersão, produzem microbolhas monodispersas e apresentam menores custos operacionais comparados às técnicas de insonação e CEHDA. O revestimento utilizado foi o lipídico (óleo de girassol) devido às características de biocompatibilidade, mais fáceis de serem encontradas e pela capacidade de gerar microbolhas mais ecogênicas, comparadas ao revestimento por polímeros.

Materiais e métodos

Foram fabricados os dispositivos a partir de uma máquina de prototipagem rápida (*Objet Eden 250*), usando uma resina transparente de coloração âmbar (*Fullcure720*), no Núcleo de Prototipagem e

Ferramental (NUFER), laboratório da UTFPR campus Curitiba.

A Figura 3 apresenta o dispositivo microfluídico com as especificações do diâmetro dos canais e dimensões externas.

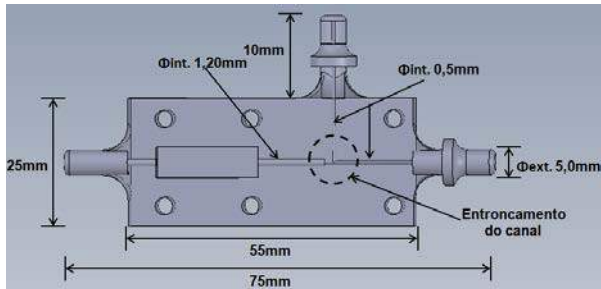


Figura 3- Dispositivo microfluídico desenvolvido em impressora 3D.

O controle da fase líquida foi feito através de uma bomba de infusão para seringa modelo *Mindray, SK-500I* com ajuste de fluxo de 0.1 ml/h até 500 ml/h.

Para o controle da fase gasosa, foi utilizado um regulador de pressão de precisão modelo *LRP 1/4 - 0,7 bar* com manômetro de leitura convencional, acoplados a um regulador de vazão (válvula reguladora de fluxo) modelo *GRPO-10-PK-3DD*, ambos fabricados pela Festo, possibilitando assim realizar uma leitura simplificada, durante os ajustes necessários de correção do fluxo gasoso. Para efetuar a medição do fluxo do sistema foi acoplado um medidor de fluxo digital modelo *AALBORG-GFM17*. O fornecimento do gás foi através da utilização de um cilindro de gás de 3,6 litros, com manômetro de leitor convencional acoplado em sua saída. O cilindro foi preenchido com a composição de 30% de oxigênio e 70% de nitrogênio.

O monitoramento do processo de geração das microbolhas foi através da utilização de um estereó microscópio *Meiji Techno* modelo *EMZ-TR*, acoplado a uma câmera digital *Nanosense MKIII (Dantec Dynamics)*, capaz de filmar a uma velocidade de até 5140 fps, com uma resolução máxima de 1280 x 1024 pixels. As microbolhas foram recolhidas em um recipiente contendo água deionizada.

O diagrama esquemático do aparato experimental utilizado na geração das microbolhas é mostrado na Figura 4.



Figura 4 - Diagrama esquemático dos equipamentos utilizados na geração de microbolhas.

A determinação do tamanho da microbolha foi realizada através de uma ferramenta de processamento de imagem, desenvolvida no Laboratório de Ciências Térmicas (LACIT-UTFPR). Esta ferramenta realiza de forma automática as medições do diâmetro das

microbolhas a partir da captura das imagens pela câmera digital de alta velocidade utilizando o programa computacional *Matlab*.

A fase líquida utilizada para alimentar o sistema foi constituída por uma emulsão composta por 98,0 g. de água deionizada, 1,0 g. de óleo de girassol e 1,0 g. de tensoativo Tween 80.

Resultados

Foram realizados testes com diferentes micropipetas com diâmetros internos diferentes.

A Figura 5 mostra como foram geradas as microbolhas, destacando a região do dispositivo de microfluídica com a micropipeta de diâmetro interno de 70 μm inserido no canal de 0,50 mm.



Figura 5 - Dispositivo de microfluídica com micropipeta de diâmetro interno de 70 μm .

A seguir, são apresentados os resultados de um dos testes realizados para a geração de microbolhas.

Para o teste em questão, foi utilizada uma micropipeta *MIC-50-30 Humagen/Origio*, com comprimento Bisel de 8,0 a 10,0 μm e diâmetro interno entre 5,0 a 5,7 μm , a Figura 6 apresenta o formato da ponta do microcapilar.

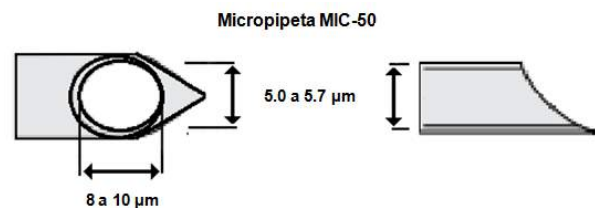


Figura 6 - Ponta do Microcapilar MIC-50-30 com comprimento Bisel de 8 a 10 μm e diâmetro interno entre 5 a 5,7 μm .

Os parâmetros foram ajustados para uma vazão da fase líquida de 367,00 $\mu\text{l}/\text{min}$ e vazão da fase gasosa de 23,54 nl/min . No processo de geração foram capturadas 1000 imagens, a uma taxa de 150 *fps*, sendo detectadas 59 microbolhas isoladas.

Após a aquisição, foi realizado o processamento das imagens. A média do diâmetro foi de 43,91 μm com desvio padrão de 1,23% e desvio médio de 0,94%. A Figura 7 apresenta o gráfico da dispersão em relação ao número de eventos ocorridos.

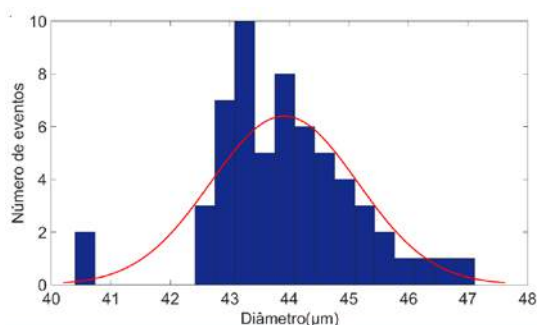


Figura 7 - Gráfico da dispersão em relação ao número de eventos para micropipeta MIC-50-30.

Discussão

Analisando os resultados, pode ser verificado que a técnica de entroncamento de canal possibilita a geração de microbolhas monodispersas com revestimento lipídico. Os valores de dispersão obtidos neste experimento são próximos à taxa de dispersão citado por Pancholi *et. al.* 2008, e a curva de distribuição do diâmetro das microbolhas em relação à frequência apresentado por Stride e Edirisingher, 2009.

A média do diâmetro das microbolhas obtido neste experimento foi de 43,91 μm . Este valor ainda está distante da dimensão ideal para o uso clínico, que são microbolhas inferiores a 10 μm (limitação para não causar embolia pulmonar).

Conclusão

Este artigo apresenta o processo de geração das microbolhas com revestimento lipídico pelo método de entroncamento de canal utilizando micropipetas de uso clínico inseridos nos dispositivos microfluídicos desenvolvidos em impressora 3D, onde foram geradas microbolhas com um tamanho médio de 43,91 μm , desvio padrão de 1,23% e desvio médio de 0,94%.

Como a técnica utilizada depende da rapidez do estrangulamento da interface gás/líquido, a utilização de reguladores de maior precisão e controle de vazão, para a fase líquida e fase gasosa, possibilitariam a geração de microbolhas com diâmetros menores e taxa de dispersão inferior ao obtido neste experimento, melhorando assim a uniformidade da população de microbolhas, e consequentemente, a eclosão desta pela aplicação de um campo ultrassônico para a liberação do fármaco.

Conforme os resultados obtidos, esta técnica demonstrou ser promissora e com a utilização de micropipetas com diâmetros internos inferiores a utilizadas neste experimento, bem como uma maior precisão e controle na vazão, certamente permitirá a geração de microbolhas próprias para uso clínico.

Agradecimentos

Ao CNPq, CAPES e Fundação Araucária pelo apoio financeiro; ao Instituto Federal de Santa Catarina – IFSC pela liberação para cursar o doutorado; às empresas Spectrun Bio Engenharia Médica e Hospitalar

e Eppendorf do Brasil pela doação de micropipetas utilizadas na pesquisa.

Referências

- [1] Chen H, Hwang JH. Ultrasound-targeted microbubble destruction for chemotherapeutic drug delivery to solid tumors. *Journal of Therapeutic Ultrasound*; 2013. p.1-10.
- [2] Wheatley MA, Schrope B, Shen P. Contrast agents for diagnostic ultrasound: Development and evaluation of polymer-coated microbubbles. *Biomaterials*; 1990. V.11, (9), p.713-717.
- [3] Unger E. et. al. Gas-filled lipid bilayers as ultrasound contrast agents. *Invest Radiol*; 1994. V. 29, Suppl 2, p.134-136.
- [4] Stride E. Physical principles of microbubbles for ultrasound imaging and therapy. *Cerebrovascular Diseases*; 2009. V. 27, Suppl 2, p.1-13.
- [5] Lindner JR, Kaul S. Delivery of drugs with ultrasound. *Echocardiography*; 2001. V. 18, n. 4, p.329-337.
- [6] Stride E, Edirisinghe M. Novel preparation techniques for controlling microbubble uniformity: a comparison. *Medical & Biological Engineering & Computing*; 2009. V. 47, n. 8, p.883-892.
- [7] Christiansen C, Kryvi H, Sontum PC, Skotland T. Physical and biochemical-characterization of Alunex (Tm), a new ultrasound contrast agent consisting of air-filled albumin microspheres suspended in a solution of human albumin. *Biotechnol Appl Biochem.*; 1994. V.19, p.307-320.
- [8] Grinstaff MW, Suslick KS. Air-filled proteinaceous microbubbles: synthesis of an Echo-contrast agent. *Proc Natl Acad Sci*; 1996. V.88, p.7708-7710.
- [9] Ahmad Z, Zhang H B, Farook U, Edirisinghe M, Stride E, Colombo P. Generation of multilayered structures for biomedical applications using novel tri-needle coaxial device and electrohydrodynamic flow. *Journal of the Royal Society Interface*; 2008. V.5,p.1255-126.
- [10] Kim W, Kim SS. Synthesis of biodegradable triple-layered capsules using a triaxial electrospray method. *Polymer*; 2011. V. 52, p.3325-3336.
- [11] Pancholi K, et. al.. Novel methods for preparing phospholipid coated microbubbles. *Eur Biophys J*; 2008. V.37, n. 4, p.515-520.
- [12] Fu TT, et. al.. Bubble formation and breakup mechanism in a microfluidic flow-focusing device. *Chemical Engineering Science*; 2009. V.64, n.10, p.2392-2400.
- [13] Araújo Filho WD, Schneider FK, Morales REM. Evaluation of stability and size distribution of sunflower oil-coated micro bubbles for localized drug delivery. *BioMedical Engineering OnLine* 2012. V.11, p.71.

DESENVOLVIMENTO DE UM SISTEMA ELETRÔNICO DE ESTIMULAÇÃO PARA USO EM TERAPIA INTENSIVA PARA MINIMIZAR A DISFUNÇÃO MÚSCULOESQUELÉTICA

Miguel E. G. Paredes*, Antônio P. L. Bó*, Lucas da O. Fonseca*, Lucas de Oliveira*, João L. Q. Durigan*, Paulo E. Silva* e Gabriel Huff*

*Universidade de Brasília, Brasília, Brasil
E-mail: meduag@lara.unb.br

Resumo: Este artigo apresenta o desenvolvimento de um sistema eletrônico de estimulação (SEE), visando aplicação de estimulação elétrica neuromuscular (NMES) em doente crítico (DC) em unidade de tratamento intensivo (UTI), de maneira a minimizar a polineuropatia da doença crítica (PNMDC). O controle dos parâmetros de estimulação para eletrodiagnóstico de estímulo (EDE) e terapêutica (Tp) com NMES, é feito via Smartphone/Tablet com um aplicativo para o Android OS. Os testes de EDE são feitos de forma automática. O SEE usa um protocolo de comunicação proprietário para Bluetooth aplicado a dispositivos médicos, assim como um acelerômetro para identificar a contração muscular no momento de realizar o procedimento de EDE e/ou Tp, o que fecha a malha de estimulação. O SEE desenvolvido possui 4 canais de estimulação controlados por corrente para cargas variáveis de até 1.5K Ω e frequências de até 150Hz.

Palavras-chave: UTI, NMES, eletrodiagnóstico, terapêutica, sistema eletrônico de estimulação.

Abstract: This paper presents the development of an electronic stimulation system (ESS) in order to apply neuromuscular electrical stimulation (NMES) in critically patients in the intensive care unit (ICU) minimizing critical illness polyneuropathy (CIPNM). The control of stimulation parameters for electrodiagnostic of stimulus (EDE) and therapeutic (Tp) with NMES is done via smartphone/tablet with an application for Android OS. The EDE tests are automatically made. The SEE used proprietary Bluetooth communication protocol applied to medical devices, as well as an accelerometer to identify the muscle contraction at the time of performing the procedure EDE and / or Tp, which closes the loop stimulation. The SEE developed has four channels of stimulation controlled for current for variable loads up to 1.5K Ω and frequency up to 100Hz.

Keywords: ICU, NMES, electrodiagnostic, therapy, electronic stimulation system.

Introdução

Atualmente o número de pacientes críticos que sobrevive à internação intensiva aumentou [1]. Porém, muitos desses indivíduos enfrentam graves sequelas funcionais, tal como a polineuropatia da doença crítica (PNMDC)

[2]. Esta doença afeta o sistema neuromuscular, reduzindo a sua funcionalidade [3]. Para diminuir essas alterações funcionais pós-alta da UTI é usada a NMES [4]. Entretanto, vários problemas no seu uso é devido aos equipamentos comerciais disponíveis não oferecem parâmetros e condições adequadas para se realizar a NMES na condição do doente crítico (DC) [5]. Isso ocorre porque cada DC possui diferentes condições de excitabilidade neuromuscular que devem ser levadas em consideração para um tratamento eficaz [5].

Um dispositivo de estimulação elétrica por corrente pode ser feito usando diversos tipos de topologias de circuitos de fontes de corrente [6]. Autores usam topologias diferentes para criar fontes de corrente como os circuitos de espelhos de corrente de Wilson [7]. Assim sendo, neste trabalho, apresenta-se o desenho de um SEE que possui canais controlados por tensão, para gerar uma corrente de referência constante (usando espelhos de corrente de Wilson) para uma carga variável.

Materiais e métodos

Para realizar a NMES no DC na UTI, deve-se utilizar dispositivos que permitam modificar os parâmetros físicos de estimulação (PFES): forma de onda (WF), tempo de ativação (T_On), tempo de repouso (T_Off), largura de pulso (PW), frequência e intensidade de corrente/tensão. Também, deve-se levar em conta a carga (Resistiva - conjunto pele/músculo) que o dispositivo estimula. A NMES é aplicada por meio de eletrodos superficiais autoadesivos na pele do DC. Os PFES são os requisitos do projeto para o desenvolvimento do SEE. O valor de cada PFES é apresentado na Tabela 1: Valores dos PFES. Tabela 1.

Tabela 1: Valores dos PFES.

Parâmetro físico	Valor/intervalo	Unidade
Forma de onda	Quadrada, seno, exponencial	--
T_On / T_Off	Até 10	s
Largura de Pulso	100 - 500	μ S
Frequência	0.33 - 150	Hz
Corrente	1 - 100	mA
Carga	Até 1500	Ω

O SEE é composto por diferentes módulos como mostrado no diagrama de blocos da Figura 1. A interface de usuário e o módulo de controle é a primeira etapa do

SEE. Este conjunto permite o controle dos PFES para EDE e Tp. O gerador de sinal monofásico/bifásico está baseado em um Microcontrolador (μC -Teensy 3), um Conversor Digital-Analógico (DAC) de 12 bits e um circuito diferenciador de tensão (DT).

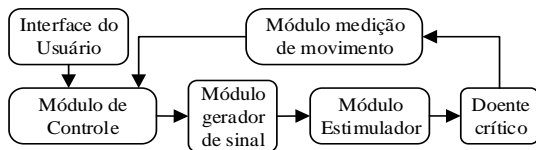


Figura 1: Diagrama de blocos geral do SEE.

O módulo estimulador está composto por um retificador de meia onda, um conversor de tensão-corrente e um circuito baseado em um espelho de corrente de Wilson [7], [8] para criar uma fonte de corrente constante.

O módulo de movimento realimenta o sistema para fechar a malha de estimulação e fornecer um sistema de segurança no SEE para o DC. Isto é feito usando o acelerômetro analógico conectado diretamente sobre o músculo que está sendo estimulado.

O controle do SEE é feito por dois componentes: a interface de usuário e o módulo de controle.

Interface de Usuário (IU) – Desenvolvida como um aplicativo para o sistema Android. O aplicativo permite criar um usuário e relacioná-lo com seus PFES personalizados para EDE e Tp. O aplicativo se comunica via Bluetooth com o módulo de controle. A comunicação usa um protocolo proprietário que criptografa os dados e os protege de possíveis falhas ou interceptações externas [9].

Módulo de Controle (MC) – É um conjunto software/hardware. O software se encarrega de receber as informações dos PFES da IU e executar as tarefas relacionadas com EDE e/ou Tp. O MC usa o μC Teensy 3.0 (placa de desenvolvimento baseado no chip MK20DX128 Freescale) como hardware de controle do SEE e o *shield* de Bluetooth HC05 para comunicação.

Módulo Gerador de Sinal (MGS) – Encarregado de criar a forma de onda conforme parâmetros dos PFES (Tabela 1) para EDE e Tp. Usa-se o Teensy para controle do SEE comunicando-se via SPI (Serial Port Interface) com o DAC (DAC124s085 da *Texas Instruments*) para gerar os sinais monofásicos (S_MOF). Sinais bifásicos (S_BIF) são gerados utilizando um Cto DT. O DAC permite gerar qualquer formato de onda (e.g. quadrada, seno, exponencial), possui 4 canais de conversão com 12Bits e é possível gerenciá-los de forma independente. O DAC só pode gerar saídas positivas/monofásicas, portanto se faz necessário o Cto DT para inserir um nível offset negativo no sinal, permitindo criar um S_BIF simétrico em conjunto com a firmware do μC . A Figura 2 apresenta o diagrama esquemático do MGS e a Figura 3 mostra o formato da forma de onda gerada usando-se como exemplo a quadrada. Na Figura 2, observa-se que o DAC possui 4 saídas (Vout: A, B, C e D) mas, unicamente, está o esquema do DT para um canal (V_{outA}), ou seja, os outros canais seguem a mesma

lógica. Assim sendo, o DT está formado por dois AmpOp, um para inserir o nível offset negativo (operação bipolar) e outro para amplificar o sinal a um nível máximo de $\pm 12V_{dc}$.

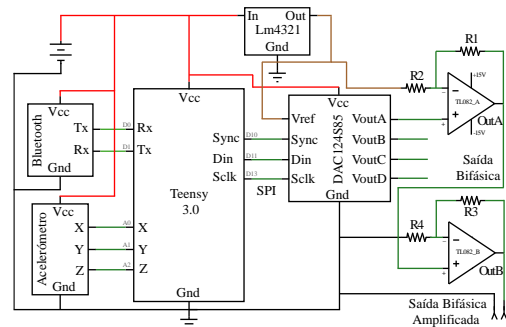


Figura 2: Diagrama esquemático simplificado do MGS usando 1 DAC e um canal.

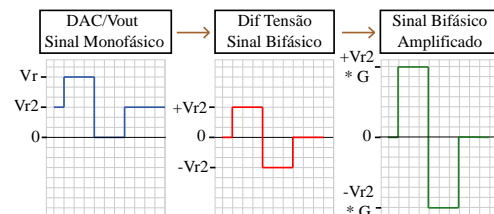


Figura 3: Etapas e forma de onda quadrada do MGS.

A Equação 1 faz referência à operação bipolar [10] e a Equação 2 à operação de amplificação [11].

$$V_{OutA} = V_r * \left(\frac{D}{4096}\right) * \left(\frac{R_1 + R_2}{R_2}\right) - V_r * \frac{R_1}{R_2} \quad (1)$$

Da equação 1 temos que V_r é equivalente ao valor de V_{cc} e V_{ref} (nesta aplicação $V_{cc} = V_{ref} = V_r = +4.1V_{dc}$) no DAC e D é o valor decimal para conversão, valor controlado pelo software manipulando-o para criar qualquer WF.

$$V_{OutB} = \left(\frac{R_3}{R_4 + R_3}\right) * V_{OutA} \quad (2)$$

Na Figura 3 se observa que o sinal monofásico vai de 0 até V_r , o que equivale a variar 0 até 4095 para conversão decimal a analógica. O valor meio ($V_{r2} = \frac{V_r}{2}$) equivale ao valor 2047. Isto é feito para deixar o V_{r2} como referência a 0Vdc quando o sinal passa de monofásico a bifásico. Finalmente, o sinal bifásico (S_BIF) é amplificado a um valor máximo de tensão ($\pm V_{r2} * G$) de $\pm 12V_{dc}$.

Módulo Estimulador (MES) – O S_BIF amplificado ($OutB$ na Figura 2) é a referência em tensão que usa o MES para criar uma referência em corrente [6], [7]. A Figura 4 mostra o diagrama esquemático do MES. O MES recebe o S_BIF do MGS. O S_BIF é separado usando um retificador de meia onda no seu componente positivo e negativo comportado pelos AmpOP $U1:A$ e $U1:B$ respectivamente. Depois, cada componente de tensão ($\pm V_{ref}$ na equação 3) cria uma referência em corrente usando as resistências $R5$ e $R6$.

Com os valores máximos de tensão e resistência se calcula o valor máximo de corrente, e.g., para a parte positiva:

$$\pm I_{ref} = \frac{\pm V_{ref}}{R_{ref}} = \frac{+12Vdc}{R5 = 120\Omega} = +100mA \quad (3)$$

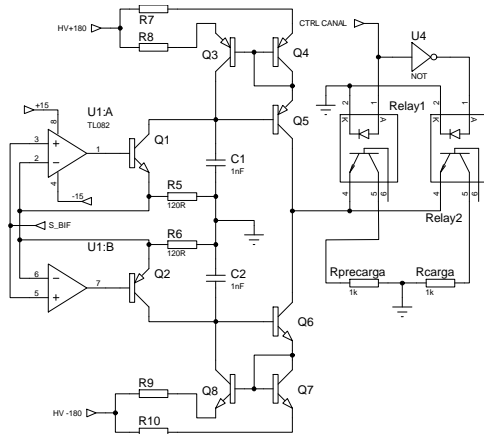


Figura 4: Diagrama esquemático do MES.

A $\pm I_{ref}$ é a corrente de referência e por meio do circuito baseado no espelho de corrente de Wilson (ECW) se cria uma fonte de corrente que espelha a $\pm I_{ref}$ na carga. O ECW mantém $\pm I_{ref}$ para cargas variáveis, como é o conjunto pele/músculo do DC.

Com os requisitos do projeto, $R = 15k\Omega$ e $I = 100mA$ encontra-se o valor ideal da fonte de polarização do ECW, $VR_{carga} = \pm 150Vdc$. Além disso, devem ser somadas as quedas de tensão no lado do espelho onde se encontra a carga. Na equação 4 se calcula a tensão final da fonte de alta tensão ($\pm HVdc$ Figura 4) [12].

$$+HV = VR_8 + V_{beQ4} + V_{CCQ5} + VR_{carga} \quad (4)$$

O valor máximo da fonte é de $\pm HV \cong \pm 180Vdc$ para o circuito do ECW, isto levando em conta as características dos transistores, do R_8 , R_9 e VR_{carga} .

Para fechar o laço de estimulação, usa-se um acelerômetro analógico de três eixos. Com ele pode-se identificar três pontos relacionados à estimulação: contração, fadiga ou ausência de contração. Esta última se associa com problemas na saída do canal ou com o eletrodo descolado da pele, nesse caso, um sinal de controle (CTRL CANAL na Figura 4) ativa o Relay1, que desconecta o canal e envia o estímulo à $R_{precarga}$.

Resultados e Discussão

O desenho do dispositivo desenvolvido segue a norma técnica para construção de aparelhos eletromédicos (ABNT NBR IEC 60601).

Foram feitos simulações e testes de bancada do SEE variando a carga e verificando o controle de corrente. O SEE desenvolvido possui 4 canais com controle de corrente até 100mA com uma carga máxima de 1.5k Ω , T_{On}/T_{Off} de 100 μ S até 500mS e uma frequência de operação de até 150Hz. A Figura 5 mostra algumas

capturas de tela do aplicativo desenvolvido. A Figura 6 mostra o protótipo do SEE e todos seus componentes.

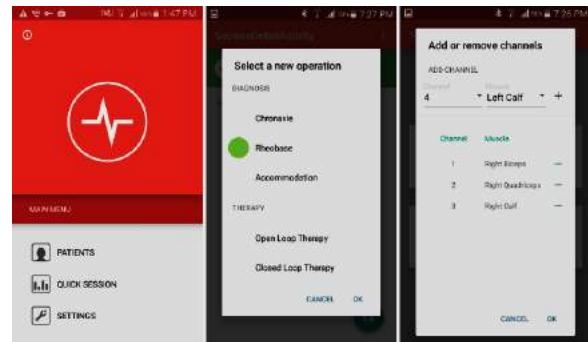


Figura 5: Telas do aplicativo que controla o SEE [9].

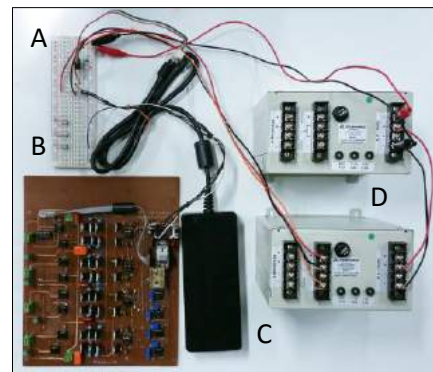


Figura 6: Protótipo do SEE, A - distribuição da tensão, B - circuito do SEE que comporta os quatro canais de estimulação e os seus módulos, C - fonte de alimentação geral, D - fontes de alta tensão ($\pm 180Vdc$) para a etapa de potência, baixa tensão ($\pm 15Vdc$ e $+5Vdc$) para o MC, o MGS e o MES.

Por fim, foi feito um estudo, um dos canais do SEE foi caracterizado por meio de provas controladas de desempenho usando como carga uma resistência fixa de 1k Ω , PW de 500 μ S, T_{On}/T_{Off} de 1S, I_{ref} de 12mA e uma frequência de 150Hz, valores usados na NMES na UTI. A Figura 7 mostra o sinal de saída do MES criado pelo protótipo implementado do SEE.

Com o aplicativo o usuário pode ajustar os PFES do EDE e Tp. Um dado relevante é que a magnitude da saída de corrente possui um ripple menor de 5% da I_{ref} mas isto não compromete a estimulação. A I_{ref} pode ser ajustada em passos de 1mA, a frequência em 5Hz, PW em 10 μ S, T_{On}/T_{Off} em 10 μ S.

Seguindo a topologia do Cto do SEE é possível adicionar mais canais ao protótipo, mas realizando as modificações pertinentes no firmware do μ C e no aplicativo. A Figura 8 mostra o desempenho do SEE relacionado à carga versus corrente. Foram ajustados três tipos de corrente, variando a carga até 2k Ω . Observou-se que o espelho não consegue acompanhar a I_{ref} quando, na carga se ultrapassa o valor da fonte de alta tensão.

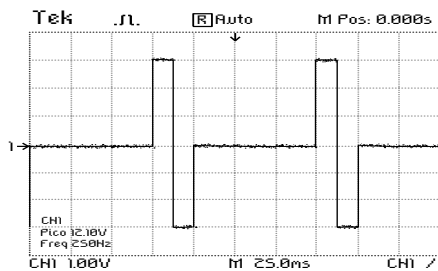


Figura 7: Oscilograma da saída do canal 1 do MES usando WF quadrada, carga fixa de $1k\Omega$, PW de $500\mu s$, T_{On}/T_{Off} de 1s, I_{ref} de 12mA e freq. de 150Hz.

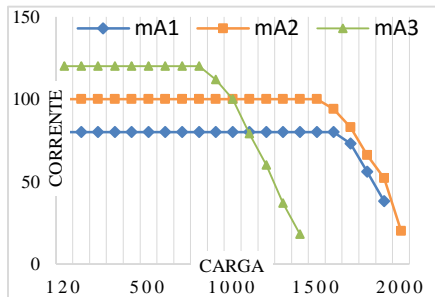


Figura 8: Três valores de corrente versus carga variável.

Conclusão

Neste projeto foi desenhado e implementado um SEE de quatro canais para NMES, EDE automático e TP, visando ser usado em pacientes na UTI assim como minimizar a disfunção músculo-esquelética relacionada com a PNMD. O aplicativo desenvolvido usa o Bluetooth para se comunicar com o SEE, o que possibilita controlar e/ou modificar facilmente os PFES do mesmo. Um dos parâmetros mais importante é a corrente de saída de cada canal que pode ser controlada com uma alta resolução (passos de 1 mA). O sinal de saída possui baixo ruído, $\cong 5\%$ à I_{ref} . O desenvolvimento do SEE mostrou um funcionamento linear com relação à I_{ref} para cargas variáveis e uma grande flexibilidade na parametrização, o que indica que pode ser usado em vários tipos de aplicações NMES e FES (*Functional Electrical Stimulation*) em ambientes médicos/esportivos. Finalmente, com o uso do acelerômetro foi possível capturar os instantes em que ocorrem as contrações a nível muscular. No momento em que foi mandado um estímulo e não foi detectada uma contração, o sistema desliga o canal para proteger o DC e coloca o estímulo em uma resistência de pré-carga para evitar danificar a eletrônica do SEE, isto por causa das altas tensões usadas na saída dos canais do dispositivo. Por fim, é de ressaltar que o circuito do SEE por ser modular, permite expandir/replicar a eletrônica para comportar mais canais possibilitando a estimulação de mais grupos musculares.

Assim sendo, o SEE proposto permite uma maior parametrização de todos os PMES diferenciando-se dos equipamentos comerciais, além disso, também permite realizar um EDE automatizado, graças ao uso do acelerômetro e algoritmos encarregados de dita tarefa.

Em trabalhos futuros serão colocados circuitos para adicionar mais proteção/segurança tanto para o SEE quanto para o DC. O SEE projetado passará também por testes de compatibilidade eletromagnética (emissão radiada e conduzida no LabCert da UnB). Deste modo, visando obter o certificado para poder ser usado na UTI do Hospital de Base de Brasília para realizar EDE e TP no DC e por sua vez realizar a coleta de informações relacionadas com o tratamento da PNMPDC.

Agradecimentos

À Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior (CAPES) pela bolsa de estudos de Doutorado, e pessoas envolvidas no projeto.

Referências

- [1] Pinheiro AR e Christofoletti G. Fisioterapia motora em pacientes internados na unidade de terapia intensiva: uma revisão sistemática. *Revista Brasileira de Terapia Intensiva*, vol. 24, nº 2, pp. 188-196, 29 Março 2012.
- [2] Zamoura VEC e Cruz MR. Polineuromiopia do paciente crítico: uma revisão da literatura. *Revista Hospital Universitário Pedro Ernesto*, vol. 12, nº 3, pp. 118-129, 2013.
- [3] Socorro MMM. *Principios de electroestimulación y terminología electroterapéutica*, Bogotá: Centro Editorial de la Universidad Colegio Mayor de Nuestra Señora del Rosario, 2006.
- [4] Gruther W, Kainberger F, Fialka-Moser V, Paternostro-Sluga T, Quittan M, Spiss C e Crevenna R. Effects of neuromuscular electrical stimulation on muscle layer thickness of knee extensor muscles in intensive care unit patients: a pilot study. *Journal of rehabilitation medicine*, vol. 42, nº 6, pp. 593-597, 2010.
- [5] Ferreira DLV. Critérios para admissão de pacientes na unidade de terapia intensiva: revisão da literatura. *Dissertação de Mestrado, Sociedade brasileira de terapia intensiva*, Goiânia, 2013.
- [6] Huseyin EH, Eyuboglu MB e Goksu C. Design and Implementation of a Bipolar Current Source for MREIT Applications, em XIII Mediterranean Conference on Medical and Biological Engineering and Computing, Vol 43, IFMBE Proceedings, 2013, pp. 161-164.
- [7] Wu HC, Young ST e Kuo TS. A Versatile Multichannel Direct-Synthesized Electrical Stimulator for FES Applications. *IEEE Transactions on Instrumentation and Measurement*, vol. 51, nº 1, pp. 2-9, 2002.
- [8] Araujo GM. *Conversor tensão-corrente em tecnologia cmos para um conversor analógico/digital de um sistema em chip*, Brasília: Dissertação de mestrado em Engenharia Elétrica na Universidade de Brasília, 2008.
- [9] Huff G. *Interface Homem-Máquina Baseada Em Plataforma Android Para Eletroestimulação Em Terapia Intensiva*, Brasília: Monografia em Engenharia Elétrica - Universidade de Brasília, 2015.
- [10] Boylestad R. *Dispositivos Eletrônicos e Teoria de Circuitos - 11ª Ed*, pp 428 - 433: Pearson, 2013.
- [11] Sedra AS. *Microelectronic Circuits - 6ª Ed*. em *Biasing Using a Constant-Current Source*, Prentice Hall, 2006, pp. 312-314.

UM NOVO SISTEMA DE COMUNICAÇÃO AUMENTATIVA E ALTERNATIVA BASEADO EM RASTREAMENTO DO OLHAR

Y. L. Coelho*, A. L. C. Bissoli*, M. M. Sime** e T. F. Bastos Filho*

*Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica

**Programa de Pós-Graduação em Biotecnologia

Universidade Federal do Espírito Santo (UFES), Vitória, Brasil.

e-mail: yvesluduvico@gmail.com

Resumo: Problemas de comunicação são comuns em muitas pessoas que possuem deficiência motora severa, comprometendo a interação com a sociedade e com seus familiares. Sistemas de Comunicação Aumentativa e Alternativa (CAA) compensam a dificuldade de comunicação destes indivíduos, utilizando um meio alternativo de comunicação ou ampliando suas habilidades remanescentes. Este trabalho propõe um novo sistema de CAA controlado pelo movimento dos olhos do usuário. Um aplicativo móvel foi integrado ao sistema para oferecer comunicação à distância com o cuidador ou familiares, o que é uma inovação se comparado com sistemas de CAA tradicionais. O sistema foi testado por 17 voluntários, os quais avaliaram a usabilidade. Os resultados mostram que o sistema foi classificado como excelente pelos usuários, com uma pontuação média de 92,79 na *System Usability Scale* (SUS).

Palavras-chave: Comunicação Aumentativa e Alternativa, Rastreamento do Olhar, Tecnologia Móvel.

Abstract: *Communication problems are usual in many people with severe motor disabilities, impairing the interaction with society and their relatives. Systems of Augmentative and Alternative Communication (AAC) compensate the difficulty of communication of these individuals, using an alternative means of communication or expanding their remaining abilities. This paper proposes a new AAC system controlled by user's eyes movement. A mobile application was integrated into the system to provide remote communication with the caregiver or relatives. The system was tested by 17 volunteers, who evaluated the usability. Results show that the system was classified as excellent by the users, with a score of 92.79 in the System Usability Scale (SUS).*

Keywords: *Augmentative and Alternative Communication, Eye Tracking, Mobile Technology.*

Introdução

Dados de [1] apontam que a prevalência de pessoas com deficiência vem aumentando com o decorrer dos anos. No último censo brasileiro, de 2010 [1], cerca de 45 milhões de pessoas (23,91% da população) declararam possuir algum tipo de deficiência, seja visual, auditiva, motora, mental ou intelectual. Os problemas de

comunicação podem acometer muitas das pessoas que possuem deficiências, tais como: paralisia cerebral, distrofias musculares, esclerose múltipla, esclerose lateral amiotrófica, acidente vascular cerebral entre outras, comprometendo a interação com a comunidade de uma forma geral e com seus familiares ou cuidadores [2].

Neste sentido, a Comunicação Aumentativa e Alternativa (CAA), uma categoria de recursos de tecnologia assistiva, tem o objetivo de compensar o déficit na comunicação destes indivíduos, utilizando um meio alternativo ou ampliando suas habilidades nesta tarefa. Isto é possível por meio de gestos, língua de sinais, expressões faciais, pranchas de símbolos pictográficos, além de sistemas sofisticados de computador com voz sintetizada. A literatura ressalta ainda que a CAA também permite que familiares ou cuidadores possam ser informados, pela pessoa com deficiência, de problemas, escolhas e pedidos de auxílio [3, 4].

Segundo a Sociedade dos Estados Unidos para Comunicação Alternativa e Aumentativa – USSAAC, os dispositivos de CAA podem ser classificados em dois grupos: dispositivos de baixa tecnologia e de alta tecnologia [5]. Dispositivos de baixa tecnologia não fazem uso de baterias, eletricidade ou componentes eletrônicos. Alguns exemplos são pranchas e tabuleiros com letras, palavras ou símbolos que são indicados pelo usuário de diversas formas. Já os de alta tecnologia são eletrônicos e muitas vezes utilizam saída de voz. A seleção de opções pode ser direta, com acesso a uma tela ou a um teclado utilizando partes do corpo, *mouses* ou *joysticks*, ou indireta, quando é realizada uma varredura entre as opções, na qual o usuário deve intervir na alternativa desejada.

Com o avanço da tecnologia móvel, sistemas de CAA de alta tecnologia estão sendo desenvolvidos utilizando diferentes interfaces entre o usuário e dispositivos móveis, como *smartphones* e *tablets*. Um exemplo é o trabalho proposto em [6], no qual foi desenvolvido um sistema acionado pelo movimento da língua do usuário para manipular um *smartphone*. Em [7], os autores apresentam um aplicativo móvel de CAA, voltado para o processo de inclusão social de pessoas com dificuldades de comunicação.

O objetivo deste trabalho é apresentar e avaliar um sistema de CAA para uma pessoa com deficiência motora severa se comunicar seu cuidador, por meio do movimento dos olhos. A Figura 1 apresenta um diagrama

de blocos simplificado do sistema proposto neste trabalho.

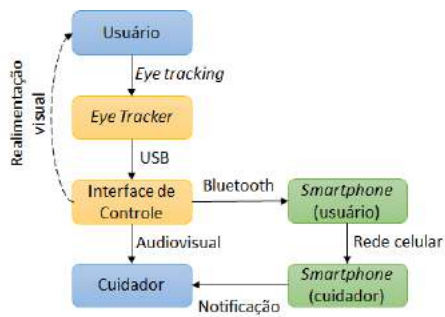


Figura 1: Diagrama de blocos funcional do sistema.

Materiais e Métodos

Sistema desenvolvido – O sistema de CAA desenvolvido foi dividido em comunicação à distância, utilizando-se um aplicativo desenvolvido para *smartphone*, e comunicação local. O controle do sistema é realizado por meio do movimento dos olhos do usuário. Para tradução do movimento dos olhos em comandos do sistema foi utilizado o dispositivo *Eye Tribe Tracker Pro*, desenvolvido pela empresa *The Eye Tribe* [8].

Um dispositivo equipado com *eye tracking* permite ao usuário utilizar o movimento dos olhos como uma modalidade de interface homem-computador que pode ser combinada com outros dispositivos de entrada, como *mouse*, teclado, toque e gestos, e possibilitar diversas aplicações. É uma tecnologia que consiste em calcular o ponto da tela do monitor que o usuário está olhando. A fim de acompanhar o movimento dos olhos do usuário e calcular as coordenadas do ponto do olhar no monitor, o *Eye Tracker* deve ser colocado abaixo da tela e apontado para o usuário, conforme indicado na Figura 2 [8].



Figura 2: Posicionamento do *Eye Tracker* em relação à tela do computador e ao usuário.

O *Eye Tracker* utilizado neste trabalho conecta-se a um computador via USB e, previamente à operação do sistema, este deve ser calibrado utilizando o *software Eye Tribe UI*. A calibração é um procedimento simples que consiste em seguir uma pequena esfera apresentada na tela, por cerca de um minuto. Quando o sistema está devidamente calibrado, o *software* do *Eye Tracker* calcula o ponto de fixação do olhar do usuário com uma precisão angular média de 0,5 a 1°. Assumindo que o usuário está posicionado a cerca de 60 cm de distância do

Eye Tracker, esta precisão corresponde a um erro médio na tela de 0,5 a 1 cm.

Assim que o sistema é inicializado, o *software Eye Tribe UI* permite o controle do cursor do *mouse* de acordo com o ponto de fixação do olhar do usuário no monitor. No Matlab, foi desenvolvida a Interface de Controle (IC) que recebe a posição do cursor controlado pelo movimento dos olhos. A Figura 3 apresenta a tela principal da IC. Esta tela está dividida em cinco comandos: Ligação, Mensagem, Necessidades, Casa e Voltar. Para executar um comando, o usuário deve olhar durante dois segundos para dentro de um dos cinco itens (quadrados). Com o movimento do cursor, o usuário tem uma realimentação visual.



Figura 3: Tela principal da interface de controle do sistema.

Os dois itens inferiores foram criados para facilitar ou possibilitar a comunicação local. O item “Necessidades” possui as opções Fome, Sede, Dor e Atenção e o item “Casa” apresenta as opções de demonstrar a vontade de ir para o Quarto, Sala, Banheiro ou Passear. A Figura 4 ilustra o comando “Fome” sendo acionado. Para dar esse comando, o usuário fixou o olhar por dois segundos dentro do quadrado correspondente. Quando o comando foi reconhecido, o fundo da imagem foi alterado de branco para amarelo durante um segundo para indicar que o comando foi recebido pelo sistema e indicar visualmente ao cuidador, que está próximo do usuário, a necessidade do usuário naquele momento. Além disso, o sistema executa um áudio correspondente ao comando. Neste caso, a frase dita no áudio é “Estou com fome!”.

Os comandos “Ligação” e “Mensagem” são para a comunicação à distância, realizada por meio de um aplicativo móvel. A comunicação com o *smartphone* é via *Bluetooth*. Os comandos “Necessidades” e “Casa” são para a comunicação local com o cuidador, e o comando “Voltar” serve para fechar o programa.

Para comunicação à distância foi desenvolvido um aplicativo para dispositivos móveis, que será apresentado adiante. Na interface de controle, a comunicação à distância está representada pelos dois quadrados superiores (direita e esquerda), que possibilitam as opções de realizar ligações telefônicas e enviar mensagens de texto (SMS), respectivamente. É possível escolher entre quatro contatos para efetuar a ligação. Para enviar uma mensagem de texto pode-se escolher entre quatro mensagens pré-definidas no aplicativo, além do

contato desejado. Quando uma dessas tarefas é selecionada, um comando é enviado via *Bluetooth* para o *smartphone* do usuário, onde o aplicativo desenvolvido realiza a respectiva tarefa.



Figura 4: Exemplo de acionamento do comando “Fome”.

Aplicativo CAApp – Para a interação com o sistema de CAA apresentado neste trabalho, foi desenvolvido um aplicativo móvel chamado CAApp. Este aplicativo foi desenvolvido para o sistema operacional *Android*, de forma a atender a uma grande parcela de *smartphones* disponíveis no mercado. O aplicativo desenvolvido foi implementado no ambiente de desenvolvimento *Android Studio*, e o seu diagrama completo de funcionamento é apresentado na Figura 5.

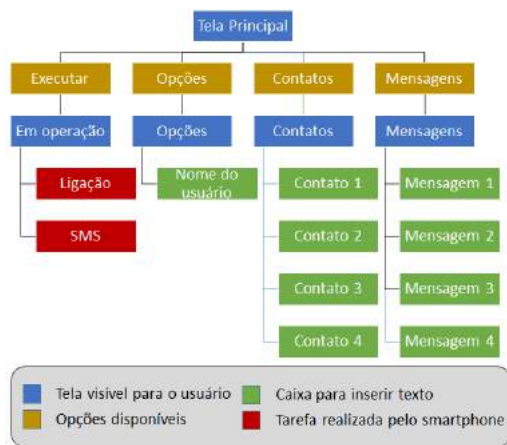


Figura 5: Estrutura do aplicativo.

Previamente à operação do sistema, o *Bluetooth* deve ser ligado no *smartphone* do usuário, e o periférico *Bluetooth* do computador deve ser devidamente pareado. Assim que o aplicativo é executado pelo cuidador, a tela principal apresenta as seguintes opções: Executar, Opções, Mensagens e Contatos, como apresenta a Figura 6a.

Em “Opções”, o cuidador pode cadastrar o nome do usuário, o qual vai assinado nas mensagens de texto. Futuramente, a tela de opções poderá ser expandida para atender a novas funcionalidades.

Em “Contatos”, pode-se cadastrar nome e telefone de quatro contatos da preferência do usuário, como mostra a Figura 6b. O nome do contato é colocado ao início do

conteúdo da mensagem, como um vocativo. O nome de cada contato é enviado ao sistema para que o usuário possa visualizar na IC.



Figura 6: a) Menu principal do CAApp. b) Tela de contatos.

Na tela “Mensagens”, o cuidador, juntamente com o usuário, deve cadastrar as quatro mensagens pré-definidas que podem ser enviadas por meio da IC do sistema. O conteúdo de cada mensagem pré-definida é enviado para seu respectivo item na IC assim que o sistema entra em operação para visualização pelo usuário.

Ao selecionar a opção “Executar”, o *smartphone* conecta-se ao computador via *Bluetooth* e executa uma nova tela, na qual permanece aguardando o recebimento de um comando do usuário por meio da IC do sistema. Ao receber o comando de ligação telefônica, o aplicativo executa a aplicação de ligação do *smartphone*, utilizando o número de telefone do contato selecionado pelo usuário. Quando a ligação é iniciada, o viva-voz do dispositivo é ligado para que o usuário possa falar sem a necessidade de manter o *smartphone* próximo ao seu rosto. Ao receber o comando de mensagem de texto, o aplicativo envia uma das quatro mensagens pré-definidas, previamente cadastradas pelo usuário e/ou cuidador, para o número do contato selecionado pelo usuário.

Testes – O sistema foi testado por 17 pessoas (com e sem deficiência), sendo 13 do sexo masculino (76,5%) e 4 do sexo feminino (23,5%), com idades variando de 20 a 38 anos. Do total, duas são pessoas com deficiência motora. As normas da Resolução nº 466/12 do Conselho Nacional de Saúde foram seguidas, e a pesquisa foi aprovada pelo Comitê de Ética em Pesquisas em Seres Humanos da Universidade Federal do Espírito Santo – CEP/UFES através do parecer nº. 976.828, de 25 de março de 2015.

O grupo dos participantes sem deficiência foi composto por estudantes universitários, e o grupo das pessoas com deficiência corresponde a pacientes com sequelas de lesões neurológicas, de um projeto de extensão do curso de Terapia Ocupacional da UFES. Todos foram contatados pessoalmente ou por telefone e convidados a participar do estudo. Foram excluídas pessoas com alterações cognitivas, pois poderia comprometer a compreensão das tarefas.

No Laboratório de Automação Inteligente – LAI/UFES, todos os procedimentos e objetivos da pesquisa foram explicitados a cada um dos participantes. Após assinar o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (TCLE), o sujeito foi posicionado sentado confortavelmente diante do *Eye Tracker* e do monitor de computador no qual a IC seria visualizada e acionada.

O sistema foi apresentado ao sujeito, ressaltando a interface e a forma de controle do cursor para acionar. Em seguida passou-se para a etapa de calibração do *Eye Tracker*, seguindo as orientações do fabricante. O teste consistiu em realizar cinco tarefas que foram ditas sequencialmente por um dos pesquisadores, as quais continham a ação de ligar para o celular de um cuidador ou familiar, enviar uma mensagem e expressar necessidades ou desejos.

Após realizar todas as tarefas em sequência, ditas a medida em que cada tarefa era realizada, cada participante respondeu o instrumento *System Usability Scale* (SUS), cujas questões foram traduzidas para o português, com o cuidado de não comprometer o sentido da afirmação. Este instrumento é autoaplicável e visa a avaliação rápida e simples da usabilidade de produtos ou serviços. O SUS possui dez itens pontuados por uma escala de *Likert* de 5 pontos, variando de “1 – discordo totalmente” a “5 – concordo totalmente”. As afirmações abrangem uma variedade de aspectos da usabilidade do sistema, tais como necessidade de apoio, treino e complexidade e, portanto, têm um alto nível de validade aparente para a medição da usabilidade [9].

Resultados

O tempo aproximado de realização de todas as tarefas foi inferior a cinco minutos. Com relação aos resultados do SUS, a média geral foi de 92,79. Ao separar os resultados do grupo de pessoas sem deficiência do grupo de pessoas com deficiência, as médias são 94 e 83,75, respectivamente.

Discussão

Avaliações de usabilidade de dispositivos de tecnologia assistiva são de extrema importância visando principalmente reduzir os altos índices de abandono [10,11]. A média dos resultados do SUS indicam que o sistema foi considerado de excelente usabilidade, pois produtos avaliados na faixa dos 90 pontos são considerados excepcionais e produtos avaliados na faixa dos 80 pontos são considerados bons [12].

Conclusão

O presente trabalho tem caráter inovador, pois busca atender a necessidade de comunicação imediata e eficiente entre uma pessoa com deficiência motora severa e seu cuidador, por meio do movimento ocular do usuário. Assim, o sistema proposto pode atender a pessoas acometidas com lesões ou doenças nervosas graves, que têm o movimento do globo ocular preservado. Com o

sistema apresentado é possível efetuar ligações ou enviar SMS a partir de um *smartphone*, ou realizar pedidos de necessidades básicas ou deslocamento pelo ambiente.

Agradecimentos

Os autores agradecem à UFES pela estrutura de laboratórios e equipamentos oferecidos, e ao CNPq e à CAPES pelo apoio financeiro e pelas bolsas concedidas.

Referências

- [1] Instituto Brasileiro de Geografia e Estatística – IBGE. Censo Demográfico 2010: Características gerais da população, religião e pessoas com deficiência. Rio de Janeiro: IBGE; 2012.
- [2] Pedretti LW, Early ME. Desempenho ocupacional e modelos de prática para disfunção física. In: Pedretti LW, Early ME, Terapia ocupacional: capacidades práticas para disfunções físicas. São Paulo: Roca; 2004.
- [3] Glennen SL. Introduction to Augmentative and Alternative Communication. Handbook of Augmentative and Alternative Communication, SL Glennen SL e Decoste, DC. San Diego: Singular Publishing Group Inc; 1997. p. 3-20.
- [4] Buning ME. Adaptações de Alta Tecnologia para Compensar a Incapacidade. In: Radomski MV e Latham CAT, Terapia Ocupacional para Disfunções Físicas. Brasil: Editora Santos; 2013. p. 510-541.
- [5] United States Society for Augmentative and Alternative Communication – USSAAC. “AAC Devices” [internet]. 2016. Disponível em: <http://www.ussaac.org/aac-devices.cfm>.
- [6] Kim J, Park H, Ghovanloo M. Tongue-Operated Assistive Technology with Access to Common Smartphone Applications via Bluetooth Link. In: IEEE 34th Annual Int. Conference of the Eng. in Medicine and Biology Society; 2012 p. 4054-5057.
- [7] Quintela MA, Mendes M, Correia S. Augmentative and Alternative Communication: Vox4all® Presentation. In: IEEE 8th Iberian Conference on Information Systems and Technologies; 2013. p. 1-6.
- [8] The Eye Tribe [internet]. 2016. Disponível em: <http://theeyetribe.com/>
- [9] Brooke J. SUS: a "quick and dirty" usability scale. In: Jordan PW et al. Usability Evaluation in Industry. London: Taylor and Francis; 1996. p.189-194.
- [10] Wessels R et al. Non-use of provided assistive technology devices: a literature overview. *Technology and Disability*; 2003; 15(4), 231-238.
- [11] Cruz DMC, Emmel MLG. Uso e abandono de tecnologia assistiva por pessoas com deficiência física no Brasil. *EFDeportes.com, Revista Digital*. Buenos Aires; 2012, 17, 173.
- [12] Bangor A, Kortum P, Miller JA. The System Usability Scale (SUS): An Empirical Evaluation, *International Journal of Human-Computer Interaction*; 2008; 24(6).

SISTEMA DE POLISSONOGRAFIA DISTRIBUÍDO

F. B. A. Schneider*, A. S. De Melo* e R. V. Andreão*

*Instituto Federal do Espírito Santo - IFES, Vitória, Brasil
e-mail: felipe.brittos@gmail.com

Resumo: O comprometimento da qualidade do sono infere na elevação das chances de ataques cardíacos, obesidade, depressão entre outras doenças crônicas. Além disso, existem as dificuldades inerentes à realização de uma polissonografia (PSG) que impedem ou dificultam um diagnóstico. Este trabalho apresenta uma possibilidade de monitoramento noturno de forma confiável e mais confortável ao paciente que o procedimento tradicional, pois não demanda que o indivíduo durma em um centro especializado com grande quantidade de cabos e eletrodos conectados ao seu corpo. Neste trabalho, porém, propõe-se uma solução modular, em que cada módulo possui autonomia para coleta de dados gerados a partir de um conjunto definido de sensores, reduzindo suas dimensões individuais, possibilitando maior mobilidade e conforto ao paciente. Ademais, um dos módulos (MD-EOG) responsável pela captura do sinal de eletrooculograma (EOG) e de características do ambiente (nível de ruído sonoro, luminosidade, entre outros) é apresentado em detalhes e validado após captura de sinais reais durante testes em laboratório.

Palavras-chave: Polissonografia, Eletrooculograma, Instrumentação, ADS1293, micro-SD.

Abstract: *The compromise of sleep quality infers on the increase of the chances of heart attack, obesity, depression among other related chronic diseases. Furthermore, there are the inherent obstacles correlated to the polysomnography (PSG) execution what prevents or makes harder reach a diagnosis. This work presents a possibility capable to monitor a patient over night with trustable way and with more comfort than the traditional method, because it does not demand to the subject an overnight sleep in a medical center embedded with sensors attached to his body. Although, this work proposes a modular solution, which every individual module has autonomy to collect data from a defined set of sensors, reducing the individual dimensions, allowing a better mobility and more comfort to the patient. Moreover, one module (MD-EOG) responsible for the acquisition of the electrooculogram (EOG) signal and environmental characteristics (such as audible noise level and luminosity level) is presented in details and validated after sampling real signals at the laboratory.*

Keywords: *Polysomnography, Electrooculogram, Instrumentation, ADS1293, micro-SD*

Introdução

Diversas pesquisas relacionam problemas crônicos do sono ao aumento do risco de acidentes vasculares cerebrais, ataques cardíacos, diabetes, depressão e obesidade [1-3]. Mesmo em pacientes não crônicos, apenas a redução da qualidade do sono, pode afetar o humor, a capacidade de concentração, de raciocínio e de aprendizado[4].

Dado a relevância do sono, pesquisas com o objetivo de adaptar ou criar novas formas de monitorá-lo vem sendo desenvolvidas [5]. Busca-se reduzir o desconforto causado ao paciente, baratear uma solução comercial ou automatizar a geração de diagnósticos e a classificação dos estágios do sono: os *epochs*.

Entre os trabalhos que dão ênfase à redução do desconforto, tem-se como exemplo a utilização de malhas de sensores piezoelétricos ou radar *doppler*, ambos com a capacidade de detectar ritmo cardíaco e respiratório e a posição do paciente [6],[7]. No entanto, ambos os sistemas demandam de alto poder computacional, não são móveis e são caros.

Propõem-se portanto uma solução capaz de caracterizar o ambiente (quarto) e os sinais biológicos do paciente a partir da utilização de sensores distribuídos em módulos independentes e autônomos, porém síncronos. Elevando assim, a mobilidade do paciente e reduzindo o desconforto sem prejudicar a capacidade de diagnóstico do exame.

Uma das etapas essenciais do desenvolvimento deste sistema é o projeto e a confecção do Módulo EOG (MD-EOG), o qual é descrito com ênfase no decorrer deste artigo.

Materiais e métodos

Sistema modular – O sistema distribuído consiste de 3 placas de circuito impresso distintas, conforme ilustra a Figura 1. Cada Placa possui uma função específica, sendo que o somatório dos parâmetros analisadas por elas permite a um técnico diferenciar os estágios do sono entre:

- Sono com movimento lento dos olhos (NREM).
- Sono com movimento rápido dos olhos (REM).
- Paciente acordado (W).

É possível ainda distinguir se uma redução do nível de sonolência foi causada por um fator externo (ex: elevação da iluminação) ou interno ao paciente (ex: redução da saturação de oxigênio). Com a atual configuração apresentada na Figura 1, não é possível

distinguir entre as etapas que compõem o sono NREM (N1, N2 e N3), no entanto um quarto módulo independente pode ser adicionado com a função de executar o EEG, possibilitando tal diferenciação.

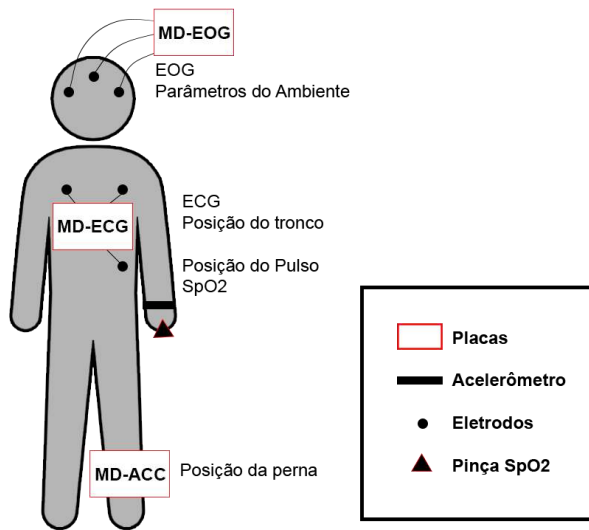


Figura 1: Diagrama do sistema distribuído de polissonografia.

Parâmetros analisados pelo MD-EOG – Este módulo utiliza o microcontrolador (μ C) da Atmel ATxmega128A1U programado com linguagem C, monitorando os seguintes parâmetros:

- Eletrooculograma realizado através do circuito integrado (CI) ADS1293 à uma taxa de amostragem de 400 Hz. O uso deste CI reduz o ruído de modo comum do sinal eletrobiológico e número de componentes discretos necessários para a realização adequada deste exame.
- Nível de ruído sonoro utilizando um microfone de eletreto e um sistema que realiza a amplificação e a demodulação AM do sinal, possibilitando que uma taxa de amostragem relativamente baixa igual à 100 Hz obtenha representatividade na caracterização da amplitude sonora.
- Vibrações na placa e cabos através de um acelerômetro de 3 eixos (ADXL335) com taxa de amostragem de 40 Hz, deste modo é possível identificar possíveis ruídos adicionados ao sinal de EOG causados pelo deslocamento dos eletrodos em decorrência de movimentos do paciente.
- Iluminação ambiente com taxa de amostragem de 10 Hz utilizando um LDR e um OPT3001, ambos com uma resposta à luminosidade semelhante a do olho humano.
- Temperatura do ambiente e do colchão através de 2 LM35 à uma taxa de 1 Hz.
- Umidade ambiente pelo sensor HDC1050 à uma taxa de 1 Hz.
- Tensão da bateria, a fim de evitar deterioração da mesma a uma taxa de amostragem resultante de 1 Hz.

Segundo [8], este tipo de polissonógrafo é classificado como classe 3, apresentando um número maior do que 4 sensores, sendo que o eletroencefalograma não é executado e a PSG é realizada sem acompanhamento de um especialista.

Sistema de armazenamento e leitura – O armazenamento dos parâmetros avaliados por esta placa é feito em cartão μ SD através da biblioteca FATFS [9]. Esta biblioteca manipula arquivos do tipo FAT32, permitindo a criação, extensão, remoção e modificação de um determinado arquivo.

A FATFS, após devidamente implementada, passou por um *benchmark* com a finalidade de definir o tamanho de pacote ideal a ser transferido para o μ SD, o resultado é exibido na Tabela 1.

Tabela 1: Tempo despendido com a transferência de um pacote de determinado tamanho e a respectiva taxa de transferência.

Tamanho do pacote (BYTES)	Tempo de transf. (ms)	Bytes/s
16	25,6	625,00
32	25,6	1250,00
80	25,6	3125,00
160	36,4	4395,60
320	36,4	8791,21
512	36,4	14065,93
640	36,4	17582,42
1024	51,2	20000,00
2048	87	23540,23

A melhor solução é um compromisso entre uma boa taxa de transmissão e a redução do espaço de memória gasto, uma vez que a RAM o Atxmega utilizado possui 8 kBytes. Decidiu-se por um pacote de 1694 bytes, número igual a somatória de dados gerados por todos os parâmetros coletados em um segundo mais o cabeçalho e código corretor de erros, tal escolha se aproxima das melhores condições de desempenho listada na Tabela 1.

Os dados são escritos em padrão próprio com a finalidade de garantir a segurança dos mesmos e reduzir o espaço de armazenamento necessário, quando comparado à criação de arquivo de dados separados por vírgulas (.csv). Outro fator importante é a dispensa da gravação de vídeos, o que reduz a quantidade de dados gerados por noite monitorada para cerca de 90 MBytes (8 horas com os 3 módulos ativos) e garante a privacidade do paciente.

Após uma hora de gravação, um novo arquivo é gerado, impedindo a criação de arquivos excessivamente grandes, o que é um empecilho à leitura e ao processamento dos mesmos; adicionalmente uma possível perda de dados é reduzida.

Ao final do exame, os arquivos são abertos e decodificados por rotina executada em ambiente computacional no MATLAB. O sincronismo é obtido através da inicialização em conjunto dos módulos, para isto utiliza-se de uma botoeira e saídas digitais localizadas no MD-EOG que sinalizam para os demais

módulos o momento de iniciar suas coletas. Em decorrência deste sincronismo a ordem cronológica pode ser recuperada. Todos os parâmetros são então exibidos em gráficos temporalmente orientados.

Resultados

O MD EOG projetado e implementado possui dimensões de 82x60 mm, a localização dos seus blocos funcionais é apresentada na Figura 2 enquanto a Figura 3 apresenta-o com todos os componentes soldados e cabos de EOG conectados.

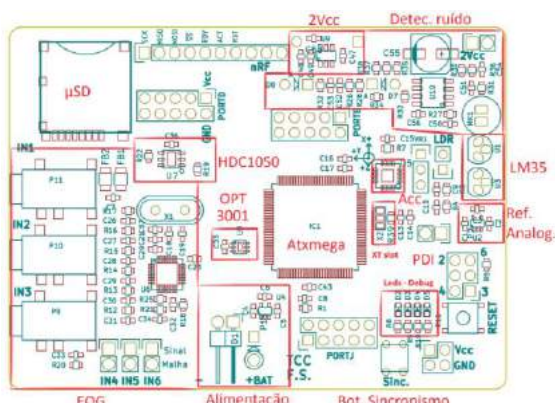


Figura 2: Design do MD-EOG com os blocos funcionais evidenciados.

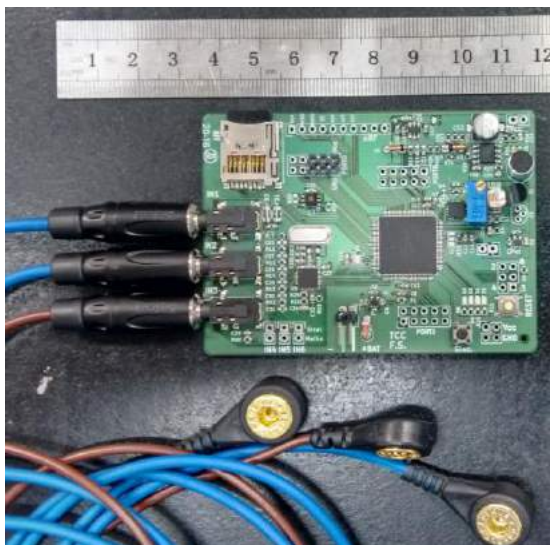


Figura 3: MD-EOG e cabos de conexão do EOG – régua graduada em centímetros.

Testes em laboratório foram realizados para avaliar cada um dos parâmetros analisados pelo MD-EOG. Atenção especial foi atribuída ao EOG, o qual foi submetido a uma bateria de testes com o objetivo de avaliar todo o método de aquisição, incluindo a robustez à ruído inerente ao sinal. Um recorte de 5 segundos do resultado de um destes testes, realizado a partir da aquisição de sinal gerado por um simulador de ECG certificado (HS-14 da R&D Medio) tal qual na Figura 4.

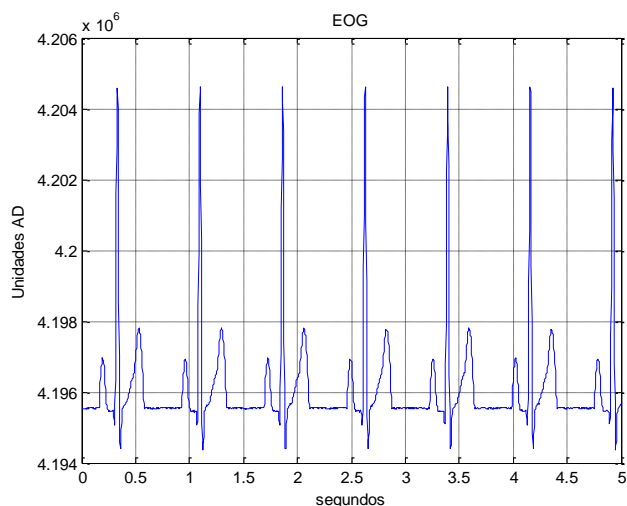


Figura 4: Teste da aquisição do sinal de ECG (80 bpm).

Com o objetivo de validar a coleta de dados pelo MD-EOG, uma luminária equipada com lâmpada dicróica de 50 W foi posicionada próximo à placa. Após aproximadamente 4 segundos seu interruptor foi acionado, causando além do incremento luminoso, elevação da temperatura da placa, ruído sonoro e variação da umidade local.

O EOG foi testado simultaneamente com a utilização de eletrodos descartáveis de Ag/AgCl e gel sólido de KCl posicionados de acordo com [10] na pele de um dos autores deste trabalho. Após o acionamento do interruptor este autor movimentou os olhos para esquerda, direita, cima e baixo, uma vez cada, e nesta sequência. Terminado este ciclo, pequenos movimentos aleatórios com os olhos foram realizados. Após 12 segundos do acionamento da luminária, ela foi desligada. O resultado é apresentado na Figura 5.

É importante ressaltar que estes testes foram realizados com o módulo desconectado da rede elétrica, operando à bateria.

Discussão

Analisando os resultados obtidos após um longo período de monitoramento, não foi observado desvios prejudiciais ao sistema nem a perda de dados coletados. A rotina em ambiente computacional foi capaz de decodificar todas as amostras e apresenta-las temporalmente com a possibilidade de *zoom*, conforme apresenta a Figura 5.

A solução modular apresentada pode ser adaptada para atender as necessidades de um monitoramento mais ou menos complexo sem problemas. Para o caso de elevação da complexidade, bastaria adicionar à presente solução novos módulos que realizariam outras funções tais como eletroencefalograma (EEG) ou eletromiograma, uma vez que cada módulo é totalmente autônomo e salva as informações em cartões μ SD individuais. Bastaria, então, informar à rotina computacional a presença de novos módulos. Para o caso de menor complexidade a retirada de algum módulo é possível pois isto não afeta os demais.

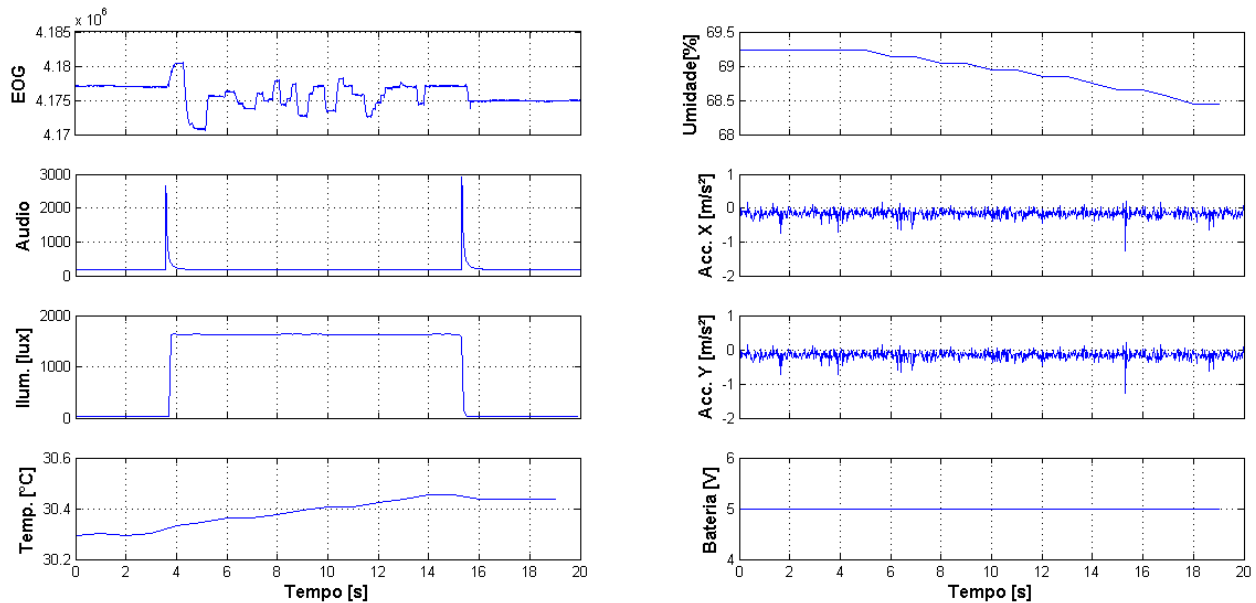


Figura 5: Teste em laboratório do MD-EOG realizando a leitura e armazenamento de múltiplos parâmetros.

A relativa simplicidade operacional do sistema e a elevação da mobilidade e conforto do paciente cria a possibilidade para que um indivíduo comum monitore a qualidade do sono do seu sono de maneira segura e confiável, o que vem de encontro com tendências como *wellness* e *healthiness*.

Para trabalhos futuros propõem-se a adição de novos módulos que monitorem o EEG e a análise do fluxo respiratório, bem como a comparação entre os resultados obtidos por esta solução modular e um polissonógrafo certificado e a comparação dos custos de fabricação desta solução e o custo de um polissonógrafo comercial.

Agradecimentos

Agradecemos ao CNPq pelo financiamento.

Agradecemos ao i9lab Laboratório de Inovação Tecnológica Ltda pelos instrumentos e ferramentas disponibilizados para a implementação dos módulos.

Referências

- [1] Grandner MA.; Pack, A. I. Sleep disorders, public health, and public safety.(Editorial). JAMA, The Journal of the American Medical Association, v. 306, n. 23, p. 2616, 2011. ISSN 0098-7484
- [2] Kawada T. Acute myocardial infarction and sleep apnea. International Journal of Cardiology, v. 187, p. 486, 2015. ISSN 0167-5273.
- [3] Ramos AR.; Gangwisch JE. Is sleep duration a risk factor for stroke? Neurology, v. 84, n. 11, p. 1066-1067, 2015. ISSN 00283878.
- [4] Rocha MM.; Sales GS. Impacto dos transtornos do sono sobre o funcionamento diário e a qualidade de vida. Estudos de Psicologia, 2007. ISSN 1982-0275.
- [5] Haba-Rubio J.; Krieger J. Evaluation Instruments for Sleep Disorders: A Brief History of Polysomnography and Sleep Medicine. In: Chiang RPY. e Kang SCJ. (Ed.). Introduction to Modern Sleep Technology: Springer Netherlands, 2012. p.19-31.
- [6] Lokavee S. et al. Sensor pillow and bed sheet system: Unconstrained monitoring of respiration rate and posture movements during sleep. Systems, Man, and Cybernetics (SMC), 2012 IEEE International Conference on. Seoul: IEEE: 1564 - 1568 p. 2012.
- [7] Lubecke VM.; Boric-Lubecke O. Wireless Technologies in Sleep Monitoring. Radio and Wireless Symposium, 2009. RWS '09. IEEE: IEEE: 135 - 138 p. 2009.
- [8] Jafari B.; Mohsenin V. Polysomnography. Clinics in Chest Medicine, 2010.
- [9] Chan, E. FatFs - Generic FAT File System Module. [internet]. 2016 April [cited 2016 May 30]; Available from: http://elm-chan.org/fsw/ff/00index_e.html.
- [10] Silber, M. H. et al. The Visual Scoring of Sleep in Adults. Journal of Clinical Sleep Medicine, v. 3, 2007.

CARACTERIZAÇÃO DA ENERGIA NECESSÁRIA PARA A ABLAÇÃO ELETROCIRÚRGICA

K. C. Grande*, A. L. R. Monteiro* e B. Schneider Jr*

*UTFPR, PPGEB, CPGEL, Curitiba, Brasil

E-mail: karin_cristine@yahoo.com.br

Resumo: A eletrocirurgia é uma técnica cirúrgica que utiliza o bisturi elétrico para a realização do corte, dessecação e coagulação do tecido orgânico, diminuindo os riscos de hemorragia. O equipamento eletrocirúrgico usa o processo da faiscância para a consecução dessas ações. Embora a quantidade de energia entregue pelo bisturi elétrico possa ser conhecida através de processos de medição, pouco se sabe sobre as parcelas de energia envolvidas nos vários fenômenos do processo eletrocirúrgico, principalmente no corte, onde as células sofrem ablação supostamente por vaporização. O objetivo deste trabalho foi determinar a energia necessária para o corte eletrocirúrgico, através dos parâmetros elétricos envolvidos e da energia utilizada para a vaporização da água do tecido orgânico. Quantificar esta energia é importante para o melhor entendimento da ablação e a realização posterior controle sobre a mesma. O método desenvolvido foi testado em três experimentos, com várias séries de cortes específicos em cada. Demonstrou-se que da energia total entregue, menos de 10% é utilizada para o aquecimento do tecido e menos de 70% para o processo de transição de fase da água interna do tecido orgânico. Esses resultados são discutidos, bem como a percentagem de energia ainda não caracterizada.

Palavras-chave: Eletrocirurgia, dispositivos eletrocirúrgicos, descargas elétricas, potência elétrica.

Abstract: *The electrosurgery is a surgical technique that uses the electricity for cutting, desiccation and coagulation of organic tissue, decreasing the risk of bleeding. The Electrosurgical equipment uses the electrical sparking process for achieving these actions. Although the amount of energy delivered by electrosurgical unit can be known through measurement processes, there is a lack of knowledge about energy distribution involved in the organic tissue ablation. The aim of this study was to determine the energy required for Electrosurgical cutting through the electrical parameters involved and the energy used for the vaporization of organic tissue's water. The energy quantization allows to know more about the ablation phenomenon and to better control it. It was made three experiments for each kind of tissue (fruit and meat), with a series of specific cuts in each. It was demonstrated that from the total energy delivered, less than 10% is used for heating the tissue till the ablation temperature and about 70% for the phase liquid-vapor transition process of internal water organic tissue. These results are discussed, as well as the*

percentage of energy not yet characterized.

Keywords: *electrosurgical devices, electrical discharges, electrosurgery, Power.*

Introdução

A eletrocirurgia é uma técnica cirúrgica que utiliza a descarga elétrica, entre um eletrodo condutivo e o tecido orgânico. Através desta descarga, energia térmica é formada no processo da faísca e por efeito joule no ponto de penetração da corrente. Acredita-se que esta energia térmica seja a responsável pela ação eletrocirúrgica, o corte (doravante referido como ablação do tecido), a coagulação e a dessecação, esta última ocorrendo sem a presença de faíscas (passagem de corrente e geração de calor por contato ôhmico íntimo entre eletrodo ativo e tecido orgânico). Quaisquer composições mistas dos processos de corte e coagulação podem existir e são normalmente conhecidos por blends. No corte, 100% do tempo é ocupado pela energia de corte. No blend, esta percentagem é menor e é referida à percentagem de tempo no qual o corte permanece ativo. No blend 25%, por exemplo, só durante 25% do tempo de aplicação o sinal de corte está presente. O resto do tempo geralmente é preenchido pela ausência deste sinal, por um sinal de menor amplitude ou por este sinal em fase de amortecimento. Para a aplicação da energia eletrocirúrgica, é utilizado o equipamento eletrocirúrgico (Electrosurgical unit, ESU), através dos eletrodos ativo e passivo (de referência) em seus terminais.

O equipamento eletrocirúrgico aplica sobre o tecido orgânico uma corrente elétrica de alta frequência (300 kHz a 5 MHz) [1], através de uma tensão que pode, dependendo do efeito requerido, ir de aproximadamente 200 Vp a poucos milhares de volts, desenvolvendo potências sobre o tecido de poucos a centenas de watts. Para intervenções em tecidos neurológicos esses valores são bem menores. A corrente elétrica é produzida através de um gerador de tensão que a libera através de um eletrodo ativo. A corrente percorre todo o corpo do paciente e sai através de um eletrodo neutro ou dispersivo (para o caso da eletrocirurgia bipolar). Em seu ponto de entrada, a corrente se concentra provocando o calor que irá provocar a ablação do tecido. A ablação ocorre porque na ponta ativa de um bisturi elétrico há a liberação de faíscas que aquecem o tecido, ocorrendo o aquecimento da água nos meios intra e extracelular, provocando o rompimento da membrana através da vaporização da água [2].

A hipótese básica desse trabalho é que é possível medir a energia dispensada para o processo de ablação e ainda separá-la em diversas partes relacionadas com cada um dos efeitos físicos necessários para a eletrocirurgia. Para tanto, supôs-se que a vaporização da água é o efeito preponderante no processo de ablação do tecido orgânico [2]. Deste modo, primeiramente, é necessário aquecer o tecido desde sua temperatura basal, a temperatura fisiológica (36-37 °C), até a temperatura de ebulição da água (aproximadamente 100 °C). A quantidade de calor ou energia necessária para fazer isso é dada pela equação 1.

$$Q = m \cdot c \cdot \Delta T \quad (1)$$

Onde Q é a quantidade de calor, m a massa de água envolvida, c é o calor específico da água e ΔT a variação de temperatura. O calor específico da água é de 1 cal/g/°C. Geralmente, define-se uma caloria (1 cal) como a quantidade de calor que se deve fornecer a um grama de água para elevar a temperatura de 14,5 °C a 15,5 °C, mas o calor específico é característico de cada substância e pode mudar com a temperatura, razão pela qual serão adotados neste trabalho valores médios para a fase líquida da água. 1 cal médio de 0 a 100 °C equivale a 4,19 joules. Deste modo, para aquecer 1 g de água de 36 °C até 100 °C são necessários $(1 \times 4,19 \times (100-36))=270$ J.

Em segundo lugar, para passar a massa m de 1 grama de H₂O (1 mm³ de H₂O) da fase líquida para a fase de vapor, são necessários 2.256 J, aqui denominado de Q_L. Isso porque o calor latente, L, de ebulição da água em 100 °C é de 2.256 J/g. A equação (2) resume a determinação desta energia de modificação de fase.

$$Q_L = m \cdot L \quad (2)$$

Significa dizer que, após atingir a temperatura de ebulição, 2,26 kJ devem ser adicionados a um grama de água para fazê-la evaporar completamente. Após a evaporação completa da água, pode-se considerar que somente proteína sólida restou no sítio de ablação e a próxima etapa seria o aquecimento do carbono até 200 °C, i.e., a carbonização do tecido. O calor específico do carbono é 0,12 cal/g/°C ou 0,5 J/g/°C.

O problema básico a ser resolvido é o da energia necessária para o processo de ablação e se a energia entregue por um ESU é apropriada ou excessiva. Para isso, criou-se uma hipótese seguinte: se fosse possível executar o corte em condições controladas, onde os sinais de tensão e corrente elétricas pudessem ser registrados, juntamente com o tempo do processo e a massa do material vaporizado eletrocirurgicamente, a quantidade de energia necessária para este processo poderia ser determinada através de relações físicas.

Para isto, foi desenvolvida uma metodologia testada em um experimento piloto, que confirmou a hipótese. Definiu-se depois, experimentos de corte para a obtenção de dados para a análise. Foram definidos para os cortes dois tipos de tecidos orgânicos, o chuchu (*Secchium edule*, SW) e a carne suína (*Sus domesticus*, Erxleben, 1777), especificamente o lombo. Esses dois tecidos já

foram relacionados como tecidos de estudo, no que diz respeito à eletrocirurgia. A carne suína foi descrita por Bowman et al. (1975) [4] e o chuchu por Schneider Jr e Abatti (2008) [5]. Como diferenças significantes entre os dois tecidos, temos a maior capacitância intrínseca do chuchu e sua maior quantidade relativa de água.

O chuchu tem quase sua totalidade composta por água (aproximadamente 95% de água). O tecido foi escolhido porque a ablação do mesmo é quase que totalmente a ablação da água. A determinação da ablação do tecido considerando a vaporização da água pode ser feita com pouco erro.

Os objetivos deste trabalho foram determinar a energia necessária para realização do corte eletrocirúrgico (a ablação do tecido orgânico), através de ensaios precisos com medição de tempo, tensão elétrica e corrente sobre o tecido e massa vaporizada, utilizando os tecidos orgânicos chuchu (*Secchium edule*, SW) e carne suína (*Sus domesticus*, Erxleben, 1777).

Materiais e métodos

A pesquisa foi realizada no Laboratório de Biotelemetria (BIOTA) da Universidade Tecnológica Federal do Paraná, durante o ano de 2014. O método foi testado em experimentos piloto e depois aplicado aos experimentos abaixo relatados. Para a realização dos experimentos foi utilizado um circuito monopolar simulador de saída eletrocirúrgica, construído pelo grupo de pesquisa em Eletrocirurgia da UTFPR [6,7].

Para a realização dos ensaios de cortes ligava-se o gerador de funções, marca Tektronix®, depois realizava-se o corte, que tinha a duração de 5, 15 ou 20 segundos, dependendo do experimento, e depois desligava-se o gerador. Era feita a pesagem do tecido sob ensaio após a realização de cada corte. Para tanto, usou-se uma balança de precisão de 0,1 mg, certificada (explorer OHAUS Corporation), com fim de escala em 110 g. Enquanto o tecido estava sob ação da energia eletrocirúrgica, era amostrado no osciloscópio Agilent MSO6034A, com pontas especiais de 100x, os sinais de tensão e corrente, sempre a 80% do tempo de cada ensaio (4, 12 e 16 segundos para os tempos de 5, 15 e 20 segundos, respectivamente). Em seguida era feita a gravação dos dados amostrados de: a) um sinal de referência do gerador de funções que comanda, através do simulador eletrocirúrgico [2], a frequência e forma de onda a ser aplicada (canal 1), b) medição de tensão sobre o tecido (canal 2) e c) medição de tensão sobre o resistor Shunt de amostragem de corrente (canal 3).

A gravação é feita diretamente em memória flash (pendrive) via saída USB do osciloscópio (Agilent Technologies® MSO6034A). Destes sinais, os de tensão e corrente passaram por um processo de determinação da potência e energia realmente entregues ao tecido orgânico. O processo utilizado está descrito em Monteiro et. Al. (2016) [7]. A montagem utilizada para o levantamento de dados está mostrada na Fig. 1. Um gerador de forma de onda (1) entrega um sinal senoidal com frequência escolhida para o circuito amplificador

simulador de saída de equipamento eletrocirúrgico (2) [2]. Este equipamento é capaz de funcionar de 180 kHz a 500 kHz para formas de onda variadas [2]. Sua função é entregar um sinal capaz de imitar o equipamento eletrocirúrgico. A ablação é então realizada sobre chuchu ou carne de porco entre os eletrodos ativo e passivo (3). Um osciloscópio (4) registra os sinais de corrente e tensão sobre o tecido. A temperatura ambiente é registrada durante todo o experimento (6). Após cada tempo de ablação, a placa e o tecido (em 3) são cuidadosamente retirados do circuito para pesagem na balança de precisão (5).

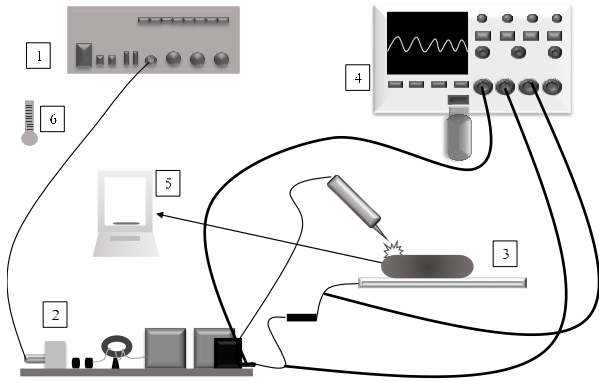


Figura 1: Sistemas de equipamentos utilizados para os experimentos: 1) gerador de funções, 2) circuito simulador, 3) placa e bisturi elétrico monopolar, 4) osciloscópio, 5) balança de precisão e 6) termômetro.

Todo o equipamento era limpo antes de cada experimento, e a placa metálica (o eletrodo de referência), sobre a qual o tecido orgânico sofria o processo eletrocirúrgico, era lavada com sabão neutro e seca com papel toalha. A placa pesava em torno de 77.080 miligramas. A ponta do bisturi elétrico era limpa com esponja de aço e depois com papel toalha. Durante todo o experimento foram usadas luvas descartáveis para evitar acumular resíduos na placa e alterar a massa medida. A seguir era realizado o corte dos tecidos, a massa inicial do tecido não ultrapassava 30.000 miligramas, pois o limite da balança de precisão era de 110.000 miligramas. A balança modelo Explorer OHAUS Corporation® era calibrada sempre no início dos experimentos. Depois era feita a pesagem da placa vazia e com o tecido. Todos os dados foram anotados em caderno de pesquisa. Também era feita a medição da temperatura antes e depois dos experimentos.

Os sinais de corrente e tensão foram usados para determinar a potência ativa utilizada no experimento através do método desenvolvido pelo grupo de pesquisa em eletrocirurgia [7].

Resultados

Foram realizados 43 ensaios, destes 30 foram com o tecido do chuchu e 13 com a carne de porco (lombo do porco, *ex vivo*), ambos em temperatura ambiente. Todos os experimentos demonstraram que a energia necessária para o aquecimento do tecido era menor que 10% da

energia entregue pelo equipamento eletrocirúrgico e a energia necessária para provocar a mudança de fase de líquida para vapor da água era menor do que 70% da energia total entregue. A Tabela 1 resume os ensaios. Na primeira coluna vemos o material utilizada na ablação, chuchu ou lombo de porco; na coluna 2, a massa em gramas vaporizada do material; na terceira coluna o tempo em segundos usado para a ablação da massa da segunda coluna. A coluna de P[W], registra a potência média útil entregue durante o ensaio, em watts, determinada pelo processo publicado em [7].

Tabela 1: Ensaios realizados em temperaturas de 27 °C (+/- 0,2 °C) para os materiais chuchu e lombo de porco. M[g] é a massa em gramas vaporizada do material; t[s] o tempo em segundos usado para a ablação da massa m, P[W] a potência média útil entregue durante o ensaio, em watts. Q e Q_L são as energias gastas para aquecer e vaporizar o tecido, respectivamente, e %_{aq} e %_L são as percentagens destas energias em relação ao total entregue para cada ensaio.

Ensaio	m[g]	t[s]	P[W]	Q[J]	Q _L [J]	% _{aq}	% _L
Chuchu	1,626	165	29,95	468,1	3668,3	9,5	74,2
Chuchu	1,800	180	32,79	518,1	4060,8	8,8	68,8
Chuchu	1,760	100	62,64	506,6	3970,6	8,1	63,4
Lombo	0,190	25	26,43	54,7	428,6	8,3	64,9
Lombo	0,260	100	10,34	74,8	586,6	7,2	56,7
Lombo	0,310	100	10,27	89,2	699,4	8,7	68,1

A Fig. 2 ilustra um dos ensaios, a última linha da tabela 1. As 0,31 mg da ordenada se correspondem com os 100 segundos de aplicação da energia de ablação. O ensaio foi feito em cinco procedimentos de 20 segundos cada, mantendo a ponta ativa sempre na mesma velocidade. Após cada procedimento o valor da massa era medido. A linearidade do procedimento fica patente.

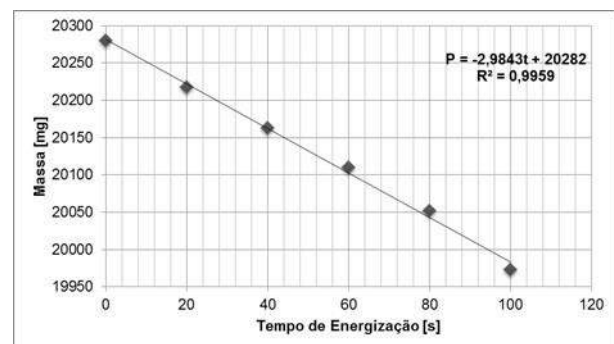


Figura 2 : Gráfico ilustrativo de um ensaio de ablação sobre carne de porco (lombo) onde cinco procedimentos de 20 segundos de ablação ocorreram, com medição da massa vaporizada após cada procedimento.

Cada uma das linhas representa os valores integrados e mediados de, respectivamente, 20, 9, 5, 4, 5, e 5 experimentos. As equações (1) e (2) foram usadas para determinar Q e Q_L, e %_{aq} e %_L são as percentagens de energia utilizadas para aquecer o tecido de aproximadamente 27 °C a 96 °C e à necessária para a mudança de fase líquido-vapor da água (vaporização), respectivamente. A percentagem é determinada sobre a

energia total entregue em joules ($J=W.s$). Pelos dados obtidos, pode-se inferir que uma média de 8,8% da energia entregue ao chuchu é utilizada para aquecê-lo de 27 a 96 graus célsius e 68,8% utilizada para a transição de fase de líquido para vapor da água interna do tecido. No caso do Lombo de porco, esses valores são 8,1% e 63,2%. Algo entre 70 e 80% da energia entregue para o tecido orgânico é utilizado para realizar sua ablação. O restante pode estar envolvido em processos de aquecimento do tecido, emissão luminosa, convecção de calor, som e até processos de ionização da água e demais componentes que compõem a atmosfera eletrocirúrgica.

Discussão e Conclusão

Para a ablação do chuchu, da energia determinada, 8,8% foi utilizado para o aquecimento do tecido da temperatura ambiente de 27 °C até 96 °C (temperatura de ebulição da água em Curitiba, PR) [8] e 8,8% para a vaporização completa da água (supondo que esta se evapora completamente). Para o caso da carne de porco, os percentuais foram respectivamente de 8,1% e 63,2%, em média. O aquecimento é um processo bem conhecido e determinístico e pôde ser determinado com exatidão. A transição de fase de líquido para vapor, também é um processo bem compreendido e a quantidade de calor necessária para que ocorra é bem determinada. Entretanto, não há na literatura subsídios para responder a questão de quanta água é vaporizada durante a ablação. Neste trabalho, supôs-se que toda a água é vaporizada para que a ablação ocorra, mas a realidade é que qualquer porção da mesma vaporizada poderia teoricamente promover as explosões das células. A determinação desta porção de água vaporizada é crucial para a perfeita caracterização do fenômeno da ablação. Se tais percentagens fossem maiores que a energia calculada, teríamos certeza de que a água não é vaporizada totalmente. Como não foi o caso, esta questão permanece sem resposta. Outros processos envolvidos, tais como aquecimento do tecido, emissão luminosa, convecção de calor, irradiação de calor, som e até processos de ionização da água e demais componentes que compõem a atmosfera eletrocirúrgica também devem ser investigados. Por enquanto, o que se pode afirmar é que, como a soma da energia de aquecimento e de vaporização é menor do que a energia entregue, é possível que a ablação seja um fenômeno que vaporize até toda a água do material ablado.

A caracterização percentual de como a energia é utilizada é importante entendermos o processo da ablação eletrocirúrgica e para posteriores pesquisas sobre eficiência da eletrocirurgia e eficiência da cicatrização posterior.

São necessários experimentos que determinem o calor absorvido pelo tecido orgânico, o calor liberado para o ambiente, as parcelas de energia sonora e luminosa para a perfeita caracterização da energia utilizada na eletrocirurgia. Alguns desses experimentos já estão em progresso.

Agradecimentos

Agradecemos o PPGEB (Programa de Pós-Graduação em Engenharia Biomédica), pois foi durante o curso de mestrado que os dados foram levantados e o CPGEI (Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica e Informática Industrial) da UTFPR, onde atualmente curso o doutorado.

Referências

- [1] NBR IEC 60601-2-2. Equipamento Eletromédico, Parte 2-2: Prescrições particulares para segurança de equipamento cirúrgico de alta frequência. ABNT, Associação Brasileira de Normas Técnicas, em dezembro de 2001, válida a partir de 30 de janeiro de 2002. 2001.
- [2] Bernardi R. Desenvolvimento de um equipamento para estudo de eletrocirurgia com controle de potência ativa. Dissertação de mestrado em Engenharia Elétrica e Informática Industrial, UTFPR, Paraná, Curitiba, 2008.
- [3] Grande KC. Análise da energia utilizada por bisturi elétrico na ablação de tecido orgânico. Dissertação de mestrado em Engenharia Biomédica, UTFPR, Paraná, Curitiba, 2014.
- [4] Bowman HF, Cravallho EG, and Woods M. "Theory, measurement, and application, of thermal properties of biomaterials," *Ann. Rev. Biophysics and Bioengineering*, vol. 4: 43-80 (June 1975).
- [5] Schneider Jr B e Abatti PJ. Electrical characteristics of the sparks produced by electrosurgical devices. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, V.55, p 589-593, 2008
- [6] Grupo de pesquisa de eletrocirurgia no lattes. dgp.cnpq.br/dgp/espelhogrupo/3471123148272728.
- [7] Monteiro, ALR, Grande KC, Faria RA e Schneider Jr B . A simple approach to calculate active power of electrosurgical units. *Research on Biomedical Engineering*, v. 1, p. 1-15, 2016.
- [8] Schneider Jr B. Sistema de medição de temperatura, utilizando um novo método de sensoriamento por circuitos em ponte e uma nova técnica de comunicação por sobreacoplamento magnético, aplicáveis em Biotelemetria. Dissertação de mestrado. Programa de mestrado em Engenharia Elétrica e Informática Industrial, UTFPR, Paraná, Curitiba, 1994.

AVALIAÇÃO DO *STATE VARIABLE FILTER* COM FUNÇÃO BIQUADRÁTICA PARA ATENUAÇÃO DE INTERFERÊNCIA DA REDE ELÉTRICA NO CONDICIONAMENTO DE SINAIS BIOELÉTRICOS

Kleber Stelmasuk^{*}, Isis Magrid Koehler^{**}, Xie Jiayu^{**},
Douglas Roberto Jakubiak^{***}, Paulo Roberto Brero de Campos^{***},
Miguel Antonio Sovierzoski^{*,***}

^{*} Programa de Pós-Graduação em Engenharia Biomédica - PPGEB

^{**} Curso de Engenharia Eletrônica - DAELN_CT

^{***} Departamento Acadêmico de Eletrônica - DAELN_CT

Universidade Tecnológica Federal do Paraná (UTFPR), Curitiba, Paraná, Brasil

e-mail: miguelaso@utfpr.edu.br

Resumo: Este trabalho apresenta uma solução para atenuar a interferência provocada pela rede elétrica que induz correntes em circuitos eletrônicos com baixo nível de sinal. O filtro ativo universal na forma de circuito integrado é um componente versátil que permite implementar todos os tipos de filtros analógicos de segunda ordem utilizando apenas resistores externos. O trabalho avalia o desempenho do filtro rejeita-faixa, o filtro *notch*. A base teórica para a topologia é conhecido como *state variable filter*, ou topologia KHN. Um diagrama de blocos com dois integradores e dois somadores implementa a função biquadrática, que comporta todos os tipos de filtros. É apresentado a topologia do filtro, o seu equacionamento e considerações de projeto. No final é apresentado o resultado de experimento com um componente comercial de filtro universal, o UAF42 da Texas Instruments, para avaliar o desempenho como solução para atenuar a interferência da rede elétrica em circuitos de condicionamento de sinais bioelétricos.

Palavras-chave: interferência da rede elétrica, filtro ativo universal, filtro de variável de estado, condicionamento de sinais bioelétricos.

Abstract: *This work shows a solution to attenuate the interference caused by the power grid that induces currents in the electronic circuits with low level signals. The universal active filter in integrated circuit form is a versatile component that allows the implementation of all types of second order analog filters using only external resistors. This work aims at evaluating the performance of the band-rejection filter, or notch filter. The theoretical basis of the topology is known as the state variable filter, or KHN topology. A block diagram, with two integrators and two adders, implements the biquadratic function which includes all types of filters. It is introduced the filter topology, its equating and the project considerations. At the end of paper, it is demonstrated the result of the experiment with a*

comercial component of the universal filter, the UAF42 from Texas Instruments, to evaluate the performance as a solution to attenuate the power grid interference in conditioning circuitry of biomedical signals.

Keywords: *power grid interference, universal active filter, state variable filter, biomedical signals conditioning.*

Introdução

A indução de correntes provocada pela rede elétrica em circuitos de condicionamento de sinais bioelétricos é um problema a ser enfrentado pelos projetistas. Os potenciais bioelétricos para captação encontram-se na faixa de unidades a dezenas de milivolts, com uma faixa ampla de variação de frequência, sendo que a frequência da rede elétrica está contida na faixa de frequências dos sinais bioelétricos.

A captação de sinais bioelétricos normalmente envolve cabos longos entre os eletrodos e os circuitos, sendo determinada uma área de indução de correntes.

Uma das soluções para atenuar o artefato de 60 Hz provocado pela rede elétrica é o uso de circuitos seletores de frequência sintonizado na frequência do artefato. As bandas laterais em relação à frequência do artefato serão atenuadas, de acordo com o fator de qualidade do filtro.

Soluções clássicas como os filtros *notch twin-T*, e *notch Fliege* não são sintonizáveis, sendo que a frequência a ser atenuada é determinada pelos pares casados de vários resistores e capacitores. Essas topologias permitem o controle do fator de qualidade do filtro, afetando as faixas laterais, prejudicando a qualidade do condicionamento do sinal caso a frequência de ressonância do filtro não seja exatamente a frequência do artefato.

Este trabalho aborda a topologia *state variable filter*, filtro de variável de estado, na configuração de filtro *notch* para atenuar o artefato de 60 Hz, apresentando o

equacionamento, o circuito implementado e resultados obtidos com a magnitude e a fase da resposta em frequência.

Materiais e métodos

Características de sinais bioelétricos – os sinais bioelétricos captados de forma não invasiva na superfície da pele, estão na faixa de milivolts e possuem uma ampla faixa de frequências, especificado pela tabela 1.

Tabela 1: Principais biopotenciais humanos [1]

sinal	amplitude (mv)	faixa de frequência (Hz)
ECG	1-5	0,05-100
EEG	0,001-0,01	0,5-70
EMG	1-10	20-2000
EOG	0,01-0,1	0-10

Como são sinais de baixo nível, adquiridos através de longos cabos entre os eletrodos e o equipamento, são susceptíveis as interferências por indução da rede elétrica. E na maioria dos biopotenciais, o sinal interferente de 60 Hz encontra-se na faixa de frequência dos sinais, necessitando de alguma solução para a atenuação desse artefato.

Filtros de segunda ordem – Os filtros de segunda ordem são determinados por dois polos e dois zeros no plano complexo s . Os polos estão explícitos como raízes do polinômio do denominador da função de transferência. Os zeros nem sempre aparecem explícitos como raízes do polinômio do numerador.

As equações (1) a (5) apresentam a forma das funções de transferência de segunda ordem dos filtros: passa-baixas (FPB), passa-altas (FPA), passa-faixa (FPF), rejeita-faixa (FRF) e passa-tudo (FPT).

$$H_{FPB}(s) = \frac{\omega_z^2}{s^2 + \left(\frac{\omega_p}{Q}\right) \cdot s + \omega_p^2} \quad (1)$$

$$H_{FPA}(s) = \frac{s^2}{s^2 + \left(\frac{\omega_p}{Q}\right) \cdot s + \omega_p^2} \quad (2)$$

$$H_{FPF}(s) = \frac{\left(\frac{\omega_z}{Q_z}\right) \cdot s}{s^2 + \left(\frac{\omega_p}{Q_p}\right) \cdot s + \omega_p^2} \quad (3)$$

$$H_{FRF}(s) = H_{notch}(s) = \frac{s^2 + \omega_z^2}{s^2 + \left(\frac{\omega_p}{Q_p}\right) \cdot s + \omega_p^2} \quad (4)$$

$$H_{FPT}(s) = \frac{s^2 + \left(\frac{\omega_z}{Q_z}\right) \cdot s + \omega_z^2}{s^2 + \left(\frac{\omega_p}{Q_p}\right) \cdot s + \omega_p^2} \quad (5)$$

Função biquadrática – A forma geral da função de transferência determinada por dois polos e dois zeros é apresentada pela equação (6), sendo composta pela razão de polinômios de funções quadráticas. Esta função é denominada de função biquadrática, *biquadratic function*, ou mais conhecida por *biquad*. [3]

$$H_{biquad}(s) = \frac{a_2 \cdot s^2 + a_1 \cdot s + a_0}{s^2 + b_1 \cdot s + b_0} \quad (6)$$

Essa função de transferência biquadrática, com valores adequados de coeficientes permite implementar todos os tipos de filtros das equações (1) a (5) [4].

Filtro de variável de estado - Kerwin-Huelsman-Newcomb [2] propuseram a topologia de diagrama de fluxo de sinal, com realimentações positiva e negativa, utilizada para representações de sistemas em espaço de estados. Essa topologia ficou conhecida como *state variable* ou KHN.

A topologia KHN de segunda ordem, apresentada pela figura 1, com dois circuitos integradores e um circuito somador permite implementar filtros: passa-baixas ($H_{FPB}(s)$), passa-altas ($H_{FPA}(s)$) e passa-faixa ($H_{FPF}(s)$). Com mais um circuito somador pode ser implementado o filtro rejeita-faixa (*notch*) ou o filtro passa-tudo [3].

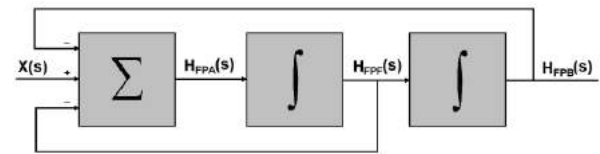


Figura 1: Diagrama em blocos do filtro KHN de segunda ordem com dois integradores e um somador. Onde $X(s)$ é a entrada de sinal e a saída de cada bloco determina a função de transferência de um tipo de filtro de segunda ordem.

No diagrama da figura 1, determinando-se a função de transferência na saída de cada bloco, obtém-se as funções: do filtro passa-altas, representado pela equação (2); do filtro passa-faixa, representado pela equação (3); e do filtro passa-baixas, representado pela equação (1). Incluindo-se mais um bloco somador na estrutura do filtro KHN pode-se implementar: o filtro rejeita-faixa, somando as equações (2) e (1); ou o filtro passa-tudo, somando as equações (2), (3) e (1).

Pela versatilidade de implementar todos os tipos de filtros essa topologia também é denominada de filtro universal.

Implementação do filtro *notch* 60 Hz na topologia KHN com o UAF42 – O circuito integrado UAF42, da Texas Instruments, é um filtro ativo universal de segunda ordem, com um amplificador somador e dois integradores, permitindo implementar os filtros passa-baixas, passa-faixa e passa-altas (equações (1) a (3)) [5]. O componente dispõe de mais um amplificador operacional que permite implementar um estágio amplificador ou um circuito somador para implementar o filtro rejeita-faixa (equação (4)) ou o filtro passa-tudo (equação (5)).

Para formar os circuitos integradores o UAF42 possui dois capacitores de 1 nF, ajustados a laser no processo de fabricação, com precisão de $\pm 0,5\%$. (C_1 e C_2 na figura 2) Quatro resistores internos com precisão de $\pm 0,5\%$ interligam os blocos (R_1 a R_4 na figura 2) [5].

O filtro *notch* possui dois parâmetros que devem ser configurados: a frequência de ressonância (f_0) e o fator de qualidade (Q). Os componentes externos ao filtro determinam estes parâmetros (resistores R_Q , R_{F1} , R_{F2} , R_{Z1} , R_{Z2} e R_{Z3} na figura 2).

A figura 2 apresenta o esquema elétrico completo do filtro *notch* configurado na versão inversor.

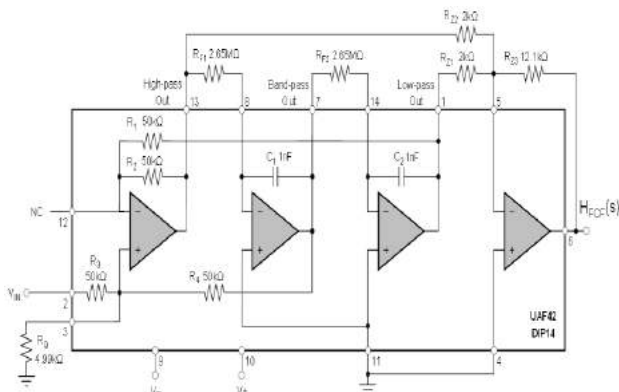


Figura 2: Configuração do circuito integrado UAF42 como filtro *notch* para $f_0 = 60$ Hz, fator de qualidade $Q = 6$, e ganho $G = -2$ [7].

Os resistores R_{F1} e R_{F2} determinam a frequência de ressonância, conforme apresenta a equação (7).

O resistor R_Q determina o valor do fator de qualidade, conforme apresenta a equação (8).

$$f_{notch}^2 = \frac{A_{FPB}}{A_{FPA}} \cdot \frac{R_{Z2}}{R_{Z1}} \cdot \frac{1}{R_{F2} \cdot R_{F1} \cdot C_2 \cdot C_1 \cdot 4 \cdot \pi^2} \quad (7)$$

$$Q = \frac{25000}{R_Q} + 1 \quad (8)$$

O filtro ativo universal UAF42 apenas com os resistores R_{F1} , R_{F2} e R_Q , e os três primeiros amplificadores com os componentes internos, formam o núcleo do filtro KHN com os três filtros. O filtro passa-altas apresenta a saída no pino 13 da figura 2. O filtro passa-faixa apresenta a saída no pino 7, e o filtro passa-baixas apresenta a saída no pino 1.

O filtro rejeita-faixa (*notch*) é obtido com a adição das respostas em frequência do FPA e do FPB, conforme apresentado pelas equações (2) e (1) resultando na equação (4). No circuito elétrico, o filtro *notch* é constituído pelo quarto amplificador e pelos resistores R_{Z1} , R_{Z2} e R_{Z3} , que formam o circuito somador inversor, sendo que o pino 6 é a saída do filtro *notch*.

Resultados

Para o filtro *notch* com $f_0 = 60,00$ Hz, utilizando a equação (7), os valores teóricos dos resistores R_{F1} e R_{F2} são de 2.652.582,4 ohms. Na **prática**, obteve-se a

menor amplitude de f_0 com os valores medidos dos resistores com multímetro de bancada de 6 ½ dígitos a quatro fios:

$$R_{F1} = 2,6530 \times \text{Mohms},$$

$$R_{F2} = 2,6547 \times \text{Mohms}.$$

Estes valores práticos representam um erro menor que +0,02% e +0,08%, respectivamente em relação aos valores teóricos.

A figura 3 apresenta a simulação das respostas de frequência das saídas dos filtros da figura 2, para uma faixa de frequência de 40 a 80 Hz.

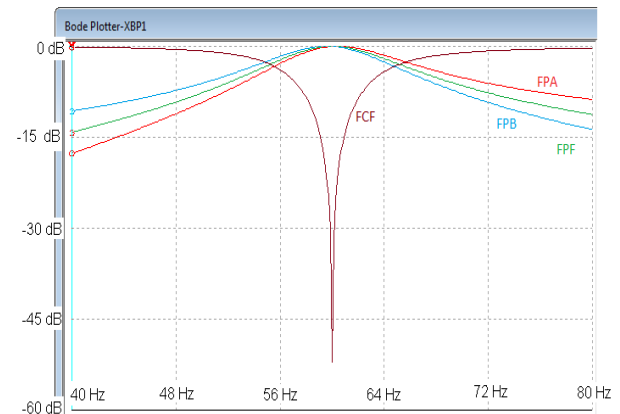


Figura 3: Magnitude das respostas em frequência de 40 a 80 Hz, obtidas com o simulador NI multisim™ blue 14, sobrepondo as respostas dos filtros passa-altas (FPA), filtro passa-faixa (FPF), filtro passa-baixas (FPB) e filtro corta faixa (FCF). O simulador foi configurado para resolução máxima de 1000 pontos (passo = 0,04 Hz). Destaca-se a resposta em frequência do filtro *notch* em 60 Hz.

A figura 4 apresenta as mesmas respostas da figura 3 para uma faixa de 0,6 Hz a 6 kHz, representando 4 décadas, ficando bem caracterizado a resposta típica de cada tipo de filtro.

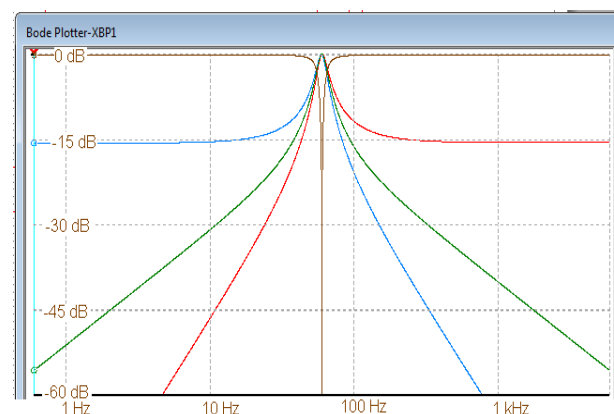


Figura 4: Magnitude das respostas em frequência da figura 3 apresentadas em 4 décadas.

Analisando o filtro *notch*, foram representados nas figuras 5 e 6 a simulação da magnitude da resposta em frequência e a simulação da fase da resposta em frequência para diversos fatores de qualidade.

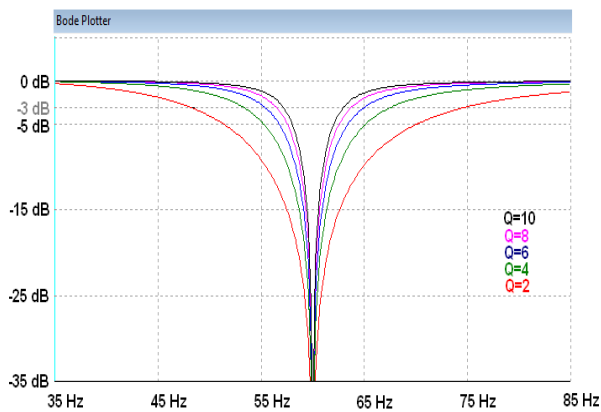


Figura 5: Magnitude da resposta em frequência do filtro *notch* 60 Hz para diversos fatores de qualidade.

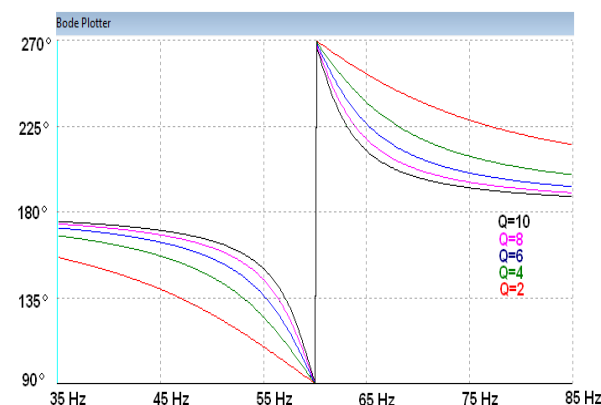


Figura 6: Fase da resposta em frequência do filtro *notch* 60 Hz para diversos fatores de qualidade.

Como o segundo circuito somador da figura 2 está na configuração de somador inversor, ocorre a inversão de fase do sinal de saída, apresentado pela figura 6 assintótico a 180 graus. Ao aproximar-se da frequência de ressonância, ocorre a atenuação da magnitude e a rotação de fase devido aos polos.

Comparando-se os gráficos das figuras 5 e 6 observa-se que nos pontos de -3 dB ocorre uma defasagem de aproximadamente ± 45 graus no sinal, independente do fator de qualidade do filtro.

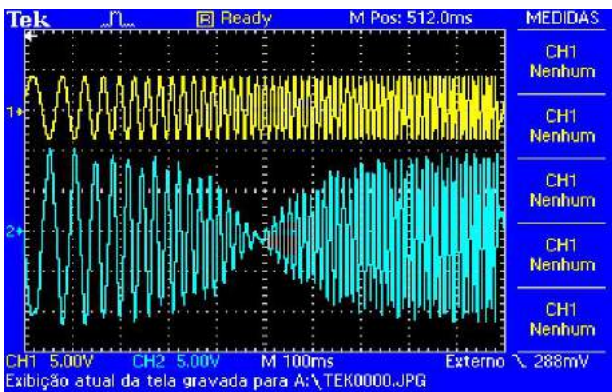


Figura 7: Varredura em frequência entre 10 e 110 Hz, no filtro *notch* 60 Hz, $Q = 2$, $G = -2$. sendo o canal 1 a entrada do circuito de filtros, e o canal 2 a saída do filtro corta-faixa.

A figura 7 apresenta uma varredura em frequência no filtro *notch* com fator de qualidade $Q = 6$ e ganho 2. Observa-se a inversão do sinal de saída e a atenuação do sinal de saída a medida que a frequência vai aumentando e se aproximando de 60 Hz. E o efeito oposto para frequências superiores a 60 Hz.

Discussão/Conclusões

As principais vantagens da topologia KHN na implementação do filtro *notch* são que os parâmetros: frequência de corte, fator de qualidade do filtro e ganho podem ser ajustados de forma quase independentes, sem afetar o desempenho do filtro. Essa é a principal vantagem dessa topologia de implementação de filtro *notch* em relação as topologias duplo T (*twin T*) e Fliege, que são topologias não sintonizáveis.

A frequência de ressonância do filtro *notch* depende externamente dos valores dos resistores R_{F1} e R_{F2} . O fator de qualidade do filtro depende do valor do resistor externo R_G . A alteração do fator de qualidade altera o ganho do circuito, que pode ser corrigido pelos resistores R_{Z1} , R_{Z2} e R_{Z3} .

No filtro ativo universal UAF42, sendo possível utilizar os valores dos capacitores intrínsecos de 1 nF $\pm 0,5\%$, representam a melhor solução, não sendo necessário capacitores adicionais em paralelo.

Como discutido, a vantagem da topologia KHN é a facilidade de sintonia do circuito, em relação a outras topologias clássicas (duplo T e Fliege). A desvantagem desta topologia, se implementado de forma discreta, é a necessidade de utilizar 4 amplificadores operacionais, contra 1 amplificador operacional das outras topologias.

Referências

- [1] Webster, JG, Measurement, Instrumentation and Sensors, CRC Press, 1999.
- [2] Kerwin, WJ, Huelsman, LP, Newcomb, RW, State-variable synthesis for insensitive integrated-circuit transfer functions, IEEE Journal of Solid-State Circuits, vol. SC-2, no. 3, pp 87-92, 1967.
- [3] Tow, J, Active RC Filters - a state-space realization, IEEE vol 56, pp 1137-1139, 1968.
- [4] Schaumann, RS, Hausi, MS, Laker, KR, Design of Analog Filters, Prentice-Hall, 1981.
- [5] TI 2000, Universal Active Filter UAF42, datasheet rev. B, disponível em: <http://www.ti.com/lit/ds/symlink/uaf42.pdf>, acesso em 01abr2016.
- [6] TI 2000, Filter design program for the UAF42 universal active filter, disponível em: <http://www.ti.com/lit/an/sbfa002/sbfa002.pdf>, acesso em 01abr16.
- [7] TI 2000, Design a 60Hz Notch Filter with the UAF42, disponível em <http://www.ti.com/lit/an/sbfa012/sbfa012.pdf>, acesso em 01abr2016.
- [8] Thomas, LC, "The Biquad: part I - some practical design considerations" IEEE pp; 350-357, 1971.
- [9] Thomas, LC, "The Biquad: part II - a multipurpose active filtering system" IEEE pp; 358-361, 1971.

SISTEMA CLASSIFICADOR DE RITMOS CEREBRAIS POR MEIO DE INSTRUMENTAÇÃO VIRTUAL

G. Botura Jr*, J.H. Espinelli * e M. A. Marques*

*Universidade Estadual Paulista – UNESP, Sorocaba, Brasil

e-mail: galdenoro@sorocaba.unesp.br

Resumo: A análise do perfil do sono por meio das porcentagens das ondas cerebrais dentro de um período de tempo e a possibilidade de visualização destes sinais permitem a obtenção de diagnósticos precisos e elaborados por profissionais da área. Este artigo tem por objetivo apresentar o desenvolvimento de um módulo de análise das ondas cerebrais que ocorrem durante o sono utilizando a plataforma de desenvolvimento de instrumentação virtual LabVIEW. O sistema apresenta os sinais de eletroencefalograma (EEG) recebidos (Fpz-Cz e Pz-Oz) em uma tela de interface, juntamente com as ondas cerebrais – alfa, beta, delta e teta, resultado do processamento realizado, bem como as porcentagem das ondas cerebrais em cada uma das épocas. Os testes, executados a partir de sinais de EEG gravados previamente, indicaram que, a partir dos gráficos da porcentagem das ondas cerebrais e da análise da transição entre as épocas, consegue-se realizar a análise pretendida de modo fácil e confiável.

Palavras-chave: Análise do Sono, Ondas Cerebrais, Processamento, Instrumentação Virtual

Abstract: Sleep profile analysis by the percentages of brain waves and viewing these signals allow accurate diagnoses and prepared by professionals. This paper presents the development of an analysis module sleep profile using virtual instrumentation development platform LabVIEW. The system displays the signals of electroencephalogram (EEG) received (Fpz-Cz and Pz, Oz) and brainwaves - alpha, beta, delta, and theta well as the percentage of brain waves in each of the times on an interface screen, as a result of processing performed. Tests conducted from EEG signals recorded previously indicated that, from the graphs the percentage of brain waves and analysis of transition between seasons, it is possible to make analysis easy and reliably.

Keywords: Analysis of Sleep, Brain Waves, Processing, Virtual Instrumentation.

Introdução

O sono é tão importante para o ser humano que representa um terço de sua vida [1], servindo para restaurar os níveis normais de atividade e equilíbrio entre as diferentes partes do sistema nervoso central [2], estando envolvido, também, com a conservação do metabolismo energético, com a cognição, com a termorregulação, com a maturação neural e a saúde mental de um indivíduo [3]. Apresenta estágios

alternantes e cada estágio possui padrões eletroencefalográficos característicos, segundo frequência e amplitude das ondas que são distintos daqueles observados durante a vigília [4, 5].

Antes do advento do Eletroencefalograma (EEG), inventado por Hans Berger em 1924, acreditava-se que o sono era uma etapa de baixa atividade cerebral de repouso. Em 1930, Berger obteve avanço nos estudos dos mecanismos de sono e vigília quando registrou a atividade elétrica encefálica, por meio de eletrodos de agulhas introduzidos no couro cabeludo, criando o eletroencefalograma. Estas atividades foram descritas como ondas cerebrais, identificadas como alfa, beta, teta e delta, consolidando o sono como uma etapa de alta atividade cerebral, imprescindíveis para a saúde humana [6].

Com relação às faixas de frequência, sua divisão originou a denominação das ondas cerebrais em: alfa, beta, delta e teta. As ondas alfa têm um espectro de frequência com variação entre 8-13 Hz, as ondas beta entre 13-30 Hz, as ondas delta entre 0,5-4 Hz e as ondas teta entre 4-8 Hz. Uma representação destas ondas é mostrada na Figura 1.

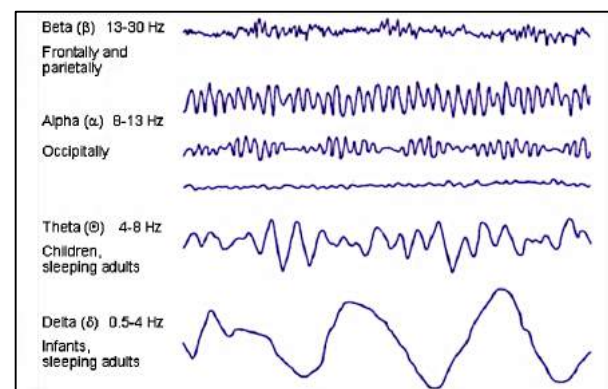


Figura 1: Ondas alfa, beta, delta e teta, com suas respectivas faixas de frequência. Fonte - <http://mente-ativa.blogspot.com.br/2011/06/leletroencefalograma.html>.

As ondas alfa caracterizam um estado de consciência alerta, porém relaxado. Estão relacionadas à extroversão, criatividade, trabalho mental, bom humor e otimismo. Uma geração sadia de ondas alfa promove uma desenvoltura mental, ajuda na habilidade de coordenação e melhora a sensação de relaxamento, podendo-se rapidamente e eficientemente completar

qualquer tarefa. As ondas beta são, frequentemente, de baixa amplitude e simétricas, associadas com a ansiedade e muita concentração. Ocorrem, normalmente, com os olhos abertos e quando se pensa sobre a solução de um problema analítico, julgamentos, tomando decisões ou processando informações sobre o mundo. Drogas, como barbitúricos, benzodiazepínicos, aumentam a ocorrência de ondas beta. As ondas delta, possuem menores frequências e maiores amplitudes. Encefalopatias, como sonambulismo, privação de sono, mal de Parkinson e esquizofrenia, além de diabetes, alcoolismo, depressão e ansiedade estão relacionadas com alterações do ritmo delta. As ondas teta são classificadas como de lenta atividade, além de terem conexão com a intuição, a fantasia, emoções e sensações. Aparecem, normalmente, entre a vigília e o sono e são relacionadas ao subconsciente da mente [7, 8].

Os estágios do sono são divididos em: Estágio 0 – Vigília - existe a presença de ondas alfa, desde que o indivíduo encontre-se de olhos fechados; Estágio 1 - o indivíduo se encontra entre o estado de vigília e o sono, com ondas no EEG de baixa voltagem e onda alfa presente em menos de 50% da época; Estágio 2 – existe presença de ondas de baixa voltagem, com interrupções de ondas de alta amplitude, ocorrendo ondas delta com mais de 75 μV no máximo 20% da época; Estágio 3 - acontece presença de ondas delta, de baixa frequência e alta amplitude, com mais de 75 μV em mais de 20% e em menos de 50% da época; Estágio 4 - existe presença de ondas delta com mais de 75 μV em mais de 50% da época; Estágio REM – apresenta sinais dessincronizados e semelhantes ao estágio 1, sem presença de ondas do vértex [9].

Este artigo apresenta a implementação de um sistema de análise utilizando o conceito conhecido como instrumentação virtual. Por meio desta abordagem é possível processar e analisar os sinais enquanto são adquiridos, visualizando os resultados com atrasos de poucos milissegundos em relação a sua aquisição.

Os testes realizados mostraram que o protótipo do instrumento foi plenamente capaz de apresentar os padrões de ondas esperados e viabilizar a análise de forma rápida. A interface amigável permite que profissionais a manipulem com facilidade e por ter sido idealizado como um módulo independente, poderá ser acoplado ou anexado a outros sistemas de auxílio ao diagnóstico.

Materiais e Métodos

O sistema de processamento e análise de ondas cerebrais foi desenvolvido a partir da proposta de sua incorporação a outros módulos previamente existentes nos equipamentos de auxílio ao diagnóstico. Assim, em seu projeto não se considerou incluir os módulos correspondentes a interface para aquisição e condicionamento dos sinais dos eletrodos colocados junto aos pacientes. O sistema utilizou o conceito de instrumentação virtual e o ambiente gráfico de

desenvolvimento LABView como plataforma para sua elaboração. “Instrumentos virtuais representam uma revolução nos sistemas de instrumentação tradicionais focados em hardware para sistemas centrados em software que exploram o poder computacional, a visualização gráfica e as funcionalidades de conectividade dos computadores, permitindo transformar um computador em um instrumento” [10]. Nesse ambiente, a programação é realizada de acordo com o modelo de fluxo de dados, utilizando linguagem gráfica de programação. Esta plataforma possui bibliotecas incorporadas nas mais diversas áreas, como: processamento de sinais e imagens. Os programas desenvolvidos são denominados de “VI”, podendo ser usados como subprogramas em qualquer outro que esteja sendo elaborado ou, simplesmente, serem executados isoladamente [11].

Após o uso de sub-VIs para leitura e conversão dos sinais dos EEG para os padrões utilizados pelo ambiente de desenvolvimento, a obtenção das ondas alfa no domínio do tempo foi alcançada aplicando-se filtros passa-banda com frequência de corte mínima de 8 Hz e máxima de 13 Hz sobre o sinal Pz-Oz recebido do EEG. Para o sinal de Fpz-Cz foram utilizados filtros passa-banda com frequências de corte mínimas e máximas de 13 e 30 Hz, respectivamente, para conseguir o sinal da onda beta no domínio do tempo, e de 4 Hz e 8 Hz para onda teta e 0,5 a 4 Hz para onda delta.

O sinal da onda alfa no domínio da frequência foi obtida por meio da sub-VI “*FFT_waves*” com a transformação do tipo *Fast Fourier Transform* (FFT) de pico com janela “*Flat Top*”. A Figura 2 apresenta a forma de obtenção do sinal alfa. As ondas beta, delta e teta foram obtidas seguindo o mesmo procedimento.

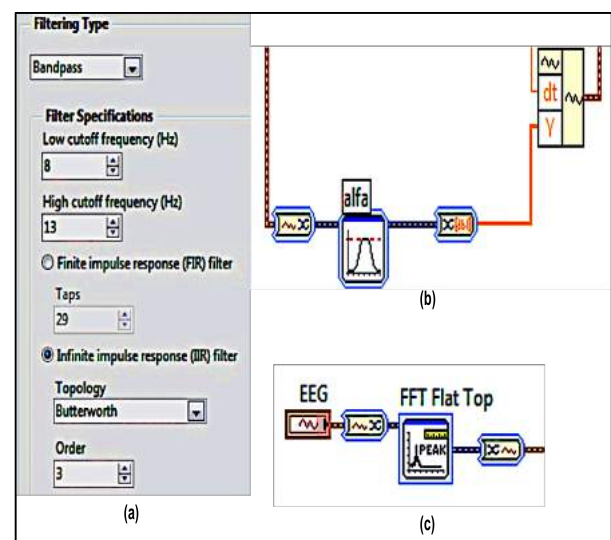


Figura 2: Detalhes da Programação para obtenção da onda alfa: (a) Configuração do filtro passa-banda; (b) topologia de filtragem utilizando filtro passa-banda para obter o sinal no domínio do tempo. (c) transformação para o domínio da frequência através da VI *Fast Fourier Transform* (FFT) com janela *Flat Top* .

A obtenção de porcentagens de ondas cerebrais para cada época, a partir do espectro de frequência, foi obtida usando-se o comando de repetição “*For loop*” com número de iterações igual ao tamanho da banda de frequências total da FFT e realizando-se a soma dos valores de amplitude do espectro e da amplitude de cada uma (Figura 3).

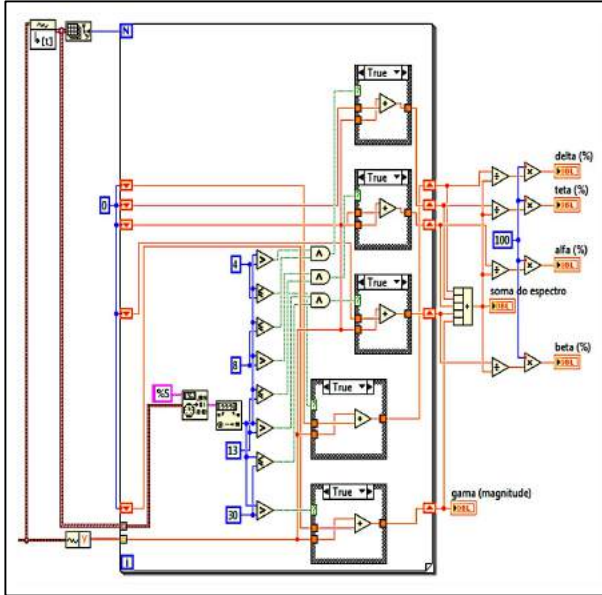


Figura 3: Detalhe da programação usada para obtenção de porcentagens de ondas cerebrais para cada época a partir do espectro de frequência.

Resultados

O sistema foi desenvolvido de modo a disponibilizar ao usuário as informações através de uma interface gráfica constituída por duas abas, sendo uma com os sinais EEG e a outra com a porcentagem das ondas. Na primeira aba, na parte superior da tela estão apresentadas as informações relativas aos sinais sob análise, como o total de épocas e duração (em minutos). Nesta aba estão apresentadas também, o resultado do processamento realizado, as ondas cerebrais delta, teta, alfa e beta, bem como os sinais de EEG, Fpz-Cz e Pz-Oz, respectivamente. A escala x, única a todos os sinais desta aba, é dividida em épocas, como mostrado na Figura 4.

Na aba “% Ondas” (Figura 5) a tela apresenta as porcentagens das ondas delta, teta, alfa e beta individualmente, com relação às épocas – em uma escala que vai de 0 a 50 e abaixo das porcentagens individuais, a junção de todas elas.

Os testes foram executados a partir de fitas com durações de 8 horas e meia, de dois sinais de EEG bipolares, Fpz-Cz e Pz-Oz32, obtidos entre homens e mulheres caucasianas, saudáveis, de 21 a 35 anos, sem uso de nenhuma medicação, em um ambulatório no ano de 1989, usando um gravador modificado de fita cassete no período do sono – 22 horas do dia 25 de Abril às 6 e meia do dia 26 de Abril. Utilizou-se um período de 8 horas e meia, 510 minutos, 1020 épocas.

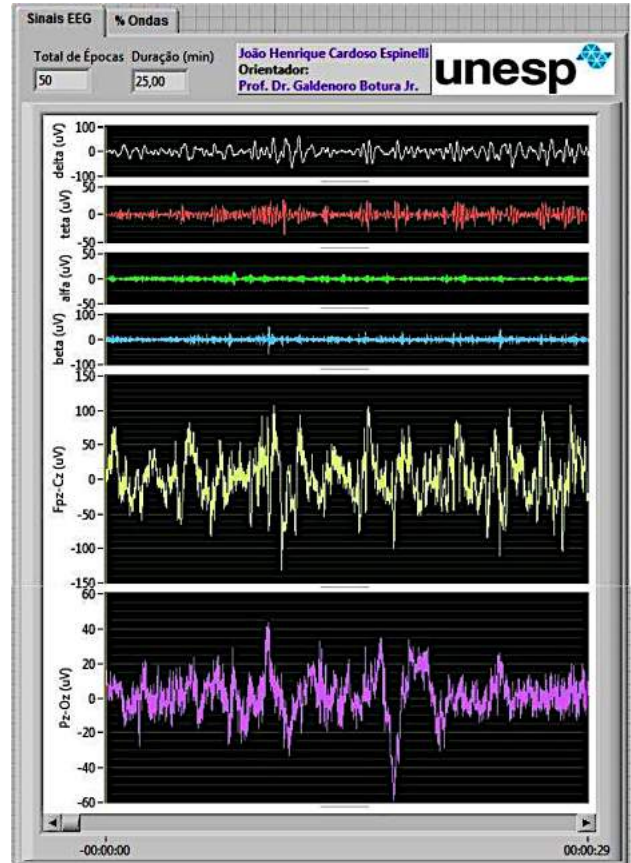


Figura 4: Tela de Interface - Aba “Sinais EEG”.

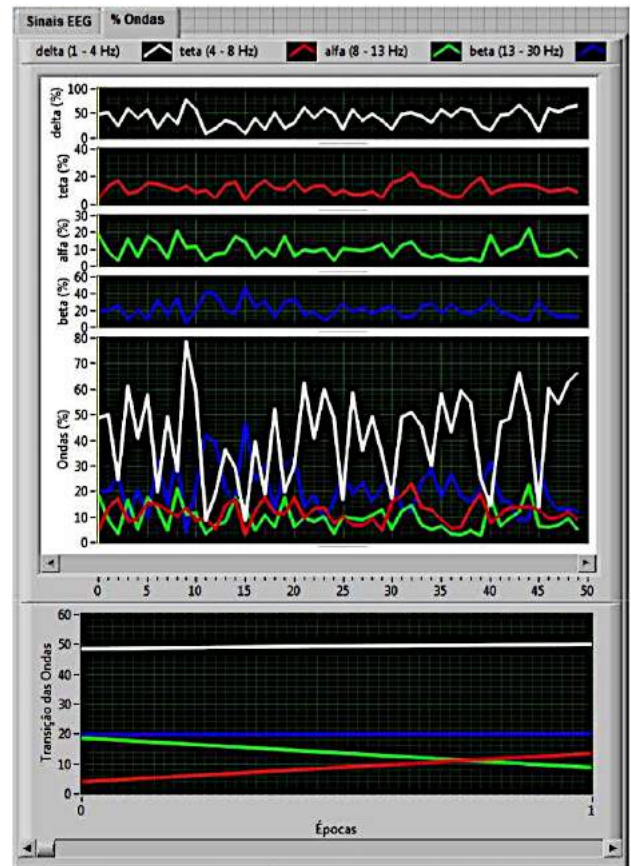


Figura 5: Tela de Interface - Aba “% Ondas”.

As gravações foram feitas pelo PhysioBank [12], um grande e crescente banco de gravações digitais de sinais fisiológicos de qualidade para uso da comunidade de pesquisa biomédica. Os arquivos de dados do banco estão no formato EDF (European Data Format), que, desde 1992 é o padrão para gravações de EEG e PSG em equipamentos comerciais e projetos de pesquisa

No caso analisado, as porcentagens de ondas delta, em toda extensão do sinal permaneceram entre 10% e 70%, o que pode significar que o indivíduo sob teste estivesse passando pelos estágios 2, 3 e 4 do sono. As porcentagens de ondas alfa em toda extensão do sinal, se encontrava abaixo de 50%, mostrando que o indivíduo passava pelo estágio 1 do sono, além da possibilidade do próprio sono REM.

Conclusões

O processamento do sinal de EEG obtido a partir da gravação em fita de dois sinais de bipolares, Fpz-Cz e Pz-Oz32, se mostrou eficaz e as telas da interface desenvolvidas e apresentadas ao usuário, ou para um profissional da área, são amigáveis, em função da forma como as informações foram disponibilizadas, o que torna a ferramenta de fácil uso. A análise dos ritmos cerebrais, por meio do uso de sinais de EEG e instrumentação virtual para o seu processamento, em função da forma como foi idealizada e implementada, permite visualizar e armazenar para posterior análise as ondas alfa, beta, delta e teta, as transições de porcentagem das ondas cerebrais época a época, bem como a influência destas ondas no sono e do sono nelas, permitindo uma análise segura e confiável. Porém, para atestar a confiabilidade e exatidão dos resultados obtidos, novos testes precisam ser executados localmente e comparados com os resultados conseguidos por meio de equipamentos que possuam certificado de calibração. Uma vez isto feito, e em caso de necessidade, ajustes poderão facilmente ser efetuados no sistema desenvolvido, de modo a torná-lo pronto para uso.

O emprego de um ambiente de desenvolvimento voltado para a instrumentação virtual mostrou-se adequado, propiciando a criação de um instrumento, baseado em computadores pessoais, e capaz de ser acoplado a outros já existentes, podendo ainda, servir de referência inicial para o implementação de outros instrumentos virtuais, como: Eletrooculograma (EOG), Eletromiografia (EMG), Eletrocardiograma (ECG) ou qualquer outro em que os sinais a serem analisados necessitem de processamento e apresentação em uma interface gráfica. Um equipamento de grande versatilidade e flexibilidade em um único ambiente

computacional, permitindo que se abordem aspectos inovadores nos diagnósticos a serem realizados.

Referências

- [1] Lopes, R. B., O Sono, Disponível em <<https://psicologado.com/psicologia-geral/introducao/o-sono>>. Acesso em 26 de maio de 2016.
- [2] Guyton, A. C.; Hall, J. E.; Tratado de fisiologia médica; Editora Guanabara Koogan; nona edição, 685-689, 1997.
- [3] Kandel, E. R.; Schwartz, J. H.; Jessel, T. M.; Princípios da neurociência; Editora Manole; quarta edição, 936-947, 2003.
- [4] Loomis, A. L.; Harvey, E. N.; Hobart, G. A.; Cerebral states during sleep as studied by human brain potentials. *J. Exp. Psychol.*, 21:127-144, 1937.
- [5] Loomis, A. L.; Harvey, E. N.; Hobart, G. A.; Distribution of disturbance patterns in the human electroencephalogram, with special reference to sleep. *J. Neurophysiol.*, 1:413-430, 1938.
- [6] Berger H.; Über das Elektroenkephalogram des Menschen. *Arch. f. Psychiat.* 87: 527-70., 1929.
- [7] Dalgalarondo, P; Psicopatologia e semiologia dos transtornos mentais, Porto Alegre: Artmed, 2. Ed. 2008.
- [8] Sucholeiki, R, et al; Normal EEG Waveforms, Disponível em <<http://emedicine.medscape.com/article/1139332-overview#showall>>. Acesso em 26 de maio de 2016.
- [9] Rechtschaffen, A; Kales, A.; Manual of standardized terminology, techniques, and scoring system for sleep stages of human subjects. Brain Information Service/Brain Research Institute, UCLA, Los Angeles, 1968.
- [10] Botura Jr., G; Marigny, LR. ; Marques, MA.; Lemos, MA. ; Martins, E. Biometria por Iris Usando Instrumentação Virtual. Memórias del VI Congresso Latino Americano de Engenharia Biomédica CLAIB 2014. Paraná, AR: Universidad Nacional de Entre Ríos., 2014. v. 1. p. 621-624.
- [11] Beyon, JY. LabVIEW programming, data acquisition and analysis. Prentice Hall PTR, 2000.
- [12] Goldberger AL, Amaral LAN, Glass L, Hausdorff JM, Ivanov PCh, Mark RG, Mietus JE, Moody GB, Peng CK, Stanley HE. PhysioBank, PhysioToolkit, and PhysioNet: Components of a New Research Resource for Complex Physiologic Signals. *Circulation* 101(23):e215-e220 [Circulation Electronic Pages; <http://circ.ahajournals.org/cgi/content/full/101/23/e215>

DESENVOLVIMENTO DE UM DISPOSITIVO PARA A REALIZAÇÃO DE ENSAIOS DE DESFIBRILAÇÃO EM EQUIPAMENTOS ELETROMÉDICOS DE ACORDO COM A SÉRIE DE NORMAS ISO IEC 601

Felipe F. de Lima*, Diego A. O. Rosa*, Edison S. Filho*, Miguel R. Nunes*, Tiago Cortez*, Henrique T. Moriya* e José Carlos T. B. Moraes*.

*Laboratório de Engenharia Biomédica – Escola Politécnica da USP, São Paulo, Brasil.
e-mail: felipe@leb.usp.br

Resumo: A confiabilidade e a segurança nos ensaios de equipamentos eletromédicos dependem principalmente da utilização de instrumentos de medição e dispositivos de ensaios apropriados. O desenvolvimento de um dispositivo de ensaios que possua componentes intercambiáveis e que atenda a diferentes Normas Técnicas caracterizou-se como uma boa alternativa para sanar as dificuldades encontradas nos ensaios que avaliam partes aplicadas à prova de desfibrilação de equipamentos ou sistemas eletromédicos. O projeto foi realizado em quatro etapas: projeto e simulação do circuito elétrico de alta tensão, desenvolvimento do circuito eletrônico de automatização de ensaio, projeto e construção de um gabinete metálico em CAD e, por fim, o aprimoramento e a verificação do funcionamento do dispositivo. Após a construção e a verificação do dispositivo, foi possível garantir as exigências normativas, a confiabilidade dos ensaios e, principalmente, manter a segurança do operador.

Palavras-chave: dispositivo de ensaio, desfibrilação e segurança, série normativa 601.

Abstract: *The reliability and safety in electrical equipment tests mainly depend on the use of measuring instruments and appropriate testing devices. The development of a test device designed with interchangeable components and complying with different Technical Standards was characterized as a good alternative to remedy the difficulties faced in the test of defibrillation proof applied parts. The project was carried out in four stages: design and simulation of the high voltage circuit, development of the electronic automation circuit, design and construction of a metal cabinet in CAD and device enhancement and operation verification. After the construction and use of the device, it was possible to ascertain the regulatory requirements, maintain the reliability of the tests, and mainly ensure the operator safety.*

Keywords: *testing device, defibrillation and safety.*

Introdução

As Normas Técnicas da Série ABNT NBR ISO 601 são utilizadas em todo o processo de certificação de equipamentos eletromédicos no Brasil. Estes documentos normativos prescrevem variados ensaios de segurança e desempenho essencial para serem

realizados nos equipamentos ou sistemas eletromédicos e, desta forma, garantir a qualidade do produto, segurança do paciente e do operador. Dentre as prescrições contidas em algumas das Normas da Série, por exemplo, a ABNT NBR IEC 60601-1 [1], ABNT NBR IEC 60601-2-25 [2], ABNT NBR IEC 60601-2-26 [3], ABNT NBR IEC 60601-2-27 [4], ABNT NBR IEC 60601-2-30 [5], ABNT NBR IEC 60601-2-31 [6] e ABNT NBR IEC 60601-2-34 [7], prescreve-se a necessidade de verificar se partes aplicadas de equipamentos eletromédicos (EM) declaradas como à prova de desfibrilação possuem essa proteção.

Parte aplicada à prova de desfibrilação é definida como aquela que, em funcionamento normal do EM, necessariamente entra em contato físico com o paciente e é protegida contra os efeitos de uma descarga de um desfibrilador cardíaco [1]. O objetivo dos ensaios é verificar por meio de uma descarga de desfibrilação simulada pelo dispositivo proposto, se tais partes aplicadas realmente possuem a proteção declarada pelo fabricante.

Para a realização desses ensaios são utilizados os circuitos elétricos prescritos nas Normas Técnicas. Uma das dificuldades enfrentadas pelos especialistas que realizavam esses ensaios em nosso Laboratório era efetuar a montagem desses circuitos, pois demandava tempo e apresentava escassez de segurança ao operador durante a execução do ensaio. A solução para essa dificuldade foi o desenvolvimento e a construção de um dispositivo específico capaz de atender as particularidades dos circuitos apresentados nas Normas Técnicas para simular uma descarga de um desfibrilador ou cardioversor cardíaco na parte aplicada do EM.

Materiais e métodos

Inicialmente foi efetuado o estudo das Normas Técnicas já citadas para avaliar as necessidades e as características dos ensaios necessários.

A partir do estudo, o projeto do dispositivo de ensaios foi realizado em quatro etapas, na seguinte ordem: projeto e simulação do circuito elétrico de alta tensão, desenvolvimento do circuito eletrônico de automatização de ensaio, projeto e construção de um gabinete metálico em CAD (do inglês: *Computer Aided Design*) e, por fim, verificação do funcionamento do dispositivo.

Na primeira etapa esquematizou-se um circuito elétrico genérico de alta tensão para gerar um pulso simulado de descarga de um desfibrilador cardíaco, resumidamente ilustrado pela Figura 1, que atendesse aos ensaios e permitisse que apenas pela alteração dos valores dos componentes elétricos fosse possível realizar todos os circuitos necessários.

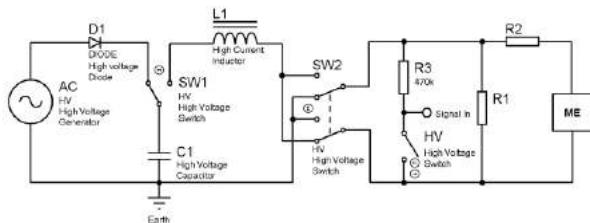


Figura 1 – Esquema elétrico resumido. ME: equipamento médico.

Simulou-se as correntes, as tensões e as formas de onda em cada um dos componentes elétricos utilizando-se um software de simulação computacional (MatLab, MathWorks, Massachusetts, EUA). Verificou-se que durante a descarga do capacitor de alta tensão, circularia uma corrente elétrica em forma de pulso de alta intensidade e de curta duração nos componentes elétricos, conforme exemplificado na Figura 2.

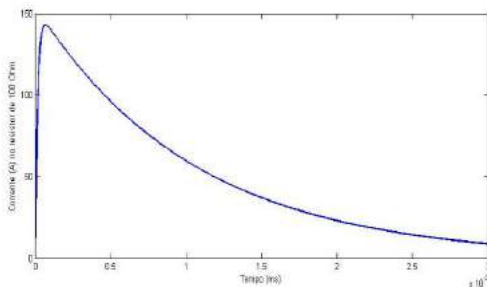


Figura 2 – Forma de onda da corrente que circula no resistor R1

O dimensionamento de resistores capazes de operar com uma corrente desse tipo não é trivial. Para resistores de fio, nessa condição, a energia é transferida rapidamente para o elemento resistivo, não sendo transferida para o corpo cerâmico do resistor, podendo causar o superaquecimento e a ruptura desse elemento. Para o dimensionamento e produção dos resistores foi solicitado o serviço de uma empresa especializada (Denktherm, São Paulo, Brasil).

A análise espectral do formato de onda da corrente elétrica nos indutores indicou que esses componentes deveriam operar em frequências de até 3 kHz. Além disso, a intensidade do pulso de corrente mostrou que uma especial atenção necessitaria ser dada no projeto desses componentes para que não ocorresse saturação magnética. Também foram calculados os diâmetros dos fios de cobre esmaltado a serem utilizados na bobina, de forma a minimizar perdas ôhmicas durante o pulso. Conclui-se que o material ideal a ser utilizado na construção dos núcleos desses indutores seria uma liga

de Ferro-Níquel conhecida como “High Flux” [6], mas por dificuldade em encontrar um núcleo desse material com as dimensões necessárias, adotou-se núcleos de liga de ferro e silício, mais volumosos e que possuem maiores perdas em sinais de altas frequências, mas satisfazendo as exigências mínimas.

Os capacitores de alta tensão foram adquiridos através de uma empresa especializada em equipamentos eletromédicos, fabricante de desfibriladores cardíacos e outros produtos (TEB, São Paulo, Brasil). Esses capacitores são fabricados especialmente para pulsos de alta intensidade e curta duração, típicos em circuitos de desfibriladores cardíacos.

Foi selecionado o diodo T3509H para atuar na retificação da tensão de saída do gerador de alta tensão. Esse diodo é comumente encontrado no circuito retificador de fornos de micro-ondas, possuindo capacidade de máxima tensão reversa de 9 kV.

Como gerador de alta tensão foi selecionado um autotransformador com tensão máxima de saída de 10kV e potência de 500VA, energizado por um variac de 220V. Essa configuração permite a seleção da tensão de carga do capacitor para a realização do ensaio.

No lugar de chaves manuais foram utilizados relés especiais de alta tensão para a realização das manobras elétricas do circuito. Os relés foram adquiridos de uma empresa especializada na fabricação destes componentes (Metaltex, São Paulo, Brasil).

Os componentes do circuito de alta tensão foram soldados a uma placa de circuito impresso com dimensões de 30 cm x 35 cm. A mesma foi desenvolvida e construída em nosso Laboratório. Para a construção da placa foram levadas em consideração as ordens de grandezas das correntes e das tensões que estariam presentes no circuito, de modo a evitar a geração de descargas elétricas e a manter a integridade das trilhas durante os pulsos de corrente.

Na segunda etapa desenvolveu-se um circuito eletrônico responsável pela automatização do ensaio. Este circuito é o responsável pelo acionamento dos relés de alta tensão e também pela interface com usuário. A placa do circuito eletrônico de controle foi desenvolvida de forma a garantir a segurança do operador contra possíveis choques elétricos e para não sofrer interferência eletromagnética produzida pela descarga do capacitor. Para isso tomou-se o cuidado no desenvolvimento de um circuito eletrônico que apresentasse dupla isolamento elétrica entre os botões que serviriam de interface com o usuário e os relés de alta tensão. Foi projetada uma caixa metálica de aço que fica em volta do circuito de controle e é responsável por blindar transientes ou ruídos eletromagnéticos não desejáveis e capazes de causar problemas na execução de um ensaio. Para a implementação da automatização empregou-se um microcontrolador (PIC16F628A, Microchip, EUA) com firmware desenvolvido com o software de programação por linguagem visual (FlowCode, Matrix, Reino Unido). O microcontrolador foi utilizado para automatizar o chaveamento dos relés de alta tensão e para realizar a interface com o

realizador do ensaio através de botões de comando e alertas sonoros montados no painel do dispositivo. Essa automatização permitiu que o ensaio pudesse ser realizado de forma segura, prevenindo o contato do realizador do ensaio com partes conectadas à altas tensões.

Na terceira etapa foi elaborado o projeto de um gabinete metálico (Figura 2) em um software CAD (Sketchup, Google, EUA). O gabinete é responsável por dar suporte a todos os componentes. O projeto em CAD do gabinete permitiu o correto distanciamento entre os componentes do dispositivo de forma a evitar a formação de descargas elétricas pelo ar. A Figura 3 mostra o projeto do dispositivo feito em CAD.



Figura 3 – Projeto feito em CAD do dispositivo

Na quarta etapa, para a verificação se o dispositivo poderia ser utilizado em ensaios da ISO IEC 601, foram realizadas verificações do correto funcionamento de todos os componentes elétricos empregados no circuito de alta tensão. Para isso foi feita uma série de 10 ciclos de carga e descarga do capacitor com a saída do circuito em curto-circuito, representando o pior caso de funcionamento. Durante os ciclos, a tensão de carga e descarga do capacitor foi acompanhada por um osciloscópio juntamente com uma ponta de prova de alta tensão com fator de redução de 1:1000, ambos calibrados pela Rede Brasileira de Calibração (RBC). Após o término dos ciclos, foi feita a medição com equipamentos calibrados pela RCB dos valores dos resistores, capacitores e indutores verificando eventuais alterações de valores, e também foi verificado se havia a presença de danos nos relés.

Resultados

Após a montagem do dispositivo de ensaio e a primeira avaliação de funcionalidade, verificou-se necessidade de aperfeiçoamento do dispositivo conforme apresentado na discussão. Ao executar as modificações no projeto inicial, foi possível a realização da verificação do correto funcionamento do dispositivo. O capacitor foi carregado com as tensões desejadas e, após o término dos ciclos, foi possível constatar a preservação dos valores dos componentes elétricos e a ausência de danos nos relés, indicando o bom funcionamento do circuito.

A figura 4 mostra o formato de onda da tensão sobre o resistor R1 durante a descarga do capacitor.

A Figura 5 apresenta o dispositivo após a sua etapa final de construção.

Discussão

Logo após a construção do dispositivo, na primeira tentativa de verificação do funcionamento, verificou-se a ruptura do resistor R1, e uma pequena explosão na placa de circuito impresso de alta tensão. Através de informações obtidas com a empresa especializada em resistores, constatou-se que o dimensionamento da potência desse componente havia sido feito de forma inadequada. Para solucionar o problema, foi feita a substituição do componente por outro de maior potência nominal. A explosão verificada na placa de circuito impresso foi ocasionada pela ocorrência de uma descarga elétrica pelo ar entre uma das trilhas do circuito de alta tensão e a caixa de isolamento de aço do circuito eletrônico de automatização. Mesmo a distância entre essas partes tendo sido projetada de forma a respeitar a distância mínima para não rompimento do isolamento elétrico oferecido pelo ar, optou-se por acrescentar uma chapa de acrílico logo abaixo do circuito de alta tensão de modo a aumentar esse isolamento.

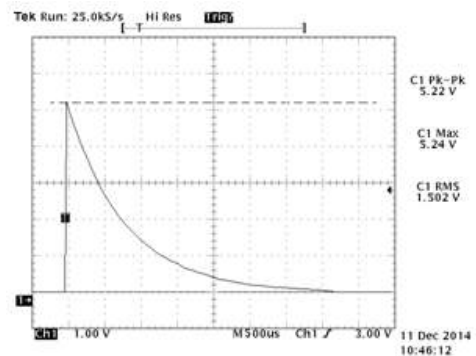


Figura 4 – Formato de onda da tensão sobre o resistor R1 durante a descarga do capacitor utilizando-se uma ponta de prova com fator de redução de 1:1000.



Figura 5 – Dispositivo após a sua construção final

Em uma segunda verificação do funcionamento do dispositivo, constatou-se um problema em um dos relés. Os primeiros relés utilizados na construção do dispositivo haviam sido retirados de um desfibrilador cardíaco que estava fora de uso. A solução para esse problema foi a substituição desses relés por outros especiais para este tipo de aplicação, tendo sido consultada uma empresa fabricante desses componentes (Metaltex, São Paulo, Brasil). Em uma terceira

verificação de funcionamento do dispositivo, foi possível a realização de 10 ciclos de carga e descarga do capacitor sem qualquer mau funcionamento.

A verificação do funcionamento do dispositivo evidenciou que durante as condições de mau funcionamento, explosões inesperadas podem ocorrer, sendo crucial a utilização de equipamentos de proteção individual (EPIs) pelo operador.

Futuramente, na tentativa de melhorar a segurança do dispositivo, pretende-se construir uma proteção transparente de policarbonato em volta do dispositivo. O projeto proposto foi feito de forma a deixar acessíveis todos os componentes, pois isso permite a rápida inspeção visual da integridade e também a fácil realização da medição dos valores desses componentes pelo operador antes da realização do ensaio.

A utilização de um indutor com núcleo de ferro silício pode produzir diferenças entre a forma de onda produzida pelo dispositivo e a forma de onda obtida por simulação, sendo preciso a verificação das consequências da utilização desse material em um trabalho futuro.

Conclusão

O ensaio de desfibrilação, por envolver tensões perigosas, requer um nível de atenção elevado do ensaiador e também um dispositivo minimamente seguro para evitar riscos de acidentes.

O desenvolvimento de um único dispositivo de ensaios capaz de atender as diversas Normas de uma mesma família em que os ensaios são semelhantes, porém cada qual com sua peculiaridade, passou pelas seguintes etapas: projeto e simulação do circuito elétrico de alta tensão, desenvolvimento do circuito eletrônico de automatização de ensaio, projeto e construção de partes mecânicas e, por fim, aprimoramento e verificação do funcionamento do dispositivo.

Através da simulação do circuito de alta tensão foi possível dimensionar os componentes elétricos desse circuito, permitindo o reconhecimento das partes do dispositivo que demandariam maior complexidade de projeto.

O desenvolvimento e construção do circuito de controle permitiu a automatização da utilização do circuito de alta tensão, aumentando a segurança e a facilidade de operação durante a utilização do dispositivo.

O projeto em CAD das partes mecânica permitiu a construção de um dispositivo com menor possibilidade de falhas, pois as partes foram projetadas de forma a evitar a formação de descargas elétricas pelo ar geradas pelas altas tensões presentes nos circuitos.

Durante a verificação de funcionamento do dispositivo constatou-se a necessidade de melhorias do projeto inicial. Após a execução das melhorias, verificou-se o correto funcionamento do dispositivo.

A verificação do funcionamento do dispositivo evidenciou a necessidade de utilização de equipamentos de proteção individual (EPIs) pelo operador.

Todo esse processo possibilitou a construção de um dispositivo de utilização segura, rápida e intuitiva, além disso, o dispositivo permite a fácil verificação da integridade dos componentes elétricos de alta tensão, desta forma, garantindo a confiabilidade do ensaio.

Referências

- [1] Associação Brasileira de Normas Técnicas (ABNT), 2010, ABNT NBR IEC 60601-1: 2010 + Emenda 2016 - Equipamento eletromédico Parte 1: Requisitos gerais para segurança básica e desempenho essencial.
- [2] Associação Brasileira de Normas Técnicas (ABNT), 2014, ABNT NBR IEC 60601-2-25: 2014 – Parte 2: Requisitos particulares para a segurança básica e o desempenho essencial dos eletrocardiógrafos.
- [3] Associação Brasileira de Normas Técnicas (ABNT), 2014, ABNT NBR IEC 60601-2-26: 2014 – Parte 2: Requisitos particulares para a segurança básica e o desempenho essencial de eletroencefalógrafos.
- [4] Associação Brasileira de Normas Técnicas (ABNT), 2013, ABNT NBR IEC 60601-2-27: 2013 – Parte 2: Requisitos particulares para a segurança básica e o desempenho essencial dos equipamentos de monitoração eletrocardiográfica.
- [5] Associação Brasileira de Normas Técnicas (ABNT), 2014, ABNT NBR IEC 60601-2-30: 1997 – Parte 2: Prescrições particulares para a segurança de equipamento para monitorização automática e cíclica da pressão sanguínea indireta (não invasiva).
- [6] Associação Brasileira de Normas Técnicas (ABNT), 2014, ABNT NBR IEC 60601-2-31: 2014 – Parte 2: Requisitos particulares para a segurança básica e o desempenho essencial dos marca-passos cardíacos externos com alimentação elétrica interna.
- [7] Associação Brasileira de Normas Técnicas (ABNT), 2014, ABNT NBR IEC 60601-2-34: 2014 – Parte 2: Requisitos particulares para a segurança básica e o desempenho essencial dos equipamentos invasivos de monitoração da pressão sanguínea .
- [8] Mark A. Swihart. Inductor Cores – Material and Shape Choices. Spang & Co, Pittsburgh, Pennsylvania USA.

ANÁLISE DAS FASES DA MARCHA UTILIZANDO SENSORES INERCIAIS

J. T. D. Alves, E. L. Cavalcante, A. V. M. Inocêncio, E. G. Lima, E. A. B. Santos, C. R. L. Moraes, P. A. O. Morais e M. A. B. Rodrigues.

Grupo de Pesquisa em Engenharia Biomédica - Universidade Federal de Pernambuco, Recife-PE, Brasil
e-mail: jamine_tuanne@yahoo.com.br

Resumo: A marcha humana é uma atividade complexa, visto que envolve uma ação coordenada do sistema neural e da atuação dos músculos, por isso sua análise e compreensão é de fundamental importância para detecção e prevenção de doenças. O sistema de análise de marcha consiste em um conjunto de instrumentos sincronizados que quando posicionado corretamente enviam dados que serão analisados pelo profissional de saúde. Este trabalho teve como objetivo identificar o comportamento dos sensores inerciais relacionado a cada fase da marcha. Foram realizados testes de marcha em adultos saudáveis, utilizando-se dois acelerômetros tri-axiais e uma câmera para filmagem dos movimentos a serem realizados. A filmagem foi realizada de forma síncrona com a coleta dos dados. O movimento realizado foi uma caminhada, primeiramente com os acelerômetros posicionados na face anterior da perna e da coxa direita e depois com os acelerômetros posicionados na face lateral da perna e da coxa direita. Com uma análise geral dos gráficos obtidos, juntamente com vídeos dos movimentos, pôde-se concluir que o posicionamento adequado do acelerômetro é na face anterior da perna, com leitura do eixo vertical. Em uma análise mais detalhada do gráfico escolhido, pôde-se verificar as fases de pré-balanço, de balanço, de apoio e de apoio médio da marcha.

Palavras-chave: Análise de marcha, acelerômetro, fases da marcha.

Abstract: The human gait is a complex activity, since it involves a coordinated action of the neural system and the performance of the muscles, so your analysis and understanding is of fundamental importance for the detection and disease prevention. The gait analysis system consists of a set of instruments synchronized when positioned properly send data to be analyzed by health professionals. This study aimed to identify the behavior of inertial sensors related to each phase of gait. Gait tests were performed in healthy adults using two triaxial accelerometers and a camera for filming the movements to be performed. Filming was done synchronously with the data collection. The move made was walking, first with accelerometers positioned in the anterior face of the leg and right thigh and then with accelerometers positioned on the side of the leg and right thigh. With an overall analysis of the graphics obtained, along with videos of the movements, it could be concluded that the proper positioning of the

accelerometer is on the anterior side of the leg, with reading the vertical axis. In a more detailed analysis of the selected graphic, it was observed the phases of pre-swing, balance, support and medium gait support.

Keywords: Gait analysis, accelerometer, gait phases.

Introdução

A marcha é uma atividade complexa que envolve interação de muitas das principais articulações do corpo humano. O objetivo primário da locomoção é a simples translação do corpo de um ponto para outro mantendo a postura estável, contudo é preciso de uma quantidade significativa de dados para analisar o ciclo completo do movimento. A sucessão de movimentos que se verifica entre o contato inicial de um pé no solo e o ponto que o mesmo pé volta a tocar o solo é definido como ciclo da marcha [1]. Apoio e balanço são as duas fases da marcha, sendo o apoio o termo utilizado para designar todo o período durante o qual o pé está em contato com a superfície [2]. A fase oscilante ou de balanço dura cerca de 40% do tempo do ciclo e é nesta etapa que ocorre a progressão do membro. O término desta etapa é quando o pé entra em contato com o solo novamente.

A fase de apoio é composta pelo contato inicial, resposta da carga, apoio médio, apoio terminal e pré-balanço. A fase de balanço pode ser dividida em balanço inicial, balanço médio e balanço final. As fases estão ilustradas na Figura 1.

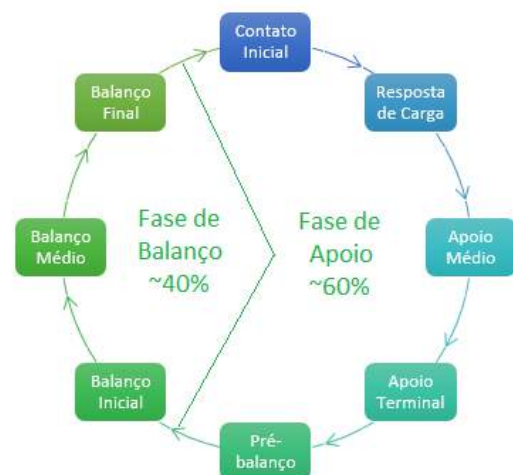


Figura 1: Eventos que ocorrem nas fases de apoio e oscilante da marcha [3].

Os sensores inerciais são utilizados em situações que é necessário perceber os efeitos da ação de forças que provocam uma mudança no estado inercial de sistemas. No caso da análise da marcha, sensores do tipo acelerômetros e giroscópios são utilizados para analisar o ciclo do movimento e possíveis anomalias no andar do indivíduo.

O mapeamento da marcha quando combinado com a criação de modelos matemáticos constituem ferramentas eficientes na aplicação de técnicas de previsão e correção da marcha de um indivíduo.

A pesquisa visou a aquisição do sinal dos acelerômetros durante a marcha de um indivíduo e a análise para a distinção das fases da marcha.

Materiais e métodos

O presente estudo foi desenvolvido pelo Grupo de Pesquisa em Engenharia Biomédica da Universidade Federal de Pernambuco – UFPE e previamente aprovado pelo Comitê de Ética em pesquisa da mesma instituição, com o CAAE de nº 55850616.1.0000.5208.

Para a realização desse trabalho foi utilizada uma placa eletrônica de aquisição de dados capaz de fazer a leitura e processamento de sinais de acelerometria e giroscopia. Dois acelerômetros tri-axiais, que também realizam a função de giroscópio, enviam os sinais captados para a placa, para então serem processados.

Ao fixar os acelerômetros em pontos estratégicos do corpo do indivíduo, o sistema gera sinais que representam os parâmetros necessários para análise do movimento da marcha humana.

A placa de aquisição, mostrada na Figura 2, é composta por 3 circuitos distintos: o de instrumentação, processamento e transmissão de dados. O circuito de instrumentação além de fazer aquisição de dados dos sensores inerciais, também foi projetado para realizar medições de sinais EMG, no entanto, este trabalho apenas os dados dos sensores inerciais serão tratados.



Figura 2 - Placa de aquisição com módulo *Bluetooth* integrado (placa superior) e placa amplificadora do sinal (placa inferior).

A unidade de processamento utilizada no sistema foi o microcontrolador MSP430G2553, da *Texas Instrument* [4]. Este foi escolhido por apresentar baixo consumo de energia, conversores A/D com resolução de 10 bits e as comunicações *I2C* (*Inter-Integrated Circuit*) e *UART* (*Universal Asynchronous Receiver/Transmitter*), necessárias para a conexão com o módulo *Bluetooth* e os sensores inerciais.

Para realizar a comunicação com a Interface Humano-Computador, optou-se por realizar transmissão de dados sem fio utilizando um dispositivo com protocolo *Bluetooth 2.0*. Este tipo de protocolo foi desenvolvido para trabalhar com baixo consumo de energia e baixo alcance, podendo alcançar até 50 metros dependendo da potência utilizada. Sendo assim a melhor escolha para aplicação neste projeto. Além disso, os dispositivos de *Bluetooth* trabalham na faixa de frequência *ISM* (*Industrial, Scientific, Medical*), oferecem taxa de transmissão relativamente alta (3Mbits/s para o *Bluetooth 2.0*), e trabalham de modo pareado (ou emparelhado) com os dispositivos, garantindo assim uma transmissão segura de dados.

A Figura 3 mostra os acelerômetros que foram utilizados durante os testes conduzidos em laboratório. Trata-se do MPU6050, da *InvenSense*[5]. Em um único módulo tem-se um acelerômetro e um giroscópio, ambos tri-axiais e usando tecnologia *MEMS* (*Microelectromechanical Systems*), tendo ao todo 6 graus de liberdade (6DOF). Possui alta resolução, pois conta com um conversor A/D de 16-bits e captura os sinais para os eixos X, Y e Z simultaneamente. Além disso é um dispositivo de baixo consumo e oferece comunicação serial *I2C*, diminuindo assim o número de fios conectados ao dispositivo e facilitando o trabalho no momento da aquisição.

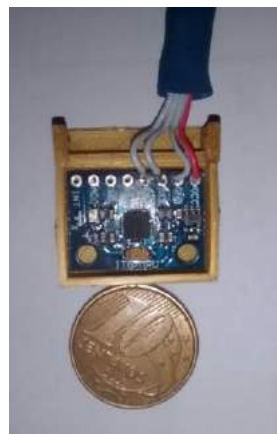


Figura 3 – MPU6050: Módulo acelerômetro e giroscópio tri-axiais.

Para a utilização deste equipamento na identificação da marcha normal de um indivíduo, foram realizados testes com os acelerômetros fixados nas posições:

- Teste 1: Acelerômetro 1 fixado na face anterior da perna e Acelerômetro 2 fixado na face anterior da coxa;

- Teste 2: Acelerômetro 1 fixado na face lateral da perna e Acelerômetro 2 fixado na face lateral da coxa.

O acelerômetro fixado na face anterior ou lateral da coxa foi posicionado em uma distância média entre as articulações. Já o acelerômetro fixado na face anterior ou lateral da perna foi posicionado mais próximo ao joelho.

Os testes 1 e 2 foram realizados no saguão do 4o andar do Centro de Geociências e Tecnologia da Universidade Federal de Pernambuco. Três voluntárias participaram dos testes, as mesmas com idade média de 27,3 anos, peso médio de 57kg e altura média de 1,65m. Elas não apresentam patologias que interfiram na marcha.

O software Matlab® foi utilizado para plotar os gráficos dos três eixos obtidos de cada acelerômetro nos testes citados. Esses gráficos, a princípio, ajudam a classificar o posicionamento e os eixos dos acelerômetros que mais se adequam para a identificação das fases da marcha utilizando acelerometria.

Cada teste realizado foi filmado para que os movimentos da marcha pudessem ser observados durante a identificação de suas fases. Para isso, a câmera foi controlada pelo *firmware* desenvolvido, que associa a gravação dos dados com a filmagem dos movimentos, garantindo o sincronismo.

As marchas realizadas nos testes tiveram o ritmo de caminhada, sem controle da velocidade.

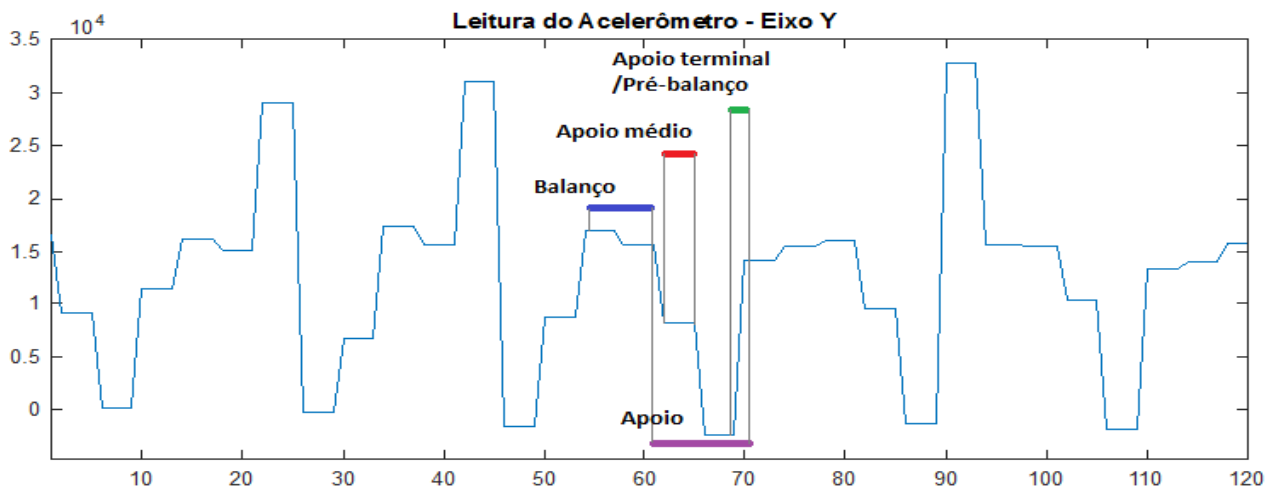


Figura 4: Identificação das fases da marcha em leitura de acelerometria.

Resultados

Dentre os testes realizados, foi escolhido o Teste 1, em específico o eixo Y do acelerômetro 1, para ser fixado na face anterior da perna, a ser utilizado para a identificação das fases da marcha normal (ver Figura 4). O eixo Y, da forma que foi posicionado na perna, corresponde aos dados de aceleração no sentido vertical do movimento. Já os eixos X e Z do acelerômetro 1, que apresentam valores referentes aos movimentos na horizontal, não apresentam uma regularidade ou uma característica evidente correspondente ao movimento, como é o caso do gráfico obtido do eixo Y. O teste 2, por sua vez, devido os acelerômetros serem fixados na lateral da perna, também foi desconsiderado na análise, também por não apresentarem regularidade e correspondência notável aos movimentos (ver Figura 5).

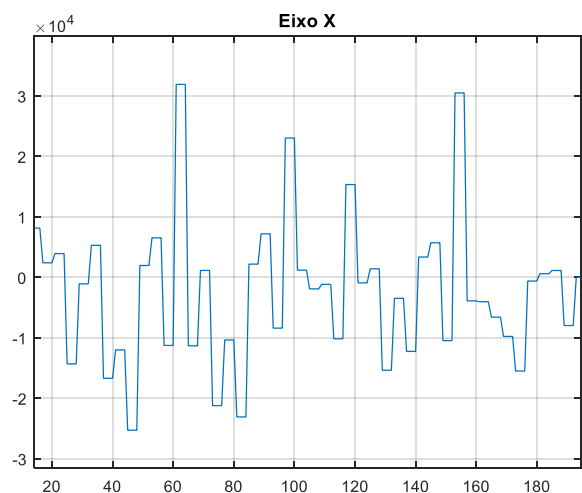


Figura 5: Leitura de acelerometria do eixo X, no teste 2.



Figura 6: Voluntária realizando teste de identificação das fases da marcha por acelerometria.

A Figura 4 apresenta o gráfico do eixo Y do Acelerômetro 1 durante o Teste 1, com a identificação das fases da marcha. As fases que foram identificadas foram a de balanço e a de apoio, sendo que nesta última fase, pode ser observado também as fases de apoio médio e apoio terminal (que coincide com o pré-balanço).

A Figura 6 mostra o Teste 1 realizado com uma voluntária que possui a marcha normal, onde os acelerômetros aparecem fixados na face anterior da perna e na face anterior da coxa.

Discussão

Ao obter os gráficos dos dois testes realizados, foi observado o comportamento dos sinais de acordo com o sentido de leitura dos acelerômetros e com seus posicionamentos no corpo do voluntário. Dentre as posições escolhidas para fixar os acelerômetros, observou-se que a face anterior da perna traduzia melhor os movimentos relacionados à realização da marcha, e os movimentos no sentido vertical podiam ser melhor identificados graficamente por sofrerem maiores alterações de intensidade e maior regularidade.

Sendo assim, o teste 1, em específico os dados do eixo Y do acelerômetro 1, foi escolhido para a análise e identificação das fases da marcha. O vídeo com as imagens deste teste foi comparado de forma síncrona com as variações correspondentes no gráfico, considerando o intervalo de tempo do teste com o intervalo de tempo da aquisição dos respectivos dados. Desta forma, foi possível identificar algumas fases da marcha.

Foi perceptível no gráfico que a aceleração aplicada na fase do pré-balanço e a desaceleração o início da fase de apoio. O apoio médio mostra a fase em que o pé está plano (nesta fase, a articulação coxofemoral se projeta verticalmente sobre o pé), seguido da desaceleração e fase final do apoio, ou pré-balanço, quando ocorre o desprendimento total do pé. [6]

Foi observado que a resolução dos dados fornecidos pelo equipamento ainda está abaixo do ideal para esta aplicação, apresentando apenas três dados a cada 50ms. Uma análise aplicada a um sinal com mais pontos de

leitura do acelerômetro poderia fornecer mais informações a respeito das fases da marcha, por apresentar mais pontos de transição relacionadas ao movimento.

As vantagens observadas neste trabalho incluem o baixo custo do equipamento utilizado para a aquisição de dados de acelerometria e sua fácil aplicação nos testes com os indivíduos em movimento, por se tratar de um equipamento sem fio.

Para uma análise mais detalhada e criteriosa das fases da marcha, uma aquisição com maior velocidade pode fornecer mais dados num mesmo intervalo de teste, pois contribui para gráficos com uma variedade maior de informações.

Conclusão

É possível concluir que um único acelerômetro fixado na face anterior da perna é suficiente para que as fases da marcha sejam identificadas, por meio da análise do seu movimento vertical. Este eixo gera um sinal com certa periodicidade e características que contribuem para a identificação dos pontos e intervalos relacionados às fases da marcha.

Referências

- [1] A. Completo e F. Fonseca, Fundamentos de Biomecânica Músculo-Esquelética e Ortopédica, Publindústria, 2011.
- [2] PERRY, J. Análise de Marcha, v. 1, 2 e 3: Marcha patológica. Barueri; SP; Manole; 2005.
- [3] M. V. Martins, Análise do movimento humano, Escola Superior de Tecnologia e Gestão do Instituto Politécnico de Portalegre, Portalegre, 2009.
- [4] MSP430G2553 datasheet. Texas Instruments [internet]. 2013 May [cited 2016 Mar 10]. Available from: <http://www.ti.com/>.
- [5] MPU6050 datasheet. Invensense. 2013 Aug [cited 2016 Mar 10]. Available from: <http://www.invensense.com/>.
- [6] SIZÍNIO, Herbert. Ortopedia e Traumatologia: princípios e prática. 4.ed. Porto Alegre: Artmed, 2009.

PROPOSTA DE AVALIAÇÃO DA CAPACIDADE DE DISCRIMINAÇÃO SENSORIAL A DIFERENTES ESTÍMULOS ELÉTRICOS SENOIDAIS

J. Bispo*, W. A. de Paula*, C. C. Santos-Couto-Paz** e H. R. Martins***

*Pesquisador Voluntário – NEPEB/UFMG, Belo Horizonte, Brasil

** Programa de Pós-Graduação em Ciências e Tecnologia em Saúde, UnB, Brasília, Brasil

***Coordenador do Lab. de Instrumentação Biomédica – NEPEB/UFMG, Belo Horizonte, Brasil
e-mail: henriquerm@gmail.com

Resumo: Diferentes tipos de abordagens têm sido sugeridos para avaliar o comprometimento sensorial em indivíduos com ou sem acometimentos neurológicos. Entretanto, grande parte das avaliações sensoriais incluem medidas de difícil controle devido às características do estímulo que é, na maioria dos estudos, de origem tátil. Dessa maneira, este estudo objetivou avaliar, de forma quantitativa, a capacidade de discriminação sensorial em sujeitos sem comprometimento neurológico, utilizando uma nova interface gráfica compatível com o sistema NEUROSTIM. Participaram deste estudo 10 indivíduos, com limiar sensorial a 2.000Hz, 250Hz e 5Hz de $1.631,2 \pm 294,9 \mu\text{A}$, $546,7 \pm 87,7 \mu\text{A}$ e $354,0 \pm 142,4 \mu\text{A}$, respectivamente. O procedimento de avaliação incluiu 3 etapas: determinação do limiar sensorial, treinamento do voluntário com os estímulos e testes de discriminação. Para o teste de discriminação, foram selecionadas as frequências 2000Hz (estímulo A) e 5Hz (estímulo B). Além disso, foram inseridos três distratores: sem estímulo, com 1,2 vezes e 1,5 vezes o limiar sensorial à frequência 250Hz e calculada a porcentagem de acertos. Após análise, pode-se observar que foi possível executar a metodologia proposta e que os indivíduos apresentaram maior dificuldade para discriminação com o uso do distrator à 250HZ, com 1,5 vezes o limiar sensorial. A partir da análise dos resultados, foi possível sugerir o uso desta metodologia para estudos de avaliação sensorial e cognição em pacientes com lesões neurológicas centrais e periféricas.

Palavras-chave: Eletroestimulação Somatossensorial, Discriminação sensorial, Lesões neurológicas centrais.

Abstract: Different approaches have been suggested to evaluate the sensory impairment in subjects with or without neurological impairment. However, many experiments are using subjective ways to evaluate these features because the stimuli applied are, most often, from tactile origin. In this way, this study aimed to evaluate quantitatively the sensory discrimination of patients with no established neurological impairment. The study included 10 subjects with sensory threshold (ST) at 2.000 Hz, 250 Hz and 5 Hz of $1,631.2 \pm 294.9 \mu\text{A}$, $\pm 546.7 \pm 87.7 \mu\text{A}$ and $354.0 \pm 142.4 \mu\text{A}$, respectively. The evaluation process had 3 stages: determination of ST, stimuli perceptions training and discrimination tests. For the discrimination test was selected the frequencies 2.000 Hz (stimulus A) and 5 Hz (stimulus B). Further,

were introduced three distractors: no stimulus, 1.2 and 1.5 times the sensory threshold at 250 Hz frequency. Finally, was calculated the percent of right answers. After analysis, it was noticeable that proposed methodology can be applied and subjects had more difficult discriminating 250 Hz stimulus with 1.5 times the sensory threshold. Due this analysis, was possible to suggest the use of the methodology for study sensory evaluation and cognition with patients with central and peripheral neurological injuries.

Keywords: somatosensory electrical stimulation, Sensorial Discrimination, neurological injuries.

Introdução

A avaliação do comprometimento sensorial tem sido constantemente realizada em indivíduos com lesões neurológicas, seja para identificar o nível e a extensão do comprometimento ou para verificar a influência da alteração sensorial sobre o comportamento motor desses indivíduos. Dessa maneira, comumente têm sido utilizados os Monofilamentos [1], teste de discriminação entre dois pontos [2] e a estimulação elétrica [3] para avaliação de comprometimento sensorial. Além disso, a estimulação elétrica tem sido utilizada em estudos com próteses neurais [4] e em pacientes com lesão medular [5].

De acordo com os estudos de Pimentel et al. (2006)[3], diferentes frequências de correntes elétricas senoidais evocam diferentes percepções sensoriais. No entanto, não existem na literatura estudos que avaliem a capacidade de discriminação desses diferentes estímulos em indivíduos acometidos por doenças relacionadas ao sistema nervoso central (SNC).

A avaliação da discriminação de correntes elétricas senoidais em diferentes frequências pode ser utilizada para avaliar a capacidade do indivíduo em interpretar e entender os estímulos sensoriais. Dessa maneira, poderá facilitar o entendimento sobre a avaliação da percepção sensorial de indivíduos com diferentes comprometimentos neurológicos, incluindo aqueles com lesão no SNC. Além disso, essa nova metodologia de avaliação poderá ser utilizada como medida de desfecho para intervenções terapêuticas específicas relacionadas ao déficit sensorial e perceptual.

Desta maneira, o objetivo deste estudo foi avaliar a capacidade de discriminação sensorial a estímulos elétricos senoidais em diferentes frequências, em sujeitos

sem comprometimento do SNC. Para a execução deste objetivo, foi produzida uma nova metodologia de avaliação, utilizando um novo software de interface gráfica associado ao sistema NEUROSTIM [6].

Materiais e métodos

Foi realizado um estudo transversal observacional, com o objetivo de verificar a capacidade de indivíduos, sem comprometimento neurológico, de discriminarem percepções sensoriais quanto estimulados em diferentes frequências de correntes senoidais.

O projeto foi aprovado pelo Comitê de Ética da Universidade Federal de Minas Gerais (UFMG) inscrito sob o número 0722.0.203.000-11. Os voluntários foram previamente instruídos sobre os objetivos e procedimentos do estudo e, após a assinatura do termo de consentimento livre e esclarecido, foi iniciado o protocolo de coleta. Os procedimentos foram realizados no Laboratório de Engenharia Biomédica da Universidade Federal de Minas Gerais (UFMG), durante o período de novembro de 2015 a maio de 2016.

Para a realização do protocolo de discriminação sensorial, foi utilizado o sistema NEUROSTIM [6]. O estudo incluiu 10 homens saudáveis, sem comprometimento do SNC e/ou periférico, entre 20 e 32 anos ($24,5 \pm 3,9$). Foram considerados como critérios de exclusão, indivíduos com histórico de lesões periféricas na região de estimulação e com fobia à eletroestimulação. Após a coleta dos dados demográficos, foi iniciado o procedimento para a avaliação da capacidade de discriminação sensorial. Para a realização do protocolo, foram utilizadas as frequências 5, 250 e 2.000 Hz com diferentes valores de intensidade. Todos os voluntários foram posicionados confortavelmente em uma cadeira com apoio para os braços.

Para correta estimulação, a região dorsal da mão não dominante (tabaqueira anatômica) foi primeiramente limpa com solução de álcool usando algodão. A estimulação foi aplicada com dois eletrodos de ouro de 10 mm de diâmetro a uma distância de 2cm entre eles. Os voluntários foram instruídos a ficarem relaxados, concentrados e com os olhos fechados durante os intervalos de estímulo.

O experimento foi dividido em três etapas: Etapa 1 – determinação do limiar de sensibilidade (LS) e do tempo de resposta (TR); Etapa 2 - treinamento dos voluntários com os estímulos e Etapa 3 – testes de discriminação sensorial. Na etapa 1 foi utilizada a interface gráfica já existente no sistema NEUROSTIM (figura 1) e, para as demais, foi desenvolvido um novo software (figura 2).

Na etapa 1, foi determinado o LS e o TR para as frequências de 5Hz, 250Hz e 2.000Hz de acordo com protocolo utilizado em Martins (2013)[7]. Sendo LS o menor valor de estímulo que o voluntário é capaz de perceber em uma determinada frequência e TR o tempo transcorrido entre a aplicação efetiva do estímulo e o momento em que voluntário pressiona o botão indicando que o percebeu. De acordo com Félix et al. (2009)[8] é esperado que para estímulos em 2.000Hz, que ativam

predominantemente fibras rápidas, os valores de TR sejam menores que os observados em 5Hz, que ativam tanto fibras rápidas como fibras lentas.

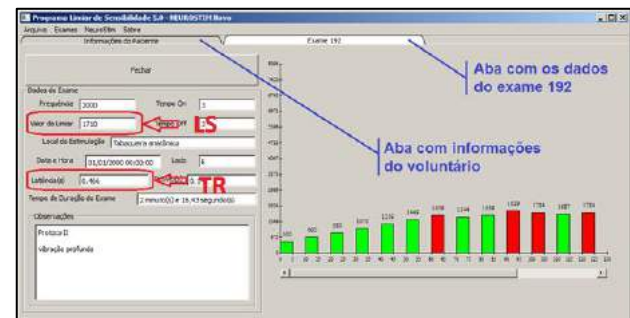


Figura 1 – Interface gráfica do sistema NEUROSTIM, utilizada para a realização da primeira etapa do experimento – identificação de LS e TR.

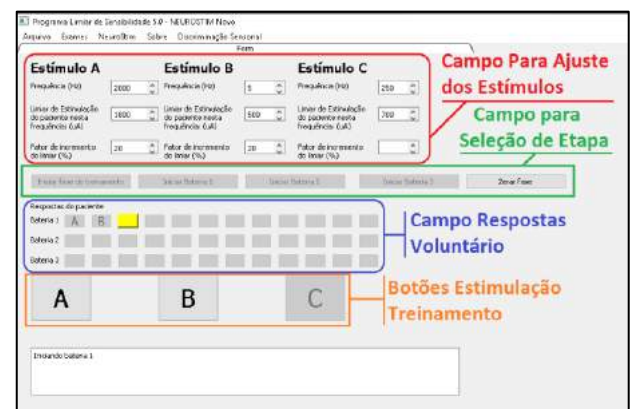


Figura 2 – Nova interface gráfica desenvolvida para realizar as etapas 2 e 3 do experimento – Treinamento e determinação dos índices de discriminação sensorial.

Na etapa 2 (treinamento), foi realizado o treinamento do voluntário, com a apresentação de dois estímulos senoidais em diferentes frequências, chamados de tipo A (2.000Hz) e tipo B (5Hz), com intensidades 20% maiores que os valores de LS encontrados na etapa 1. Os estímulos foram apresentados na seguinte seqüência: 3 estímulos tipo A, seguidos de 3 estímulos do tipo B, e, por fim, mais 3 estímulos de cada tipo, apresentados alternadamente. Foi respeitado um intervalo mínimo de 10s entre cada estimulação.

Na etapa 3, os testes de discriminação sensorial foram executados. Para isso, foram realizadas três baterias de estimulação com 12 estímulos cada, sendo 4 estímulos do tipo A (a $1,2 \times LS$), 4 do tipo B (a $1,2 \times LS$) e 4 distratores (terceiro tipo de estímulo, ainda desconhecido ao voluntário, e que foram chamados de tipo C) apresentados aleatoriamente pelo novo software do sistema (duplo-cego). A cada estímulo apresentado, o voluntário foi incentivado a indicar qual tipo havia sido aplicado, sendo o referido relato inserido no campo apropriado do software do sistema (figura 3).

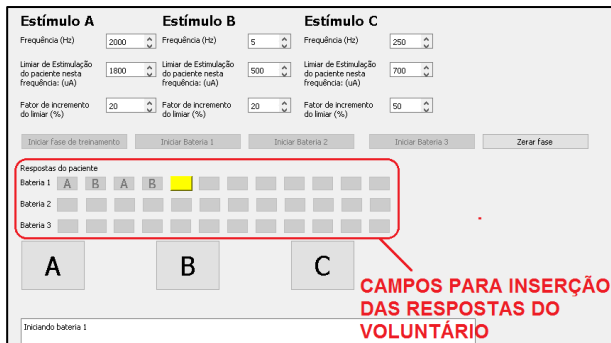


Figura 3 – Nova interface gráfica desenvolvida. Campo de inserção do tipo de estímulo relatado pelo voluntário.

Ao final de cada bateria, o software do sistema calculou o índice de acertos (em %), indicando quais foram os erros com letras vermelhas (figura 4). A diferença entre uma bateria e outra foi apenas o tipo de distrator utilizado. Na primeira bateria, o distrator foi um estímulo placebo, ou seja, não era aplicada nenhuma estimulação. Na segunda bateria, o distrator utilizado foi um estímulo de 250Hz com intensidade de 1,2xLS. E, finalmente, na terceira bateria o distrator foi um estímulo de 250Hz com intensidade de 1,5xLS. A cada estímulo apresentado, o voluntário era orientado a responder qual tipo havia percebido A, B ou C, sendo C qualquer estímulo diferente de A e B. Nessa etapa, também foi respeitado o intervalo mínimo de 10s entre cada estimulação.

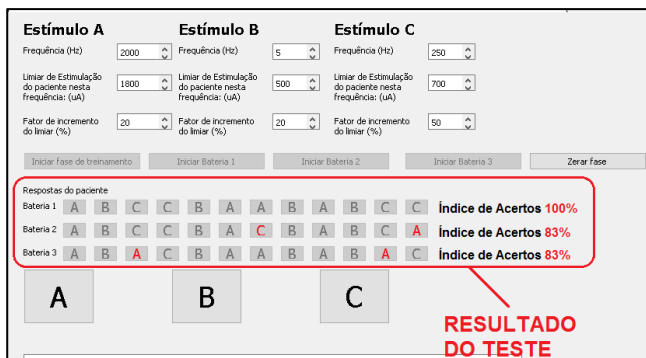


Figura 4 – Tela apresentada ao final das três baterias de estimulação executadas da Etapa 3.

Resultados

Participaram deste estudo, 10 indivíduos sem alteração sensorial (LS), que apresentaram limiar sensorial a 2.000 Hz (LS A) igual a $1.631,2 \pm 294,9 \mu\text{A}$; a 5 Hz (LS B) igual a $354,0 \pm 142,4 \mu\text{A}$ e a 250Hz (LS C) igual a $546,7 \pm 87,7 \mu\text{A}$ e tempo de resposta (TR) a 2.000 Hz (TR A) igual a $0,69 \pm 0,18 \text{ s}$; a 5 Hz (TR B) igual a $1.02 \pm 0,26 \text{ s}$ e a 250Hz (TR C) igual a $0,78 \pm 0,15 \text{ s}$. A caracterização da amostra é apresentada na Tabela 1, sendo apresentados os valores de LS e TR para as três frequências utilizadas no estudo (5, 250 e 2.000 Hz), para cada indivíduo.

Tabela 1 – Caracterização da Amostra

Indiv.	Idade	LS A	TRA	LS B	TRB	LS C	TR C
1	25	1845	1,084	365	1,399	595	0,917
2	20	1204	0,562	351	0,822	476	0,612
3	24	1394	0,698	284	1,295	476	0,823
4	20	1797	0,557	371	0,706	603	0,746
5	25	1995	0,611	270	1,048	595	0,692
6	27	1623	0,535	527	0,685	595	0,558
7	36	1821	0,852	230	1,189	642	0,987
8	32	1244	0,832	318	1,232	619	0,975
9	24	1426	0,609	170	1,098	366	0,665
10	23	1963	0,601	654	0,755	500	0,835
Média	25,6	1631,2	0,69	354,0	1,02	546,7	0,78
DP	5,02	294,9	0,18	142,4	0,26	87,7	0,15

As tabelas 2, 3 e 4 apresentam os resultados da etapa 3 obtidos nas baterias 1, 2 e 3, respectivamente. As tabelas incluem os índices de acerto para cada tipo de estímulo, que indicam, por exemplo, quantos dos 4 estímulos do tipo A, aplicados naquela bateria, o voluntário foi capaz de identificar corretamente (esses números serão múltiplos de 25). Além disso, a tabela trás os índices gerais de acerto naquela bateria. Ou seja, indicam quantos dos 12 estímulos aplicados o voluntário foi capaz de identificar corretamente.

A partir da análise da tabela 2, pode-se observar que os indivíduos, quando o estímulo distrator foi a ausência de estímulo elétrico, apresentaram, em média, 96,7% acerto. Entretanto, ao se adicionar um estímulo distrator com outro estímulo (250Hz) a 1,2xLS, não houve redução significativa da taxa de acerto (média de 90%), mas, quando o distrator foi definido como 1,5xLS, houve redução da taxa de acerto (média de 62,5%).

Tabela 2 – Resultados obtidos na bateria 1

Indiv.	acertos A(%)	acertos B(%)	% acertos C(%)	% geral
1	50	75	100	75
2	100	100	100	100
3	75	100	100	91,7
4	100	100	100	100
5	100	100	100	100
6	100	100	100	100
7	100	100	100	100
8	100	100	100	100
9	100	100	100	100
10	100	100	100	100
Média	92,5	97,5	100	96,7
Máx.	100	100	100	100
Mín.	50	75	100	75

Tabela 3 – Resultados obtidos na bateria 2

Indiv.	% acertos A	% acertos B	% acertos C	% geral
1	100	100	75	91,7
2	100	100	0	66,7
3	75	50	100	75,0
4	100	100	100	100
5	100	100	75	91,7
6	75	100	100	91,7
7	100	100	75	91,7
8	100	100	100	100
9	100	100	75	91,7
10	100	100	100	100
Média	94,4	94,4	80,6	90
Máx.	100	100	100	100
Mín.	75	50	0	66,7

Tabela 4 – Resultados obtidos na bateria 3

Indiv.	% acertos A	% acertos B	% acertos C	% geral
1	75	50	100	75
2	100	100	75	91,7
3	50	50	25	41,7
4	0	75	75	50
5	100	100	100	100
6	25	50	50	41,7
7	50	100	25	58,3
8	75	100	100	91,7
9	75	25	75	58,3
10	75	100	0	58,3
Média	63,9	72,2	66,7	62,5
Máx.	100	100	100	100
Mín.	0	25	0	0

Discussão

O objetivo deste estudo foi verificar a capacidade de discriminação sensorial a estímulos elétricos em indivíduos sem comprometimento neurológico. Até o momento, não foram encontrados estudos que tenham avaliado a capacidade de realização de discriminação sensorial a estímulos elétricos. A capacidade de discriminação pode ser utilizada para verificar aspectos relacionados ao processamento de informações sensorial ou cognitiva em indivíduos com migrânea [9], dentre outros. Citaker et al. (2011)[10] realizaram estudos com indivíduos com esclerose múltipla e analisaram a relação entre diferentes estímulos táteis e a manutenção da postura de pé [10]. A maioria dos estudos prévios utilizaram estímulos táteis para a realização desta avaliação, o que pode dificultar o controle sobre as variáveis relacionadas às características do estímulo, incluindo intensidade e tempo de estimulação.

A partir da análise da caracterização da amostra, pôde-se observar que os indivíduos não apresentam alteração sensorial, uma vez que os valores de limiar sensorial nas três frequências são similares àqueles descritos na literatura [11].

A partir da análise da taxa de acerto, durante as três baterias de estimulação, foi possível identificar que os indivíduos tiveram mais dificuldade em discriminar os estímulos quando o distrator foi 250 Hz a 1,5xLS, tendo sido sistematicamente confundido com o estímulo tipo A. Tal achado aponta para a não usabilidade desse tipo de distrator. Já os outros distratores se mostraram promissores e os valores dos índices de discriminação sensorial, para as baterias 1 e 2, foram consideravelmente elevados como esperado. Novos estudos precisam ser realizados para verificar a confiabilidade e aplicabilidade clínica desse tipo de protocolo de investigação de capacidade de discriminação sensorial. Esse tipo de protocolo poderá facilitar a avaliação sensorial para acompanhar a evolução de diferentes tipos de intervenções terapêuticas baseadas em recuperação da função sensorial periférica ou em estudos que avaliam indivíduos com déficit de atenção ou alteração cognitiva.

Conclusão

O presente estudo avaliou a capacidade de discriminação sensorial de sujeitos saudáveis utilizando um novo software de interface gráfica associado ao sistema NEUROSTIM, permitindo, assim, a inclusão de mais uma metodologia de avaliação sensorial ao sistema.

Os resultados encontrados apontam para a usabilidade do equipamento como ferramenta de avaliação do Sistema Nervoso Central e Periférico. Desta maneira, é possível que esse novo software e essa nova metodologia possam ser utilizados para avaliar a capacidade de discriminação sensorial de indivíduos com diferentes comprometimentos sensoriais.

Agradecimentos

Agradecemos à FAPEMIG, FINEP, CNPq e CAPES pelo apoio financeiro.

Referências

- [1] Guclu-Gunduz A1, Citaker S, Nazliel B, Irkeç C. Upper extremity function and its relation with hand sensation and upper extremity strength in patients with multiple sclerosis. *NeuroRehabilitation*. 2012; 30 (4): 369-74.
- [2] Catley, Mark J., et al. Assessing tactile acuity in rheumatology and musculoskeletal medicine—how reliable are two-point discrimination tests at the neck, hand, back and foot?. *Rheumatology* 52.8 (2013): 1454-1461.
- [3] Pimentel JM, Petrillo R, Vieira MMF et al. Perceptions and electric sensory current stimulation. *Arq Neuropsiquiatr* 2006;64(1):10-13.
- [4] Rattay F, Resatz S, Dimitrijevic MR et al. Mechanisms of electrical stimulations with neural prosthesis. *Neuromodulation*. 2003; 6(1):42–56.
- [5] Gorman PH. An update on functional electrical stimulation after spinal cord injury. *Neurorehabil Neural Repair*; 2000. 14:251–263.
- [6] Martins HR. Sistema para o estudo do limiar de percepção de corrente elétrica com forma de onda arbitrária. Dissertação [Mestrado em Engenharia] - UFMG, PPGE, Belo Horizonte, 2008. 120 p.
- [7] Martins HR. Sistema para avaliação de fibras nervosas periféricas utilizando corrente elétrica senoidal: estudo de caso em hanseníase. Tese [Doutorado em Engenharia] - UFMG, PPGE, Belo Horizonte, 2013. 128 p.
- [8] Félix EPV, Giuliano LM, Tierra-Criollo CJ et al. Sensations and reaction times evoked by electrical sinusoidal stimulation. *Elsevier Mansson - Clinical Neurophysiology*, v. 39, p. 283-290, Outubro 2009. ISSN DOI: 10.1016/j.neucli. 2009.10.001.
- [9] Boran HE, Cengiz B, Bolay H. Somatosensory temporal discrimination is prolonged during migraine attacks. *Headache*; 2016 Jan;56(1):104-12.
- [10] Citaker S1, Gunduz AG, Guclu MB, Nazliel B, Irkeç C, Kaya D. Gait Posture. Relationship between foot sensation and standing balance in patients with multiple sclerosis. 2011 Jun;34(2):275-8.
- [11] Galvão M. L. [et al.]. Determinação do limiar de percepção de corrente elétrica em uma amostra de voluntários normais [Artigo] // *Neuropsiquiatria*. - 2005. - 63 : Vols. 2-A. - pp. 289-293.

INDUÇÃO DE SUDORESE COM CORRENTES CONTÍNUA PULSADA: CAPACITÂNCIA E DEFASAGEM TENSÃO-CORRENTE

V. A. L. da Gama**, C. C. Barbante***, C.C.S. Gomes****, J. D. Ribeiro****, M. F. Servidoni****, F. U. Vieira Junior*,***, E. T. Costa*,**-

*Centro de Engenharia Biomédica – CEB/UNICAMP, Campinas, Brasil

**Departamento de Engenharia Biomédica – DEB/FEEC/UNICAMP, Campinas, Brasil

***Instituto Federal de São Paulo – IFSP, Campinas, Brasil

****Centro de Investigação em Pediatria – CIPED/UNICAMP, Campinas, Brasil

e-mail: veruskaacioli@gmail.com

Resumo: A Fibrose Cística (FC) é uma doença genética que afeta as funções de secreção das células epiteliais de vários órgãos, gerando assim diversas comorbidades que culminam em morte. O teste diagnóstico mais fidedigno é a análise iônica quantitativa do suor produzido através da estimulação (Iontoforese) por pilocarpina. Apresenta-se neste trabalho a análise preliminar dos dados (corrente e tensão na interface eletrodo-pele) captados por versão própria de equipamento indutor de sudorese (EES200). Este dispositivo permite a estimulação por meio de corrente contínua constante ou corrente contínua pulsada, com frequência variando de 100 a 3000 Hz. São mostradas as novas características do protótipo desenvolvido que contém nova versão de fonte de corrente controlada e novo *firmware* que permite a aplicação de diversas formas de onda de corrente estimulatória, medição e arquivamento das formas de onda de corrente e tensão simultaneamente na interface eletrodo-pele. Verificou-se que a defasagem tensão-corrente inerente à interface eletrodo-eletrólito-pele diminui ao longo do tempo de estimulação.

Palavras-chave: fibrose cística, iontoforese, defasagem tensão-corrente.

Abstract: *Cystic Fibrosis is a genetic disorder that affects the normal function of epithelial cells, producing a variety of comorbidities that end up in death. The most reliable diagnostic test is the quantitative ionic analysis from the sweat produced by stimulation (iontophoresis) with pilocarpine. This article shows a preliminary data (current and voltage detected at the interface electrode-skin) that were obtained with our developed sweat inducer (EES200). This device allows skin stimulation with constant direct current or pulsed direct current, with frequency changing between 100 to 3000 Hz. We show the new characteristics of the developed prototype containing new controlled current source and new firmware that allow the application of different current waveforms and the simultaneous measurement and storage of voltage and current waveforms at the electrode-skin interface. We have observed that the intrinsic voltage-*

current phase difference diminish with time of stimulation.

Keywords: *Cystic Fibrosis, iontophoresis, voltage-current phase difference.*

Introdução

A Fibrose Cística (FC) é uma doença hereditária autossômica recessiva, que causa disfunção da proteína transmembrana ‘*Cystic Fibrosis Transmembrane Conductance Regulator*’ (CFTR). Essa proteína atua regulando a passagem de íons cloreto (Cl⁻) através da membrana celular [1].

A incidência da FC varia bastante entre populações do mundo, sendo que no Brasil é estimado 1 caso a cada 6.902 nascidos vivos. Mesmo entre regiões do Brasil, existem variações muito grandes na incidência dessa doença. Por exemplo, no Rio Grande do Sul, há 1 caso a cada 1.587 nascimentos enquanto em São Paulo a incidência é de 1 caso em 32.258 [2].

O método considerado padrão-ouro no diagnóstico da FC é a iontoforese com pilocarpina [3][4]. Esta técnica é baseada na aplicação de corrente elétrica de baixa intensidade de forma a impulsionar a liberação de fármacos e eletrólitos através das membranas biológicas [5].

O uso da corrente contínua constante (CCC) pode resultar em polarização do eletrodo durante a estimulação, devido ao efeito capacitivo do conjunto eletrodo-gaze-pele, e reduzir a eficiência da administração iontoforética, proporcional ao tempo de aplicação da corrente, pelo aumento da impedância do conjunto. Os efeitos desta polarização podem ser minimizados pela utilização da corrente contínua pulsada (CCP) [6][7].

Apresentamos, em trabalhos anteriores, resultados de protótipos que permitiam a aplicação de corrente elétrica para auxiliar na indução de suor [8][9]. Estes equipamentos foram modificados (hardware e software), alterando-se a forma de aplicação e controle da corrente, medição e armazenamento de corrente e tensão no ponto de aplicação (interface eletrodo-pele) e de fontes de alimentação do circuito.

Neste artigo, apresentam-se dados obtidos com a versão atual do equipamento e um estudo preliminar sobre a defasagem tensão-corrente observada durante aplicação de corrente contínua pulsada sobre a pele.

Materiais e métodos

Os testes foram realizados com a nova versão do equipamento descrito em trabalho anterior. Essa versão sofreu modificações em hardware e grandes alterações de software. Este dispositivo permite a estimulação por meio de CCC ou CCP, com frequência variando de 100 a 3000 Hz. A Figura 1 mostra a imagem do novo aparelho.



Figura 1: Nova versão do equipamento indutor de sudorese (EES200).

Além de promover a indução de sudorese, permitindo a posterior análise da amostra de suor, o equipamento foi desenvolvido para a aquisição simultânea das formas de onda e dos valores absolutos de tensão e corrente durante a estimulação e armazena os valores em arquivo específico para cada teste em memória flash (cartão micro SD. No modelo utilizado neste trabalho, o cartão é de 4 GBytes), conforme ilustra o conteúdo de arquivo na Figura 2. Foram realizados, nos dispositivos, diversos testes em laboratório e, atualmente, os aparelhos estão sendo enviados para diversos centros de referência em FC no Brasil (no total, 12 centros - Comitê de Ética em Pesquisa nº #80430/2012), permitindo tanto a aquisição de dados para estudos, quanto a utilização destes como dispositivos para auxiliar no diagnóstico nos centros de referência. Periodicamente, os centros participantes da pesquisa encaminham os arquivos com os dados dos testes. Estes dados são utilizados em nosso estudo sobre defasagem tensão-corrente, que nos permitirá maior entendimento sobre as características da interface eletrodo-eletrólito-pele.

Em todos os aparelhos estará disponível a estimulação utilizando CCC, porém em relação à CCP, 4 destes terão disponível apenas a forma de onda do tipo triangular, 4 outros terão apenas a forma de onda do tipo quadrada e outros 4 terão apenas a forma de onda do tipo senoidal. Desta forma, será possível

avaliar variações existentes entre os diversos tipos de forma de onda estimulatórias.

```

D01_0003 (Configuracao).TXT - Bloco de dados
Arquivo: Editar Formata Exibir Ajuda
#Modulo: D01
#Teste realizado: 0003
#Configuracao do teste
#Frequencia: 1000 [Hz]
#Forma de onda: Contínua
#Corrente: 1,00 [mA]
#Inicio dos dados
#Volts [mV]      Corrente [mA]      Tampona [ms]
747,07           0,99                800
727,54           1,01                800,09375
727,54           0,99                800,203124
712,89           0,97                800,296872
703,12           0,97                800,406248
712,89           0,97                800,5
727,65           0,96                800,609376
727,65           0,98                800,70312
742,18           0,98                800,79688
712,89           0,96                800,890624
732,42           1,01                801,015625
722,65           0,96                801,109376
727,54           0,97                801,203124
717,78           0,96                801,296872
717,78           0,96                801,406248
766,6           0,96                801,5
708,01           0,96                801,593744
737,31           0,96                801,70312
717,78           0,97                801,812496
737,31           0,97                801,906256
683,59           0,99                802
712,89           1                802,09375
727,54           0,98                802,203124
712,89           0,96                802,296872
693,35           0,96                802,406248
712,89           0,97                802,5
732,42           0,97                802,609376
712,89           0,97                802,70312
791,01           0,96                802,79688
703,12           0,97                802,890624
732,42           0,99                803,015625

```

Figura 2: Arquivo "D01_0003.txt" exemplificando os dados parciais de teste gravados em cartão de memória.

Em trabalho anterior desenvolvido por nossa equipe [7], pelo qual definimos os parâmetros utilizados neste estudo (tipo de eletrodo e eletrólito, dimensões, valores de frequência e outros), foi possível observar que a produção de suor foi mais eficiente quando aplicada corrente de 1 mA (RMS) e frequência de 1000 Hz. Portanto, inicialmente, fixou-se a frequência de todos os dispositivos em 1000 Hz (em estudos futuros serão disponibilizados outros valores) e o valor RMS de todas as correntes foi fixado em 1 mA. Todos os parâmetros podem ser alterados para uma gama maior de valores, alterando-se o software dos aparelhos.

Foram selecionados dois arquivos de teste, aleatórios que foram utilizados para se chegar aos resultados que seguem.

Resultados

Foram feitos testes em laboratório com um voluntário, com as formas de onda de tensão (em amarelo) e corrente (em azul), obtidas por meio de osciloscópio, conforme ilustra a Figura 3 (foi aplicada corrente contínua triangular com valor RMS de 1mA). É possível notar a defasagem (cerca de 160 μ s, seta vermelha na Figura 3) entre tensão e corrente e a forma de onda da tensão sofrendo distorção em sua morfologia.

Utilizando-se a ferramenta Matlab®, as formas de ondas foram reconstruídas com base nos dados dos dois arquivos selecionados previamente, sendo que cada arquivo está associado a um teste. A Figura 4 ilustra o gráfico parcial, utilizando 32 pontos (de tensão e corrente), construído a partir dos dados de dois voluntários. São sempre coletados 32 pontos a cada 0,8s a uma taxa de 10 kHz.

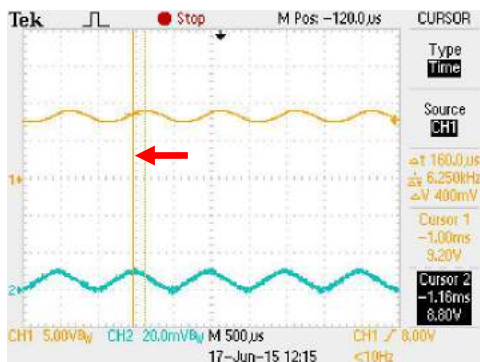


Figura 3: Ilustração de teste realizado em voluntário. Tensão (amarelo) e corrente (azul) medidas com aplicação da forma de onda triangular

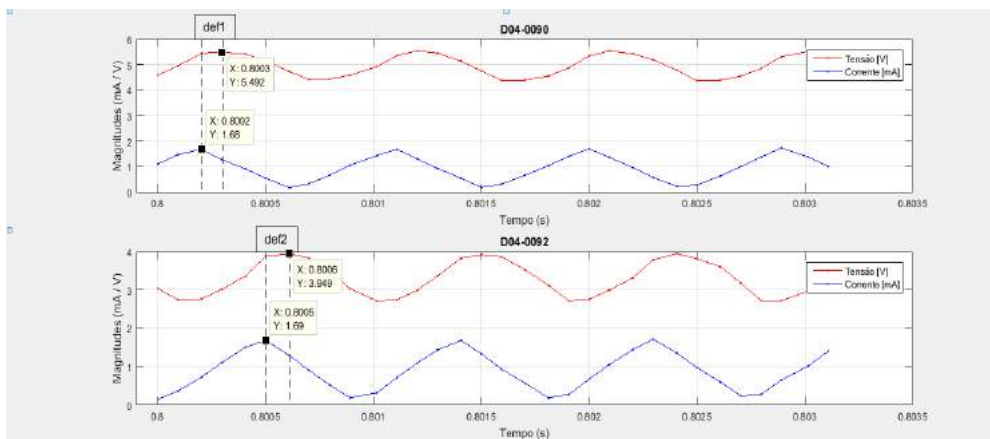


Figura 4: Formas de onda reconstruídas com o auxílio do programa Matlab®, mostrando defasagem entre picos de tensão e corrente.

Discussão

A Figura 5 mostra comparativo entre os dados obtidos da aplicação de corrente na pele de um voluntário (em verde) e em um resistor de 1000 Ω (em preto), utilizando o equipamento em estudo. Nota-se queda acentuada da tensão aplicada na pele em relação à tensão aplicada no resistor e eletrodos, aplicando-se a mesma corrente, indicando que existe um fator, além do resistivo, a desencadear queda da impedância vista como queda na tensão do sistema (corrente fixa em 1 mA RMS).

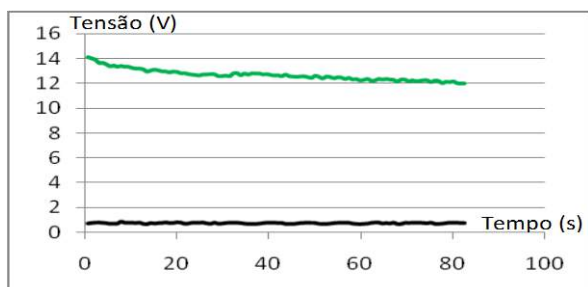


Figura 5: Gráfico de tensão comparando corrente triangular aplicada na pele (verde) e em um resistor de 1000 Ω (preto)

Por meio das figuras apresentadas (Figura 3 e 4), é possível notar a existência de defasagens entre tensão e corrente. Nota-se também que a tensão encontra-se atrasada em relação à corrente.

Tal comportamento parece implicar que, provavelmente, a impedância do conjunto eletrodo-eletrólito-pele em questão possui além do componente resistivo, também um componente capacitivo.

Levando-se em consideração o modelo de circuito resistivo-capacitivo para pele-eletródo, o qual considera, de maneira simplificada, este sistema como um circuito RC em paralelo [10][11], é possível calcular as defasagens medidas nos casos. Por meio das equações 1 e 2, chegamos aos valores de defasagem (Δt na Eq1), considerando-os como def1 e def2 que podem ser obtidos a partir das formas de onda (def1= -0,093748 ms e def2= -0,109376 ms). A frequência de ambas as formas de onda é de 1000 Hz, ou seja, possuem período de 1 ms.

$$\varphi = \frac{360^\circ \cdot \Delta t}{T} \tag{1}$$

$$\varphi_1 = \frac{360^\circ \cdot (-0,093748)}{1} = -33,7^\circ \text{ e } \varphi_2 = -39,3^\circ \tag{2}$$

Considerando a resistência do conjunto $R = 1000 \Omega$, a capacitância em cada caso será (C_1 e C_2). Para estes valores de defasagem, as capacitâncias calculadas foram de 106 pF e 131 pF, respectivamente.

Apesar de estarmos analisando os valores calculados para a defasagem de apenas um pico das ondas, observa-se que esta defasagem e o componente capacitivo naquele ponto podem ser calculados. Tais cálculos serão aplicados a todos os picos de todos os arquivos dos testes, a fim de avaliar estatisticamente defasagem no tempo, capacitância e impedância, observando mudanças entre CCC e CCP.

Utilizando-se a CCP, mesmo que a interface eletrodo-pele fique polarizada durante a fase sem estímulo e depois retorne ao estado inicial após estimulação, Bagniefski e Burnett [12] mostraram que maior despolarização pode diminuir a eficiência do transporte de drogas se a frequência de CCP for alta. Assim, existe influência da frequência sobre o sistema, motivando estudos futuros com nosso equipamento.

Estudos mostram que o uso da CCC pode resultar em polarização da interface eletrodo-pele durante a estimulação, devido ao efeito capacitivo do conjunto. Sabe-se também que a acumulação de íons na superfície gerada por esta corrente polarizada pode ser minimizada pela utilização da CCP. Devido a esse aumento da impedância quando utilizada a CCC, este tipo de corrente pode levar a maior desconforto e chance de queimaduras na pele.

Portanto, o presente estudo permitirá a comparação entre as formas de onda (CCC e CCP - triangular, quadrada ou senoidal), a fim de identificar a que apresenta menores valores de impedância. Assim, será possível avaliar variações nos resultados de tensão, corrente, volume de suor, dentre outros parâmetros, entre os diversos tipos de forma de onda, permitindo futuros paralelos entre CCC x CCP e até mesmo entre os três tipos de CCP utilizadas.

Conclusão

Dados adquiridos com versão atualizada e bastante modificada de equipamento indutor de sudorese permitiram observação da diminuição da defasagem existente entre tensão e corrente durante a estimulação com corrente contínua pulsada

Agradecimentos

Agradecemos à CAPES, pela bolsa de mestrado concedida à aluna Veruska Acioli, e ao CNPQ, pelos recursos disponibilizados para a realização deste projeto por meio dos processos 310860/2014-8 e 488014/2013-1.

Referências

- [1] Rommens, JM; Iannuzzi, MC; Kerem, B; Drumm, ML. Identification of the cystic fibrosis gene: chromosome walking and jumping. Science, Nova York, v. 245, p. 1059-65, Setembro 1989.
- [2] WHO. The molecular genetic epidemiology of cystic fibrosis: report of a joint meeting of WHO/ECFTN/ICF(M)/A/ECFS. World Health Organization. Genoa, Italy, p. 24. 2004.
- [3] Gibson, LE, Cooke, RE. A Test for Concentration of Electrolytes in Sweat in Cystic Fibrosis of the Pancreas Utilizing Pilocarpine by Iontophoresis. Pediatrics. 1959; 23(3): 545-9.
- [4] Mattar, ACV, Gomes, EM, Adde, FV, Leone, C, Rodrigues, JC. Comparison between classic Gibson and Cooke technique and sweat conductivity test in patients with and without cystic fibrosis. J Pediatr. 2010; 86(2): 109-14.
- [5] Costello, CT, Jeske, AH. Iontophoresis: Applications in Transdermal Medication Delivery. Physical Therapy. 1995; 75(6): 554-63.
- [6] Panzade, P, Heda, A, Puranik, P, Patni, M, Mogal, V. Enhanced Transdermal Delivery of Granisetron by Using Iontophoresis. IJPR. 2012; 11:503-512.
- [7] Gomez, C. C. S.; Servidoni, M. F. C. P.; Coelho Canavezi, Paulo José; Ribeiro, Antonio Fernando; Ribeiro, José Dirceu; Costa, Eduardo Tavares; Ubaldo Vieira Júnior, Francisco; Iontoforese por pilocarpina: comparação entre o uso de correntes contínua pulsada e contínua constante, 10/2014, XXIV Congresso Brasileiro De Engenharia Biomédica - CBEB, pp.2928-2931, Uberlândia, MG, Brasil, 2014.
- [8] Vieira Jr, FU, Canavezi, PJC, Disserio, V, Costa, ET. Dispositivo estimulador de sudorese pelo método de iontoforese: projeto, construção e testes preliminares. Em: Anais do XXIII Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica; 2012, 01-05 Outubro, Ipojuca, Brasil. 2012. p.1396-1400.
- [9] Vieira Jr, FU, Canavezi, PJC, Disserio, V, Costa, ET. Equipamento indutor de suor com correntes contínua pulsada ou constante: papel da impedância eletrodo-pele. Em: Anais do XXIV Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica; 2014, 13-17 Outubro, Uberlândia, Brasil. 2014. p.2932-2935.
- [10] Yamamoto T, Yamamoto Y. Electrical properties of the epidermal stratum corneum. Med Biol Eng. 1976;151-158.
- [11] DeNuzzio J.D., Berner B. Electrochemical and iontophoretic studies of human skin. J. Control. Release. 1990;11:105-112.
- [12] Bagniefski, T, Burnette, RR. A comparison of pulsed and continuous current iontophoresis. J. Controlled Release. 1990; 11:113-22.

ESTUDO DE DIFERENTES TOPOLOGIAS DE FONTES DE CORRENTE PARA APLICAÇÕES EM ELETROESTIMULAÇÃO

Mitraud, T.A.¹; Silva, D.R.R.²; Gomes, T.F.²; Carvalho, L.F.¹; Zanetti, R.³ e Martins, H.R.⁴.

¹Estudante Iniciação Científica, NEPEB/UFMG, Belo Horizonte, Brasil

²Pesquisador Voluntário – NEPEB/UFMG, Belo Horizonte, Brasil

³Professor – CEFET-MG, Belo Horizonte, Brasil

⁴Coordenador do Lab. de Instrumentação Biomédica – NEPEB/UFMG, Belo Horizonte, Brasil
e-mail: henriquerm@gmail.br

Resumo: Sistemas para estimulação elétrica transcutânea são amplamente utilizados na área da saúde, tanto em procedimentos terapêuticos, quanto em eletrodiagnósticos. Uma das principais diferenças entre os sistemas de eletroestimulação existentes é a topologia de fonte de corrente utilizada. O presente trabalho tem por finalidade desenvolver e avaliar o desempenho de duas novas topologias de fontes de corrente, comparando-as com a utilizada pelo sistema NEUROSTIM. Dessa forma, foram desenvolvidas duas topologias, uma utilizando técnica de *bootstrapped power supply* e a outra baseada em Espelho de Corrente de Wilson. Em seguida, realizou-se testes de linearidade, sendo que as duas apresentaram característica linear; testes de resposta em frequência, com ambas possuindo banda passante limitada apenas em alta frequência; teste de taxa de distorção harmônica, com a primeira possuindo taxa de 0,19% e a segunda em 1,73%; testes de corrente máxima com uma carga de 2k Ω , obtendo valores de 16,8mA e 83,5mA, respectivamente. Por fim, quando comparados os resultados das novas topologias com os do NEUROSTIM, chegou-se à conclusão que as características funcionais foram superiores.

Palavras-chave: Topologias de fonte de corrente, eletroestimulação, NEUROSTIM.

Abstract: *Systems for transcutaneous electrical stimulation are widely used in health, as a therapeutic procedure as well as in electrodiagnosis. One of the main differences among existing electrostimulation systems is their current pump topology. This study aims to develop and evaluate the performance of two new topologies of current pumps, comparing them to NEUROSTIM system's topology. Thus, we developed two topologies, one using bootstrapped power supply technique and the other based on Wilson Current Mirror. Then, linearity test was performed, and both showed a linear characteristic; frequency response tests with both showed limited bandwidth only for high frequency; harmonic distortion test, the first 0.19% and 1.73% in the second; tests of maximum current with a load of 2k Ω , obtaining values 16,8mA and 83,5mA, respectively. Finally, when comparing the results of the new topologies with the*

NEUROSTIM, we concluded that the functional characteristics were better.

Keywords: *Current pump topologies, electrical stimulation, NEUROSTIM.*

Introdução

Sistemas para estimulação elétrica transcutânea são utilizados na área da saúde com finalidade terapêutica, por meio de técnicas conhecidas como FES (*Functional Electrical Stimulation*) e TENS (*Transcutaneous Electrical Nerve Stimulation*) [1,2], e para o diagnóstico somatossensorial na avaliação das fibras nervosas periféricas, em que são geralmente aplicados estímulos elétricos senoidais com intensidades inferiores a 10 mA [3,4] ou pulsáteis [5].

Diferentes tipos de topologias de fontes de correntes apresentam diferentes características, tais como, limites máximos de intensidade, banda de frequência de funcionamento e os tipos de formas de ondas aplicáveis. Além disso, algumas topologias disponíveis em equipamentos comerciais induzem deformações na forma de onda, como por exemplo, o surgimento de *crossstalk* e limitação de *slew rate* [6].

O Núcleo de Estudos e Pesquisas em Engenharia Biomédica da UFMG desenvolveu um equipamento de eletroestimulação transcutânea, o NEUROSTIM, com corrente controlada e forma de onda arbitrária [7]. O estimulador foi empregado na avaliação do limiar de percepção de corrente (CPT - *Current Perception Threshold*) para diferentes tipos de fibras nervosas [4]. No entanto, apesar do NEUROSTIM ter trazido inovações quando comparado ao único equipamento similar existente no mercado [6], limitações de *hardware* (intensidade de corrente limitada a 8 mA, controle de *offset*, dificuldade de calibração e aspectos construtivos), impossibilitaram a utilização do equipamento em outras áreas de pesquisa em eletroestimulação, como no caso de avaliação de perdas sensoriais severas decorrentes do Mal de Hansen [4] ou a construção de um sistema multicanais para elaboração de estratégias terapêuticas específicas na área da reabilitação [8]. Dessa forma, o objetivo desse trabalho é projetar, montar, testar e comparar duas novas

topologias de fonte de corrente com a utilizada no NEUROSTIM [7], visando encontrar alternativas para minimizar as limitações apresentadas por essa última, o que possibilitará a utilização da nova topologia em outras áreas de pesquisa da Eletroestimulação.

Materiais e métodos

Foram avaliadas duas topologias de fonte de corrente: topologia A – utilizando-se a técnica de *bootstrapped power supply* [9] topologia B – baseada em Espelho de Corrente de Wilson em configuração bipolar [10].

Topologia A – Utiliza o conceito de alimentação suspensa (em inglês *bootstrapped supply*) que consiste em um método para controlar a alimentação de dispositivos semicondutores baseado em sua tensão de saída [9]. É possível observar na Figura 1 que as fontes de alimentação $\pm V_{CC}$ são fixas, porém a alimentação do operacional varia dinamicamente de acordo com a polarização dos transistores. Dessa forma, pelo correto projeto dos divisores de tensão formados pelos resistores R_1 , R_2 , R_3 e R_4 é possível garantir que a máxima faixa de alimentação de IC1 não seja ultrapassada, mesmo quando a tensão na saída apresente valores da ordem de $\pm V_{CC}$. O valor da corrente de saída será controlado por R_5 , sendo igual a:

$$I_L = V_{CONTROLE}/R_5 \quad (1),$$

em que $V_{CONTROLE}$ é a tensão do sinal de controle.

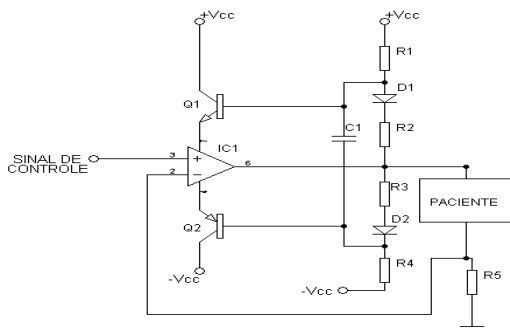


Figura 1: Fonte de corrente – topologia A (adaptada de [9]).

Topologia B – A topologia possui dois espelhos de corrente de Wilson. O primeiro deles é formado por transistores PNP (Q_2 , Q_3 , Q_4), que são responsáveis por conduzir o semiciclo positivo à saída PACIENTE (Figura 2). O segundo é composto pelos transistores NPN (T_2 , T_3 e T_4), que são responsáveis por conduzir o semiciclo negativo (Figura 2).

A referência de corrente é obtida por meio dos circuitos compostos por IC1, T1 e R1 para o semiciclo positivo e IC2, T2 e R2 para o negativo, sendo calculada de acordo com as equações abaixo:

$$I_{L(positiva)} = V_{CONTROLE}/R_1, \quad (2),$$

$$I_{L(negativa)} = V_{CONTROLE}/R_2, \quad (3),$$

Em que $V_{CONTROLE}$ é a tensão do sinal de controle.

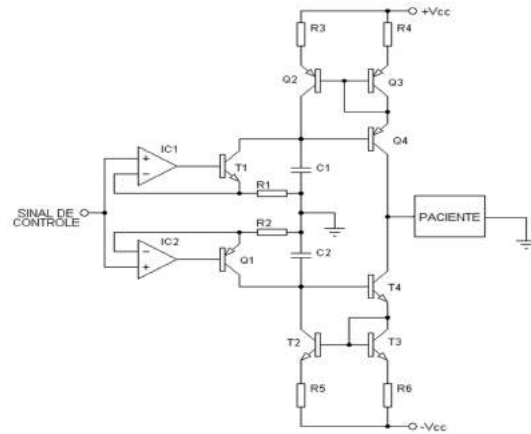


Figura 2: Fonte de corrente – topologia B (adaptada de [10]).

Testes – Foram realizados os mesmos procedimentos de testes adotados para o equipamento NEUROSTIM [7].

Os sinais de entrada foram fornecidos pelo gerador de funções *Agilent 33220A*. Foi utilizada a fonte de alimentação *Icel Manaus PS-5000* para alimentar a topologia A e B com $\pm 12V_{CC}$ e duas fontes chaveadas de alta tensão – uma de $\pm 120V_{DC}$ (Conversor DC-DC modelo B-096 da fabricante Tecnotrafo) alimentando a topologia A; e outra de $\pm 180V_{CC}$ (Conversor DC-DC modelo B-058 da fabricante Tecnotrafo) alimentando a topologia B. Foram empregados diferentes valores para a alta tensão das fontes visto que a segunda topologia é capaz de alcançar maiores correntes de saída. Um osciloscópio digital *Agilent Technologies DSO-X 2002A* e um multímetro *Agilent 344010* de 6 ½ dígitos foram utilizados para medição de dados em ambas as topologias.

Teste de Linearidade – Avaliou-se a linearidade das topologias medindo-se a corrente de saída eficaz (I_{OUT}) para sete valores de sinal de controle (V_{IN}), entre 0V e o respectivo valor máximo (valor limite que não provocou saturação na saída). O teste foi realizado com frequências de 250Hz e 2kHz e carga de 10k Ω . A partir dos dados medidos, traçaram-se gráficos de $I_{OUT} \times V_{IN}$ e avaliou-se o grau de linearidade obtido pelos coeficientes de uma regressão polinomial de segunda ordem usando a função *polyfit* do software *Matlab*®.

Resposta em frequência – Obteve-se a resposta em frequência de ambas as topologias com carga de 10k Ω e intensidade de corrente máxima, ligeiramente inferior à saturação, variando-se apenas a frequência do sinal de controle e medindo-se I_{OUT} eficaz.

THD (Total Harmonic Distortion) – Para as duas topologias o osciloscópio digital *Agilent Technologies DSO-X 2002A* foi utilizado na obtenção dos pontos das formas de onda da tensão na carga de 10k Ω e sinal de entrada com frequência de 2kHz. Para o cálculo da distorção harmônica total foi utilizada a função “*thd()*” no *Matlab*®.

Teste de Corrente Máxima - A corrente de saída foi obtida pela divisão entre o valor eficaz da tensão

máxima na saída (valor limite que não provocou saturação) e o valor da carga igual a 2kΩ, em uma frequência de 1kHz.

Foi avaliada qualitativamente a forma de onda de um sinal quadrado, com largura de pulso igual a 100 μs e frequência de 1 kHz.

Como informação para a comparação, destaca-se que a fonte de corrente utilizada pelo NEUROSTIM [7] foi capaz de atingir corrente de pico de até 8mA, operando com cargas entre 100 Ω e 10 kΩ, apresentando THD ≤ 1% e resposta em frequência de 3,19Hz e 5,10kHz.

Resultados

Linearidade - A Figura 3 apresenta o gráfico de I_{OUT} x V_{IN} obtido durante a avaliação de ambas as topologias para as frequências de 250Hz e 2kHz.

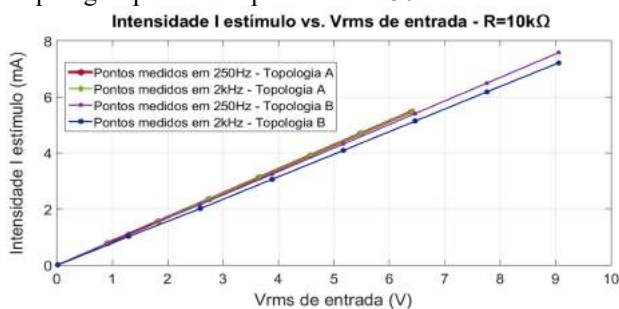


Figura 3: Linearidade Topologias A e B.

Ajuste Polinomial - O ajuste polinomial de segunda ordem das retas da Figura 3, para as frequências de 250Hz e 2kHz se encontram na Tabela 1, de acordo com a equação 4:

$$y = a_2 \cdot x^2 + a_1 \cdot x + a_0 \quad (4)$$

Tabela 1: Coeficientes angulares. Obs: C corresponde a Topologia do NEUROSTIM.

Top./f(Hz)	a ₂	a ₁	a ₀
A/250	-1,28.10 ⁻⁴	0,858	-1,540.10 ⁻²
A/2k	-1,097.10 ⁻⁴	0,858	-2,041.10 ⁻³
B/250	3,056.10 ⁻⁴	0,833	1,008.10 ⁻²
B/2k	1,522.10 ⁻³	0,785	-9,640.10 ⁻³
C/250	-3,15.10 ⁻⁵	7,59	-0,85
C/2k	-9,12.10 ⁻⁵	7,62	-7,95

THD - A Tabela 2 apresenta a comparação entre os valores de THD obtidos para as topologias A e B, e para o NEUROSTIM.

Tabela 2: THD das topologias.

Distorção Harmônica Total (%)		
Topologia A	Topologia B	NEUROSTIM
0,19	1,73	0,83

Resposta em frequência - A resposta em frequência das topologias A e B encontram-se na Figura 4.

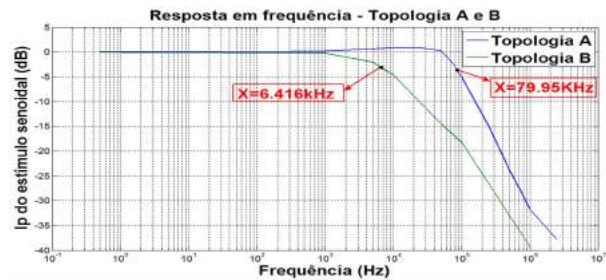


Figura 4: Resposta em frequência das Topologias A e B.

Teste de Corrente Máxima - As correntes máximas obtidas nas topologias A e B foram 16,8mA e 83,5mA, respectivamente, como pode ser calculado a partir das Figura 5 e 6.

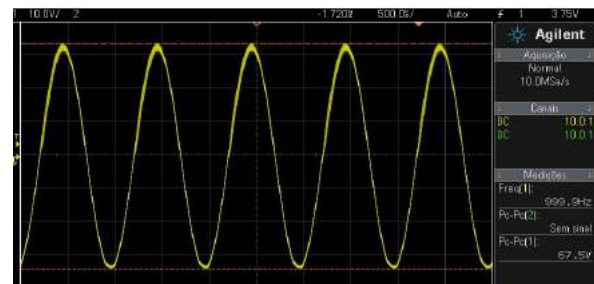


Figura 5: Estímulo senoidal com amplitude máxima em carga de 2 kΩ - Topologia A.

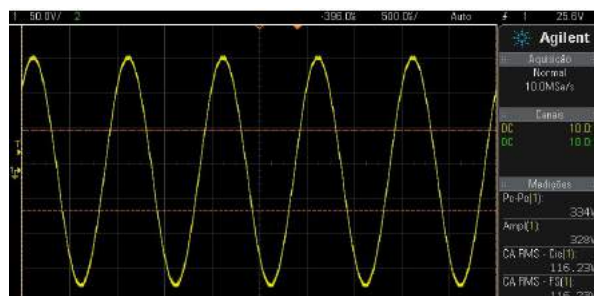


Figura 6: Estímulo senoidal com amplitude máxima em carga de 2 kΩ - Topologia B.

As Figura 7 e Figura 8 apresentam os resultados obtidos para o teste do comportamento das topologias quando aplicado uma onda quadrada com largura de pulso de 100μs, frequência de 1kHz e amplitude de 8,4mA para a topologia A e 42mA para a topologia B.

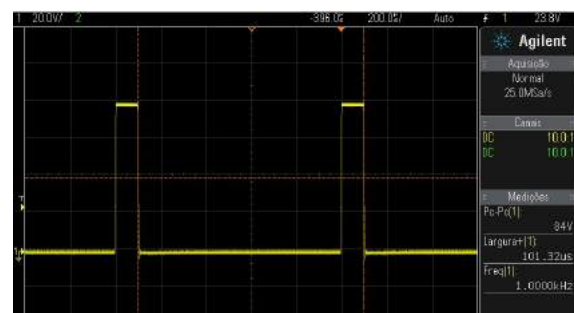


Figura 7: Estímulo pulsátil em carga de 10 kΩ utilizando a Topologia A.

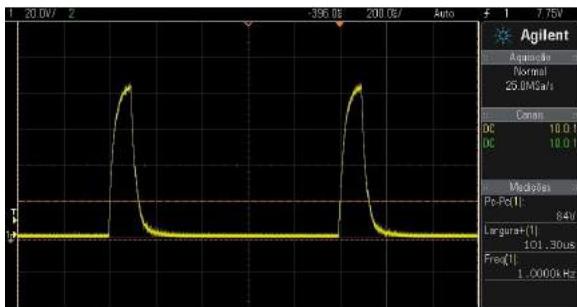


Figura 8: Estímulo pulsátil em carga de 2 kΩ utilizando a Topologia B.

Discussão

Linearidade – No gráfico da Figura 3 é possível observar que ambas as topologias, A e B, apresentam características lineares, assemelhando-se com a característica linear da topologia do NEUROSTIM, o que pode ser confirmado na Tabela 1, obtida através de ajuste polinomial de segunda ordem. O coeficiente de segunda ordem é, pelo menos, dez vezes menor do que coeficiente de primeira ordem. Pode-se observar na topologia B uma leve diferença angular entre as retas traçadas para o sinal de controle de 250 Hz e 2kHz.

Resposta em frequência – Tanto a topologia A quanto a B apresentaram banda passante limitada apenas em altas frequências, sendo a frequência de corte de A 79,95kHz e de B 6,42kHz (Figura 4), possuindo também a vantagem de responderem a frequências próximas a 0Hz. Assim, as topologias A e B apresentaram bandas passantes consideravelmente maiores que a topologia da fonte do NEUROSTIM que foi de 5,11kHz e com resposta em frequência passa-faixa iniciando em 3,19Hz.

THD – Tendo em vista a Tabela 2, percebe-se que o valor encontrado na topologia A foi significativamente inferior ao da topologia B e a do NEUROSTIM, indicando uma menor distorção em seu sinal de saída.

Corrente máxima fornecida – Ambas as topologias testadas alcançaram valores de correntes máximas superiores à do sistema NEUROSTIM. A topologia B destacou-se por alcançar valor de corrente quase cinco vezes maior que a da Topologia A e mais de 10 vezes maior que do NEUROSTIM.

Conclusão

Tanto a topologia A quanto a B apresentaram características funcionais superiores as do NEUROSTIM. Além disso, a complexidade construtiva (e consequentemente o custo) dos circuitos das novas topologias é consideravelmente inferior a da fonte do NEUROSTIM, o que por si só já justifica a substituição de sua fonte de corrente. Os próximos passos da pesquisa serão: atualização do sistema NEUROSTIM utilizando as novas topologias de fonte de corrente e validação clínica do novo sistema. É esperado que os novos dispositivos sejam capazes de realizar pesquisas

que anteriormente haviam sido suspensas em virtude de limitações do sistema atual.

Agradecimentos

Agradecemos à FAPEMIG, FINEP, CNPq e CAPES pelo apoio financeiro.

Referências

- [1] Heidland, A., Fazeli, G., Klassen, A., Sebekova, K., Hennemann, H., Bahner, U., & Di Iorio, B. (2013). Neuromuscular electrostimulation techniques: historical aspects and current possibilities in treatment of pain and muscle wasting. *Clin Nephrol*, 79(Suppl 1), S12-S23.
- [2] Azman, A. W., Naeem, J., & Mustafah, Y. M. (2012, July). The design of non-invasive functional electrical stimulation (FES) for restoration of muscle function. In *Computer and Communication Engineering (ICCCE), 2012 International Conference on* (pp. 612-616). IEEE.
- [3] Katims J. J. et al.. (1986-a). New screening device for assessment of peripheral neuropathy, *Journal of Occupational Medicine*. - 1986-a. Vol. 28. - p. 1219-21.
- [4] Martins, H. R.. Sistema para avaliação de fibras nervosas periféricas utilizando corrente elétrica senoidal: estudo de caso em hanseníase. [Tese] - Universidade Federal de Minas Gerais, PPGEE, Belo Horizonte, 2013.
- [5] Hedman L.D., Sullivan J.E.. An initial exploration of the perceptual threshold test using electrical stimulation to measure arm sensation following stroke. *Clinical Rehabilitation*; 2011, 25(11) 1042-49.
- [6] Neurotron Inc.. Neurometer CPT/C - Operation Manual. - 16 de 5 de 2002. - pp. 2.1-2.2.
- [7] Martins, H. R.. Sistema para o estudo do limiar de percepção de corrente elétrica com forma de onda arbitrária. [Dissertação] - Universidade Federal de Minas Gerais, PPGEE, Belo Horizonte, 2008.
- [8] Coste C.A., Sijobert B., Froger J. et al. Preliminary developments towards closed-loop FES-assistance of posture and gait; 2015. 48(20):333–337.
- [9] Grayson K., Tim W. Bootstrapping your op amp yields wide voltage swings. *EDN Network* [internet]. Março de 1999. <http://goo.gl/rp90jQ>.
- [10] Han-Chang W., Shuenn-Tsong Y., Te-Son K.. A Versatile Multichannel Direct-Synthesized Electrical Stimulator for FES Applications. 2002. *IEEE transactions on instrumentation and measurement*, vol. 51, no. 1.

GALVANIC VESTIBULAR STIMULATOR FOR fMRI RESEARCH

B. Rüländer*, J. P. A. Curti**, H. M. Della-Justina**, F. G. Honório**,
M. V. H. Rambo*** M. A. de Souza** and H. R. Gamba**

* University of Applied Sciences, Mannheim, Germany

**Federal University of Technology of Paraná, Curitiba, Brazil

***Federal University of Paraná, Curitiba, Brazil

e-mail: bri.ruelander@gmail.com

Abstract: This article describes the development of a galvanic vestibular stimulator for fMRI research concerning the human vestibular system. The presented device constitutes a further development of a previous project that was updated by a feedback measurement circuit and includes digital circuitry such as a microcontroller and flyback integrated circuits to provide and control the desired stimulus. User interaction is guaranteed through a graphical user interface on a PC, which connects to the firmware running on the microcontroller via fiber optical cables. The optical communication is defined through a communication protocol specified during the development process. The circuitry constituting the stimulator is designed to meet the requirements enforced by the MRI room, since the electronic device will be placed in the magnetic room during the fMRI experiments. Based on the previously conducted project, the main hypothesis of this work states that the galvanic vestibular stimulator will not influence the fMRI image quality in a negative way. Laboratory tests confirmed the design and the functionality of the device. In vivo tests also confirmed the proper functionality with human subjects and allowed a verification of the feedback circuitry and the measurement of the subject's impedance. Concluding, the tests confirmed a successful development and implementation of the galvanic vestibular stimulator even if the tests within the fMRI are still to be conducted.

Keywords: Galvanic vestibular stimulation, vestibular fMRI research, optical transmission.

Introduction

Various medical research projects focus on the contribution of the vestibular system for the human body balance [1, 2, 3, 4]. Some researches use Galvanic Vestibular Stimulation (GVS) and functional Magnetic Resonance Imaging (fMRI) to study the encephalic areas that are related to the visual and vestibular systems [5]. However, there are some challenges in the design of a GVS to make it compatible with the electronically hostile environment of an MRI room.

In this paper it is described a GVS that is MRI compatible. Its hardware includes a flyback voltage multiplier, a current source, a microcontroller and an independent circuit to monitor the electrical current that is

applied in the subject during the fMRI experiment. The GVS device allows a full control of the electrical stimulation parameters and allows processing in real time the current flow through the subject.

Literature describing the advance in this specific scientific field suggests distinct characteristics for the stimulation of the vestibular system, which are shown in . These characteristics form the output requirements for the electric and electronic design of the circuitry.

Table 1: The signal properties that characterize the stimulation of the human vestibular system, including the waveform type of the current, its frequency and peak amplitude ranges [1].

Waveforms	Range of frequency (Hz)	Electrical Current mA-Peak
Sine Quadrangular Triangular	from 1.0 to 5.0 steps of 0.5	from 0.5 to 4.5 steps of 0.5

The galvanic electrical current is applied through a pair of electrodes that are attached to the skin, one electrode over each mastoid process [2, 3, 4], located behind each ear. Most literature suggests applying galvanic stimulation as bilateral bipolar stimulation [1]. The stimulus itself is generated by a current source that is controlled by the researcher.

The main objective of this paper is to describe a GVS that can be used in fMRI experiment to study the vestibular system. This imposes both safety as well as functional requirements upon the hardware design.

Materials and Methods

shows an overview of the GVS device. It is locally divided into two parts: 1) The main hardware, that is placed near to the subject's feet in the MRI room, which contains the current source, the microcontroller, the optical communication circuit and the safety circuit; and 2) a circuit that is placed in the MRI control room, which contains the communication converter that is linked to the PC, running the software interface. The

communication between the two parts is built on optical communication via a pair of fiber optical cables.

The bipolar Howland current source, described by [6], was used. The main advantage of this current source is that it connects the subject to the ground, contributing to the safety of the subject during the fMRI experiment. The ratio between the output and the input of the Howland current source was designed to be 1.0mA/V, so for 1V as input it provides 1mA as output.

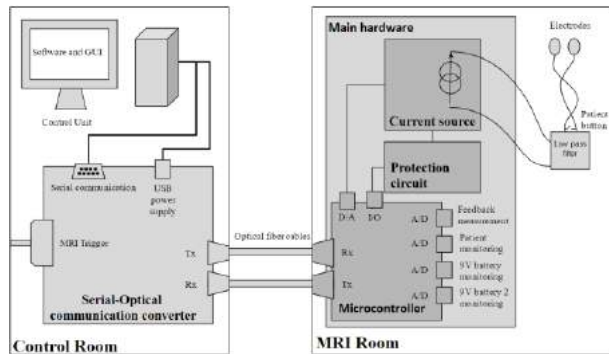


Figure 1: Overview of the galvanic vestibular stimulator project, divided into two parts: one part being placed in the control room and another part being placed in the MRI room.

The head impedance connected to the current source is approximately 15k Ω [7]. For a peak current of 4.5mA, a voltage of $\pm 68V$ is required. To elevate the 12V of the power supply to $\pm 68V$, the flyback DC-DC converter described in [8] was used. The high voltage operational amplifier OPA445 was used for the Howland current source. It is able to provide an output current of the order of 15mA. The input voltage of the current source is provided by the digital/analog (D/A) converter of the microcontroller. The MSP430F5659 D/A output voltage varies from 0V to 3.3V.

The DC level is subtracted from the D/A signal output, amplified and filtered by a second order Sallen-Key low-pass filter. Then, it is connected to the current source to generate zero mean bipolar current from zero to 6.5mA peak in a 10k Ω resistor.

The circuitry placed inside the MRI room also includes a protection circuit to guarantee the subject's safety and a feedback measurement circuit.

The safety circuit contains two stages: the overcurrent relay that detects if the applied current exceeds the limit of 5mA and the patient button. The patient button short circuits the current source, allowing the subject to stop the stimulation in case of any discomfort.

For the implementation of the overcurrent relay, a bistable relay is used, which is controlled by an analog window comparator circuit and by the MSP. It short circuits the current source when the current applied to the subject exceeds the level of $\pm 5mA$. The relay can only be reset by the MSP when the output current is below $\pm 5mA$. The overcurrent detection is located at a resistor called the shunt resistor that is placed in series with the subject.

Besides the implementation of the safety circuit, we also implemented a feedback measurement circuit. It allows the monitoring of the applied current that is interesting for the researcher who is conducting the experiment.

As both circuits, the protection circuit and the stimulation circuit, take the voltage supply from one battery each, the hardware design includes a monitoring circuit for each circuitry. This way, the researcher is informed about the battery level during the experiment to avoid hardware malfunction due to a low battery level.

The communication channel within this project is implemented with optical communication fiber cables. This avoids wires coming from the external environment to the inside of the MRI room. The project design uses two fiber optic cables, one for each communication direction. The communication design is fully one-directional so that two fiber optic cables need to be used to allow messaging and responding. Each side of the fiber optic cable provides one optical receiver and one optical transmitter. This project employs receiver and transmitter fabricated by Avago Technologies [9]. The HFBR0500Z series convinced because of the easy circuit integration and the purpose of solving problems with EMI/RFI immunity.

To avoid that MRI RF pulses interference, passive filter was placed in the current source output, as shown in Figure 2.

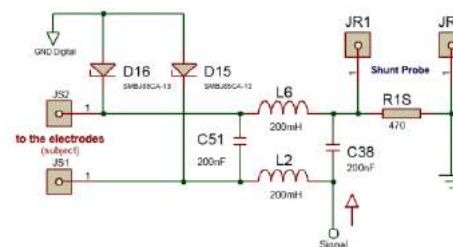


Figure 2 – Filter added to the current source output to stop the MRI RF pulses interference to the GVS electronics. D15 and D16 are suppressor diodes.

The main functions of the microcontroller are: 1) monitoring values from the measurement circuit, 2) generating the Howland current source input voltage and 3) establishing a communication with the control unit software through a universal asynchronous receiver/transmitter (UART) interface. The possible characteristics of the output current, as shown in Table 1, were stored as lookup tables in Random Access Memory (RAM). The Direct Memory Access (DMA) module is responsible for transferring waveform data from RAM to D/A at a sampling rate determined by the 16-bit timer configuration, which defines the output signal frequency. Figure 3 presents a block diagram of the relations between the MSP430 modules/peripherals used in the development of the project.

The communication between the microcontroller and the control unit software follows a master/slave topology, where the microcontroller (slave) only sends mes-

sages as answers to control unit software (master), with 8 data bits, no parity and 1 stop bit at 9600 bits per second.

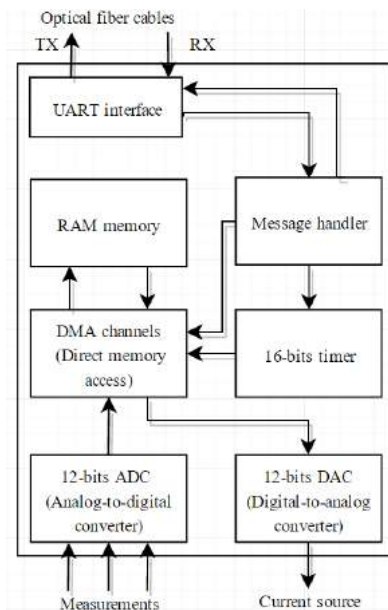


Figure 2: Block diagram of the relation between MSP430 modules/peripherals used in the development of the project.

The last part of the project is the design and development of the software. It constitutes the interface to the researcher who is conducting the fMRI experiment and allows his interaction. Therefore, a graphical user interface (GUI) was designed that allows the entry of the stimulation configuration. In this interface it is possible to set the electrical current parameters, for instance: the number of times the stimulation sequence shall be repeated; the number of times one configuration line shall be repeated; the waveform of the stimulation current (sine, square or triangle waves); the peak current amplitude (from 0.5mA_p to 4mA_p); the frequencies of the stimulation signal (from 1Hz to 5Hz in steps of 0.5Hz) and the period of time during which the stimulus will be applied, in minutes and seconds. Besides, the GUI shows the feedback values that were obtained in the measurement. The researcher has full control over the stimulation sequence. He chooses the trigger, selects the communication port and starts and respectively stops both communication and stimulation.

Laboratory tests were also conducted with two asymptomatic subjects. This study was approved by the Research Ethics Committee of Pontifícia Universidade Católica do Paraná (number approval: 0001763/08), and informed consent was obtained from all participants.

Results

The design and functionality of the device have been tested in the laboratory. So far, no tests were conducted with an MRI system.

The laboratory tests took place in two distinct steps: first pure circuitry testing of the functionality of the current source and second including the control through software and firmware, using the whole hardware circuitry. For the first test the MSP D/A signal was replaced by a signal provided by a Tektronix signal generator (model AFG3022B). Figure 3 presents the experimental setup of the first laboratory tests.

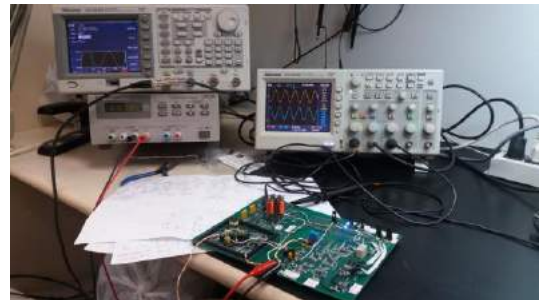


Figure 3: Experimental setup of the galvanic vestibular stimulator prototype hardware using a voltage source instead of the batteries as voltage supply and a Tektronix signal generator providing the signal input of the current source.

Figure 4 presents a screenshot of the oscilloscope measurement across a load of 10k Ω . Channel 1 shows the voltage measured across the 10k Ω . Channel 2 presents the current source input voltage from the Tektronix generator, and Channel 3 is the voltage over the shunt resistor of 270 Ω . Thus, from the measurement the current applied is 3.4mA peak-peak (920mV_{pp}/270 Ω).

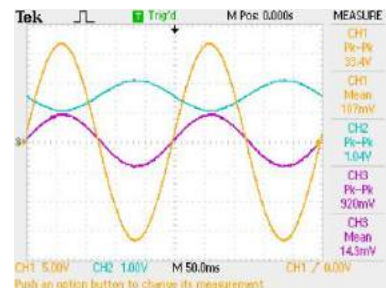


Figure 4: Voltages across the 10k Ω load and the 270 Ω shunt resistor for an electrical current output of 3.4mA peak-peak. Channel 1 presents the voltage across the 10k Ω load, simulating the head of the subject; Channel 2 presents the current source input voltage from the Tektronix generator; and Channel 3 presents the voltage across the 270 Ω shunt resistor placed in series with the current source output.

Figure 5 presents the feedback values. Essentially, it can be seen that the output of the feedback circuit is equal to the input signal provided by the MSP D/A. This confirms the proper functionality of the feedback measurement circuitry.

Furthermore, laboratory tests were conducted with asymptomatic subjects with the purpose of evaluate the impedance of the subject's head.

Figure 6 presents the oscilloscope screenshot of the test using the whole hardware circuitry. The voltage across the subject and the shunt resistor is $30V_{pp}$ and the voltage across the shunt resistor is $1V_{pp}$. The subject's impedance is thus determined to be $(30V_{pp}/(1V_{pp}/270\Omega)) 8.10k\Omega$. The impedance determination is crucial as another safety measure, since a high impedance value might indicate loose electrodes. These could cause burns to the subject's skin if not detected in time.

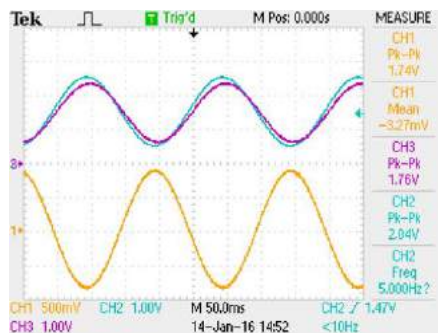


Figure 5: Voltage signal measured in the feedback measurement circuit. Blue line: input signal; sine wave of $1V_{pp}$ and a mean value of $1.5V$. Orange line: voltage across R_s ; amplitude $1.74V_{pp}$ and a DC value near $0V$. Purple line: Conditioned signal; DC level adjusted to $1.5V$.

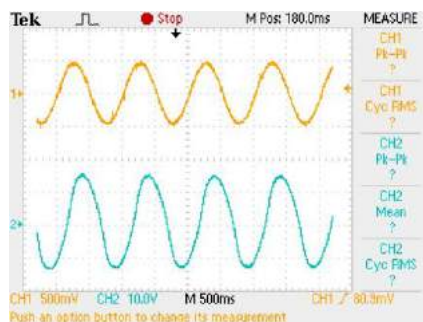


Figure 6: *In vivo* test using the whole hardware circuitry with an asymptomatic subject. Current parameter configuration: Sine wave, amplitude: $2mA_p$, frequency: $1Hz$. Blue line: Voltage across R_p and R_s . Orange line: Voltage across R_s .

Discussion

The presented laboratory tests confirmed the proper design and functionality of the galvanic vestibular stimulator. The project was conducted with success and indicates the possibility to use the device in medical research within the MRI. Still, no compatibility tests have been conducted, but as the previous stimulator has been tested and used in fMRI exams the expectation is

that the stimulator presented here will prove to be compatible with the MRI device as well.

Furthermore, the laboratory tests have shown a satisfactory functionality outlining some small adjustments of the hardware that were still required, especially concerning the gain of the feedback measurement. Then, a second set of tests confirmed the adjustments showing that the feedback values can now be measured properly using the full possible scale of the A/D.

With the prospect of further experimental setups within the MRI room and with more asymptomatic and symptomatic subjects the functionality and application of the here presented galvanic vestibular stimulator will be further confirmed.

Concluding, using the results presented here it is possible to say that the project development can already be judged as successful, although some testing steps are still open. In addition, the galvanic vestibular stimulator described here is even promising for further medical research concerning the human vestibular system.

Acknowledgements

Concluding this article, genuine thanks go to Tiago Manczak for the orientation especially during the initial steps of the project development, advancing his previous work.

Further acknowledgements are directed to the University of Applied Sciences and the Federal University of Technology of Paraná for enabling the collaboration of students of both facilities for this project as a part of a double master degree. Special thanks to CAPES (Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior) for the financial support of the master thesis allowing full dedication to the project.

References

- [1] Fitzpatrick RC, Day BL. Probing the human vestibular system with galvanic stimulation. *Journal of Applied Physiology*. 2004. 96:2301-16.
- [2] Wardman D, Taylor J, Fitzpatrick R. Effects of galvanic vestibular stimulation on human posture and perception while standing. *Journal of Physiology*. 2003; 551: 1033-42.
- [3] Macdougall H, Moore S, Curthoys I, Black F. Modelling postural instability with galvanic vestibular stimulation. *Experimental Brain Research*. 2006; 172: 208-20.
- [4] Aw S, Todd M, Halmagyi G. Latency and initiation of the human vestibuloocular reflex to pulsed galvanic stimulation. *Journal of Neurophysiology*. 2006. 85: 886-99.
- [5] Della-Justina HM, Gamba HR, Lukasova K, Nuccida-Silva MP, Winkler AM, Amaro E. Interaction of brain areas of visual and vestibular simultaneous activity with fMRI. *Experimental Brain Research*. 2015. 233:237-52.

- [6] PEASE, Robert A. A comprehensive study of the Howland current pump. National Semiconductor, 2008.
- [7] MANCZAK, Tiago. Estimulador galvânico vestibular para fMRI [MSc dissertation]. Curitiba: Federal University of Technology of Paraná (UTFPR), 2012.
- [8] Linear Technology. Appl. Note LTC6090.2002. [cited 2016 Jan 8] 16. Available from: <http://cds.linear.com/docs/en/datasheet/6910123fa.pdf>.
- [9] Avago Technologies. HFBR-0500Z Series Data Sheet. 2011 Aug [cited 2016 Jan 8]. 1-18. Available from: <http://www.avagotech.com/products/industrial-fiber-optics/industrial-control-general-purpose/650nm/hfbr-1521z>.

ELECTRICAL IMPEDANCE MYOGRAPHY (EIM) MEASUREMENT STANDARDIZATION FOR BICEPS BRACHII MUSCLE

L.Y.Morimoto*, T.B.R. Santos**, H. Tanaka* e O. L. Silva*,

*UFABC, São Bernardo do Campo, Brazil

** USP, São Paulo, Brazil

e-mail: lymorimoto@aluno.ufabc.edu.br

Abstract: The Electrical Impedance Myography (EIM) is a non-invasive method for the analysis of muscle tissue response with respect to changes of the electrical impedance within the muscle. However, this technique presents some disagreements between different authors and have poor measurement standardization. The aim of this study is to build an electrode array belt (EAB), standardize the EIM measurements and investigate the procedure to collect the data. EIM was performed applying an electrical current with 0.4mA and 125kHz in transverse and longitudinal directions with respect to muscle fibers, and measuring the respective electrical potential drop. The EAB was built by a band with pressure buttons for electrode locking and connected to an auxiliary board with shunt resistors. The signal acquisition system used a power supply, a signal generator, a signal acquisition board, a multiplexer and a computer. The experiment was conducted in vivo, in order to elucidate the relationships between the physiological response and the change in electrical impedance in the muscle. The impedance analysis of muscle at rest condition revealed that data collected with the EAB had a signal with smaller standard deviation when considered the measurement of the same volunteer. When inter-subject data was compared, it was observed a higher variability in the rest impedance. This result may be explained by body composition differences. In conclusion, the EAB construction was a necessary step to standardize the measurement in EIM. Furthermore, the results will allow the future analysis of impedance muscle during exercise and allowing the reproducibility of the studies.

Keywords: Muscle, impedance, Electrical Impedance, Myography.

Introduction

The Electrical Impedance Tomography (EIT) [1] is a non-invasive medical imaging technique able to estimate the electrical impedance distribution of a body region. This method is based on the electric potential measurement at the surface of the body when an electric current is applied on it. Currently, EIT has been successfully employed in lung monitoring of patient in the Intensive Care Unit (ICU) [2-5]. Recent study shows that EIT is also able to identify the muscle activity. In this context, the blood flow has a key role in the electrical impedance changes of the muscle [6].

Therefore, the use of EIT for musculoskeletal system evaluation and monitoring demands the understanding of how blood flow affects the muscle electrical impedance.

The Electrical Impedance Myography (EIM) [7, 8] is a noninvasive method to perform the muscle activity measurement. Despite the several studies published about EIM, there are still open issues, such as: a) the effect of electrical impedance changes caused by blood flow; b) electrical impedance comparison in the transverse and longitudinal direction of the muscle fibers during exercise and c) studies during dynamic exercises. Most EIT studies were conducted in a single direction (longitudinal to the fibers) [9, 10, 11, 12] and considered only isometric exercises [9, 13].

The study of these open issues depends on data collections, which allows repeatability and quality measurements at rest, isometric exercise and dynamic exercise. For this purpose, the development of measurements standardization is necessary.

The aim of this work is to propose the standardization of EIM measurement by means of an electrode array belt (EAB). An impedance analysis of the biceps brachii muscle at rest was performed to evaluate the efficacy of the proposed standardization.

Materials and methods

Electrode array belt (EAB) construction – The EAB was designed with an elastic band and an inelastic fabric that is wrapped around the arm. The purpose of the elastic part is to fit different arm perimeters and the inelastic part is to maintain the electrodes at same position during the measurement. The belt was designed to maintain the relative position between electrodes and minimizing the movement artifacts (Figure 3). Figure 1 shows the location of the EAB on the body. Figure 2 presents the construction detail of the EAB and the auxiliary board. The circular marks in the area limited by the blue rectangle in Figure 2 represents the electrodes (Ag/AgCl) positioning at the arm according to Figure 1. The electrodes are connected to the channels at the auxiliary board. This auxiliary board contains the channels from the EAB and more 4 channels (channels 1', 2', 3' and 4') connected to 30Ω shunt resistors.

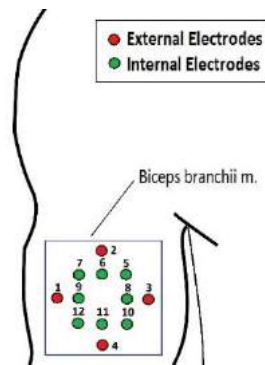


Figure 1: Electrodes position on the arm.

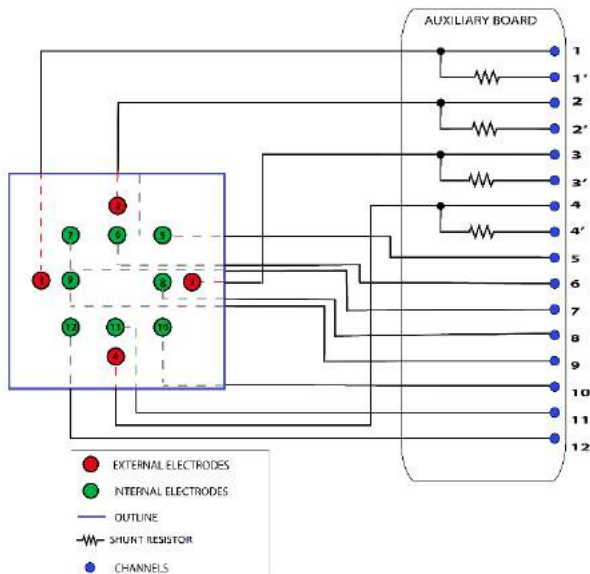


Figure 2: Diagram of EAB and auxiliary board with shunt resistors and connectors



Figure 3: Image of the EAB and auxiliary board. Inelastic fabric shown in blue and elastic fabric in light brown.

Experimental protocol – The experimental data acquisition used an Electrical Impedance Tomographer adapted to take the EIM measurements [14], [15]. The data collection was done with three healthy individuals over 18 years old, who had no history of muscle injury. The study was approved by the Ethics Committee on Human Research of the Federal University of ABC, CAAE protocol: 44576415.9.0000.5594.

In this study the measurements were done with the subject at rest condition. In one of the volunteers, the measurement was collected using only adhesive electrodes. An additional collection was performed with the same individual using EAB.

The measurements were performed on the biceps brachii muscle of the right arm. The subjects were seated in a height-adjustable chair with the elbow joint at 45° flexion. The forearm was supported to ensure no arm movement.

The EAB was placed over the biceps brachii according to the protocol described as follows: 1) It was considered an imaginary line between the acromion protuberance and distal biceps tendon; 2) The volunteer performed the elbow flexion to highlight the biceps muscle; 3) The position of larger perimeter of biceps brachii was marked with a pen; 4) The intersection of the imaginary line with position of larger perimeter was marked with a pen; 5) The center of the EAB was positioned coincidentally with the marked point.

Measurement and acquisition of the signals – The measurements were performed using 16 channels connected to EIT system. The voltage controlled current source connected to a signal generator (*Ultra Low Distortion Waveform Generator, Model DS-360; Stanford Research Systems, 1290-D Reamwood Ave., Sunnyvale, CA 94089*) was programmed to generate an alternating current with 0.4mA of amplitude and 125kHz frequency. This current is switched among the channels by a multiplexer controlled by computer's parallel port. The signals are digitalized by a 32 analog input board (*Model ICS-645, Interactive Circuits and Systems LTD, 5430 Canotek Rd, Gloucester ON, K1J 9G2, Canada*) connected to a computer according to Figure 4. The measurements were performed using 16 channels: 12 channels to measure electrode potential and 4 channels to measure potential drop at shunt resistors. Data from other channels were discarded.

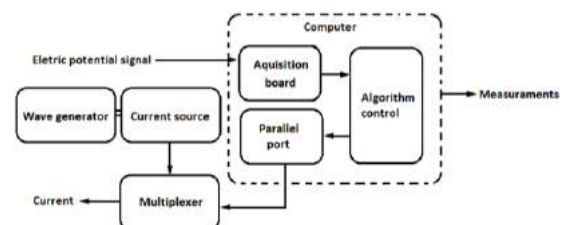


Figure 4: System diagram adapted from Santos (2015) [16].

Based on the study by Shiffman et al. (2003) [9], twelve Ag/AgCl electrodes were applied on the surface of the skin, located in the right arm in the brachial biceps muscle. The data were collected using two alternate current patterns. In the first pattern, the current flows transversely to the muscle fibers. The current source was connected to channel 1 and the ground to channel 3. In the second pattern, the current flow longitudinally to the muscle fibers. The current source was connected to channel 2 and the ground was in the channel 4. The channels 1, 2, 3 and 4 are the channels connected to the adhesive electrodes that will apply the current on the muscle. Considering the electric potential values obtained from the current channels and the value of the shunt resistor, it is possible to determine the input current and output current.

For the first current pattern the electric potential was measured transverse to the fibers between the channels 9 and 8. For the second current pattern the electric potential was measured longitudinal to the fibers between the channels 6 and 11. Thus, the nomenclature for the measured data used the following pattern: the first letter denominates the current direction, transverse (T) or longitudinal (L) to the muscle fibers and the second letter determines the direction of the measured electric potential, transverse (T) or longitudinal (L) to the muscle fibers.

In this study, firstly, it was measured the data only with the adhesive electrodes (without EAB) and secondly using the EAB to compare the acquisition difference between these two conditions. Each time that the data was collected, the EAB were removed and replaced on the arm in order to analyze the variance among the data collection.

Analysis of the results – After the collected data, the amplitude and phase were obtained by demodulation process. Then the impedance (Z) were obtained applying Ohm's law and resistance (R) and reactance (X) were analyzed. Next, the mean and standard deviation of the data was calculated and plotted.

Results

The Figure 5 and Figure 6, present influence of the EAB at the mean and standard deviation of reactance and resistance for volunteer #1 in two different configurations (TT, LL).

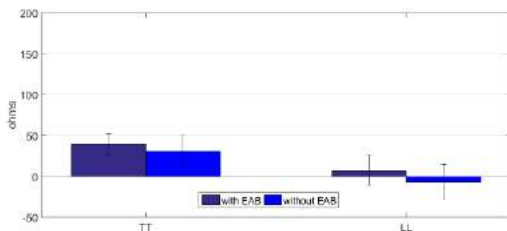


Figure 5: Comparison between the acquisition data with the adhesive electrodes without EAB, and with the use of the EAB – reactance values.

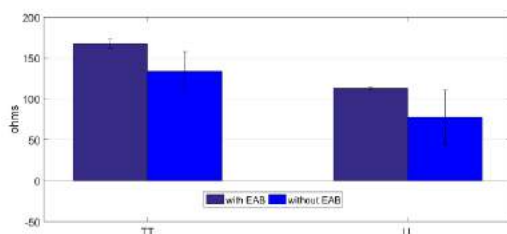


Figure 6: Comparison between the acquisition data with the adhesive electrodes without EAB, and with the use of the EAB – resistance values.

The data was collected from different volunteers using the EAB. Figure 7 and 8 shows the rest, reactance and resistance in transverse (TT) and longitudinal (LL) configurations.

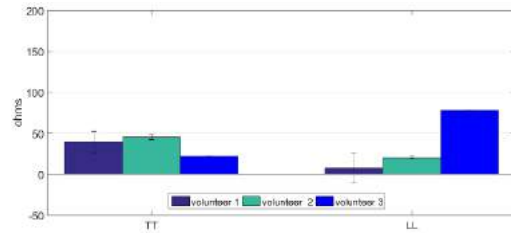


Figure 7: Rest Impedance analysis - reactance values.

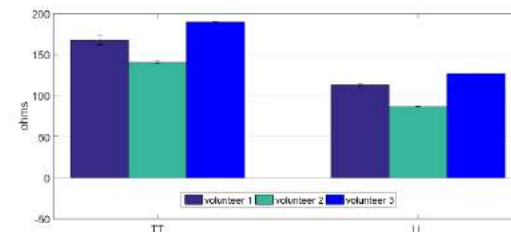


Figure 8: Rest Impedance analysis - resistance values.

Discussion

This study investigated the measurement standardization of EIM. The Figure 5 and 6 represents the comparison between the measurements data with the adhesive electrodes and data using the EAB, collected in the same subject. The results presented a higher error deviation in the data using only the adhesive electrodes when compared with the trials using the EAB. These results were expected, since the measurements using only adhesive electrodes allowed a higher position variation between the measurements. It was observed in Figures 5 and 6 a higher mean value for reactance and resistance for the data collected using the EAB. Taji et al. reported in his study that the contact impedance decreased when pressure was applied in the electrodes during the measurements, resulting in a better signal quality [17]. This conclusion reinforces the advantage of using the EAB construction, since it makes pressure over the adhesive electrodes maintaining contact impedance approximately constant.

It was observed that the impedances among the participants have different values and the impedance among the measurements from the same participant has low deviation values as shown in Figure 7 and 8, with the respective values for TT and LL mean and standard deviation. These values can be explained by the differences among the participants, as body composition, such as arm perimeter variation, lean mass and fat mass variation and epidermis composition, which can influence the obtained impedance value [18, 19]. The analysis in each trial revealed, that a substantial variability of the impedance at rest did not occur during the data acquisition. Considering the mean and standard deviation for all the volunteers, the results presented $35,71 \pm 12,24$ for TT reactance, $35,31 \pm 37,71$ for LL reactance, $166,09 \pm 24,74$ for TT resistance and $108,77 \pm 20,27$ for LL resistance. Furthermore, from the collected data it was observed that the longitudinal resistance to the fibers had smaller impedance than

transversal to the fibers, which is in accordance with other studies [20].

Conclusion

This study demonstrated the importance of standardization of data acquisition method for a more accurate study for EIM. Although the preliminary results of the present study with a reduced number of subjects, the impedance obtained using EAB presented lower standard deviation in the samples compared with values using only the adhesive electrodes.

Additionally, the absolute impedance values presented a low standard deviation in intra-subjects measurements, however with greater standard deviation in inter-subject measures. The mean resistance values were higher for the data collections conducted transversely to the muscle fibers than longitudinally to the fibers.

Acknowledgements

The authors acknowledge the financial support of CAPES and professor Raul Gonzalez Lima for the support of the Environmental and Biomedical Engineering Laboratory from University of São Paulo.

References

- [1] Holder, David S., (ed). Electrical impedance tomography: methods, history and applications. CRC Press, 2004.
- [2] Leite, E. V. C.; *et al.* Real-time detection of pneumothorax using electrical impedance tomography. *Critical Care Medicine*, v. 36, p. 1-10, 2008.
- [3] Moura, F. S.; *et al.* Dynamic Imaging in Electrical Impedance Tomography of the Human Chest with Online Transition Matrix Identification. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering (Print)*, v. 57, p. 422-431, 2010.
- [4] Reinius, H.; *et al.* Real-time ventilation and perfusion distributions by electrical impedance tomography during one-lung ventilation with capnothorax. *Acta Anaesthesiologica Scandinavica*, v. 59, p. n/a-n/a, 2015.
- [5] Costa, E. L.V.; *et al.* Bedside estimation of recruitable alveolar collapse and hyperdistension by electrical impedance tomography. *Intensive Care Medicine (Print)*, v. 35, p. 1132-1137, 2009.
- [6] Silva, O. L. Muscle contraction detection using Electrical Impedance Tomography. Tese de doutorado, Universidade de São Paulo, 2012.
- [7] Shiffman, C. A.; *et al.* Resistivity and phase in localized BIA. *Phys. Med. Biol.* 44 (1999) 2409–2429.
- [8] Rutkove, S. B. Electrical impedance myography: background, current state, and future directions. *Muscle Nerve* 40 (2009) 936–946.
- [9] Shiffman, C. A.; Aaron, R.; Rutkove, S. B. Electrical impedance of muscle during isometric contraction. *Physiol. Meas.* 24 (2003) 213–234.
- [10] Li, L; *et al.* Localized Electrical Impedance Myography of the Biceps Brachii Muscle during Different Levels of Isometric Contraction and Fatigue. *Sensors* 16 (2016), 581.
- [11] Orth, T. Impedance Changes in Biceps Brachii Due to Isometric Contractions and Muscle Fatigue Using Electrical Impedance Myography (EIM). Master of science. Georgia Southern University, Statesboro, Georgia, 2013
- [12] Coutinho, A. Relação entre os parâmetros da espectroscopia de Bioimpedância e contração muscular. Dissertação (Mestrado em Engenharia Biomédica) – COPPE, Universidade Federal do Rio de Janeiro, 2014.
- [13] Rutkove, S. B.; *et al.* Reference Values for 50 kHz Electrical Impedance Myography. *Muscle Nerve*. 2008 September ; 38(3): 1128–1132
- [14] Bertemes, P. F. Relatório Técnico I. Desenvolvimento de um circuito adaptativo da impedância negativa a ser utilizado na fonte de corrente em Tomografia de Impedância Elétrica. Universidade de São Paulo - Escola Politécnica - Departamento de Engenharia Mecânica Laboratório de Bioengenharia. São Paulo, 07 de Maio de 2004.
- [15] Mellenthin, M.M.; *et al.* The ACE1 thoracic Electrical Impedance Tomography system for ventilation and perfusion. Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC), 2015 37th Annual International Conference of the IEEE. IEEE, 2015.
- [16] Santos, Talles Batista Rattis. Sistema de triagem de pericárdio bovino para manufatura de válvulas cardíacas por tomografia de impedância elétrica. 2015. Dissertação (Mestrado em Engenharia de Controle e Automação Mecânica) - Escola Politécnica, Universidade de São Paulo, São Paulo, 2015.
- [17] Bahareh Taji, Shervin Shirmohammadi, Voicu Groza. Measuring Skin-electrode Impedance Variation of Conductive Textile Electrodes under Pressure. *IEEE* (2014), 4673-6386.
- [18] Orjan G. Martinsen; Sverre Grimnes. *Bioimpedance and Bioelectricity Basics*. London: Academic Press; 2011.
- [19] Tronstad, C.; Johnsen, G. K.; Grimnes, S.; Martinsen, O. G. A study on electrode gels for skin conductance measurements. *Physiol. Meas.* 31 (2010) 1395 -1410.
- [20] Shiffman, C. A. Adverse effects of near current-electrode placement in non-invasive bio-impedance measurements. *Physiol. Meas.* 34 (2013) 1513–1529.

DISPOSITIVO DE MONITORAMENTO DA PRESSÃO NO BALONETE DOS TUBOS ENDOTRAQUEAIS

T. J. P. Xavier*, M. B. Nogueira** e G. C. Nascimento*

*Departamento de Engenharia Biomédica – UFRN, Natal, Brasil

** Escola de Ciências e Tecnologia – UFRN, Natal, Brasil

e-mail: tassia.jdp Xavier@bct.ect.ufrn.br

Resumo: Tubos endotraqueais são normalmente utilizados em procedimentos de intubação orotraqueal. Eles possuem um balonete distal para a sua fixação na traqueia, de forma a permitir a ventilação mecânica. Se a pressão no balonete estiver baixa demais poderá comprometer a selagem no processo de ventilação, no entanto, se elevada poderá causar lesões endotraqueais. Desta forma, adotam-se medidas de monitoramento manual da pressão para assegurar uma ventilação artificial eficaz e proporcionar também o adequado fluxo sanguíneo capilar para a mucosa traqueal. Neste trabalho há a descrição do protótipo de um sistema microcontrolado que, de forma automatizada, monitora continuamente os valores de pressão do balonete e alerta, por meio de sinais sonoro e visual, situações de anormalidade, além de indicar no visor a pressão que o balonete exerce sobre a traqueia. O sistema construído foi testado em traqueia artificial e manômetro padrão, no qual apresentou resultados satisfatórios. O modelo final do dispositivo permitirá um controle assistido otimizado da intervenção na ventilação artificial, por exercer monitoramento contínuo da pressão no balonete do tubo endotraqueal, possibilitando a redução de riscos de complicações ao paciente.

Palavras-chave: Intubação orotraqueal, balonete, pressão no balonete, tubo endotraqueal.

Abstract: Endotracheal tubes are typically used in intubation procedures. They have a distal cuff to its attachment to the trachea, to enable mechanical ventilation. If the cuff pressure is too low, this may compromise the correct sealing for ventilation system, however if it is high, there could be damage the tracheal mucosa. Usually it is adopted procedures to take frequent pressure measurements and adjusts, in order to avoid damaging the trachea. This will maintain capillary blood flow suitable for tracheal mucosa. In this work there is a description of a prototype that continuously monitors the endotracheal tube, and sends alarm signals in situations of pressure failure, also presenting on its display the pressure given to the trachea. In the final version, the system will be able to provide an assistive control for the control for the artificial ventilation safety and this will minimize possibilities of injuries and health risk to patients.

Keywords: Endotracheal intubation, cuff, cuff pressure, endotracheal tube.

Introdução

A intubação orotraqueal (IOT) é um procedimento médico especializado feito em muitas situações de emergência, que visa à colocação de uma cânula ou tubo no interior da traqueia, com o auxílio de acessórios específicos, para assegurar um suporte ventilatório eficiente e seguro [1]. O procedimento é indicado nas situações em que a manutenção natural da permeabilidade das vias aéreas encontra-se prejudicada [2].

O tubo endotraqueal (TET) possui um balonete distal, cuja função é vedar e proteger as vias aéreas, prevenindo a aspiração de secreções e possibilitando a ventilação pulmonar com pressão positiva [3]. O balonete distal do TET exerce determinada pressão na parede traqueal, como apresentado na Figura 1, que não deve ser elevada. Caso isso ocorra, pode haver impedimento do fluxo sanguíneo sobre a mucosa traqueal, ocasionando lesões [3].

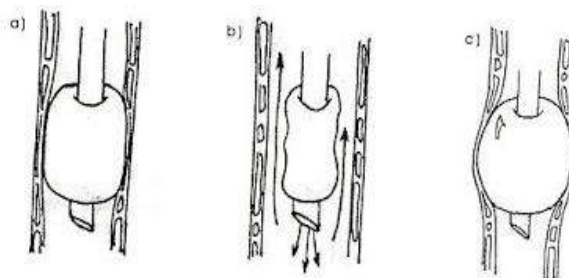


Figura 1: a) Pressão adequada; b) Pressão insuficiente; c) Pressão elevada.

As complicações endotraqueais mais frequentes causadas pelo balonete dos TETs foram estudadas por Bain [4] e incluem laringite, edema glótico, ulceração de mucosa, estenose de laringe, estenose ou dilatação da traqueia, intubação esofágica inadvertida e fistula da artéria inominada. Elas podem ocorrer quando o balonete é insuflado com altas pressões ou quando TETs muito calibrosos são utilizados por períodos prolongados [4]. Os trabalhos de Cooper & Grillo [5] indicam que a pressão aplicada pelo balonete à parede traqueal constitui o principal fator de estenose de traqueia e, portanto, deve-se manter entre 20 e 34 cmH₂O – faixa considerada segura e dentro dos padrões de normalidade para o procedimento –, não ultrapassando o valor máximo aceitável de 35 cmH₂O

[6]. Por este motivo, como medida preventiva de lesões traqueais, deve-se adotar a frequente mensuração e controle da pressão do balonete. Entretanto, na prática, apenas um controle empírico da insuflação por meio da palpação digital do balonete piloto é realizado geralmente [7].

Com o propósito de solucionar os problemas apresentados, desenvolveu-se um dispositivo para monitorar a pressão no interior do balonete dos TETs, permitindo à equipe médica um acompanhamento contínuo por meio da indicação dos valores ideais de pressão. O sistema de monitoramento consiste na emissão de sinais visual e sonoro, com o intuito de colaborar com a equipe de saúde na prevenção de possíveis complicações associadas ao uso elevado ou insuficiente dessa pressão.

Materiais e métodos

O trabalho, realizado no Laboratório de Robótica e Sistemas Dedicados (LARS) do Núcleo de Pesquisa e Inovação em Tecnologia da Informação da Universidade Federal do Rio Grande do Norte, consistiu na construção do protótipo de um dispositivo para medição e monitoramento da pressão no balonete dos TETs.

Para observar o funcionamento do sistema utilizou-se um tubo endotraqueal de 7,5 mm (modelo Solidor), uma vez que são os mais amplamente utilizados em adultos; uma seringa de 10 mL (modelo Luer Slip), como modelo de traqueia artificial, pois seu diâmetro é similar ao da traqueia de um adulto; uma torneira de 3 vias (modelo Luer Lock), para estabelecer uma conexão com o dispositivo e uma seringa de 20 mL (modelo Luer Slip), para realizar a insuflação do sistema. Para validar o sistema de monitoramento, a pressão do balonete foi medida por meio de um manômetro padrão com resolução de 0,01 cmH₂O, e posteriormente comparada com as indicações realizadas pelo dispositivo desenvolvido.

Construção do protótipo – O protótipo baseia-se no uso do sensor de pressão modelo 24PCAFA6G, da empresa Honeywell. Este consiste basicamente em um Strain Gauge, configurado internamente em uma ponte de Weastone, e é capaz de medir pressões com resoluções adequadas para a monitoração do balonete na traqueia em valores inferiores a 35 cmH₂O. O sistema monitor foi implementado inicialmente em um protoboard para avaliar, com flexibilidade, o comportamento geral do circuito, e está representado por meio de um diagrama de blocos na Figura 2. Níveis de pressão provenientes do balonete são convertidos em sinais analógicos por um amplificador de instrumentação INA128 configurado para ganho de 140. Em seguida, o sinal analógico é convertido para digital pelo próprio microcontrolador do Arduino Uno utilizado (modelo ATmega328). O sistema possui também um regulador de tensão TL431, que mantém estável o nível de tensão do amplificador de instrumentação para diversos níveis de carga provenientes de um conjunto de baterias inicialmente em 6V. Obtém-se o correto valor

de pressão por intermédio de uma curva estabelecida previamente em um processo de calibração para o sensor utilizado. A relação encontrada entre a pressão aplicada e a tensão resultante é aproximadamente linear, conforme exposto na Figura 3. Utilizando o método dos mínimos quadrados é possível encontrar os parâmetros da reta que melhor se ajustam ao conjunto de pontos do experimento. A partir disso, valores de pressão são monitorados continuamente por meio de rotinas implementadas em máquinas de estado que, ao identificar valores distintos dos limites de segurança, comandam o Arduino para procedimentos de ativação de alarmes visual e/ou sonoro.

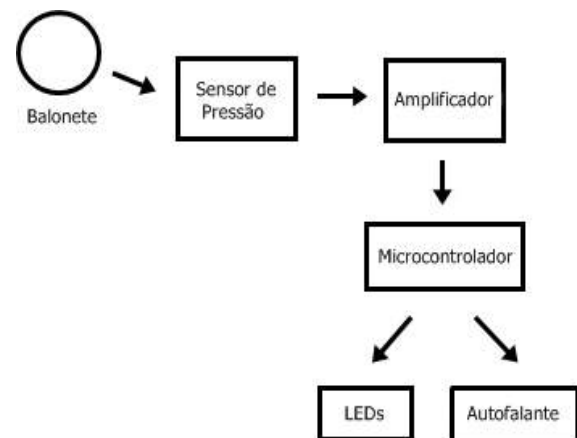


Figura 2: Diagrama de blocos do sistema de monitoramento.

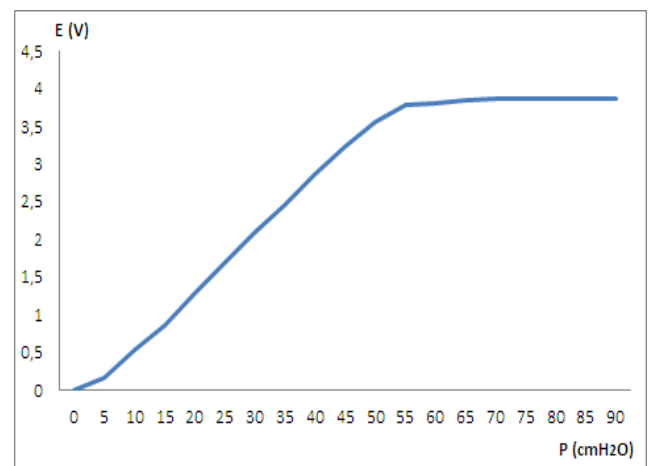


Figura 3: Curva de calibração. Observando o gráfico, verifica-se que ele é linear de 0 a próximo de 50 cmH₂O. Após 50 cmH₂O ele se estabiliza.

Experimento in vitro – O TET de 7,5 mm foi introduzido no modelo de traqueia artificial e seu balonete piloto acoplado ao adaptador tipo 3 vias. Isto permitiu, em um único circuito de pressão, conectar o dispositivo monitor com o manômetro padrão e o balonete distal do TET, que em seguida foi insuflado por meio da seringa de 20 mL.

De acordo com a literatura pesquisada, estabeleceu-se que os valores de pressão entre 20 e 34 cmH₂O seriam considerados adequados ao procedimento;

valores abaixo de 20 cmH₂O seriam insuficientes e acima de 34 cmH₂O estariam elevados.

Sistema de aquisição de dados – O sistema de aquisição de dados é baseado na utilização do microcontrolador ATmega328, da plataforma Arduino – uma ferramenta fácil para prototipagem rápida, flexível e adequada para a aplicação deste trabalho [8]. Os dados de pressão resultantes do processamento do sistema são apresentados no display do dispositivo monitor, em tempo real, para possibilitar o controle por parte do operador.

Máquinas de estados finitos – Para a implementação dos programas utilizados no sistema foi utilizada a técnica de Máquinas de Estados Finitos, na qual todos os parâmetros relevantes podem ser representados por meio de um diagrama de estados (ou diagrama de transição de estados). Uma máquina de estados é composta por um conjunto de estados (em um momento qualquer, a máquina está em apenas um deles, chamado estado atual), conjuntos de entradas e saídas, um mapa de transições e ações além de um estado inicial [9]. O objetivo desta técnica é descrever o algoritmo do sistema utilizando histerese; ou seja, os valores de mudança entre estados não são exatamente complementares, possuindo uma zona de intersecção. Isso evita, na presença de ruídos, transições espúrias quando o sinal estiver próximo dos valores de transição. Perceba, como mostrado na Figura 4, que a passagem do estado 1 para o estado 2 acontece quando a pressão for maior ou igual a 21 cmH₂O, mas a transição de 2 para 1 exige que o valor da pressão seja menor ou igual a 19.

A saída (ação) de cada estado está associada ao acionamento de led e/ou sinal sonoro para alertar ao usuário do nível de pressão corrente – baixa, ideal ou alta. Com este princípio, se estabelecem valores limites de pressão representados em cores por meio do acionamento de leds no circuito eletrônico, como representado na Figura 4.

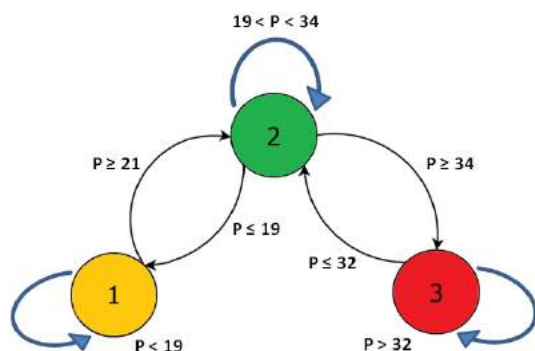


Figura 4: Representação do modelo de Máquinas de Estados Finitos, utilizado na modelagem do sistema para estabelecer os limites de pressão adequados, em que P representa a pressão em cmH₂O.

Resultados

Por meio do controle manual para o circuito de pressão desenvolvido, pôde-se constatar que, durante os

ensaios realizados em bancada, no momento em que se alcançou pressões de 20 a 34 cmH₂O – faixa de pressão considerada ideal para o procedimento –, o sistema emitiu sinal visual, com acionamento de um led verde, conforme apresentado na Figura 5. Para valores de pressão abaixo de 20 cmH₂O, um led amarelo era acionado, indicando nível de pressão insuficiente. Da mesma forma, no momento em que a pressão excedia o valor de 34 cmH₂O e aproximava-se do limite máximo aceitável de 35 cmH₂O, o dispositivo acionava um led vermelho, indicando pressão excessiva. Além disso, o sistema emitia sinal sonoro, por meio de um autofalante, consistindo em outra forma de alerta e segurança do procedimento. Durante o processo descrito foi utilizado manômetro de referência para o acompanhamento das indicações de pressão, apresentadas no dispositivo monitor com o intuito de assegurar seu correto funcionamento.

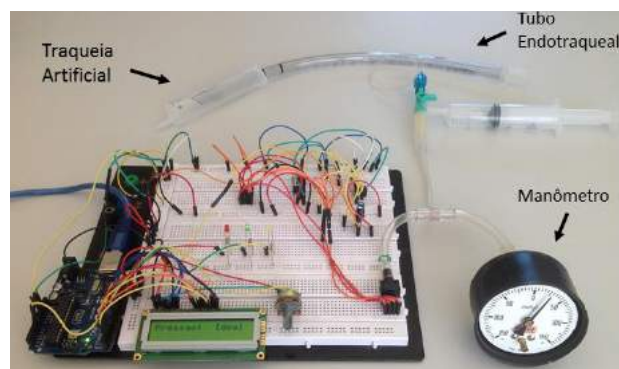


Figura 5: Realização de testes no dispositivo em bancada.

Foram realizadas 5 medições para os pontos de transição do estado 1 para o estado 2 (avanço), do estado 2 para o estado 3 (avanço), do estado 3 para o estado 2 (retorno) e do estado 2 para o estado 1 (retorno), totalizando 20 ensaios. Os resultados foram apresentados no dispositivo monitor e comparados com os valores indicados no manômetro padrão. Os dados foram avaliados de acordo com os valores de pressão estabelecidos como adequados ao procedimento. Nos 20 ensaios realizados os valores de pressão foram indicados corretamente e os leds foram acionados de acordo com os limites estabelecidos.

Tabela 1: Distribuição de dados referentes aos estados de transição entre os valores da pressão medidos por meio do manômetro padrão.

Estado	Média (cmH ₂ O)	Desvio Padrão	CV
1 para 2	19,57	0,427	2,18%
2 para 3	34,41	0,033	0,10%
3 para 2	34,05	0,202	0,59%
2 para 1	19,50	0,104	0,53%

A Tabela 1 apresenta o cálculo da média e desvio padrão para cada momento de transição entre estados de

pressão, onde CV é o coeficiente de variação de Pearson, obtido pela razão entre o desvio padrão e a média [10].

Discussão

O dispositivo construído apresentou desempenho aceitável quando comparado a um padrão de referência, representado por um manômetro de precisão. O erro médio padrão para um total de cinco ensaios foi de 0,19 para o avanço em valores de pressão entre 19 e 20 cmH₂O, e de 0,01 para valores entre 34 e 35 cmH₂O, os quais são considerados adequados para a natureza de aplicação apresentada neste trabalho.

Observou-se nos ensaios realizados que a transição do estado 1 para o estado 2 ocorria na faixa de pressão entre 19 e 20 cmH₂O, permanecendo neste estado até valores próximos a 34 cmH₂O. Notou-se também que a faixa de transição do estado 2 para o estado 3 ocorria entre 34 e 35 cmH₂O, e que, para estes valores, o led vermelho era acionado, assim como o alerta sonoro, indicando pressão excessiva. Desta forma pôde-se atestar a funcionalidade do dispositivo em realizar monitoramento contínuo da pressão no balonete e alertar à equipe de saúde quanto ao seu ajuste.

Os resultados obtidos, quando comparados às técnicas que são normalmente utilizadas por profissionais da saúde, mostraram melhor desempenho devido à característica distinta de monitoramento automático contínuo da pressão e à segurança que o dispositivo oferece, contribuindo assim com a melhoria do processo e possível redução no surgimento de complicações.

Entre as limitações que o dispositivo apresenta, destaca-se o fato do sistema monitor ter sido testado por meio de traqueia artificial, o que não reproduz a condição real para a aplicação do método de controle. No entanto, o experimento trouxe resultados iniciais relevantes para o posterior desenvolvimento de um sistema mais compacto que possa ser testado em condições reais. Ressalta-se também que os testes foram realizados em tubos endotraqueais, mas a aplicação se estende ao uso em cânulas de traqueostomia – prótese artificial que possui características semelhantes.

A utilização do microcontrolador Arduino permitirá, em uma futura instância, a automatização do processo de controle da pressão do balonete, possibilitando a integração com o sistema de ventilação mecânica e o envio remoto de informações.

Conclusão

Nas condições em que foi desenvolvido, constatou-se que o dispositivo monitor pode ser utilizado para o monitoramento da pressão no balonete de TETs em processos de intubação, permitindo um controle por parte da equipe de saúde. O protótipo demonstrou um funcionamento adequado, o colocando-se em posição de auxiliar a realização de um procedimento médico

seguro, de modo a minimizar possíveis riscos à saúde do paciente.

Agradecimentos

À Universidade Federal do Rio Grande do Norte (UFRN), pelo apoio à pesquisa desenvolvida, e ao setor de Engenharia Clínica do Hospital Universitário Onofre Lopes (HUOL/UFRN), pela disponibilização dos materiais e instrumentos médico-hospitalares utilizados neste projeto.

Referências

- [1] Martins HS, Neto AS, Velasco IT, Brandão N, Rodrigo A. Emergências clínicas: abordagem prática. 9ª ed. Editora Manole e JLG Editoração Gráfica; 2013.
- [2] Yamanaka CS, Góis AFT, Vieira PCB, Alves JCD, Oliveira LM, Blanes L, et al. Intubação orotraqueal: avaliação do conhecimento médico e das práticas clínicas adotadas em unidades de terapia intensiva. Revista Brasileira de Terapia Intensiva, vol. 11, no. 1, pp. 1 - 4, 2 2010.
- [3] Servin SON, Barreto G, et al. Tubo endotraqueal atraumático para ventilação mecânica. Revista Brasileira de Anestesiologia, vol. 2, no. 1, pp. 1 - 3, 1 2011.
- [4] Bain JA. Late complications of tracheostomy and prolonged endotracheal intubation. Int Anesthesiol Clin. 1972;10:225-244
- [5] Cooper JD, Grillo HC. Experimental production and prevention of injury due to cuffed tracheal tubes. Surg Gynecol Obstet, vol. 3, no. 1, pp. 1 - 5, 2 1969.
- [6] Jerre G, Silva TdJ, Beraldo MA, et al. Fisioterapia no paciente sob ventilação mecânica. Jornal Brasileiro de Pneumologia. 2007;33:142-50.
- [7] Camargo MF, Andrade APA, Cardoso FPF, et al. Análise das pressões intracuff em pacientes em terapia intensiva. Rev. Assoc. Med. Bras, vol. 4, no. 1, pp. 1 - 5, 3 2006.
- [8] What is Arduino. Disponível em: <www.arduino.cc/en/Guide/Introduction>. Acesso em: 12 de abril de 2016.
- [9] Vahid, Frank. Sistemas Digitais. Projeto, Otimização e HDLs. Edição: 1a. Porto Alegre (RS): Bookman, 2008.
- [10] Montgomery, Douglas C.; Runger, George C. Estatística Aplicada e Probabilidade para Engenheiros. LTC: Rio de Janeiro, 2003.

DESENVOLVIMENTO DE UM SISTEMA DE BAIXO CUSTO PARA AQUISIÇÃO DE SINAL ELETROMIOGRÁFICO

A. S. F. Ribas*, K. R. Mendonça*, D. O. Costa*, F. M. G. Fukuoka*, C. F. Justa* e S. S. R. F. Rosa*

*Laboratório de Engenharia e Biomaterial - BioEngLab®, Universidade de Brasília, Brasília, DF, Brasil
e-mail: alexandrefukuda@gmail.com

Resumo: Um circuito de aquisição de sinais eletromiográficos de baixo custo é demonstrado no presente trabalho. A partir da técnica da eletromiografia de superfície (EMGS) utilizando eletrodos na disposição bipolar, foram realizadas: amplificação, filtragem e normalização do sinal eletromiográfico. O sistema de aquisição dos sinais de EMGS foi desenvolvido obedecendo ao conceito de baixo custo, ou seja, há redução tanto no custo monetário do desenvolvimento quanto no quesito eletrônico de aquisição. A captura desse tipo de sinal impõe barreiras devido ao alto índice de ruídos ambientais e artefatos mecânicos que contaminam o sinal durante a utilização dessa técnica. Desse modo, buscou-se desenvolver um sistema capaz de realizar a captura desses sinais com custo reduzido e baixo nível de contaminação do sinal por ruídos.

Palavras-chave: eletromiografia, sinal muscular, biosinais.

Abstract: *A low cost electromyographic signals acquisition circuit is shown in this work. From the surface electromyography technique (SEMG) using electrodes in bipolar arrangement, were carried out: amplification, filtering and normalization of the electromyographic signal. The acquisition system of SEMG signals was developed in compliance with the concept of low cost, in other words, there is a reduction both in monetary development cost as the electronic circuit. The capture of this type of signal imposes barriers due to the high level of environmental noise and mechanical artifacts that contaminate the signal during the use of this technique. Thus, we sought to develop a system capable of performing the capture of these signals with reduced and low-level signal contamination by noise system cost.*

Keywords: *electromyography, muscular signal, biosignals.*

Introdução

A eletromiografia (EMG) é uma técnica utilizada para mensurar e avaliar a atividade elétrica muscular [1-2] sendo essa, uma ferramenta vital na análise da postura e do movimento do corpo humano [3]. Essa técnica consiste em registrar a atividade elétrica presente nos músculos que é gerada pela despolarização das células musculares durante o processo de contração

muscular [4]. O sinal elétrico produzido durante a ativação muscular, conhecido como sinal mioelétrico, ou sinal eletromiográfico, é produzido a partir de correntes elétricas geradas pela troca de íons através das membranas musculares e podem ser detectados com a ajuda de eletrodos [5]. O sinal eletromiográfico pode ser capturado em contato direto com os músculos, por meio de eletrodos invasivos, ou com o uso de eletrodos de superfície, que é um método não invasivo denominada eletromiografia de superfície (EMGS) [6]. Os eletrodos de eletromiografia convertem o sinal bioelétrico gerado pela despolarização das fibras musculares em um sinal elétrico capaz de ser amplificado e processado [7]. Entre as principais funções do EMG estão diagnosticar lesões musculares, acompanhar a regeneração muscular em seções de fisioterapia e monitorar a atividade muscular.

Atualmente, os sinais de EMGS são preferencialmente utilizados para obter informações sobre o tempo ou a intensidade de uma ativação muscular superficial [8]. Esse sinal está na ordem de 50 μ V a 10 mV de amplitude, sendo sua banda passante na faixa entre 20 Hz e 500 Hz, onde há predominância do sinal na faixa de 50 a 150 Hz [9].

O método de EMGS, entretanto, implica em alguns desafios para captura de sinal com baixo nível de ruído até mesmo em contrações isométricas simples, havendo interferências fisiológicas e não fisiológicas [10]. Uma vez que os eletrodos estão situados sobre a pele acima do músculo, a EMGS é uma fonte de fácil obtenção de informação [11]. O sinal de EMGS é formado pelo sinal elétrico da contração muscular e por várias componentes de ruídos, tais como: ruído térmico, ruído eletroquímico, ruído da rede de energia, artefatos de movimento, entre outros. Estes componentes de ruído acabam por gerar interpretações errôneas do sinal prejudicando as análises e as conclusões retiradas a partir dos dados [12-14].

Diante das dificuldades existentes no que se diz respeito à aquisição de sinais eletromiográficos com qualidade em detrimento ao alto custo desse tipo de equipamento, o presente trabalho busca investigar um meio de aquisição desse tipo de sinal abordando o conceito de baixo custo.

Materiais e métodos

O desenvolvimento do sistema proposto conta com a concepção de um dispositivo eletrônico responsável por amplificar, filtrar e condicionar sinais eletromiográficos.

Amplificação Diferencial – A aquisição do sinal eletromiográfico inicia-se pela diferenciação dos sinais capturados pelos eletrodos posicionados sob a superfície da pele na disposição bipolar. Para realizar essa diferenciação utiliza-se um amplificador de instrumentação ou *instrumentation amplifier* (INA), nesse caso, foi utilizado o INA 128P produzido pela *Texas Instruments*®. O INA é composto basicamente por um arranjo de vários amplificadores operacionais e a grande diferença entre o INA e um amplificador operacional (amp-op) simples está na alta precisão e no ganho em corrente contínua mesmo em ambientes ruidosos, geralmente causados pela frequência da corrente alternada da rede elétrica. Essa característica do INA é decorrente do seu alto índice de rejeição em modo comum ou *common-mode rejection ratio* (CMRR), que nesse caso é ajustado de maneira proporcional ao ganho, eliminando grande parte dos ruídos indesejáveis. Outra característica é referente à alta impedância de entrada, cerca de $10^9 \Omega$, o que o torna ideal para a medição de sinais de baixa tensão, como os sinais biológicos [15]. A Figura 1 demonstra como foi realizada a implementação desse estágio.

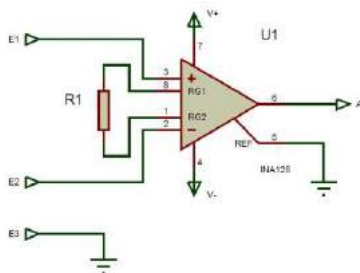


Figura 1: Conexões dos eletrodos em relação ao amplificador de instrumentação. O resistor R_1 conectado aos pinos 1 e 8 define o ganho da saída do amplificador.

O sinal de saída possui ganho que pode ser ajustado pelo usuário através do resistor R_1 , obedecendo a fórmula de acordo com a equação 1:

$$G = 1 + \frac{50 \text{ k}\Omega}{R_1} \quad (1)$$

Dessa forma, nesse estágio define-se a pré amplificação do sinal eletromiográfico. De acordo com as especificações do *datasheet* desse componente, um ganho da ordem de 100 vezes proporciona um CMRR por volta de 120 dB, sendo assim um índice de rejeição adequado para a captura desse tipo de sinal.

Filtragem – O segundo estágio do circuito é referente aos filtros passa altas e passa baixas. Os filtros ativos foram projetados utilizando-se o amp-op TL074,

que é um amplificador bastante comum, de baixo custo, e com baixo consumo e nível de ruído. Foram utilizados filtros do tipo ativo, pois essa topologia acaba fornecendo um isolamento em relação aos outros estágios.

A Figura 2 apresenta o esquemático dos filtros implementados, os quais são ativos, inversores e de primeira ordem. O sinal passa primeiramente pelo filtro passa altas, seguido pelo passa baixas. Nesses dois filtros, atenuam-se as frequências que estão abaixo e acima da faixa entre 17 e 483 Hz.

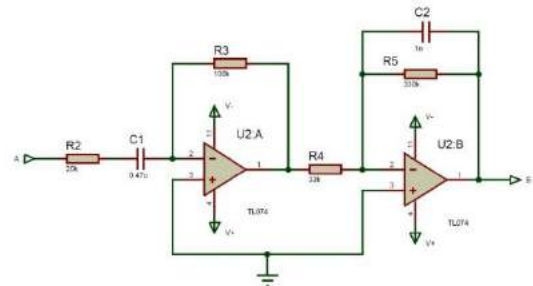


Figura 2: Esquemático do filtro passa altas com frequência de corte de 17 Hz e do filtro passa baixas com frequência de corte 483 Hz. O ganho total do sinal após esses dois filtros é de 50 V/V ou 34 dB, lembrando que, esse ganho pode ser ajustado de acordo com a necessidade do usuário.

Condicionamento do Sinal – Os estágios de amplificação e filtragem do sinal descritos no presente estudo possibilitam a visualização do sinal em osciloscópio. Contudo, para melhor caracterização e para digitalização do sinal torna-se necessária a utilização de um conversor analógico-digital de um microcontrolador. Ainda, de acordo com o microcontrolador escolhido deve-se alterar o offset no circuito, deixando todo o sinal captado entre zero volts e a tensão máxima de entrada do microcontrolador. A Figura 3 indica o circuito para ajuste de *offset* do sinal.

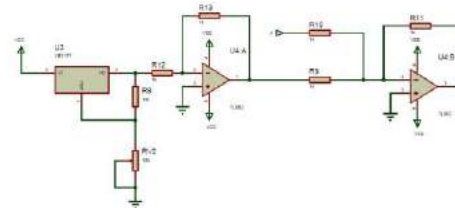


Figura 3: Circuito para ajuste de *offset*, onde uma tensão é somada ao sinal de saída para seu deslocamento.

A alimentação adotada em todo o circuito é do tipo simétrica, onde V_- corresponde a -9 V e V_+ corresponde a $+9 \text{ V}$. Essa alimentação foi realizada através de duas baterias de 9 V do tipo alcalina.

Resultados e discussão

Houve a implementação do circuito projetado em placa de circuito impresso como pode ser visto na Figu-

ra 4, pois dessa forma há redução de alguns ruídos indesejáveis que poderiam contaminar o sinal caso o circuito fosse montado em *proto-board*.

O circuito foi desenvolvido para que uma placa seja referente a um canal de aquisição, ou seja, para cada canal de sinal eletromiográfico que se deseja capturar, é necessária a montagem de uma placa do circuito de forma modular. Nesse caso, foi montado um módulo capaz de capturar 8 sinais simultaneamente.



Figura 4: Protótipo do circuito projetado, montado em placa de circuito impresso a fim de evitar interferências por ruídos ambientais.

A partir da descrição do circuito para aquisição do sinal, pode-se reproduzir da maneira que mais for conveniente.

Um fato de primordial importância nesse circuito é a utilização de filtros ativos de primeira ordem. É comum a utilização de filtros elétricos do tipo *Butterworth* e de ordens superior à quarta para o processo de filtragem de sinais eletromiográficos. Destaca-se a utilização do INA128P, que devido ao alto CMRR, foi suficiente para eliminar grande parte do sinal de modo comum, possibilitando a utilização de filtros considerados mais simples e menos eficazes sem haver perda na qualidade do sinal. A escolha dos filtros de primeira ordem proporcionou ao esquema elétrico dimensões reduzidas, menor quantidade de componentes, menor consumo elétrico e custo reduzido.

Os amp-ops utilizados nas etapas de filtragem, ganho e ajuste de *offset* foram todos TL074. Em grande parte dos circuitos para amplificação de sinais eletromiográficos encontrado, foram utilizados amp-ops considerados mais robustos e precisos e, conseqüentemente, mais caros e de aquisição mais difícil. Foram testados alguns modelos e comparados com o TL074. A Figura 5 demonstra uma dessas comparações.

Constatou-se que, além de ter um custo muito menor em relação aos outros, o TL074 se mostrou não só equivalente, como também, em alguns casos, teve rendimento superior aos outros amp-ops testados. Os filtros elétricos que foram utilizados seguiram a topologia inversora, pois essa topologia garante melhor estabilidade ao circuito.

O fato de sua configuração ter quatro amplificadores em apenas um encapsulamento é determinante na redução do espaço físico do circuito.

Durante os testes do esquema elétrico, constatou-se que o nível de ruído variava muito de um teste para

outro. Sendo assim, grande parte dos ruídos eram provenientes de fontes externas. A Figura 6 apresenta um exemplo de como o ruído do ambiente interfere na captura do sinal eletromiográfico; claramente, percebe-se a interferência do ruído de 60 Hz da rede elétrica.

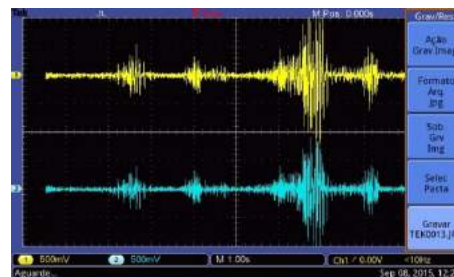


Figura 5: O sinal em amarelo (superior) utilizou filtragem com amp-op indicado para filtros de sinais eletromiográficos OPA2604 fabricado pela *Texas Instrument®*s e o sinal em azul (inferior) é do circuito implementado utilizando o amp-op TL074 também fabricado pela *Texas Instruments®*.

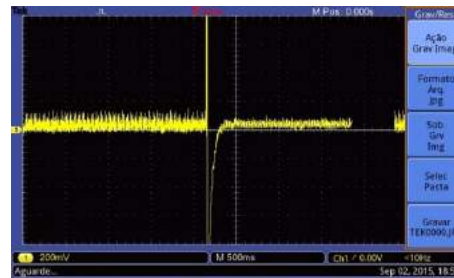


Figura 6: Sinal eletromiográfico do biceps do braço direito em repouso com iluminação do ambiente ligada (lado esquerdo) e desligada (lado direito).

A alimentação do módulo de captura do sinal foi por meio de baterias de 9 V, pois grande parte dos ruídos que interferem no sinal eletromiográfico são de 60 Hz, ou seja, provenientes da rede elétrica. Desse modo, a alimentação por meio de baterias possui vantagem em relação ao nível de ruídos e à portabilidade do equipamento; em contrapartida, há maior custo por conta da necessidade da reposição das baterias.

Observa-se também que, apesar de todo embasamento teórico, muitas vezes a utilização de opções mais baratas e acessíveis pode se tornar uma maneira de reduzir o custo do projeto sem interferir no funcionamento do mesmo.

Conclusão

O sistema para aquisição de sinais de EMGS de baixo custo proposto para este trabalho foi desenvolvido como proposto. A partir do circuito demonstrado no presente trabalho, há possibilidade de sua reprodução de acordo com o número de canais necessários. Também podem ser feitas alterações para que haja o condicionamento e normalização do sinal para que seja ajustado a diferentes micro controladores ou conversores A/D.

A captura de sinais eletromiográficos requer muito cuidado devido ao alto índice de ruídos que o afetam. Realizar a amplificação e filtragem desse sinal nem sempre resulta em um sinal de qualidade aceitável. A utilização dos componentes mais indicados para essa finalidade também não significa que serão minimizados os ruídos, pois os ruídos ambientais nem sempre poderão ser evitados. Entretanto, alguns dos ruídos mais comumente encontrados durante a captura desse tipo de sinal foram apresentados, de forma que o cuidado no momento da captura pode vir a reduzi-los em grande escala.

O sistema desenvolvido demonstrou que é possível a aquisição desse tipo de sinal mesmo sem um dispositivo de escala industrial, devido ao custo elevado.

Agradecimentos

Os autores gostariam de agradecer todo apoio aos membros do Laboratório de Engenharia e Biomaterial - BioEngLab® da UnB – Faculdade do Gama e ao Grupo de Pesquisa sobre a Saúde de Amputados Transfemorais (GPSAT) da UnB – Faculdade de Ceilândia.

Referências

- [1] Rillo F, Quitadamo LR, Cavrini F, Gruppioni E, Pinto CA, Cosimo N, Sbernini L, Alberi L, Saggio G. Optimization of emg-based hand gesture recognition: Supervised vs. unsupervised data preprocessing on healthy subjects and transradial amputees. *Biomedical Signal Processing and Control*. 2014; 14(0):117-125.
- [2] Boostani R, Moradi MH. Evaluation of the forearm EMG signal features for the control of a prosthetic hand. In: *Physiol. Meas.* 2003; 309-319.
- [3] Adrian M, Cooper JM. *The biomechanics of human movement*. Indianapolis, Benchmark Press; 1989. 772 p.
- [4] Najarian K, Splinter R. *Biomedical Signal and Image Processing*. Boca Raton: CRC Taylor & Francis; 2006.
- [5] Jamal MZ. *Signal Acquisition Using Surface EMG and Circuit Design Considerations for Robotic Prosthesis, Computational Intelligence in Electromyography Analysis - A Perspective on Current Applications and Future Challenges*, Dr. Ganesh R. Naik (Ed.), ISBN: 978-953-51-0805-4, InTech. 2012.
- [6] Bansod SJ, Raurale SA. Subject-Specific EMG Pattern Classification of active Hand movements for prosthesis applications. In: *IEEE International Conference on Advanced Communication Control and Computing Technologies (ICACCCT)*. 2014. p. 1502–1506. ISBN 9781479939145.
- [7] Mendonça KR. *Sistema microcontrolado de aquisição, detecção e classificação de sinais eletromiográficos*. Disseertação de mestrado — IFG-Jataí; 2013.
- [8] Chowdhury RH, Reaz MBI, Ali MABM, Bakar AAA, Chellappan K, Chang TG. Surface Electromyography Signal Processing and Classification Techniques. *Sensors*. 2013; 13, 12431-12466.
- [9] Mendes JJA, Agostini E, Okida S, Stevan SL. Circuit Design for Surface Electromyography Data Acquisition, in *Latin America Transactions, IEEE (Revista IEEE America Latina)*, vol.13, no.10, pp.3193-3200, Oct. 2015. doi: 10.1109/TLA.2015.7387221
- [10] Hashemi J, Morin E, Mousavi P, Hashtrudi-Zaad K. Enhanced Dynamic EMG-Force Estimation Through Calibration and PCI Modeling, *Neural Systems and Rehabilitation Engineering, IEEE Transactions on*. 2015; 23(1):41-50.
- [11] Karlsson J. Intelligent noise removal from emg signal using focused time-lagged recurrent neural network. *Phil. Trans. R. Soc. A, Applied Computational Intelligence and Soft Computing*, 2009. p.337-356.
- [12] Zhang X, Huang H. A real-time, practical sensor fault-tolerant module for robust EMG pattern recognition. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*. 2015; 12(1):18. ISSN 1743-0003
- [13] Geethanjali P, Ray KK. A Low-Cost Real-Time Research Platform for EMG Pattern Recognition-Based Prosthetic Hand. *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics*. 2014; (99):1-8.
- [14] Motion Lab Systems, I. *A software user guide for EMG Graphing and EMG Analysis*, 2009.
- [15] Jung W. *Op Amp Applications Handbook*. Elsevier, 2005. ISBN 0-7506-7844-5. Disponível em: <www.books.elsevier.com>

EQUIPAMENTO DE AVALIAÇÃO DE FORÇA INSTANTÂNEA DE PACIENTES COM LIGAMENTO DE JOELHO RECONSTRUÍDO

P. S. Schneider*, A. A. da Silva***, E. J. V. da Silva**, F. K. Schneider**, B. Schneider Jr**

*IFPR, Campo Largo, Brasil

**UTFPR, PPGEB, Curitiba, Brasil

***Clínica de Fraturas XV, Curitiba, Brasil

e-mail: paulo.schneider@ifpr.edu.br

Resumo: Na recuperação pós-operatória de cirurgia de reconstrução de ligamento cruzado anterior do joelho, onde médico e paciente estão unidos para o sucesso do tratamento, um dos maiores problemas é saber quando liberar o paciente para atividades físicas mais complicadas, principalmente à de direção de veículos automotivos. A decisão do momento ideal em autorizar o paciente submetido ao tratamento cirúrgico de reconstrução do ligamento do joelho a dirigir é preocupante, pois a decisão errada pode sujeitar o paciente a risco de falha do tratamento cirúrgico e implicações legais ao médico. O presente estudo tem por objetivo a construção de um protótipo capaz de avaliar a habilidade de um paciente em estado de reabilitação pós-cirúrgica em dirigir adequadamente, sem que coloque em risco seu próprio tratamento ou a vida de outros motoristas. Um sistema mecânico imitando a cabine de motorista foi construído e um sistema sensor com eletrônica embarcada implementado para medir forças e tempos de reação do paciente. Os resultados técnicos do sistema desenvolvido demonstraram sua funcionalidade com o atendimento de todos os requisitos do médico que levará a cabo a pesquisa clínica com pacientes reais.

Palavras-chave: voltar a dirigir, ligamento cruzado anterior do joelho, tratamento pós-operatório.

Abstract: *On postoperative recovery of reconstructive surgery of ligament of the knee, when doctor and patient work together for treatment success, one of the biggest problems is to know when to liberate the patient to more complicated physical activities, especially to drive vehicles. The decision of the ideal time to allow the patients return to driving vehicles is worrying because the wrong decision may subject the patient to risk of failure of surgical treatment and subject the doctor to legal undesirable ramifications. The present study aims the construction of a prototype capable of evaluating the ability of a patient in a post-surgical rehabilitation drive properly, without endanger his own or the other drivers lives. A mechanical Simulator system that emulates a driver's compartment was built and a sensor system with embedded electronics implemented to measure strength and reaction times. The technical results of the proposed system demonstrated*

functionality and fulfilled all the physician requirements. The physician will carry out the clinical research.

Keywords: *Back to drive, reconstructive surgery of ligament of the knee, postoperative treatment.*

Introdução

Atualmente a cirurgia de reconstrução do ligamento cruzado anterior (LCA) é um dos procedimentos médico cirúrgicos mais realizados dentro da ortopedia. Estimativas americanas apontam para 80.000 lesões por ano deste ligamento do joelho, sendo que a maioria das lesões ocorrem em pacientes numa faixa etária produtiva da vida, entre 15 e 45 anos, que realizam esporte em nível recreativo.

Cerca de 50.000 cirurgias para reconstrução do LCA são realizadas ao ano nos Estados Unidos gerando um impacto econômico e na saúde pública e privada expresso nos gastos financeiros com reabilitação inicial e complicações deste procedimento [1].

O ligamento cruzado anterior apresenta características básicas anatômicas conhecidas que determinam sua função no joelho, são elas: origem (no fêmur- parede lateral do intercôndilo femoral lateral), inserção (na tíbia- porção anterior do platô tibial a frente e lateral a espinha tibial) e duplo feixe ligamentar (dupla banda- Antero-medial e póstero-lateral). Sua biomecânica o qualifica como um restritor primário do deslocamento anterior da tíbia (entre 30-90 graus), um restritor secundário no controle da rotação tibial interna e angulações em varo e valgo [2,3].

A evolução da cirurgia do joelho tem apresentado inovações em materiais de implante ortopédico, técnicas cirúrgicas e abordagens terapêuticas/funcionais dos pacientes operados desta morbidade, mas os protocolos atuais não determinam de maneira segura um momento ideal para o paciente dirigir um veículo automotivo e, se necessário, realizar movimentos específicos como o de frenagem. Algumas condutas iniciais determinadas pelo cirurgião são vinculadas ao tempo pós-operatório, como o do enxerto ligamentar [4,5], técnica cirúrgica relacionada a este trabalho.

A autorização para que o paciente dirija pode levar o médico a correr riscos de implicações legais e aumento

da morbidade do paciente. Um dos objetivos do trabalho é responder à pergunta de quando podemos autorizar o paciente a voltar a dirigir após tratamento cirúrgico de reconstrução do ligamento cruzado anterior do joelho sendo o trabalho orientado ao membro direito.

Estimulados por um grupo de ortopedistas que precisavam de uma solução para este problema, chegou-se à conclusão de que um dispositivo que simulasse um carro poderia ser usado para medir os tempos de reflexo e reação do paciente e sua força, relacionados mais tarde com outras informações fisiológicas médicas.

O enfoque deste trabalho é a criação do protótipo de um equipamento que possui uma pedaleira de carro (pedal do freio), onde o paciente irá simular uma situação real de um automóvel em situação de reação e frenagem. Acoplado ao pedal, um sistema mecânico-eletrônico fará a leitura do tempo de resposta do paciente em pisar no pedal após um sinal sonoro/visual e a força com a qual pressionou o pedal. Esses dados são dispostos em um gráfico de força versus tempo e serão disponibilizados ao médico, que poderá fazer a análise de todos os parâmetros necessários para a liberação ou não do paciente para dirigir automóveis.

Materiais e métodos

Para o desenvolvimento do equipamento, implementou-se uma parte eletrônica de medida, processamento e saída processada, e uma parte mecânica que simula o ambiente de direção do carro, contendo um banco automobilístico, pedais de comando e volante. A seguir, as partes são detalhadas.

Sistema Eletrônico – O Hardware implementado foi desenvolvido especificamente para o problema e seu diagrama de blocos é apresentado na Figura 1.

Uma célula de carga capta o esforço de frenagem do paciente e seu tempo de resposta após um sinal sonoro (buzzer cerâmico) e luminoso (sinalização à LED). O sinal de tensão da célula de carga é então tratado e digitalizado para ser processado pelo microcontrolador 8051. Circuitos de apoio (memória e conversor serial-USB) ajudam na comunicação com um laptop, onde o sinal processado e mostrado em forma de diagrama força versus tempo.

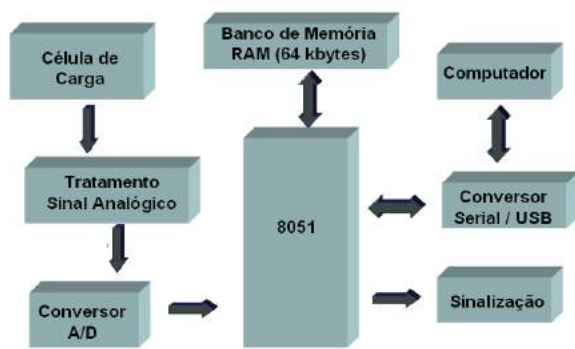


Figura 1: Diagrama de Blocos do hardware.

Célula de carga - A célula de carga é o elemento sensor fundamental do equipamento. Ela transforma a

força exercida sobre o pedal em um sinal de tensão analisável, e atende os requisitos de força relacionada a um pedal de freio de um automóvel. A célula utilizada possui as seguintes características: 50 kg de capacidade nominal, sensibilidade de $2 \pm 10\%$ [mV/V], excitação CC ou CA de 10 V (definida dentro da faixa de trabalho) e tensão de saída de 0 a 25 mV.

Tratamento de sinal - O sinal gerado pela célula de carga é de baixa amplitude e necessitou ser tratado de uma faixa de 0,0 a 0,025 V para 0,0 a 5,0 V, através de um amplificador operacional LM741. Após esta etapa, usou-se o conversor por aproximação sucessiva (tempo de conversão de $103\mu\text{s}$ a $114\mu\text{s}$) A/D ADC0804 de 8 bits de saída, e resolução de $5\text{V}/256 = 19,5\text{ mV}$.

Microcontrolador - Optou pelo microprocessador família 8051 (Atmel) AT89S52, baseado nos critérios: Custo/Benefício; Comunicação com computador (Serial/USB); Memória de 128 bytes de RAM interna e 4 kB de memória de programa ROM interna; 8 bits; Endereçamento de até 64 kB de memória de dados externa e endereçamento de até 64 kB de memória de programa externa, 3 timers/counters de 16 bits, e porta serial USART. Utilizou-se um cristal oscilador de 11.5092 MHz e o programa foi feito em linguagem *assembly*. Para a comunicação serial foi utilizado o CI MAX232, que basicamente realiza a adequação dos níveis de tensão.

Software – existem duas partes distintas, que trabalham em sincronização. O software do microcontrolador que coordena todas as atividades de leitura e armazenamento primário dos dados no banco de memória RAM, transmissões desses dados armazenados para o computador, e acionamento dos sinalizadores de início e término do processo. E o software dedicado que analisa e processa os dados, plota gráficos e gera um relatório. Essa abordagem é feita a seguir.

Software Microcontrolador – programado em “assembly”, com funcionalidade especificada na Figura 2. O software basicamente sinaliza para o usuário o início do teste, armazena a informação de força em função do tempo exercida na célula de carga por um período determinado, registra os dados em memória e finaliza a sessão.

Software do Computador – executado em linguagem “Java”. O UML do software é apresentado na Figura 3. As atribuições são: um formulário onde se preenche os dados do paciente, médico e características da cirurgia, data; conexão e comunicação com microcontrolador; apresenta ao profissional médico um botão de comando de início de teste; apresenta um protocolo de uma série de três testes configuráveis; capacidade de leitura e registro dos dados armazenados pelo microcontrolador e visualização desses dados em forma de gráficos; Gera relatório completo.

Banco de Memória RAM – Com frequência mínima de leitura de 1 kHz, 5 s de dados ultrapassam os 128 bytes da RAM interna. Usou-se um banco externo de memória KM62256C cascadeados, compondo 64 kB de RAM.

Partes Mecânica e Eletrônica - A parte mecânica disponibiliza o pedal, suporte para o transdutor (célula de carga), mola e base de apoio (acento ergonômico). A parte eletrônica é composta do controle, captura, interpretação e armazenamento dos dados, além de disponibilizá-los visualmente na tela de um laptop.

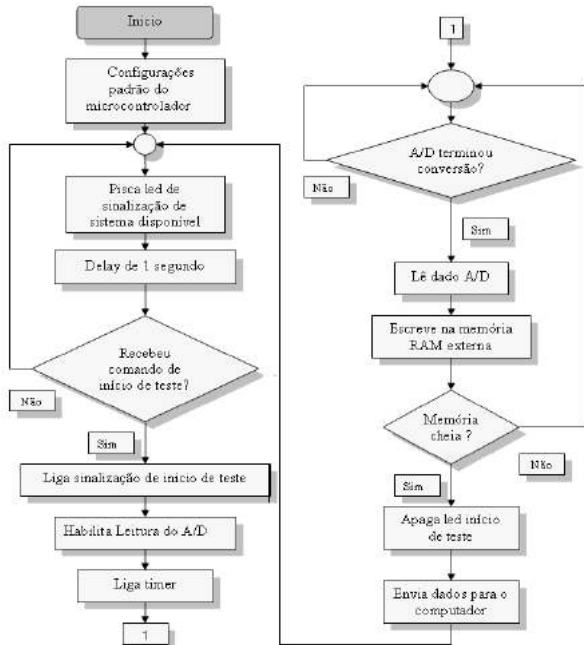


Figura 2: Fluxograma do software do microcontrolador.

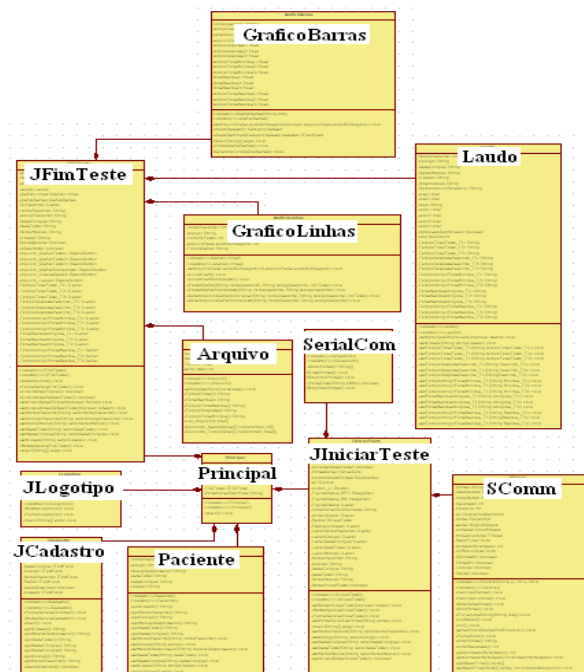


Figura 3: Diagrama UML do software em JAVA®.

Resultados

Os resultados iniciais demonstram sensibilidade e precisão eletrônica como especificado em projeto. A Figura 4 apresenta uma tela típica do programa no computador. A Figura 5 apresenta o resultado gráfico de

um experimento efetuado em laboratório onde a força típica a ser exercida por um paciente foi simulada três vezes no sistema. O sensor (célula de carga) foi testado anteriormente para verificar o atendimento de suas especificações. O circuito de teste apresentou uma exatidão e linearidade conforme dados do fabricante [6]. A força é indicada dinamicamente na ordenada e o tempo de resposta é medido e mostrado na abcissa. O instante zero é sincronizado com o sinal emitido pelo equipamento. Este sinal deve ser reconhecido pelo paciente como ordem de frenagem, simulando uma situação na qual o paciente deveria frear. Ao sistema poderão ser adicionados rotinas de medições automáticas que os profissionais da medicina desejarem. O sistema foi aprovado com mérito pela junta médica que utilizará o aparelho em testes clínicos de recuperação.



Figura 4: Tela típica do software desenvolvido para controle e análise da resposta do paciente.

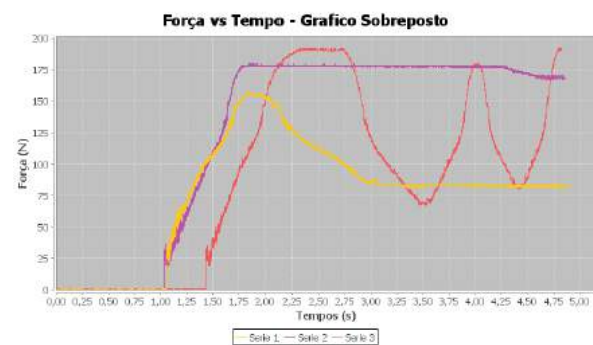


Figura 5: gráfico representando três ensaios de força versus tempo. O instante zero é sincronizado com o sinal emitido pelo equipamento.

A parte mecânica é mostrada na Figura 6 e contém um banco automobilístico ajustável para o tamanho do paciente. Um único pedal de freio é colocado no protótipo, projetado de modo o oferecer as mesmas forças que um carro real, i.e., o padrão de resistência mecânica está dentro dos padrões exigidos nas montadoras.

O volante funciona simplesmente como apoio para as mãos. O sistema eletrônico é acoplado e uma placa

contendo os sinais luminosos e sonoros é posicionada na altura da vista do paciente, aproximadamente no local onde estaria o para-brisa. A montagem e desmontagem fáceis permitem grande mobilidade ao sistema para leva-lo entre as clínicas e hospitais onde podem ser realizados os testes. O sistema eletrônico é ligado a um laptop de onde o médico pode também acionar o sinal (que pode ser com tempo aleatório, possibilitando medições duplo-cegas) para o teste.



Figura 6: Foto do protótipo do sistema mecânico.

Discussão

Os resultados de laboratório aprovam o sistema para medição de força de pacientes em estado de recuperação pós-operatório de reconstrução do ligamento cruzado anterior do joelho direito (RLCAJD) e está adequado para toda a faixa possível de forças e tempos envolvidos em manobras de frenagem. Uma próxima etapa clínica será feita com pacientes reais e acompanhada por um médico cirurgião, ocasião onde serão verificados os limites médicos do sistema. Na parte médica, recomendações sobre direção segura para os pacientes submetidos ao tratamento cirúrgico ainda permanecem intuitivas, por falta de dados da literatura. A falha na liberação para dirigir expõe o médico a implicações jurídicas e o paciente a riscos desnecessários [4,8].

Em estudo realizado por Gotlin RS et. al. [5], 12 pacientes do sexo masculino submetidos a tratamento cirúrgico RLCAJD e posterior reabilitação fisioterápica foram comparados a 10 indivíduos hígidos e sem disfunção do joelho direito durante 10 semanas seguintes ao tratamento cirúrgico. Os resultados mostraram que a grande melhoria da habilidade motora dos pacientes operados ocorreu no período de 4-8 semanas [5,7,9]. Nguyen et. al. [9] avaliaram 31 pacientes submetidos ao tratamento cirúrgico de reconstrução do ligamento cruzado anterior e descobriram que 25% dos pacientes que operaram o joelho direito não haviam atingido valores de tempo de reação de frenagem semelhante ou maiores ao pré-operatório após 6 semanas e que os outros 75% apresentavam valores de tempo de reação de frenagem mais lentos, em comparação ao pré-operatório, no mesmo período. Outro estudo com pacientes em pós-operatório de cirurgias ortopédicas diferentes, mostrou que pacientes submetidos a tratamento cirúrgicos de

fratura do tornozelo direito retornam em 9 semanas, com artroscopia do joelho direito, em 4 semanas, e submetidos a artroplastia do quadril ou artroplastia do joelho, 4 a 6, e—submetidos a tratamento cirúrgico de fratura dos membros inferiores, voltam 6 semanas [4]. O equipamento proposto, após os estudos clínicos, poderá ser usado para modelar um procedimento clínico de referência para a liberação do paciente para direção de automóveis em situação segura.

Conclusão

O sistema de avaliação de pacientes em recuperação pós-operatória de RLCAJD se mostrou funcional e atendeu tudo o que foi requisitado pelo médico que levará a cabo a pesquisa clínica com pacientes reais.

Agradecimentos

Agradecimentos à Fundação Araucária e Fundação da Universidade pelas bolsas de iniciação científica dos graduandos em engenharia e ao Médico autor por bancar a construção da parte mecânica.

Referências

- [1] Insall & Scott- Surgery of the Knee ; fourth edition vol 1 e 2.
- [2] Sonnery-Cottet B, Chambat P. Technical Note :Anatomic Double Bundle: A New Concept in Anterior Cruciate Ligament Reconstruction Using the Quadriceps Tendon Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic and Related Surgery, Vol 22, No11(November), 2006: pp 1249.e1-1249.e4.
- [3] Garofalo R, Mouhsine E, Chambat P, Siegrist O: Anatomic anterior cruciate ligament reconstruction: the two-incision technique. Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc (2006) 14: 510–516.
- [4] Marecek GS, Schafer MF : Driving After Orthopaedic Surgery. J Am Acad Orthop. Surg 2013;21 : 696-706.
- [5] Gotlin RS, Sherman AL, Sierra N, Kelly M, Scott WN: Measurement of brake response time after right anterior cruciate ligament reconstruction. Arthroscopy 2000;16(2):151-155
- [6] <http://www.alfainstrumentos.com.br/GL-50-100-200-300-500.html> acesso em 30/04/2016.
- [7] Hau R, Csongvay S, Bartlett J: Driving reaction time after right knee arthroscopy. Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc 2000;8(2):89-92.
- [8] Recommendations for Driving After Right Knee Arthroscopy Evan Argintar, MD; Amy Williams, MD; Jonathan Kaplan, MD; Michael P. Hall, MD; Thomas Sanders, MD; RajYalamanchili, BS; GeorgeF. Hatch III, MD /_may 2013_Volume36• Number 5.
- [9] Nguyen T, Hau R, Bartlett J: Driving reaction time before and after anterior cruciate ligament reconstruction. Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc 2000; 8(4):226-230.

DESAFIOS E LIMITAÇÕES NA COLETA DE SINAIS ELETROMIOGRÁFICOS DE MEMBROS INFERIORES EM AMPUTADOS TRANSFEMORAIS

T. A. V. Zoccoli*, R. C. Silva*, B. S. Souza**, D. C. Ornelas** e V. R. F. S. Paz**

*Universidade de Brasília (UnB) - Faculdade do Gama (FGa), Brasília, Brasil

** Universidade de Brasília (UnB) - Faculdade de Ceilândia (FCE), Brasília, Brasil

e-mail: thanyezoccoli@hotmail.com

Resumo: O uso da Eletromiografia de Superfície (EMGs) como ferramenta de estudo do funcionamento muscular tem sido bastante difundido e utilizado em diferentes áreas de atuação. O estudo do comportamento fisiológico da musculatura de indivíduos amputados transfemorais por meio da EMGs pode se tornar difícil por todos os fatores de interferência e adaptações que são necessários, podendo comprometer a qualidade do sinal, se não minimizados. O presente estudo teve como objetivo definir e descrever as limitações encontradas na coleta do sinal eletromiográfico dos membros inferiores de amputados transfemorais unilaterais durante a realização de teste de esforço máximo em bicicleta ergométrica. A principal limitação encontrada foi a perda da sucção da prótese durante a realização do teste, ocasionada pelos fios dentro do soquete, pela ausência de descarga de peso no solo e pela presença de suor. A partir da descrição dos principais problemas encontrados durante a captação de sinal eletromiográfico dos membros inferiores de pacientes amputados, o presente trabalho pode subsidiar o aprimoramento dos equipamentos e técnicas de coleta existentes, a fim de otimizar a performance desses indivíduos durante a captação e a qualidade do sinal encontrado.

Palavras-chave: Eletromiografia de superfície, Amputação transfemoral, Tecnologia.

Abstract: *The use of Surface Electromyography (SEMG) as a tool to study muscle function has been largely widespread and used in many study areas. The study of muscle behavior on transfemoral amputees by SEMG can be very difficult because all the factors that could cause interference and consequently impair the signal quality if they are not reduced. The aim of this study was to identify and describe the limitations found during the capture of electromyographic signal in lower limb of amputees, while they were performing an effort test on a bicycle. The loss of prosthesis suction during the test was related as the most prejudicial factor, caused by sweat, presence of cables inside the prosthesis and by the loss of limb support on ground. By the description of the main problems found during the electromyographic signal capture of lower limbs of amputees, this study can be used as a base for the improvement of equipment and techniques that already exist for signal capture and*

to optimize the performance of these individuals in the test and also the quality of the signal collected.

Keywords: *Surface Electromyography, Transfemoral amputee, Technology.*

Introdução

O estudo sobre o uso da eletromiografia de superfície (EMGs) tem crescido consideravelmente nos últimos anos e vem se estabelecendo como um importante método não invasivo de investigação do sistema neuromuscular e seu funcionamento [1]. Por meio da análise dos sinais captados através de eletrodos multicanaís, a EMGs possibilita a compreensão acerca do nível de atividade muscular, grau e duração da contração, ocorrência de fadiga, bem como do perfil das unidades motoras recrutadas.

Sabendo-se que a coleta do sinal eletromiográfico pode ser afetada por fatores diversos como ruídos, mau posicionamento ou deslocamento dos eletrodos, alterações na pele ou perda do contato devido à dinamicidade advinda da contração muscular [2], diferentes protocolos e métodos foram estabelecidos para otimizar a captação do sinal biológico, visando um sistema de medição confiável e consequente análise e interpretação de qualidade.

As aplicações da EMGs são vastas, possibilitando a investigação da fisiologia da contração muscular em situações e populações distintas, como em indivíduos amputados, cuja análise eletromiográfica auxilia na compreensão do comportamento fisiológico do membro amputado, norteador condutas dos profissionais da saúde [3] e produzindo embasamento teórico para o desenvolvimento tecnológico de instrumentos que contribuam para a vida do indivíduo amputado, proporcionando melhora do seu desempenho funcional.

Além dos fatores supracitados, as alterações desencadeadas pela perda física do membro também dificultam a coleta do sinal eletromiográfico em indivíduos amputados, fazendo-se necessária atenção aos fatores extrínsecos e dedicação para que a coleta seja minimamente prejudicada [4].

Nesse contexto, o presente estudo procurou definir e descrever as limitações encontradas na coleta do sinal eletromiográfico dos membros inferiores de amputados transfemorais unilaterais durante a realização de teste de esforço máximo em bicicleta ergométrica,

possibilitando informações para o aprimoramento de técnicas e coletas de sinais eletromiográficos.

Materiais e métodos

O presente estudo foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa da Faculdade de Ciências da Saúde da Universidade de Brasília (11911/12). Após concordarem em participar do estudo, os voluntários assinaram o termo de consentimento livre e esclarecido (TCLE).

Avaliaram-se 7 indivíduos do sexo masculino com amputação transfemoral unilateral e em uso de prótese de membro inferior. Foram incluídos no estudo: homens com idade entre 20 e 45 anos com amputação transfemoral unilateral em uso de prótese de membro inferior, praticantes regulares de atividade física (no mínimo 3 vezes por semana), com ausência de doenças cardiovasculares, circulatórias, respiratórias, distúrbios hormonais e/ou metabólicos, não tabagistas e não consumidores frequentes de bebida alcoólica e/ou drogas.

Foram coletados sinais de eletromiografia de superfície (EMGs) dos membros inferiores dos voluntários durante a realização do teste ergoespirométrico em bicicleta ergométrica (Brudden Equipamentos Ltda), utilizando-se um eletromiógrafo de 4 canais. Para a coleta foram utilizados eletrodos de superfície bipolar passivos posicionados nos músculos vasto lateral (VL) e bíceps femoral (BF), tanto do membro inferior residual, quanto do membro inferior sem amputação.

Para a preparação da pele e posicionamento dos eletrodos utilizou-se como referência o Consenso Geral Europeu SENIAM [5] (com adaptação do posicionamento na perna amputada). Foram realizadas marcações com caneta dermatográfica ao redor dos eletrodos de superfície (Figura 1), a fim de controlar o posicionamento dos mesmos ao final do teste. Após estes procedimentos, os voluntários colocaram sua prótese de membro inferior de uso cotidiano e foram conduzidos à bicicleta ergométrica.



Figura 1. Posicionamento e marcação dos eletrodos no músculo vasto lateral do coto.

As coletas foram realizadas em condições controladas de temperatura, pressão atmosférica e umidade. Para a realização do teste de esforço máximo, foi utilizado um protocolo de Rampa (15 W/min), com duração entre 8 e 15 minutos.

Durante a realização do teste contabilizou-se quantas vezes o voluntário acionou a válvula de sucção da prótese e aproximadamente na metade da realização do teste todos os indivíduos foram questionados sobre a perda de sucção da prótese, sendo orientados a graduar a percepção da perda entre 0 e 100%, sendo 0, nenhuma perda e 100% perda completa da sucção. Após a realização da coleta foi solicitado aos voluntários que graduassem sua satisfação a respeito do grau de sucção da prótese com uma nota entre 0 e 10, sendo 0 totalmente insatisfeitos com a sucção da prótese e 10 totalmente satisfeitos.

Análise estatística: A análise e o tratamento estatístico dos dados foram realizados por meio do programa *Statistical Package for Social Sciences* – SPSS (Chicago, IL, USA) versão 20. A estatística descritiva está apresentada como frequência, média e desvio-padrão (\pm).

Resultados

Foram avaliados 7 indivíduos do sexo masculino com amputação transfemoral unilateral com idade média de 31,57 anos ($\pm 7,43$) e tempo de amputação médio de 6,28 anos ($\pm 2,62$). As características gerais da amostra estão representadas na tabela 1.

Tabela 1. Características gerais da amostra

Variável	Média	DP
Idade (anos)	31,57	$\pm 7,43$
Altura (m)	1,77	$\pm 0,76$
Peso (kg)	74,85	$\pm 14,07$
IMC (kg/m ²)	23,76	$\pm 3,57$
Tempo de amputação (anos)	6,28	$\pm 2,62$

Todos os voluntários faziam uso de uma prótese de membro inferior consistida em articulação protética de joelho modelo 3R80 (Ottobock) com sistema hidráulico único de rotação e em um soquete com sistema de sucção para encaixe ao coto (Figura 2). A válvula de sucção, localizada na parte distal do soquete, favorece a fixação do mesmo no coto por proporcionar pressão negativa entre o coto e a parede interna do soquete. Este sistema permite a liberação do ar dentro do encaixe durante a descarga de peso, evitando a queda da prótese.

A colocação da prótese com válvula de sucção foi realizada através de uma espécie de lona ou sacola que engloba o coto antes de ser colocado no encaixe da prótese. Neste método, retira-se a tampa da válvula do encaixe e o tecido passa por ela. O coto então é colocado dentro do soquete e o tecido é retirado através da válvula e esta é fechada, criando um vácuo que fixa a prótese ao coto.



Figura 2. Modelo da prótese de membro inferior com identificação de seus componentes. Fonte: Arquivo próprio.

Os voluntários relataram que os eletrodos e os fios inseridos dentro da prótese atrapalharam a sucção da prótese desde o início do teste, sendo essa uma das maiores limitações encontradas no estudo.

Durante a realização do teste os voluntários acionaram a válvula de sucção da prótese em média 2,71 vezes ($\pm 0,75$) (Figura 3). No entanto, o sistema não se mostrou efetivo devido à ausência de descarga de peso no solo provocada pelo apoio na bicicleta e pela presença dos fios e eletrodos dentro do soquete, o que levou à perda de sucção da prótese. Assim, todos os voluntários relataram percepção de perda de aproximadamente 50% da sucção antes da metade do teste, e média de 63% ($\pm 0,11$) de perda de sucção na metade do teste (Tabela 2). Quatro testes foram interrompidos devido a queda da prótese de membro inferior, os outros três voluntários relataram que ao final do teste a prótese havia perdido completamente a sucção e estava apenas apoiada no coto.

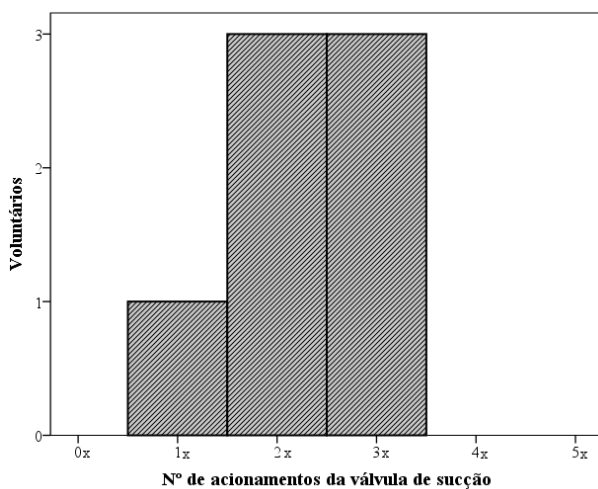


Figura 3. Quantidade de acionamentos da válvula de sucção pelos voluntários durante a realização do teste.

Quanto ao grau de satisfação com a sucção da prótese durante o teste todos os voluntários atribuíram

nota inferior a 3, sendo a nota média de 0,85 ($\pm 1,06$), representando a insatisfação dos indivíduos com o sistema (Tabela 2).

Tabela 2. Avaliação dos voluntários quanto à sucção da prótese.

Item avaliado	Gradação	Avaliação
Percepção de perda de sucção (metade do teste)	0 a 100%	63% $\pm 0,11$
Grau de satisfação com a sucção da prótese	0 a 10	0,85 $\pm 1,06$

Após a realização do teste, o posicionamento dos eletrodos foi avaliado a partir da marcação feita com caneta dermatográfica ao redor dos mesmos antes do início do teste onde foi possível verificar que, apesar da movimentação da prótese durante a realização do teste, os eletrodos não haviam sido deslocados ao fim do mesmo. Além dos eletrodos e fios posicionados dentro da prótese, o suor produzido durante o teste de esforço também se mostrou como fator limitante para sucção da prótese (Figura 4).

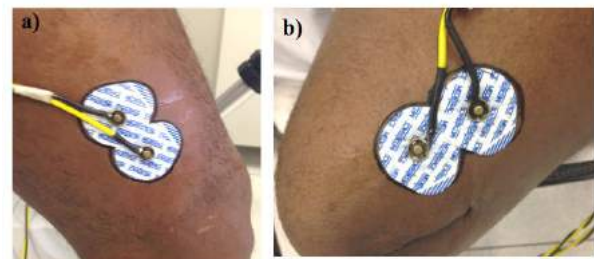


Figura 4. Posicionamento e marcação dos eletrodos pós-teste; a) posicionamento no músculo vasto lateral do membro não amputado; b) posicionamento no músculo vasto lateral do membro amputado.

Discussão

A presença dos eletrodos e dos fios entre o coto e a prótese atrapalharam a sucção da prótese e consequentemente o desempenho dos voluntários no teste de esforço máximo. A proposta do presente estudo era submeter os indivíduos amputados a um teste de esforço máximo (ergoespiométrico) concomitantemente à avaliação do sinal EMGs, a fim de avaliar sua capacidade cardiopulmonar e muscular. No entanto, quatro dos sete testes foram interrompidos devido a queda da prótese de membro inferior ocasionada pela perda de sucção do soquete, o que implicou na não realização de um teste de esforço máximo.

O sistema de sucção da prótese é dependente de descarga de peso para garantir o encaixe entre o soquete e o coto. Durante a realização do teste de esforço na bicicleta, mesmo com o acionamento da válvula de sucção, o sistema não se mostrou efetivo devido à ausência de descarga de peso. Nesse sentido, como forma de tentar prevenir a queda da prótese e a

interrupção do teste poderia ser utilizado um cinto salesiano ou um cinto de neoprene, que são dispositivos de fixação de prótese geralmente utilizados em indivíduos com coto flácido ou muito curtos, o que possivelmente melhoraria a estabilidade da prótese [6,7]. No entanto, não foram encontrados na literatura estudos que realizaram avaliação eletromiográfica de amputados transfemorais durante teste de esforço em bicicleta.

Hefferman e colaboradores [8] afirmam que a avaliação confiável de sinais EMGs dos membros residuais de amputados transfemorais é um grande desafio prático, pois a inserção dos eletrodos entre o coto e o soquete da prótese pode criar regiões de alta pressão e fricção contra o membro residual, gerando desconforto aos amputados durante os movimentos e possivelmente provocar graves artefatos de movimento no sinal EMGs. Para lidar com esse problema, os autores sugerem melhorias na interface entre membro residual e prótese, como um soquete com eletrodos integrados.

Sabe-se que a correta aquisição do sinal EMGs é fator determinante para a qualidade do mesmo. Para isso, faz-se necessário minimizar a influência da impedância pele/eletrodo [1]. Nesse sentido, o uso de eletrodos de superfície apresenta vantagens para a avaliação, porém é altamente dependente do correto posicionamento e preparação da pele, uma vez que mal posicionado pode aumentar a possibilidade de artefatos de movimento. Além disso, quaisquer alterações na pele durante a coleta podem prejudicar a aderência do eletrodo na pele e conseqüentemente influenciar na qualidade do sinal. Assim, quanto maior a estabilidade mecânica e o controle no contato eletrodo-pele, melhor a qualidade do sinal coletado [8]

No presente estudo, apesar de terem sido seguidos protocolos de preparação da pele e posicionamento dos eletrodos, sabe-se que o indivíduo submetido ao esforço físico depende da liberação de suor para manter a homeostase, sendo essa outra limitação encontrada, pois o suor também foi fator prejudicial ao funcionamento do sistema de sucção da prótese, além de diminuir a impedância da pele o que possivelmente pode ter gerado ruídos no sinal coletado. Silva [9] desenvolveu uma matriz de eletrodos flexível e fina sem a perda da distância intereletródica que pode ser adaptado em forma de malha para que seja utilizado no soquete de próteses de membro inferior. Esta proposta poderia melhorar a qualidade do sinal coletado e reduzir a influência da presença dos eletrodos na sucção da prótese.

Diante do exposto, é notória a quantidade de desafios encontrados para avaliação EMGs de amputados transfemorais, no entanto, sabe-se da importância de entender o funcionamento muscular residual tanto para melhorar a reabilitação, quanto para aprimorar as tecnologias de próteses para membro inferior existentes, o que conseqüentemente gera benefícios na qualidade de vida dos indivíduos com amputação. Sugere-se a realização de novos estudos que busquem a avaliação da função muscular de indivíduos

com amputação e a criação de estratégias para melhorar seu conforto durante as avaliações e também a qualidade do sinal.

Conclusão

No presente estudo, a principal limitação encontrada foi a perda da sucção da prótese durante a realização do teste de esforço máximo, ocasionada pelos fios dentro do soquete, pela ausência de descarga de peso no solo e pela presença de suor. A partir da identificação das dificuldades encontradas durante a captação do sinal eletromiográfico, equipamentos e técnicas já existentes passam a possuir informações de base para possíveis melhorias em suas formas de atuação.

Agradecimentos

À Associação de Centro de Treinamento de Educação Física Especial (CETEF) pela colaboração e ao Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico (CNPq) pelo apoio financeiro.

Referências

- [1] Hermens HJ, Freriks B, Disselhorst-Klug C, Rau C. Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. *Journal of Electromyography and Kinesiology* Oct 2000;10(5):361-74.
- [2] Huang S, Ferris DP. Muscle activation patterns during walking from transtibial amputees recorded within the residual limb-prosthetic interface. *J Neuroeng Rehabil* Ago 2012; 10(9): 55.
- [3] HUANG, H., et al. Continuous Locomotion-Mode Identification for Prosthetic Legs Based on Neuromuscular-Mechanical Fusion. *IEEE Trans Biomed Eng Out* 2011; 58(10): 2867-2875.
- [4] De Luca CJ. The use of electromyography in biomechanics. *J Appl Biomech*. 1997, 13, 135-163.
- [5] SENIAM, European Recommendations for Surface Electromyography. *Surface ElectroMyoGraphy for the Non-Invasive Assessment of Muscles*. Disponível em: <http://www.seniam.org/>.
- [6] Caldas A, Amantéa MR, Lauriano T. Perfil da Qualidade de vida em pacientes protetizados na URE Dr. Demétrio medrado no período de janeiro de 2007 a Janeiro de 2008 [trabalho de conclusão de curso] Belém-PA: Universidade da Amazônia; 2008.
- [7] Raddatz DBF, Roveda PO, Lorenzetti D B. Análise da satisfação dos usuários de próteses transfemorais para aprimoramento de próteses. *Espacios* 2012 Mai; 33(8): 8.
- [8] Hefferman GM, Zhang F, Nunnery MJ, Huang H. Integration of surface electromyographic sensors with the transfemoral amputee socket: A comparison of four differing configurations. *ProsthetOrthot Int*. 2014; 1-8.
- [9] Silva JPL. Desenvolvimento de eletrodos e ferramenta para processamento de sinais eletromiográficos de superfície [trabalho de conclusão de curso]. Brasília, DF: Universidade de Brasília, Faculdade do Gama; 2014.

COMPARAÇÃO DE SISTEMAS DE CONTROLE ADAPTATIVO PARA REGULAÇÃO DE FREQUÊNCIA CARDÍACA UTILIZANDO ESTEIRA ERGOMÉTRICA

H. A. D. da Silva*, J. Nadal* e F. C. Jandre*

*Universidade Federal do Rio de Janeiro, Rio de Janeiro, Brasil
e-mail: hailton@peb.ufrj.br

Resumo: Este artigo descreve a simulação e comparação de dois sistemas de controle adaptativo atuando sobre a frequência cardíaca (FC) de um usuário utilizando uma esteira ergométrica. A resposta da FC é representada por um sistema não-linear de primeira ordem, com ganho de regime permanente e constante de tempo variáveis de acordo com a velocidade aplicada. Os modelos da resposta da FC foram estimados através de dados reais, utilizando otimização de Levenberg-Marquardt. Foram simulados o sistema adaptativo por modelo de referência e o sistema adaptativo pelo método da tangente, ambos com tempo de acomodação esperado de 300 s, rastreando referências de FC de 100 bpm, 110 bpm e 120 bpm, com tolerância de 1 bpm. Os dois sistemas de controle foram capazes de estabilizar a FC do usuário, em simulação, apresentando um tempo de acomodação de aproximadamente 290 s em ambos os casos. Porém, o transiente do sistema adaptativo por modelo de referência mostrou-se mais suave, com variação de velocidade constante até atingir o valor objetivo, enquanto o sistema adaptativo pelo método da tangente necessita aguardar a acomodação da FC a cada atualização da velocidade, causando variações abruptas. Portanto, o sistema de controle adaptativo por modelo de referência foi considerado mais adequado para realizar a regulação da FC.

Palavras-chave: Frequência cardíaca, controle adaptativo, esteira ergométrica.

Abstract: This article describes the simulation and comparison of two adaptive control systems acting on the user's heart rate (HR) response using a treadmill. The HR response was represented by a non-linear first order system, with steady state gain and time constant changing according to the applied speed. The HR models were estimated from real data, using Levenberg-Marquardt optimization. The model reference adaptive system and the tangent method adaptive system were simulated, both with expected settling time of 300 s, tracking HR references of 100 bpm, 110 bpm and 120 bpm, with 1 bpm of tolerance. The two control systems stabilized the user's HR, in simulation, presenting a settling time about 290 s in both cases. However, the transient of the model reference adaptive system proved to be softer, with constant speed variation until the target value, while the tangent method adaptive system requires the HR to reach steady state at each speed update, causing abrupt changes. Therefore, the model

reference adaptive system was considered more suitable to regulate the HR.

Keywords: Heart Rate, adaptive control, treadmill ergometer.

Introdução

A FC é objeto de estudo de diversas áreas, visando tanto o diagnóstico de doenças ou marcadores de risco, como a otimização de atividades físicas.

A estratificação de risco de morte súbita cardíaca através da microalternância de onda T (MAOT) é um exemplo de utilização da FC na identificação de marcadores de risco. A técnica consiste em identificar a ocorrência da MAOT a uma frequência de 0,5 ciclo por batimento (cpb), a partir da análise espectral de uma série de valores de pico de ondas T sucessivas, necessitando assim uma FC constante durante os testes [1]. Adicionalmente, a MAOT deve ser testada a diferentes frequências cardíacas, previamente estabelecidas.

Este trabalho compara, em simulações numéricas, dois algoritmos de controle adaptativo de uma esteira ergométrica, visando a manter a FC de um indivíduo em valores de referência por meio de variações da velocidade do exercício.

Materiais e métodos

Modelo da frequência cardíaca – Os resultados dos testes de [2] foram utilizados para desenvolver um sistema não-linear de primeira ordem, expresso pela equação:

$$HR(s) = \frac{K}{\tau s + 1} \quad (1)$$

O ganho em regime permanente (K) e o inverso da constante de tempo (τ^{-1}) variam de acordo com a velocidade aplicada (v) ao usuário, apresentando, respectivamente, comportamento exponencial com parâmetros K_0 , K_1 e K_2 :

$$K(v) = K_0 + K_1 e^{K_2 \cdot v} \quad (2)$$

e sigmoidal com parâmetros τ_0 , τ_1 , τ_2 e τ_3 :

$$\tau^{-1}(v) = \tau_0 + \frac{\tau_1}{1 + e^{\tau_2(v - \tau_3)}} \quad (3)$$

Sistema adaptativo por modelo de referência – O sistema adaptativo por modelo de referência (Figura 1) atualiza seus parâmetros K e θ a partir da comparação entre a saída do sistema e a saída de um modelo linear de primeira ordem com o comportamento desejado para a dinâmica do sistema. O objetivo da comparação é estabilizar os parâmetros em valores que garantam o menor erro possível entre a dinâmica do sistema e a dinâmica do modelo [3].

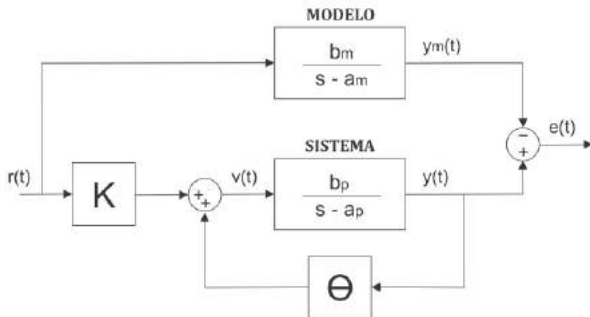


Figura 1: Sistema adaptativo por modelo de referência.

Para tanto, os parâmetros devem seguir a lei de adaptação, respeitando o sistema dado por:

$$\dot{\theta}(t) = -\text{sgn}(b_p) \cdot \alpha \cdot e(t) \cdot y(t) \quad (4)$$

$$\dot{K}(t) = -\text{sgn}(b_p) \cdot \beta \cdot e(t) \cdot r(t) \quad (5)$$

e garantindo estabilidade pelo 2º método de Lyapunov para valores α e β positivos.

A sintonia dos parâmetros θ e K é feita a partir da variação dos valores de α e β , os quais são responsáveis pela taxa de atualização dos respectivos parâmetros.

Sistema adaptativo pelo método da tangente – O método da tangente consiste em atualizar os valores de entrada do sistema de forma proporcional à variação na saída causada pela variação da entrada durante um determinado intervalo de tempo [4].

A Figura 2 ilustra o sistema de atualização, o qual identifica quanto a FC do usuário varia devido à velocidade aplicada a cada iteração (i). Assim, projeta-se a velocidade necessária para que uma FC de referência (REF) seja atingida.

Como a planta possui dinâmica não-linear, é utilizado um percentual de atenuação ($Perc$) na atualização da velocidade, reduzindo as chances de ultrapassar os valores ideais da velocidade.

Durante todo o processo, cada atualização de velocidade ocorre após um período entre degraus (t_d), garantindo um tempo para que o sistema entre em regime após a aplicação da nova velocidade.

Estimativa de parâmetros – As estimativas dos parâmetros das equações do ganho K e do inverso da constante de tempo τ foram realizadas no software MATLAB (Mathworks, EUA) utilizando o algoritmo de otimização de Levenberg-Marquardt.

As aproximações gráficas foram obtidas através de interpolação linear com passo fixo de 0,1 km/h.

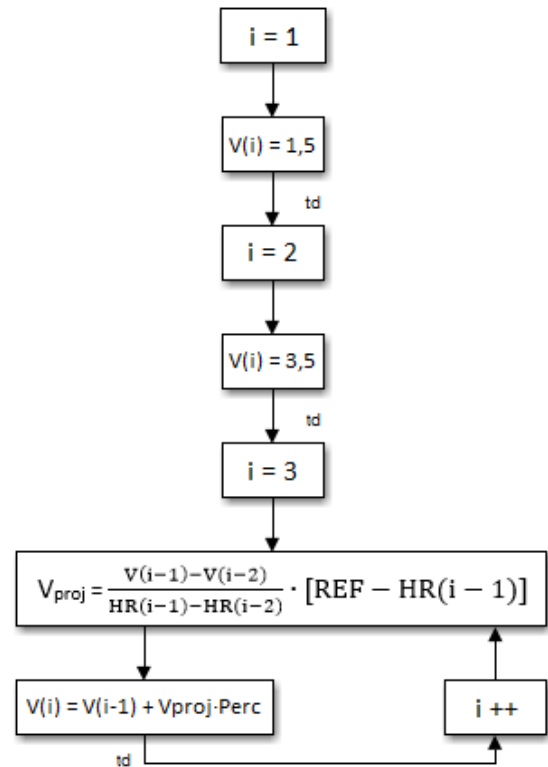


Figura 2: Algoritmo de atualização da velocidade utilizando o método da tangente.

Simulações – Os sistemas de controle foram simulados por algoritmos na linguagem Python, utilizando o método de integração Runge-Kutta de 4ª ordem e passo fixo de 10 ms. O processo possui FC inicial de 70 bpm e valores de referência de 100 bpm, 110 bpm e 120 bpm, além de um tempo de acomodação esperado de aproximadamente 300 s.

O sistema de controle adaptativo pelo método da tangente foi simulado com um período entre degraus de 80 s e percentual de atenuação obedecendo as equações:

$$Perc(0) = 1,7 - 0,01 \cdot REF \quad (6)$$

$$Perc(i) = \frac{90}{REF} \cdot Perc(i-1) \quad (7)$$

O sistema de controle adaptativo por modelo de referência foi simulado com $\alpha = 10^{-9}$ e β obedecendo a equação:

$$\beta = 2,109 \cdot 10^{-4} \cdot e^{-0,07 \cdot REF} \quad (8)$$

O software de simulação utiliza uma margem de tolerância de ± 1 bpm para caracterizar o regime permanente do sistema.

Resultados

A estimativa dos parâmetros para a equação do inverso da constante de tempo resultou na Equação 9, com representação gráfica através de interpolação linear com espaçamento de ilustrada na Figura 3.

$$K(v) = 9,787 + 0,002 \cdot e^{2,115 \cdot v} \quad (9)$$

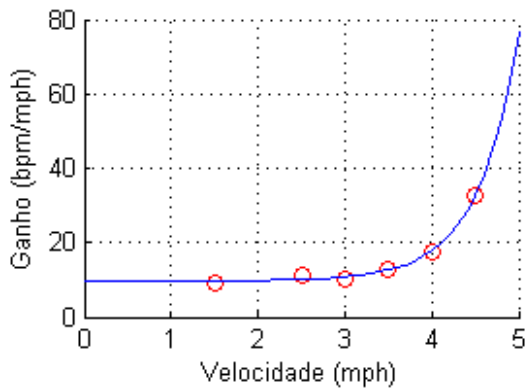


Figura 3: Variação do ganho K com a velocidade aplicada ao usuário (vermelho – dados [2]; azul - aproximação).

A estimativa dos parâmetros para a equação do inverso da constante de tempo resultou na equação:

$$\tau^{-1}(v) = 0,107 - \frac{0,095}{1 + e^{-2,402(v-3,296)}} \quad (10)$$

com representação gráfica ilustrada na Figura 4.

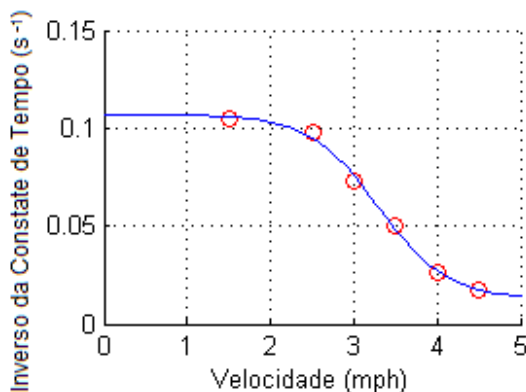


Figura 4: Variação do inverso da constante de tempo τ com a velocidade aplicada ao usuário (vermelho – dados [2]; azul - aproximação).

As Figuras 5 e 6 representam graficamente a simulação do sistema adaptativo pelo método da tangente, ilustrando a resposta da FC e a velocidade, respectivamente.

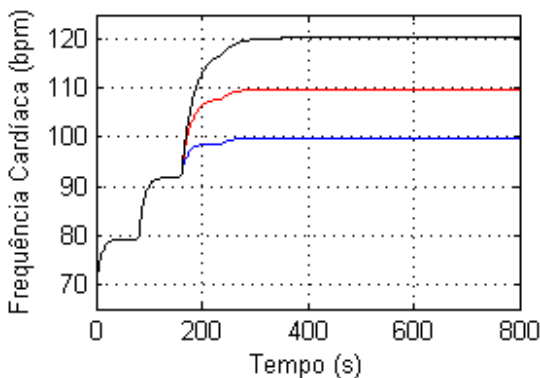


Figura 5: FC utilizando o sistema adaptativo pelo método da tangente com referência em 100 bpm (azul), 110 bpm (vermelho) e 120 bpm (preto).

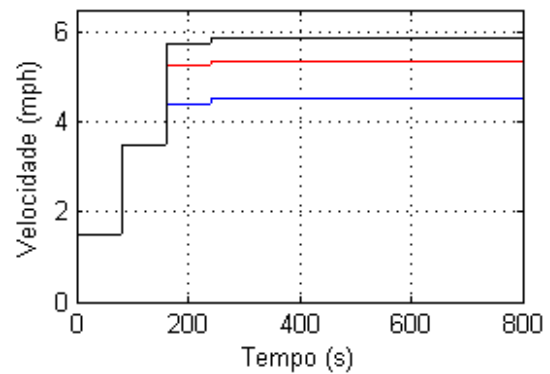


Figura 6: Velocidade utilizando o sistema adaptativo pelo método da tangente com referência em 100 bpm (azul), 110 bpm (vermelho) e 120 bpm (preto).

As Figuras 7 e 8 representam graficamente a simulação do sistema adaptativo por modelo de referência, ilustrando a resposta da FC e a velocidade, respectivamente.

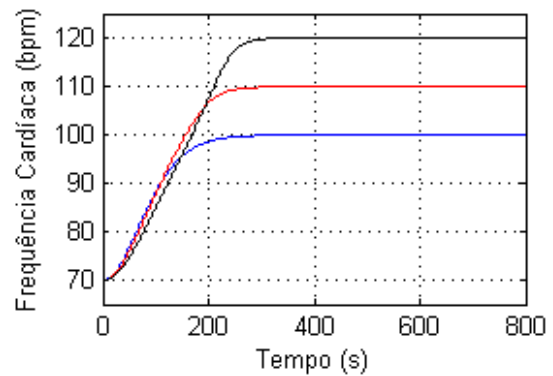


Figura 7: FC utilizando o sistema adaptativo por modelo de referência com referência em 100 bpm (azul), 110 bpm (vermelho) e 120 bpm (preto).

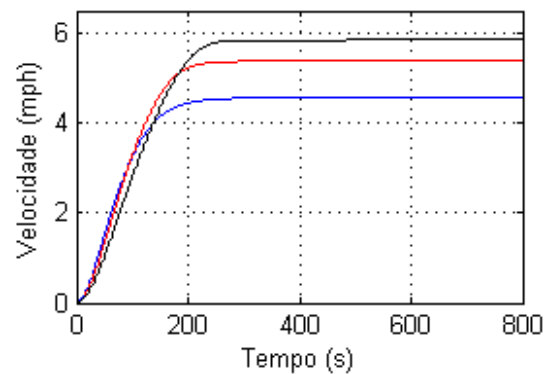


Figura 8: Velocidade utilizando o sistema adaptativo por modelo de referência com referência em 100 bpm (azul), 110 bpm (vermelho) e 120 bpm (preto).

Discussão

Foram testados dois sistemas de controle adaptativo para regular a FC de um usuário através da aplicação de mudanças de velocidade em uma esteira ergométrica. De acordo com a simulação, ambos os métodos se mostraram adequados para essa tarefa.

Apesar de apresentarem o mesmo comportamento em regime permanente, com mesmas velocidades de estabilização e mesmo tempo de acomodação, os dois sistemas possuem transientes distintos.

O sistema adaptativo por modelo de referência possui um transiente mais suave, com crescimento da velocidade e FC de forma contínua, enquanto o sistema adaptativo pelo método da tangente caracteriza-se por degraus definidos, necessitando de um período a cada atualização para desempenhar seus cálculos.

Portanto, o sistema de controle adaptativo por modelo de referência apresenta-se como o melhor candidato, visto que sua dinâmica mais suave torna a evolução da velocidade ao longo dos testes mais agradável para o usuário. Além disso, mudanças muito abruptas na velocidade podem causar comportamentos indesejados na resposta da FC.

Tais resultados direcionam o desenvolvimento e implementação de um sistema de controle não-linear para realizar testes em indivíduos, com vistas a validar os algoritmos simulados.

Agradecimentos

Os autores agradecem às agências financiadoras CNPQ, CAPES e FINEP.

Referências

- [1] Garcia EV, Pastore CA, et al. T-wave alternans: desempenho clínico, limitações, metodologias de análise. *Arquivos Brasileiros de Cardiologia*. 2011; 96(3): 53-61.
- [2] Su SW, Chen W, et al. Dynamic modelling of heart rate response under different exercise intensity. *The Open Medical Informatics Journal*. 2010; 4(1): 81-85.
- [3] Narendra KS, Annaswamy AM. *Stable Adaptive Systems*. New York: Courier Corporation; 2012.
- [4] Ruggiero MAG, Lopes VLR. *Cálculo Numérico - Aspectos Teóricos e Computacionais*. Segunda edição. São Paulo: Makron Books; 1997.

SISTEMA DE AQUISIÇÃO, EXIBIÇÃO E ANÁLISE DE SINAIS ELETROMIOGRÁFICOS

K. R. Mendonça*, A. S. F. Ribas*, S. R. F. Rosa*, C. J. Mendes*, V. R. Marães* e T. A. Zoccoli*

*Universidade de Brasília (UnB), Faculdade Gama (FGA), Gama, Brasil
e-mail: kennyaresende@gmail.com

Resumo: A eletromiografia é uma técnica utilizada para avaliar e registrar o sinal bioelétrico coletado no músculo esquelético humano, durante o processo de contração muscular. Tem sido utilizada em diversas aplicações, sendo uma ferramenta importante em pesquisas relacionadas ao movimento humano e ao sistema neuromuscular. No entanto, devido aos altos custos dos eletromiógrafos comerciais, alguns pesquisadores ainda enfrentam dificuldades de acesso a estes equipamentos e acabam, muitas vezes, tendo suas pesquisas comprometidas por falta de recursos. Diante dessa dificuldade, o presente artigo apresenta o desenvolvimento de um sistema de baixo custo de aquisição, exibição e análise de sinais eletromiográficos (EMG). O sistema desenvolvido é composto por três módulos principais: o módulo de condicionamento de sinal, o módulo de digitalização e armazenamento e o módulo de *software*. Durante o desenvolvimento do sistema, a frequência de amostragem do sinal captado, foi um importante fator observado, estando relacionada com a qualidade do sinal coletado.

Palavras-chave: Eletromiografia, sinal bioelétrico muscular, frequência de amostragem.

Abstract: *Electromyography is a technique used to evaluate and record the bioelectrical signal collected in human skeletal muscle during muscle contraction process. It has been used in many applications and is an important tool in research related to human movement and neuromuscular system. However, because of the high costs of commercial electromyography, some researchers do not have access to this equipment and sometimes their research are influenced by lack of resources. Given this difficulty, this paper presents the development of a system of low cost of acquisition, display and analysis of electromyographic (EMG) signals. The developed system consists of three main modules: the signal conditioning module, digitization and storage module and the software module. During the development of the system, the sampling frequency of the signal received, was an important factor observed, in relation to the quality of the captured signal.*

Keywords: *Electromyography, muscle bioelectric signal, sampling frequency.*

Introdução

A eletromiografia é uma ferramenta utilizada para avaliar e registrar a atividade elétrica produzida pelos

músculos do corpo humano [1]. Essa atividade elétrica, gerada pela despolarização das células musculares durante uma contração muscular [2], se manifesta como potenciais de ação da unidade motora (MUAP) que são registrados e exibidos graficamente como um sinal eletromiográfico (EMG) [3]. O sinal EMG, pode ser definido, portanto, como a manifestação elétrica da contração muscular, sendo controlado pelo sistema nervoso e representando a atividade elétrica das unidades motoras e as propriedades anatômicas e fisiológicas dos músculos [4].

A aquisição do sinal EMG é feita a partir do uso de eletrodos, que convertem o sinal bioelétrico (mioelétrico), gerado pela despolarização das fibras musculares, em um sinal elétrico capaz de ser amplificado e processado [5]. Essa aquisição pode ser realizada utilizando-se eletrodos de superfície (não invasivos) ou eletrodos de agulha (invasivos) [6].

Atualmente, a eletromiografia tem sido largamente utilizada no estudo do movimento humano, sendo aplicada na medicina esportiva e ocupacional, em rotinas fisioterapêuticas, além de desempenhar um papel importante em pesquisas relacionadas ao sistema neuromuscular [5]. Os sinais EMG tem se tornado cada vez mais importantes em diversas aplicações, sendo utilizados na área clínica e biomédica, no controle de próteses e dispositivos de reabilitação, em interações homem/máquina, e entre outras [4].

No entanto, alguns pesquisadores ainda enfrentam dificuldades para ter acesso a um eletromiógrafo, devido aos altos custos dos equipamentos comerciais. Diante dessa dificuldade e dos desafios encontrados em capturar sinal EMG com baixo custo, o presente artigo apresenta o desenvolvimento de um sistema de aquisição, exibição e análise de sinais EMG.

Materiais e métodos

O sistema apresentado neste artigo é composto por três módulos principais: o módulo de condicionamento (correspondente à parte analógica do *hardware*), responsável pela amplificação e filtragem do sinal captado pelos eletrodos; o módulo de digitalização e armazenamento do sinal condicionado (correspondente à parte digital do *hardware*); e o módulo de *software*, responsável pela visualização e análise do sinal.

No sistema desenvolvido, o sinal EMG é captado com a utilização de eletrodos de superfície passivos, do tipo *Beckman* (Ag/AgCl). O sinal captado pelos

eletrodos é enviado para uma placa eletrônica de condicionamento de sinais EMG, que amplifica, filtra e normaliza o sinal. Em seguida, o sinal é enviado para um *hardware* microcontrolado, que realiza a digitalização do sinal e o armazena em um cartão de memória, podendo o sinal armazenado ser posteriormente visualizado em um computador. No computador, o *software* desenvolvido exibe o sinal EMG armazenado no cartão de memória e analisa alguns parâmetros para a avaliação eletromiográfica do indivíduo. O esquema apresentado na Figura 1 ilustra as etapas do sistema desenvolvido.

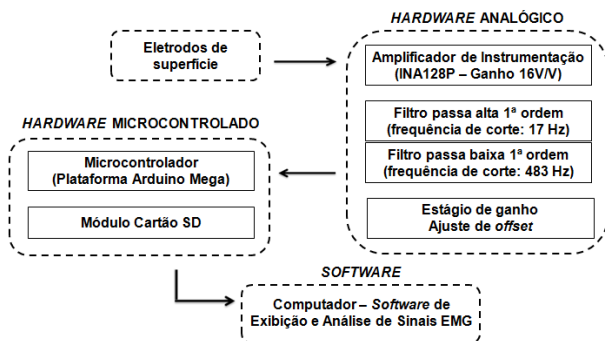


Figura 1: Esquema geral do sistema desenvolvido.

Eletrodos – Uma vez que são utilizados eletrodos de superfície, a coleta dos sinais EMG segue as recomendações europeias para Eletromiografia de Superfície. Assim, o preparo do paciente é realizado de acordo com as normas do protocolo da *Surface EMG for the Non-Invasive Assessment of Muscle* (SENIAM), em que são seguidas instruções desde o preparo da pele do paciente até o local de posicionamento dos eletrodos.

De acordo com este protocolo, antes da colocação dos eletrodos é preciso realizar a limpeza da pele (retirada da oleosidade e sujeira), e/ou remoção dos pelos (tricotomia) e leve abrasão para a remoção das células mortas da pele. O local e o posicionamento dos eletrodos são fatores que também podem causar interferência na qualidade do sinal EMG. O eletrodo deve ser posicionado numa configuração bipolar, na região do ventre muscular do músculo escolhido, disposto longitudinalmente às fibras musculares. Para a localização da região em que o eletrodo será fixado, deve ser estimulada uma atividade deste músculo, para a palpação e visualização da sua região mais robusta. Isso deve acontecer em todos os músculos a serem avaliados. A colocação dos eletrodos deve obedecer a uma padronização, iniciando pelo eletrodo de referência ou “terra”, que deve ser colocado em um ponto distante do local de registro dos músculos avaliados. Em seguida, devem ser fixados os demais eletrodos nos músculos de interesse [7].

Hardware Analógico – O *hardware* analógico desenvolvido para o condicionamento do sinal mioelétrico coletado pelos eletrodos, consiste em um circuito que amplifica o sinal eletromiográfico, filtra e normaliza esse sinal de acordo com as especificações das entradas analógicas do microcontrolador.

O circuito desenvolvido utiliza, em seu primeiro estágio, o amplificador de instrumentação (INA 128P), cuja finalidade é amplificar a diferença entre as tensões dos eletrodos E1 e E2, com ganho ajustado de 16 V/V. Nos demais estágios, o circuito integrado utilizado foi o TL094. Foram implementados filtros ativos de primeira ordem, sendo um filtro passa alta com ganho igual a -5 V/V e frequência de corte de 17 Hz, e um filtro passa baixa com frequência de corte igual a 483 Hz e ganho de -10 V/V, ambos com configuração de um inversor. Com o intuito de obter um sinal com variação de 5 V em sua amplitude, foi necessário que o sinal tivesse mais um estágio de ganho, sendo composto por um amplificador inversor com ganho de $-3,4$ V/V.

Para que o sinal esteja dentro dos limites das entradas analógicas do microcontrolador (entre 0 e 5 V), foi necessário estabelecer o *offset* do circuito em 2,5 V. Para isso, foi utilizado um somador. Para obter a tensão de 2,5 V utilizou-se um regulador de tensão 79L05, onde sua entrada foi proveniente da tensão de -9 V da alimentação do circuito. A saída desse regulador fornece tensão igual a -5 V e a partir de um divisor de tensão, foi possível obter a metade desse valor para o somador.

Hardware Microcontrolado – O *hardware* microcontrolado utilizado para a conversão A/D do sinal condicionado refletiu na escolha da plataforma Arduino Mega 2560, observando-se sua relação custo/benefício. O Arduino Mega 2560 é uma placa baseada no microcontrolador ATmega2560, que possui 16 entradas analógicas, em que podem ser feitas conversões com uma resolução de 10 bits, ou seja, o valor analógico é convertido entre 0 e 1023 (2^{10}). Além da conversão A/D do sinal, a placa microcontrolada é responsável por armazenar os dados convertidos utilizando um módulo de cartão de memória compatível com a plataforma. O sinal é salvo no cartão de memória pela plataforma e pode, posteriormente, ser exibido e analisado pelo *software* do sistema.

A alimentação do *hardware* do sistema (circuitos analógico e microcontrolado) é feita por baterias de 9 V. Essa alimentação foi estabelecida pois grande parte dos ruídos que interferem no sinal de EMG são de 60 Hz, ou seja, provenientes da rede elétrica. Desse modo, a alimentação por meio de baterias possui a vantagem em relação ao nível de ruídos e a portabilidade do equipamento. Em contrapartida, há um custo por conta da necessidade da reposição das baterias.

Software – O *software* desenvolvido apresenta-se como uma interface gráfica que permite ao usuário visualizar o sinal EMG captado e obter os principais parâmetros para a análise eletromiográfica. Foi utilizado o *software* MATLAB® e sua ferramenta GUIDE para o desenvolvimento do *software* do sistema.

Testes – Para a verificação do funcionamento e da eficiência do sistema desenvolvido, foram realizados testes com oito voluntários com faixa etária entre 18 e 47 anos, sendo quatro do sexo feminino e quatro do sexo masculino. A realização dos testes *in vivo* ocorreu após aprovação pelo Comitê de Ética da Faculdade de Ciências da Saúde da Universidade de Brasília

(1.446.986/03-2016). Os testes aconteceram no Laboratório de Biofísica e Fisiologia do Exercício da UnB/FCE, em conjunto com a equipe do Grupo de Pesquisa sobre a Saúde de Amputados Transfemorais (GPSAT) e com supervisão médica. Os voluntários assinaram o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (TCLE).

Resultados

O *hardware* do sistema, desenvolvido para captura e armazenamento do sinal EMG detectado pelos eletrodos, está representado na Figura 2, na qual é possível observar que o *hardware* foi separado em duas partes. O módulo inferior é responsável pelo condicionamento do sinal a partir dos eletrodos, sendo realizada amplificação, filtragem e normalização do sinal; e o módulo superior é caracterizado pelo *hardware* microcontrolado, sendo responsável pela conversão A/D e pelo armazenamento dos dados em um cartão de memória.

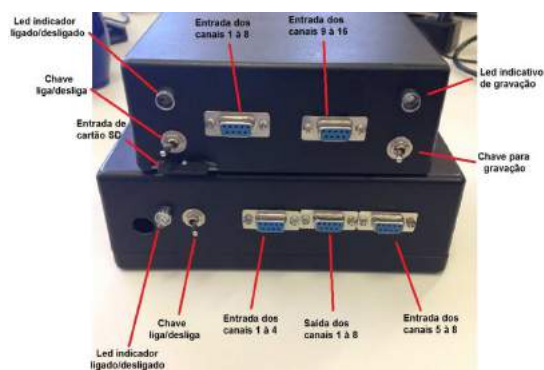


Figura 2: Conexões dos módulos que compõem o *hardware* do sistema desenvolvido.

Conforme pode ser observado na Figura 2, os eletrodos devem ser ligados no módulo inferior e o cartão de memória deve ser inserido no módulo superior. Ambos os módulos possuem chave de liga/desliga e led indicador de estado ligado/desligado. O módulo superior possui ainda uma chave para iniciar/encerrar a gravação de dados no cartão SD e um led RGB que indica os estados de gravação: sistema em falha (led vermelho), sistema pronto para uso (led verde) e sistema em gravação (led azul).

O *hardware* desenvolvido permite a aquisição de até 16 canais de sinal EMG, permitindo assim, que sejam avaliados até 16 músculos de interesse. Para a opção de 16 canais, no entanto, devem ser utilizados dois módulos de circuito eletrônico (módulo inferior da Figura 2), sendo que a saída de canais de cada módulo deve ser ligada às entradas de canais do módulo de circuito microcontrolado (módulo superior da Figura 2).

O *software* de Exibição e Análise de Sinais EMG desenvolvido apresenta dois modos principais, o modo Exibição de Sinal EMG e o modo Análise de Sinal EMG. Em ambos os modos, tem-se a opção de selecionar quantos canais de sinal EMG foram utilizados.

No modo Exibição de Sinal EMG, o sinal salvo pela placa microcontrolada no cartão de memória é selecionado pelo usuário e o sinal captado é exibido graficamente na tela do *software*. Neste modo, o usuário tem várias opções de visualização do sinal captado, podendo visualizar cada canal do sinal de forma separada, ou mesmo visualizar todos os canais juntos, além de poder comparar dois canais de interesse de um sinal, e aplicar *zoom* em um determinado período de interesse do sinal captado.

No modo Análise de Sinal EMG, o sinal selecionado pelo usuário é analisado pelo *software* e as seguintes informações são fornecidas, conforme seleção do usuário: frequência média, frequência modal, frequência mediana, valor RMS, valor médio retificado e FFT.

Os testes de coleta de sinais EMG realizados com os oito voluntários apresentaram sinais condizentes com os músculos analisados, e com os movimentos e estágios de contração realizados.

Um destes testes foi realizado com uma voluntária do sexo feminino, de 26 anos, 1,64 m de altura e peso de 73 kg. Neste teste, utilizou-se apenas um canal de aquisição e o músculo analisado foi o bíceps direito, sendo seguidos os procedimentos estabelecidos pelo protocolo SENIAM. O teste teve uma duração de 2 minutos e foi solicitado que a voluntária realizasse diferentes estágios de contração. Inicialmente, foi solicitado que a voluntária permanecesse com o músculo analisado em repouso e, após alguns segundos, a voluntária realizou contrações leves, seguidas de um breve repouso e posteriormente contrações fortes. O sinal EMG capturado foi armazenado em um cartão de memória pelo *hardware* do sistema e foi, posteriormente, visualizado no *software* desenvolvido.

Na Figura 3 é possível visualizar uma parte do sinal EMG capturado neste teste. Utilizando-se as opções de visualização do *software* desenvolvido, foi aplicado um *zoom* no sinal para visualização das contrações fortes realizadas pela voluntária. Esse sinal foi adquirido com uma frequência de amostragem de 1,77 kHz.

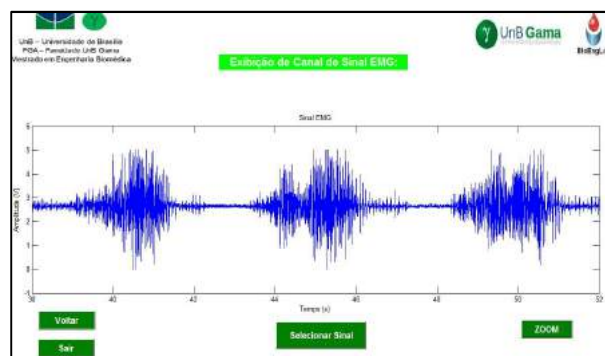


Figura 3: Exibição de sinal EMG capturado em teste com voluntária – *zoom* para visualização de contrações fortes.

A frequência de amostragem (F_s) do sistema, é determinada a partir do uso da função *micros()* na programação do microcontrolador. Essa função retorna

o tempo, em microssegundos, desde que a placa começa a rodar o programa. A cada aquisição de sinal, o valor que a função retorna é salvo no cartão de memória. Tendo os valores de tempo salvos, a Fs é determinada pela diferença de tempo entre duas aquisições, sendo calculada pelo *software* do sistema, e corresponde à diferença de tempo entre uma aquisição de sinal e outra. Assim, é possível determinar quantas aquisições de sinal foram feitas em um segundo, o que caracteriza a Fs.

Discussão

O desenvolvimento do sistema foi marcado por dificuldades, relacionadas principalmente aos ruídos que afetam o sinal e por problemas com a Fs.

Durante os testes observou-se que várias fontes de ruídos podem afetar o sinal EMG capturado. Mas, apesar de o EMG ser um sinal ruidoso, foi possível realizar filtragem eletrônica de baixa complexidade, utilizando componentes de baixo custo e obtendo sinal EMG com qualidade superior ao esperado. Destaca-se, assim, o uso de circuitos simples, de fácil aquisição e de custo reduzido no *hardware* do sistema, o que permitiu um esquema elétrico com dimensões reduzidas, menor quantidade de componentes, menor consumo elétrico e custo reduzido.

No circuito microcontrolado, destaca-se o uso da plataforma Arduino Mega, que é uma placa simples, de fácil aquisição e que tem sido amplamente utilizada em várias pesquisas. No entanto, ela apresenta limitações relacionadas ao conversor A/D, sendo de 10 bits, o que influencia na resolução do processo de conversão A/D. Assim, é proposto que em trabalhos futuros, essa plataforma seja substituída por outra que contenha um conversor A/D de ordem superior, para garantir uma conversão com maior resolução, permitindo uma melhoria no sinal digital resultante.

O *hardware* desenvolvido permite a aquisição de até 16 canais de sinal EMG. No entanto, testes realizados mostraram que não é possível realizar uma aquisição eficiente e de boa qualidade com essa quantidade de canais, devido à baixa frequência de amostragem do sinal que resulta com a utilização de muitos canais.

Os problemas relacionados à Fs dos sinais adquiridos estavam relacionados principalmente à lógica de controle para armazenamento dos dados no cartão de memória. Observou-se que ao salvar os dados captados pelo sistema diretamente no cartão de memória, ocorria uma perda de tempo durante a aquisição, o que resultava numa menor Fs do sinal. Para solucionar esse problema, foi implementado um *buffer* durante o processo de aquisição. Com essa técnica, os dados coletados são armazenados no *buffer* e somente são gravados no cartão de memória após o fim da coleta. Isso proporcionou um aumento significativo na Fs do sinal, garantindo uma maior qualidade ao sinal EMG coletado.

Outro ponto analisado foi a relação entre Fs e quantidade de canais utilizados. Observou-se que, quanto maior o número de canais utilizados, menor a Fs

por canal. Os sinais adquiridos utilizando-se somente 1 canal, por exemplo, apresentam uma Fs de, em média, 1,7 kHz. Já os sinais adquiridos utilizando-se 4 canais, apresentam uma Fs de, em média, 800 Hz por canal. Como o sinal EMG pode ter frequências de até cerca de 400 a 500 Hz, abordando o teorema de *Nyquist*, considera-se como Fs mínima para o sinal EMG frequências da ordem de 1 kHz ou mais. Assim, os sinais adquiridos utilizando-se 1 canal apresentam Fs satisfatórias enquanto os sinais adquiridos utilizando 4 canais ou mais não apresentam Fs satisfatória.

Conclusão

O sistema de aquisição, exibição e análise de sinais de EMG apresentado mostrou-se capaz de realizar capturas de sinais EMG. No entanto, é um sistema que necessita de melhorias. Assim, o presente trabalho possibilita o desenvolvimento de outros estudos, abordando os ajustes a serem feitos em cada etapa, de forma a melhorar o sistema desenvolvido.

Agradecimentos

Agradecimentos à equipe do GPSAT da UnB/FCE, pelo apoio na realização dos testes. À equipe dos laboratórios BioEngLab® e LEI da UnB por todo apoio.

Referências

- [1] Jamal MZ. Signal acquisition using surface EMG and circuit design considerations for robotic prosthesis. In: G.R. Naik, editor. Computational Intelligence in Electromyography Analysis – A Perspective on Current Applications and Future Challenges. InTech publishing; 2012. Cap. 18, p. 427-448.
- [2] Najarian K, Splinter R. Biomedical Signal and Image Processing. Second Edition. Boca Raton: CRC Taylor & Francis; 2012.
- [3] Portney LG, Roy SH, Echternach JL. Eletromiografia e testes de velocidade de condução nervosa. In: S.B. O’Sullivan, T.J. Schmitz. Fisioterapia: avaliação e treinamento. 5ª Ed. Barueri, SP: Manole; 2010. p.295-342.
- [4] Chowdhury RH, et al. Surface Electromyography Signal Processing and Classification Techniques. Sensors. 2013. v. 13, n. 9, p. 12431-12466.
- [5] Mendonça KR. Sistema microcontrolado de aquisição, detecção e classificação de sinais eletromiográficos [trabalho de conclusão de curso]. Jataí: IFG, Campus Jataí; 2013.
- [6] Motion Lab Systems. A software user guide for EMG Graphing and EMG Analysis. Baton Rouge: Motion Lab Systems, Inc; 2009.
- [7] Raposo RD, Silva HJ. Proposta de um protocolo de avaliação da atividade elétrica dos músculos masseter e supra-hióideos em recém-nascidos pré-termo durante a alimentação. Rev. CEFAC. 2013 Jul-Ago; 15(4):803-814.

MEDIÇÃO DAS VIBRAÇÕES TEMPOROMANDIBULARES ATRAVÉS DE SMARTPHONE

E. V. de Andrade. *, V. M. Neto. **, M. E. Marchi. ***, B. Schneider Jr. **

* Aluno do Mestrado em Engenharia Biomédica PPGEB, Curitiba, Brasil

** Universidade Tecnológica Federal do Paraná, Curitiba, Brasil

*** Pontifícia Universidade Católica do Paraná, Curitiba, Brasil

e-mail: edivaldo747@hotmail.com

Resumo: O ruído articular é um dos sinais das desordens temporomandibulares. Sua identificação é importante para estabelecer o diagnóstico de mudanças patológicas que podem ocorrer nesta estrutura. Para esse exame, vale-se muito da experiência clínica do examinador através da palpação manual e, às vezes, do uso de um estetoscópio. Neste trabalho, os autores utilizaram o acelerômetro de um *smartphone* para medir as vibrações emitidas pela Articulação Temporomandibular durante os movimentos de abertura e fechamento da boca. Os resultados sugerem que a técnica facilitou a compreensão da dinâmica dos movimentos e dos ruídos articulares, e permitiu estabelecer parâmetros. A técnica ainda, mostrou-se suficientemente seletiva ao diferenciar os casos controle do grupo experimental, cujos pacientes apresentavam estalos na articulação.

Palavras-chave: Articulação Temporomandibular, acelerômetro, ruídos articulares, acelerometria.

Abstract: *The joint noise is one of the temporomandibular disorders signs. Its identification is important to establish the diagnosis of pathological changes that may occur in that structure. For such an examination, it is important the clinical experience of the examiner through manual palpation and sometimes by using a stethoscope. In this work, the authors tested the use of a smartphone accelerometer system to measure the vibrations emitted by the temporomandibular joint during the opening and closing movements of the mouth. The results suggest that the technique facilitated the understanding of the movements and joint noises dynamics and enabled parameters to be established. The technique still proved to be selective enough to distinguish the case-control group from experimental group, whose patients had noises in the joint.*

Keywords: *Temporomandibular joint, Accelerometer, joint noises, accelerometry.*

Introdução

Através da análise dos espectros de vibrações mecânicas produzidas por máquinas industriais é perfeitamente possível identificar e prever seus modos de falha. Considerando que todas as máquinas possuem uma vibração natural, os acréscimos ou desvios dessa

frequência são utilizados pela engenharia de confiabilidade para prever possíveis defeitos mecânicos e para antecipar-se às quebras e consequentes paradas desnecessárias dos equipamentos. Torna-se importante nesses casos conhecer as vibrações naturais e tanto quanto possível suas variações para se estabelecer um correto diagnóstico [1]. Como todos os sistemas mecânicos, com o passar do tempo a Articulação Temporomandibular sofre desgastes e adaptações que podem levar ao aparecimento de patologias que se apresentam como ruídos, estalos e crepitações. Nem sempre a presença desses sinais representa um problema para os pacientes, mas existem aqueles que têm a sua qualidade de vida afetada a ponto de procurarem os profissionais da saúde para encontrar respostas para estas alterações [2].

Devido ao grande potencial de aplicação dos acelerômetros nas engenharias, este trabalho se propõe a analisar as vibrações emitidas pela Articulação Temporomandibular durante os movimentos de abertura e fechamento da boca usando um *software* específico para captar vibrações e o acelerômetro presente em um *smartphone*, equipamento amplamente disponível para uso geral. A intenção não é substituir exames como raio X, tomografias e ressonâncias, mas complementar os métodos já existentes tendo como vantagens não ser um método invasivo, não emitir radiação, além de ser acessível e de baixo custo.

Assim sendo, o objetivo deste trabalho foi, através de medições realizadas com o acelerômetro, comparar a presença de ruídos e medir sua intensidade entre pacientes com articulações normais e aqueles com alterações nessa estrutura durante os movimentos de abertura e fechamento da boca.

Materiais e métodos

De acordo com seus objetivos gerais, esta pesquisa classifica-se como descritiva e com base nos procedimentos técnicos utilizados, classifica-se como pesquisa transversal experimental [3]. A variável estudada é descrita como quantitativa e contínua pois seus valores são expressos em números que podem ser ou não inteiros [4]. O estudo foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisas envolvendo Seres Humanos,

CAAE:54399716.7.0000.5547. Todos os participantes leram e assinaram o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido.

Na triagem dos pacientes, para se verificar a presença de estalos, utilizou-se um estetoscópio e a palpação manual [5]. Definiu-se estalo como ruído seco, forte e bem específico que pode ocorrer na articulação no trajeto de abertura ou fechamento da boca.

Qualificação da amostra: Seis indivíduos fizeram parte desta pesquisa sendo quatro mulheres e dois homens, todos adultos com autonomia plena e idade variando entre 20 e 50 anos. Utilizou-se como critério de exclusão pacientes com dor aguda na articulação, pacientes que tinham restrições para abertura da boca e pacientes com histórico de luxação da articulação.

Sendo um exame não invasivo, sem custos, sem a emissão de radiação e com aparelho celular sendo colocado em uma posição semelhante à que já é usado normalmente ao falar, a receptividade dos participantes foi muito alta. O tempo máximo para conclusão do exame não excedeu 10 minutos. Os grupos foram examinados por um mesmo operador e enquadrados nos seguintes critérios:

Grupo I = Grupo de controle: composto por três pacientes que ao abrir e fechar a boca não apresentavam estalos na articulação.

Grupo II = Grupo experimental: composto por três pacientes que ao abrir e fechar a boca apresentavam estalos na articulação.

Sequência de medição: O aparelho celular foi colocado sobre a Articulação Temporomandibular e o paciente foi instruído a abrir e fechar a boca em intervalos regulares controlados por um metrônomo até um tempo total de 20 segundos. Repetiu-se o mesmo processo de medição por três vezes. O paciente permaneceu sentado com os braços apoiados na cadeira odontológica, olhar na horizontal, cabeça e corpo imóveis, sendo orientado a não bater os dentes ao abrir e fechar a boca. O abafador de ruídos do tipo fone de ouvido foi posicionado sobre a cabeça do avaliado ficando um fone sobre cada orelha. Após escolher qual articulação seria medida, levantou-se o fone respectivo e sob ele foi colocado o aparelho celular com seu longo eixo na horizontal. A pressão do abafador sobre o celular foi suficiente para mantê-lo em posição durante todo tempo de medição. O avaliado recebeu instruções claras para não realizar movimentos com a cabeça ou qualquer outra parte do corpo que não fosse o ato de abrir e fechar a boca para não comprometer a coleta. A fim de padronizar a frequência de abertura da boca entre os participantes, utilizou-se um metrônomo ajustado em 60 bpm.

Dados técnicos: Para a aquisição e processamento dos sinais foi utilizado um sistema composto por um aparelho celular com um acelerômetro interno e um software específico para medir vibrações - *VibSensor Now Instruments and Software, Inc.* Versão 1.3.2. Para análise foi utilizado o software de processamento

matemático *MatLab®*. A Tabela 1 resume as características do acelerômetro.

Tabela 1 - Informações Técnicas dos Sensores
Fonte: Autor

Características Técnicas do Acelerômetro	
Nome	3-axis Accelerometer
Fabricante	Kionix
Versão	1
Potência	0,25 mA
Resolução	0,0095768068 m/s ²
Alcance máximo	78,4532012939 m/s ²
Aparelho Celular	
Marca	Moto G 3
SKU do Hardware	XT1550
Versão Android	5.1.1
Número da versão	LPI23.72-16.3

Resultados

Foram coletados sinais de seis pacientes conforme a metodologia descrita, o que resultou na Figura 1 e na Figura 2 as quais mostram o comportamento dos sinais ao longo dos vinte segundos de duração do exame.

- Análise da amplitude do sinal no tempo:

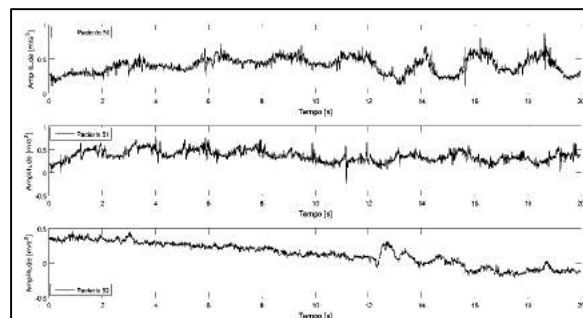


Figura 1 - Gráficos do Grupo controle no espectro do tempo - Fonte: Autor

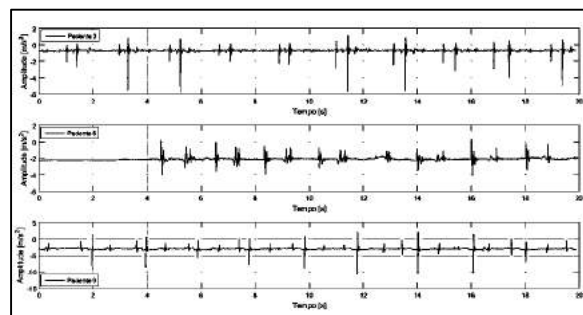


Figura 2 - Gráficos do Grupo experimental no espectro do tempo - Fonte: Autor

O mesmo sinal foi transformado através da Transformada Rápida de Fourier, FFT (*Fast Fourier Transform*) para o espectro da frequência a fim de

verificar quais eram os intervalos mais recorrentes. O resultado pode ser visto na Figura 3 e na Figura 4.

- Análise da amplitude do sinal no espectro da frequência:

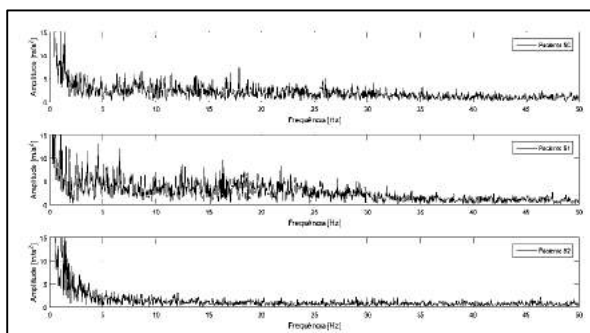


Figura 3 - Gráficos do Grupo controle no espectro da frequência – Fonte: Autor

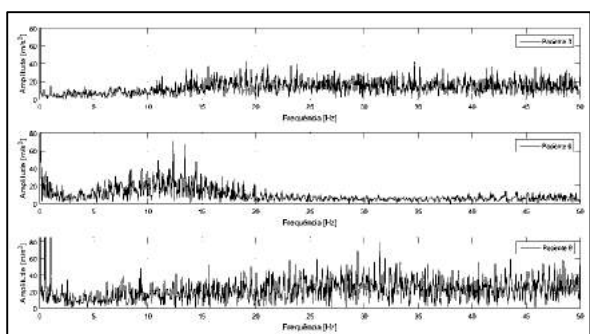


Figura 4 - Gráficos do Grupo experimental no espectro da frequência – Fonte: Autor

Houve preocupação em saber onde estavam os picos dos sinais a fim de que também pudessem ser comparados. A Figura 5 mostra esse resultado.

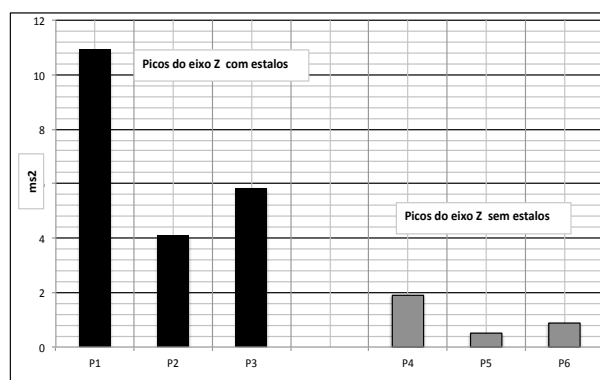


Figura 5 - Gráfico comparando os picos de amplitude de sinal entre os grupos controle e experimental – Fonte: Autor

Discussão

A análise final consistiu na comparação entre os seis pacientes quanto ao efeito que teria no resultado final do exame a presença ou não de estalos na Articulação Temporomandibular.

A comparação dos gráficos de sinais ao longo do tempo (Figura 2), deixa claro o surgimento de um certo padrão que permite diferenciar os dois grupos. Naqueles portadores de estalos, a variação repentina na amplitude do sinal durante a abertura da boca faz surgir barras verticais (altas frequências) que estão presentes a cada ciclo de abertura/fechamento. No grupo de controle, que pode ser visto na Figura 1, o movimento do osso mandibular sem a presença dos estalos faz surgir um traçado que assume a forma de ondas com mudanças menos abruptas.

A comparação no espectro da frequência foi muito variável entre os pacientes com estalos (Figura 4), mas apresentou-se mais uniforme nos casos controle (Figura 3). Mesmo o espectro da frequência variando entre os que têm estalos, um mesmo paciente pode se beneficiar dessa medida ao ter a oportunidade de ter registrada a evolução das alterações ao longo do tempo coletando dados em ocasiões diferentes.

Entre os pacientes estudados os picos de amplitude sempre foram maiores para os casos com estalos, como pode ser visto na Figura 5.

Importa registrar que, dos três eixos do acelerômetro (X, Y e Z), somente os dados do eixo Z foram considerados neste estudo. Isso porque, na posição em que foi colocado o aparelho celular, foi o eixo que melhor captou as variações de movimento geradas pela excursão do osso mandibular como também os estalos decorrentes do deslocamento do disco articular.

Limitações do método: Ficou de fora do escopo deste trabalho a associação entre a intensidade do estalo e sua relação com o tipo de patologia que o paciente pudesse apresentar na articulação. Um trabalho um pouco mais apurado pode perfeitamente conectar essas duas faces do problema.

Foram detectadas e minimizadas algumas variáveis interferentes para evitar seus efeitos sobre os dados coletados: movimento da cabeça, bater dos dentes, movimentos bruscos do corpo e vibrações no local da coleta. Um trabalho com grupos maiores deve ser implementado no futuro, visando estabelecer padrões e quantificar os ruídos articulares.

Conclusão

Em vista dos resultados obtidos e mediante a metodologia empregada, é possível concluir que:

a) o método proposto foi seletivo o suficiente para diferenciar os casos controle do grupo experimental, os quais tinham estalos na articulação;

b) a técnica facilitou a compreensão da dinâmica dos movimentos e dos ruídos articulares e avançou ao permitir parametrizá-los oportunizando seu acompanhamento futuro;

c) A presença dos ruídos articulares influenciou na amplitude, forma e frequência dos sinais coletados, sendo possível diferenciar os dois grupos estudados;

d) um número maior de pacientes deverá ser testado para consolidar os resultados, apurar as conclusões e dar significância estatística às mesmas.

Os autores entendem que o presente trabalho provou o conceito de utilização de equipamentos portáteis comerciais e de *softwares* livres ou pagos, em atividades de diagnóstico, com vantagens óbvias de custo e facilidade de apreensão dos recursos.

Agradecimentos

À Força Aérea Brasileira e à Seção de Odontologia do Hospital da Aeronáutica do Cindacta II em Curitiba.

Ao curso de Especialização em DTM e Dor Orofacial da UFPR na pessoa do Prof. Dr. Daniel Bonotto.

Referências

- [1] MILANI JUNIOR, G. Análise das Vibrações em Exaustores de Fornos de Fábrica de Cimento para Identificar seus Modos de Falha, 2012. Monografia Especialização.
- [2] LARA JANSISKI, P. F. DA C. S. M.; GODOY, C. H. L. DE; BORTOLETTO, C. C.; FERNANDA CORDEIRO DA SILVA, S. K. B. P. R. DE Á. G. Avaliação dos Ruídos da Articulação Temporomandibular em Crianças com Bruxismo. , v. 17, n. 1, p. 111–116, 2015.
- [3] GIL, A. C. Como elaborar projetos de pesquisa. 4ª ed. São Paulo, 2009.
- [4] MELLO, J. L. P. Matemática Construção e Significado. 1ª ed. São Paulo: Moderna, 2005.
- [5] CONTI, P. C. R.; MIRANDA, J. E. da S.; ORNELAS, F. Ruídos articulares e sinais de disfunção temporomandibular: um estudo comparativo por meio de palpação manual e vibratografia computadorizada da ATM. *Pesqui Odontol Bras*, v. 14, n. 4, p. 367-371, out./dez. 2000.

ESTUDO DE MATERIAIS COMO ELETRODO PARA UM DISPOSITIVO “Wearable” EM MONITORAMENTO CARDIACO

C. A. Ferri*, J. G. Gomes*, A. M. Zatta** e A. A. F. Quevedo*

* Dep. de Engenharia Biomédica, FEEC, UNICAMP, Campinas, SP, Brasil

** Departamento de Serviços Tecnológicos e Inovação, SENAI, Londrina, PR

e-mail: caferri@ceb.unicamp.br

Resumo: A constante busca por mecanismos de monitoramento cardíaco, na dinâmica do cotidiano, integrado à vestimenta usual tem esbarrado no meio de transdução do sinal biológico apropriadamente. Atualmente, os eletrodos convencionais possuem uma excelente qualidade de sinal, mas necessitam de um preparo adicional da pele para trabalhar adequadamente, além de serem colados ao corpo. O objetivo principal deste estudo é encontrar materiais que possam ser utilizados como eletrodo seco para biopotencial direcionados às necessidades dos dispositivos *wearable*. Foram abordados diversos materiais condutivos como *eTextil* a base de prata, silicone condutivo utilizado em eletroestimulação com alta condutividade. Obteve-se a melhor qualidade do sinal, durante a dinâmica do movimento, quando foi adicionado um segundo material, com alto coeficiente de atrito, sobrepondo o eletrodo. Deste modo, este trabalho apresenta uma alternativa aos eletrodos convencionais para monitoramento cardíaco em dispositivos *wearable* sem a necessidade de preparo da pele e fixação ao paciente.

Palavras-chave: Eletrodo seco, Dispositivo *Wearable*, ECG, eletrodo seco, artefato de movimento.

Abstract: *The constant search for daily cardiac monitoring mechanisms, integrated in usual clothes has bogged down in the appropriately biological signal transduction. Today, conventional electrodes have an excellent signal quality, but require an additional skin preparation to adequate work, and are stuck to the body. The aim of this study is to find materials that can be used as dry electrode biopotential aimed to the needs of wearable devices. Were evaluated several conductive materials such as eTextil with silver wires, conductive silicone used in electrostimulation with high conductivity. We obtained the best signal quality, in dynamic movement, when a second material, with high coefficient of friction, overlaying the electrode, was added. Thus, this work presents an alternative to conventional electrodes for heart monitoring using wearable devices without skin preparation and attachment to the patient.*

Keywords: *Wearable device, ECG, Dry electrode, Movement artifact noise.*

Introdução

A construção de eletrodos para aplicação em dispositivos *wearable*, como silicões e *eTexteis*, tem sido

estudado por muitos autores[1]. Vários estudos têm prosseguido nessa área, entre elas, grandes empresas tem seguido com estudos similares: BIOTEX[2] e SMARTEX[3]. Além disso, empresas como a FORD[4], tem buscado sensores semelhantes para serem anexados em seus carros.

Um fator importante quando se menciona no uso de sensores têxteis é o artefato de movimento, o qual pode gerar ruído com magnitude suficiente para saturar os estágios de amplificação, sobrepondo-se com o sinal de ECG[5]. Existem mecanismos que podem minimizar esse efeito, sendo a fixação do eletrodo em pontos de maior rigidez, materiais menos susceptíveis a movimento, filtros passa alta na faixa dos 5Hz ou o processamento digital em casos menos extremos [2][6]. Outro fator relevante para medição de biopotenciais é o acoplamento entre este transdutor e o paciente, pois auxilia na quebra da barreira entre a pele e o eletrodo, facilitando o fluxo de corrente iônica. Na ausência desse acoplamento o eletrodo esbarra em uma grande barreira para a captura do sinal bioelétrico desejado, que é a impedância entre a pele e o eletrodo [7]. Para amenizar essa dificuldade utiliza-se géis condutores trabalhando como acopladores, minimizando essa alta impedância. Com isso, a relação sinal ruído melhora, levando a captura de um sinal de melhor qualidade. Entretanto, em determinadas situações, essa prática pode ser inadequada, como por exemplo, durante uma atividade física por um longo período ou indivíduos que exerçam atividade dinâmica elevada. Deste modo, o artefato de movimento e a alta impedância eletrodo-pele são as principais barreiras encontradas ao se utilizar eletrodo seco como os empregados em sistemas vestíveis. Fatores como transpiração afetam essa impedância melhorando a condutividade[6][7].

O objetivo para este trabalho é buscar uma combinação de materiais, a fim de capturar o sinal eletrocardiográfico com maior fidelidade e menor ruído em dispositivos *wearable*.

Materiais e métodos

Ao longo dos últimos anos muitos materiais vêm sendo desenvolvidos a fim de servir como eletrodos secos, porém não de fácil acesso a outros pesquisadores ou grupo interessados em trabalhar com esse material. Deste modo, buscamos alguns materiais condutores, de fácil acesso, que possibilitem sua utilização como ele-

trodo (Tabela 1). As resistências foram medidas utilizando um multímetro Minipa ET-2082C. As ponteiras foram posicionadas a uma distância de 1 cm entre elas. Além disso, o material deve apresentar um baixo nível de desconforto ao indivíduo, o qual impede o uso de materiais rígidos como o metal.

Os materiais foram testados considerando eletrodos de tamanhos diferentes (Tabela 2). Assim, possibilitando uma avaliação do material e se a dimensão do material como eletrodo possibilitaria uma melhor qualidade do sinal.

Tabela 1: Materiais utilizados na confecção dos eletrodos e sua resistência.

Item	Resistência
Silicone condutivo E.S. Flex	85 Ω
<i>eTêxtil em prata</i>	0,7 Ω
<i>eTêxtil em polímero</i>	1,3 Ω

Os silicones condutivos escolhidos são utilizados em eletroestimulação, sendo o da E. S. Flex utilizados em estimulação funcional e o IBRAMED como retorno em eletroacupuntura. Os *eTêxteis* são tecidos condutivos com a finalidade de aplicação em roupas inteligentes e roupas de proteção eletrostática. Testamos dois tipos de *eTêxtil*. O primeiro a base de fios de prata, possui menor reatividade com a pele reduzindo interações alérgicas e, por sua base ser a prata, uma capacidade de esterilização natural. O segundo, a base de polímero sintético condutivo.

Tabela 2: Diferentes formatos e tamanhos dos eletrodos.

Silicone E.S. Flex	<i>eTêxtil</i> MedTex180	<i>eTêxtil</i> Ripstop
Quadrado 4x4 cm	---	---
Quadrado 2,5x2,5 cm		
Redondo d = 4 cm	---	---
Redondo d = 2,5 cm	Redondo d = 1,25cm	

A Figura 1 mostra os materiais e suas variações.

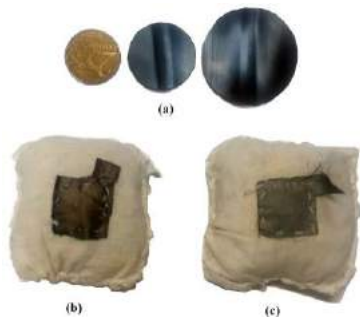


Figura 1: (a) Silicone E. S. Flex, (b) *eTêxtil* MEDTex180, (c) *eTêxtil* Ripstop.

Os testes foram realizados em um único indivíduo, masculino, saudável, idade de 34 anos. Foram realizadas 3 repetições em dias diferentes.

Os materiais estruturados como eletrodo foram posicionados de forma a obter o sinal nas derivações de Einthoven (I, II e III). Os eletrodos eram fixados ao corpo por uma fita elástica de 5 cm de largura. O instrumento utilizado para captura foi o MICROMED® WinCardio.

Os materiais foram abordados sob duas fases: em repouso e em movimento. Em repouso, sentado em uma cadeira, com os braços apoiados sob a mesa. Em movimento, os braços eram mobilizados para cima e para baixo em ciclos de 2 vezes por segundo.

Após os primeiros testes, verificamos que o ruído gerado era dependente do deslocamento do eletrodo, assim optamos em acrescentar um segundo material junto ao eletrodo. Este material possuiu um alto coeficiente de atrito, melhorando a permanência do eletrodo junto à pele. Com isso, minimiza o deslocamento do eletrodo em relação à pele. O primeiro material utilizado sob essa temática foi em relação ao silicone condutivo, o qual, incorporou uma esponja abrasiva sobreposta ao eletrodo (Figura 2). As bordas sobressalentes da esponja em relação ao eletrodo permanecem em contato com a pele, minimizando o deslocamento do eletrodo durante atividades.



Figura 2: Sobreposição da esponja abrasiva ao eletrodo com a finalidade em reduzir artefatos de movimento.

Posteriormente, utilizamos outro tipo de silicone, não condutivo, como material de alto coeficiente de atrito. Este silicone é o mesmo utilizado em roupas fitness (silicone de aderência), embora ele não possua nenhuma característica adesiva. Seguimos com o mesmo padrão do material anterior, entretanto sobrepomos em relação aos *eTêxteis*. Utilizamos dois diferentes tipos de silicone com objetivo de observar qual apresentaria melhor resultado de aderência à pele (Figura 3).



Figura 3: Sobreposição dos eletrodos *eTêxtil* com silicone de aderência utilizado em roupas fitness. O da esquerda o Tipo 1 e o da direita o Tipo 2.

Resultados

Observando os sinais de ECG para derivação II, comparamos a capacidade em identificar o complexo QRS para todos os casos.



Figura 4: ECG na derivação II para o eletrodo de Silicone E.S. Flex na configuração quadrado (a) 4x4cm sem sobreposição da esponja abrasiva em repouso, (b) sem sobreposição da esponja abrasiva em movimento (c) com sobreposição da esponja em movimento, (d) 2,5x2,5cm sem sobreposição em repouso, (e) sem sobreposição da esponja em movimento e (f) com sobreposição em movimento.

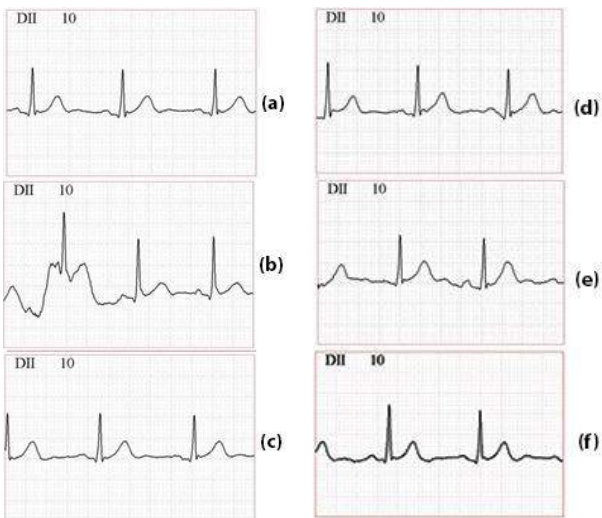


Figura 5: ECG na derivação II para o eletrodo de Silicone E.S. Flex na configuração redondo (a) 4cm de diâmetro sem sobreposição da esponja abrasiva em repouso, (b) sem sobreposição da esponja abrasiva em movimento (c) com sobreposição da esponja em movimento, (d) 2,5cm de diâmetro sem sobreposição em repouso, (e) sem sobreposição da esponja em movimento e (f) com sobreposição e em movimento.

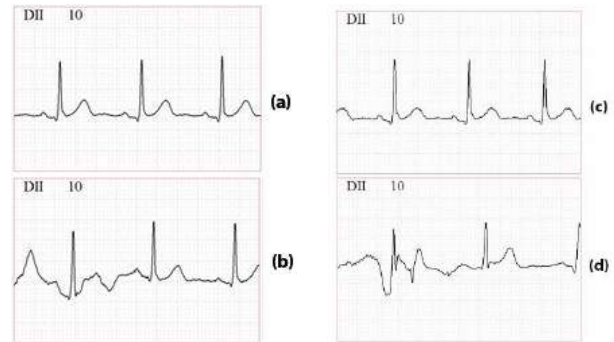


Figura 6: ECG na derivação II para o eletrodo eTextil na configuração quadrado 2,5x2,5 construído em almofada para melhor adaptação anatômica. (a) Ripstop em repouso e (b) em movimento. (c) MedTex180 em repouso e (d) em movimento.

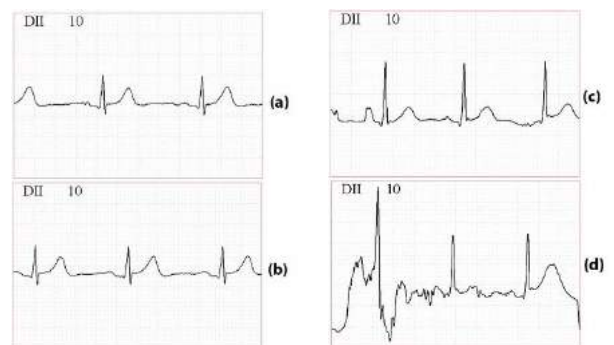


Figura 7: ECG na derivação II para o eletrodo eTextil na configuração redondo com 1,25 cm de raio adaptado a uma base de silicone aderente. (a) eTextil Ripstop sob o silicone aderente Tipo 1 em repouso e (b) em movimento. (c) Ripstop sob o silicone aderente Tipo 2 em repouso e (d) em movimento.



Figura 8: ECG na derivação II para o eletrodo eTextil na configuração redondo com 1,25 cm de raio adaptado a uma base de silicone aderente. (a) eTextil MedTex180 sob o silicone aderente Tipo 1 em repouso e (b) em movimento. (c) MedTex180 sob o silicone aderente Tipo 2 em repouso e (d) em movimento.

Discussão

A captura de biosinal por eletrodo padrão comercial possui excelente qualidade, sendo um dos principais motivos o melhor acoplamento (através de gel) na inter-

face eletrodo-pele. Este acoplamento não está presente nos eletrodos secos, o qual, por sua vez apresenta considerável de ruído (ex. artefato de movimento), pois o eletrodo está em contato direto com a pele, gerando atrito e potencial eletrostático. Os eletrodos secos são excelentes para aplicação em dispositivos *wearable*. Assim, selecionamos os materiais apresentados na Tabela 1, pela facilidade em encontrá-los no mercado e ótima condutividade. Observamos sob duas situações: repouso e movimento. Para reduzir o artefato de movimento, foram selecionados materiais que aumente o coeficiente de atrito entre a pele e o eletrodo com a utilização de materiais com propriedades aderentes ou com alto coeficiente de atrito.

Os primeiros testes, utilizando o silicone E.S. Flex, pode ser visto na Figura 4. Em repouso, para ambas dimensões, a detecção do complexo QRS é possível, porém, quando em movimento, o sinal sofre grande influência de ruídos por movimentação do eletrodo. Pensando nisso, utilizamos uma esponja abrasiva com o objetivo de reduzir esse deslocamento através do aumento do coeficiente de atrito, o que minimiza o deslocamento do eletrodo (Figura 2). O eletrodo menor apresentou resultados melhores, pois a área encoberta pelo eletrodo é menor, sobrando uma maior área para contato da esponja com a pele, dificultando o deslocamento do eletrodo. Outro fator importante quanto a esse material refere-se ao formato de constituição do eletrodo, pois o primeiro teste foi na dimensão quadrada. Quando refizemos os testes utilizando eletrodos redondo, nas dimensões proporcionais ao do quadrado, obtivemos os dados da Figura 5. Podemos ver que, o dimensionamento circular, forneceu uma melhor qualidade de sinal, menor influência do artefato de movimento, sendo inferior aos vistos pelos eletrodos quadrados.

Os eletrodos construídos a partir do *eTexteis* foram, inicialmente, testados sem a presença de materiais que minimizem o deslocamento (Figura 1), obtendo os dados vistos na Figura 6. Em repouso é possível identificar, claramente, o complexo QRS. Já em movimento essa identificação se torna mais difícil, pois por se tratar de material sintético, o ruído por atrito e geração de carga estática é maior. Utilizamos o mesmo princípio dos eletrodos de silicone, sobrepondo o eletrodo com um material de alto coeficiente de atrito. Neste caso, utilizamos dois tipos de silicones utilizados em roupas *fitness* (Tipo 1 e Tipo 2), como visto na Figura 3. Estes silicones fazem com que as roupas esportistas permaneçam firmes e grudadas ao corpo. Utilizamos as quatro combinações possíveis entre silicone Tipo 1 e Tipo 2 com os *eTextil MedTex* e *Ripstop*. Os resultados são vistos nas Figuras 7 e Figura 8. Em repouso, o complexo QRS está passível de identificação sem dificuldades ao contrário do em movimento. Entretanto, a combinação Silicone Tipo 1 e *Ripstop*, Tipo 2 e *MedTex*, apresentaram excelentes resultados, mesmo em movimento, o que torna viável sua aplicação como eletrodos em dispositivos *wearable*.

Observamos durante as avaliações que, apesar da distorção no sinal, os eletrodos que estavam sobrepostos

por material aderente, tendiam a voltar ao estado normal (sem distorção), mais rápido que os eletrodos sem sobreposição de material aderente. Outro ponto importante, os eletrodos com maior área eram mais susceptíveis aos ruídos gerados pelo deslocamento do eletrodo, assim eletrodos secos de áreas menores são mais indicados para obtenção de biopotenciais com dispositivos *wearable*.

Além disso, o equipamento utilizado nas medidas não é indicado para sistemas *wearable*, pois o filtro passa alta possui frequência de corte em 0,5Hz, permitindo a passagem da maior porcentagem de ruídos por deslocamento do eletrodo, cuja faixa está entre 1Hz a 10Hz. Adicionalmente, os contados, via cabo com terminal tipo garra de jacaré, entre eletrodo e equipamento, pode ter contribuído com o ruído.

Conclusão

Os testes demonstraram que, para captura do sinal de ECG em repouso, todos os materiais apresentam resultado satisfatório na identificação do complexo QRS, sobressaindo o *eTextil MedTex* e o *Ripstop* combinados aos silicones Tipo 1 e Tipo 2, respectivamente. A utilização de material com alto coeficiente de atrito reduziu o efeito do artefato de movimento, entretanto o sinal apresentou um considerável nível de distorção. Outro ponto, para trabalhos futuros, uma combinação híbrida entre os materiais como, *eTextil* e silicone condutivo com alto coeficiente de atrito pode apresentar resultados satisfatórios.

Agradecimentos

Ao Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico (CNPq) pelo apoio financeiro.

Referências

- [1] Chi YM. et al. Dry-Contact and Noncontact Biopotential Electrodes: Methodological Review. *IEEE Rev Biomed Eng*, 2010, 3:106-119.
- [2] Coyle S, Lau KT e Moyna N. BIOTEX—Biosensing Textiles for Personalised Healthcare Management, *IEEE Trans. Inf. Technol. Biomed.*, 2010, 14(2):364-370.
- [3] Wearable Wellness System from Smartex s.r.l. Pisa Italy. Disponível online em: <http://www.smartex.it>. Acessado em: 25 de maio, 2015.
- [4] Ford Unveils Contactless ECG Sensing Driver Seat. Disponível online em: <http://www.medgadget.com>. Acessado em: 11 de abril, 2016.
- [5] Meziane N. et al. Dry electrodes for electrocardiography. *Physiol Meas*, 2013, Vol. 34, p. R47-R69.
- [6] Taji B, Shirmohammadi B, Groza V e Batkin I. Impact of skinelectrode interface on electrocardiogram measurements using conductive textile electrodes (*IEEE T Instrum Meas*, 2014, 63(6):1412-1422.
- [7] Puurtine M et al. Measurement of noise and impedance of dry and wet textile electrodes, and textile electrodes with hydrogel, 28th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, 2006. *EMBS '06*, p. 6012-6015.

DIFERENTES TÉCNICAS APLICADAS NO TRATAMENTO DE ESTRIAS GESTACIONAIS UTILIZANDO CORRENTE MICROGALVÂNICA

C. F. C. Silveira* e A. M. W. Stadnik*

* Programa Pós Graduação em Engenharia Biomédica - PPGEB/UTFPR, Curitiba, Brasil
e-mail: cris.cjalus@hotmail.com

Resumo: Diferentes tecnologias têm sido aplicadas no tratamento de estrias de distensão, entre elas a corrente microgalvânica que estimula a regeneração da pele com estrias. Neste estudo foram aplicadas duas técnicas de tratamento com a corrente microgalvânica com o objetivo de avaliar qual apresentaria melhores resultados para redução no tamanho das estrias. Participaram seis voluntárias com idade entre 25 e 32 anos divididas em dois grupos, A e B. Foram realizadas 15 sessões de tratamento com a corrente modulada em 100 microampères. O grupo A recebeu aplicação da técnica de punção longitudinal enquanto o grupo B recebeu a técnica de punção transversal. Utilizou-se o software ImageJ para mensurar a área das estrias em cm². Os resultados foram processados no SPSS v21.0 considerando o nível de significância $p < 0,05$. O teste de Mann-Whitney indicou que não houve diferença estatisticamente significativa entre os grupos. Quando investigado a possibilidade de diferença, o teste ANOVA de Friedman demonstrou para o grupo A diferença estatisticamente significativa ($p < 0,03$) em relação ao grupo B. Ao final as três voluntárias do grupo A relataram satisfação com o tratamento. No grupo B duas voluntárias relataram satisfação e uma relatou muita satisfação com o tratamento. Os tratamentos envolvendo a corrente microgalvânica tem demonstrado aumento na produção de fibras colágenas, elásticas e neovascularização dentro das estrias. Conclui-se que a técnica de punção longitudinal apresentou melhor resultado. Durante a análise visual da aparência das estrias as voluntárias relataram satisfação ou muita satisfação com o tratamento.

Palavras-chave: Estrias de distensão, Tratamento, Satisfação, Software.

Abstract: Different technologies have been applied in the treatment of distension stretch marks, among them the micro galvanic current, which stimulates the regeneration of the stretched skin. In this study, two treatment techniques with microgalvanic current were applied, aiming to evaluate which one would present better results to reduce stretch mark's size. Six volunteers participated, with ages between 25 and 32 years old, divided in two groups, A and B. Fifteen treatment sessions were realized with modulated current of 100 microamperes. Group A received the technique of longitudinal puncture, while group B received transversal puncture. Software ImageJ was used to measure stretch mark's area in cm². Results were

processed in SPSSv21.0, considering significance level as $p < 0,05$. The Mann-Whitney test indicated no difference statically significant between the two groups. When the possibility of difference was investigated, ANOVA Friedman's test demonstrated a difference statically significant ($p < 0,03$) to group A in relation to group B. In the end, three group A volunteers reported they were satisfied by the treatment. In group B, two volunteers were satisfied and one reported she was very satisfied. Treatments involving microgalvanic current have been demonstrating increasing in collagen and elastic fibers production, also a neovascularization inside stretch marks. The conclusion is the longitudinal puncture have presented better results. During visual analysis of stretch mark's appearance, the volunteers reported satisfaction or great satisfaction with the treatment.

Keywords: *s Distension striae, Treatment, Satisfaction Software, Microgalvanic current.*

Introdução

As estrias de distensão surgem quando a tensão aplicada à pele é mais intensa que a sua capacidade de expansão [1,2], geralmente são assintomáticas, apresentando-se inicialmente com coloração rubra evoluindo de forma permanente para coloração alba [2], possuem predileção pelo abdome manifestando em até 90% das gestantes [3].

A busca pela eliminação das estrias justifica-se pelo seu caráter de promover a baixa autoestima em mulheres podendo provocar alterações físicas e comportamentais [4,5].

Diferentes tecnologias têm sido aplicadas no tratamento das estrias albas com o objetivo de amenizar o aspecto das estrias [6]. As terapias envolvem tratamento a laser, luz intensa pulsada [7], radiofrequência, corrente microgalvânica [8] peeling químico, carboinfusão [9] e sistema de terapia com microagulhas [10].

A corrente microgalvânica (CM) tem sido empregada no tratamento de estrias albas. Sua ação consiste na promoção de um processo inflamatório agudo nas estrias que estimula a atividade de regeneração tecidual local melhorando o aspecto da pele aproximando-a da sua normalidade [11]. Embora muito utilizada, não existe protocolos de tratamento envolvendo esta tecnologia. Neste estudo aplicou-se duas diferentes técnicas de tratamento com a CM a fim

de observar qual das técnicas apresentaria melhores resultados em relação à redução no tamanho das estrias e satisfação com o tratamento.

Materiais e métodos

Trata-se de um estudo exploratório com abordagem quantitativa.

Participaram seis voluntárias com idade entre 25 e 32 anos, pele cor branca, com estrias de gestação presentes em dois quadrantes do abdome (baixo abdome). Todas as voluntárias assinaram o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (TCLE).

Foram excluídas as voluntárias que relataram qualquer distúrbio dermatológico ou neurológico; que estivessem obesas, lactantes ou gestantes ou ainda, que estivessem em tratamento com medicamentos à base de corticoides, esteroides ou anti-inflamatórios.

O presente estudo foi aprovado pelo Comitê de Ética e Pesquisa com Seres Humanos da Universidade Tecnológica Federal do Paraná (UTFPR), conforme resolução nº 466/2012, sob o nº CAAE: 42528315.1.0000.5547.

Técnicas e equipamento de tratamento - As voluntárias foram divididas em dois grupos, A e B. O grupo A recebeu tratamento com a corrente microgalvânica aplicada com a técnica de punção longitudinal. Enquanto o grupo B recebeu a técnica de punção transversal, descrita por Rusehacker (2004).

Foram realizadas 15 sessões de tratamento com corrente microgalvânica modulada em 100 microampères (μA) com intervalo de 12 dias entre sessões.

Utilizou-se o equipamento Striat[®] da empresa IBRAMED registrado na ANVISA sob o nº 10360310005.

Preparação das voluntárias - Previamente ao tratamento todo o abdome das voluntárias era higienizado com álcool gel 70% e todo o material de trabalho permaneciam em bancada posicionada ao lado da maca de tratamento, sendo brevemente descartado após sua utilização (luvas de procedimento, agulha de eletrolifting, máscara facial, touca, algodão e lençol de papel), a maca, bancada e o mocho era higienizado com álcool líquido 70%.

Captura de Imagens - Foram capturadas imagens fotográficas para que ao final do estudo verificar, por meio do software ImageJ versão 1.48, se haveria redução na área das estrias. Estas imagens foram obtidas em diferentes momentos: antes de iniciar o tratamento e após a realização de cinco, dez e quinze sessões de tratamento, totalizando quatro diferentes medidas. Os equipamentos utilizados foram: câmera fotográfica semiprofissional modelo Canon T3i, luxímetro modelo THDL 400. A luminosidade foi mantida em 150 lux e a distância entre a câmera e o abdome das voluntárias em 70 centímetros posicionada a altura de 1.20 centímetros.

Análise pelo Software ImageJ - Todas as fotos possuíam uma escala métrica de 2cm² necessária para calibração da imagem. Esta escala foi fixada no abdome

das voluntárias. As estrias fotografadas tiveram suas áreas calculadas em centímetros quadrados (cm²), por meio do software ImageJ. Para realizar este procedimento as imagens foram carregadas uma a uma pelo próprio software de acordo com o acesso da imagem. Inicialmente foi aberto o software e seguido a sequência: acessa *File* acessa *Open* seleciona o arquivo desejado. Para calibrar a imagem em cm²: acessa *Straight*, realiza uma reta entre duas extremidades, direita e esquerda, da escala métrica fixada na pele da voluntária, acessa *Analyze* acessa *Set scale* digita o dígito dois no quadro *Known distance* e cm em *Unit of length*, ok. Acessa *Freehand selections* e realiza o contorno de toda a estria. Acessa *Analyze* acessa *Measure*. O programa abre uma janela informando a área da estria em cm².

Análise estatística - Os dados foram processados no SPSS v21. Considerando como nível de significância $p < 0,05$, exceto quando indicado diferente. Devido ao número reduzido de sujeitos optou-se pelo tratamento através de testes não paramétricos. As variáveis são descritas a partir das medidas de mediana e amplitude interquartil. A comparação entre os grupos aconteceu através do teste de Mann-Whitney. A avaliação de alterações nos diferentes pontos do tratamento ocorreu inicialmente pela ANOVA de Friedman, quando esta indicou um valor significativo foram aplicados contrastes não ortogonais através do teste de Wilcoxon. Neste caso foi adotado o contraste simples acrescido da comparação entre o valor inicial e final sendo realizada a correção de Bonferroni e passando a considerar como significativas as relações com $p < 0,0125$.

Satisfação das voluntárias - Por fim, as voluntárias foram questionadas quanto à satisfação com o tratamento optando por: insatisfeita, pouco satisfeita, satisfeita ou muito satisfeita, devendo justificar a escolha. Este relato foi obtido após cada cinco sessões de tratamento.

Resultados

Por meio do teste de Mann-Whitney as descrições de mediana e amplitude interquartil indicou que não houve diferença estatisticamente significativa mesmo sendo o valor das medianas com maior diferença entre os grupos (Figura 1).

	GRUPO A	GRUPO B	p (Mann-Whitney)
	Mediana (Amplitude Interquartil)	Mediana (Amplitude Interquartil)	
Início	0,466 (0,212)	0,763 (0,836)	0,310
5 ses.	0,332 (0,157)	0,605 (0,826)	0,136
10 ses.	0,428 (0,271)	0,774 (0,800)	0,310
15 ses.	0,471 (0,252)	0,577 (0,812)	0,453

Figura 1 – Comparação entre grupos por meio do teste de Mann-Whitney.

Investigou-se se havia uma possibilidade de diferença entre grupos por meio do teste ANOVA de Friedman. Neste caso o grupo A apresentou redução

significativa ($p < 0,03$) na área das estrias em relação ao grupo B, que não apresentou diferença significativa ($p < 0,10$). No entanto não é possível determinar o momento que ocorre esta diferença.

Quando comparado os diferentes momentos da coleta também não foi indicada diferença na área das estrias entre os grupos ao longo do tempo. Por meio do teste de Wilcoxon ($p < 0,125$) encontrou-se entre os valores do início do tratamento e após cinco sessões $p < 0,028$, seguido de $p < 0,214$ entre cinco e dez sessões e $p < 0,173$ entre dez e quinze sessões. Na comparação entre a medida inicial da área das estrias e após 15 sessões de tratamento também não foi encontrada diferença estatística onde $p < 0,515$ (Figura 2).

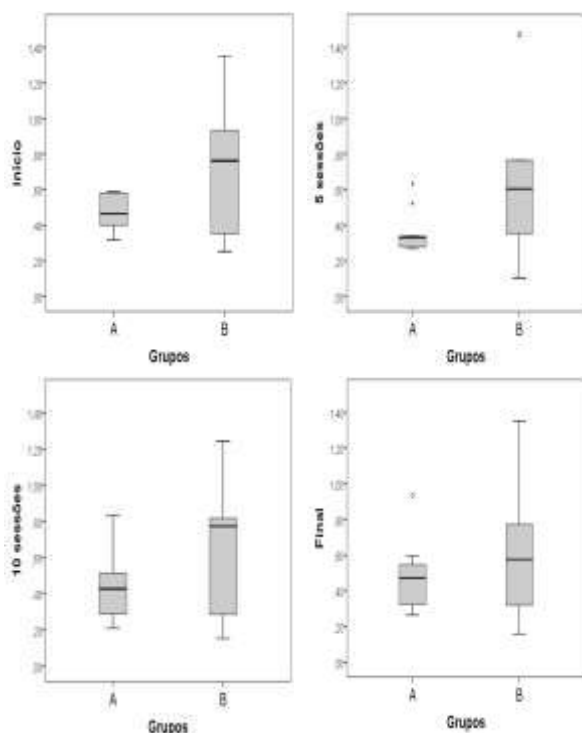


Figura 2 – Demonstração dos resultados do tratamento após cada cinco sessões de tratamento.

A satisfação com o tratamento relatado pelos grupos A e B após cinco sessões foram idênticas, onde duas voluntárias estavam satisfeitas e uma muito satisfeita. Após 10 sessões os relatos do grupo A não sofreu alteração enquanto no grupo B as três voluntárias relataram estarem satisfeitas com o tratamento. Ao final do tratamento as três voluntárias do grupo A ficaram satisfeitas com o tratamento enquanto no grupo B duas relataram estarem satisfeita e uma relatou estar muito satisfeita com o tratamento.

As seis voluntárias deste estudo relataram que as estrias apresentaram ao final do tratamento coloração semelhante a pele normal e melhora na autoestima. No grupo A ainda houve relatos de melhora na aparência das estrias e redução no tamanho. No grupo B todas as voluntárias relataram observar estrias com diminuição no tamanho, na percepção e nivelamento das mesmas.

Discussão

Nas análises realizadas a cada cinco sessão de tratamento não foi encontrado redução no tamanho das estrias. Quando aplicado o teste ANOVA de Friedman observou-se que o grupo A apresentou breve redução no tamanho das estrias durante as primeiras cinco sessões, porém não foi possível determinar em qual momento ocorreu esta redução.

Tal fato pode ser justificado porque a ação da corrente microgalvânica é a de estimular a regeneração tecidual [8] e não a cicatrização onde ocorre a aproximação das extremidades, sendo assim, neste estudo não houve aproximação entre as extremidades das estrias tratadas.

Estudos tem relatado que a ação da corrente microgalvânica nas estrias promove o preenchimento das estrias por exsudato inflamatório contendo eritrócitos, leucócitos, fâscias de fibrina e proteínas plasmáticas. Durante o processo de regeneração tecidual, os fibroblastos multiplicam-se produzindo fibras colágenas e secretando elastina [13].

Oliveira et al. observou em análise histológica, após quatro sessões, que estrias tratadas com corrente microgalvânica apresentaram aumento de 9,44% na espessura da epiderme [8]. Outro estudo encontrou, após 20 sessões de tratamento, epiderme mais espessa e definida com delimitação do contorno da derme papilar e reticular e aumento organizado de fibras colágenas e elásticas [14].

O processo de regeneração celular permite que a pele com estrias apresente-se com característica semelhante à pele normal corroborando com o achado pelas voluntárias deste estudo que foram unânimes em relatar que a coloração das estrias tratadas aproximou-se da pele sem estrias.

Ao final deste estudo as voluntárias do grupo A relataram estarem satisfeitas com o tratamento justificando melhora da autoestima e na aparência das estrias além de observarem redução no tamanho das mesmas. Já entre as voluntárias do grupo B as justificativas para a satisfação e muita satisfação com o tratamento foi acrescido de melhora na percepção e nivelamento das estrias em relação à pele normal.

Enfatiza-se que até o momento não há tecnologia disponível para o tratamento conclusivo na eliminação das estrias de distensão [3].

Conclusão

As análises por meio das medidas obtidas com o imageJ demonstraram redução na área das estrias para o grupo A que recebeu a técnica de punção longitudinal, não sendo possível identificar se esta alteração ocorreu no início, meio ou ao final do tratamento.

Ambos os grupos relataram satisfação com o tratamento. Esta satisfação deu-se por meio da observação das estrias que se apresentaram ao final do

tratamento, com característica semelhante à pele normal.

Sugere-se que novos estudos sejam realizados com maior número de voluntárias e com aumento da amperagem da corrente e redução no intervalo de dias entre sessões.

Referências

- [1] Valente DS, Zanella RK, Doncatto LF, Padoin AV. Incidence and risk factors of striae distensae following breast augmentation surgery: a cohort study. *Revista PLOS ONE*. 2014; 9(5):
- [2] Sato MS, Fukuda A, Silva LLG, Brenner FM, Tung R. Avaliação histológica comparativa da eficácia de ácido tricloroacético e subcisão, isolados e combinados no tratamento de estrias abdominais. *Revista Surgi Cosmet Dermatol*. 2012; 4(1): 31-37.
- [3] Ersoy E, Ersoy AO, Celik EY, Tokmak A, Ozler S, Tasci Y. Is it possible to prevent striae gravidarum? *Journal of the Chinese Medical Association*. 2016; 79: 272-275.
- [4] Yamaguchi K, Suganuma N, Ohashi K. Quality of life evaluation in japanese pregnant women with striae gravidarum: A cross-sectional study. *BMC Research Notes*. 2012; v. 5.
- [5] Tashan ST, Kafkasli A. The effect of butter almond oil and massaging on striae gravidarum primiparaous women. *Journal of Clinical Nursing*. 2012; 21 (11-12): 1570-1576.
- [6] Soltanipour F, Delaram M, Taavoni S, Haghani H. The effect of olive oil on prevention of striae gravidarum: a randomized controlled clinical trial. *Complementary Therapy in Medicine*. 2012; 20: 263-266.
- [7] El Taeib MA, Ibrahim AK. Fractional CO₂ laser versus intense pulsed light in treating striae distensae. *Indian Journal of Dermatology*. 2016; 61(2): 174-180.
- [8] Oliveira EL. efeito da corrente microgalvânica invasiva em estrias albas: estudo histopatológico [Dissertação]. Campinas: Universidade Metodista de Piracicaba; 2013.
- [9] Moreira JAR, Giusti HHKD. A fisioterapia dermatofuncional no tratamento de estrias: revisão da literatura. *Revista Científica da UNIRARAS*. 2013; 1(2): 22-32.
- [10] Park KY, Kim HK, Kim SE, Kim BJ, Kim MN. Treatment of striae distensae using needling therapy: a pilot study. *Dermatol Surgery*. 2012; 38: 1823-1828.
- [11] Rebonato TA, Deon KC, Fornazari LP, Barp S. Aplicação de microgalvanopuntura em estrias cutâneas albas. *Revista Movimento e Saúde*. 2012; 4(6): 1-6.
- [12] Rusenhack C. Terapia por microgalvânica em dermatofuncional. *revista Fisioterapia*. 2004; 3(44): 24-26.
- [13] Borges FS. *Dermatofuncional: modalidades terapêuticas nas disfunções estéticas*. 2 ed. São Paulo: Phorte; 2010.
- [14] White PAS, Gome RC, Mendonça AC, Braganholo LP, Ferreira AS. Efeitos da galvanopuntura no tratamento de estrias atroficas. *Revista Fisioterapia Brasil*. 2008; 9(1): 53-58.

BIOFEEDBACK VIA SMARTPHONE COM USO DE EMG PARA AUXÍLIO À REABILITAÇÃO POR MEIO DE JOGO INTERATIVO

G. R. P. Esteves*, E. M. Aragão Júnior*, M. F. B. de Melo* e M. A. B. Rodrigues*.

*UFPE, Recife, Brasil
e-mail: gustavorpe@gmail.com

Resumo: Este artigo apresenta uma plataforma para o desenvolvimento de jogos de vídeo game, desenvolvido para o auxílio na reabilitação de pessoas com problemas motores, desde que ainda haja alguma atividade elétrica capaz de ser captado por sensores de eletromiografia. Desta forma busca-se com que o paciente tenha uma maior adesão aos tratamentos fisioterapêuticos, ao ver que mesmo sem movimento articular seu membro afetado ainda consegue gerar sinais capazes de controlar um jogo. Este trabalho descreve as partes que compõem o sistema e seus resultados após a realização de testes.

Palavras-chave: Fisioterapia, Vídeo Game, Microcontroladores.

Abstract: *This article presents a platform for the development of video games developed to aid in the rehabilitation of people with motor problems, since there is still some electrical activity can be captured by electromyography sensors. Thus search with the patient has a greater adherence to physiotherapy treatments, to see that even without joint movement your affected limb can also generate signals that can control a game. This paper describes the component parts of the system and its results after testing.*

Keywords: *Physiotherapy, Video Game, Microcontrollers.*

Introdução

O uso de jogos de vídeo games na reabilitação pode melhorar bastante a motivação e adesão do paciente a um determinado tratamento, bem como permitir adaptação da terapia ao seu nível de função. Tais jogos baseiam-se na ideia de que movimentos corporais orientados e associadas a observação de algo virtual projetados em telas, facilitam a reorganização funcional de sistemas cerebrais pré-motores e motores afetados, auxiliando na recuperação da função [1].

A reintegração e o tratamento de indivíduos com lesão cerebral é uma desafiadora e importante tarefa, não somente pela complexidade das funções perdidas, como pelo fato dessas lesões constituírem a causa mais frequente de incapacidade física e mental [2].

O *biofeedback* é determinado como uma ferramenta terapêutica útil no ensino e no aprendizado de processos que envolvem auto-regulação e controle. Dessa forma contribui para o controle e aprendizado assistido de funções fisiológicas que, quando usado corretamente possibilita ao indivíduo controlar determinadas funções

sobre as quais têm exercido pouco controle. A partir desses princípios, a reabilitação se baseia na tentativa de minimizar os déficits sensorio-motores e agilizar o processo de recuperação funcional. [3].

Este trabalho desenvolveu uma plataforma de jogos de celular para a reabilitação que possibilite a interação através de comandos captados a partir de sensores de atividade muscular (eletromiografia, EMG), projetada em forma de jogo para um *smartphone*, o que torna esse recurso inovador. Dessa forma busca-se observar os benefícios de um recurso onde o paciente possa ver que os impulsos nos músculos são existentes, mesmo que os membros onde são colocados os sensores não exerçam qualquer movimento articular.

Materiais e métodos

Para o desenvolvimento desse trabalho foi necessário integrar diversas áreas do conhecimento a fim de se elaborar um equipamento capaz de atender as especificações. Os principais requisitos foram que o equipamento devesse ser portátil, de fácil utilização, e atrativo para o paciente que vai utilizá-lo.

Para satisfazer essas características construtivas foi escolhido integrar o equipamento com um aparelho celular com um *hardware* capaz de receber os impulsos musculares e a partir disso interagir com o aplicativo desenvolvido. Essa escolha se deve ao fato de que o uso de aparelhos celulares já é algo bem difundido, gerando então uma economia em equipamentos como telas e processadores, o que torna essa tecnologia diferente dos diversos equipamentos de *biofeedback* disponíveis.

Assim foi utilizado um *hardware* que fosse responsável por captar as informações, através de uma cadeia de aquisição composta de sensores de eletromiografia, amplificadores de instrumentação, filtros, conversores e um sistema de transmissão sem fio. As informações captadas pelos sensores são tratadas pelos amplificadores e filtros, convertidas no formato digital por um conversor A/D, interno do microcontrolador, e enviadas ao aparelho celular através de comunicação *Bluetooth*.

Foram utilizados três eletrodos de superfície do tipo Ag/AgCl sendo um de referência. Para a amplificação do sinal foram usados amplificadores de instrumentação que possuíam modo de rejeição comum. A resolução do conversor A/D do microcontrolador é de 10 bits, ou seja, os valores provenientes dos amplificadores poderiam ser armazenados entre 0 e 1023, mas para facilitar a

transmissão via *Bluetooth* eles foram convertidos para 8 bits. A frequência de amostragem utilizada foi de 2KHz o que atende aos critérios de Nyquist para os sinais de EMG.

A comunicação *Bluetooth* assim como a escolha do uso de celulares se deve ao fato de ser uma comunicação padrão na maioria dos aparelhos atuais. Além disso ela tem a vantagem de não utilizar fios, deixando o equipamento final mais independente do que utiliza comunicação USB, por exemplo. Ela também possui um baixo consumo em comparação com outras tecnologias sem fio o que garante maior autonomia do sistema de aquisição, conversão e transmissão de informações que era alimentado por baterias.

O aplicativo desenvolvido para celular foi focado no sistema operacional *Android* que além de ser o mais usado no Brasil [4], também possui diversas fontes de informações para quem deseja criar suas próprias aplicações. Sendo assim tal aplicativo pode ser executado em qualquer celular *Android* bastando apenas a sua instalação.

A ideia fundamental do aplicativo é a de ser um game de fácil utilização, que motive seus usuários a utilizá-lo, e que se comunique com o *hardware* responsável por captar os impulsos musculares. Assim foi desenvolvido um jogo aos moldes dos jogos clássicos onde o personagem deva saltar um determinado obstáculo, conforme o impulso muscular captado ultrapasse um dado limiar. Esse impulso por sua vez varia de pessoa para pessoa sendo necessária uma etapa de calibração do sistema.

Para certificar o funcionamento do jogo, bem como a comunicação com o *hardware* com os sensores algumas etapas foram seguidas. Inicialmente foi desenvolvido um aplicativo capaz para se comunicar através de *Bluetooth* com um microcontrolador, nessa etapa não foram utilizados os sensores musculares, a comunicação é bidirecional, ou seja, tanto o celular pode controlar o acendimento de luzes indicativas como o microcontrolador pode controlar a alteração de imagens na tela do celular. Em seguida foi testado uma pequena interface de jogo, porém sendo controlado com o toque na tela do celular. Após foi possível controlar o jogo a partir de sinais enviados pelo *Bluetooth*, mas ainda sem o sensor muscular, nessa etapa pode-se analisar a eficiência da comunicação, havendo raras perdas de sinal. Por fim o teste final de funcionalidade foi aquele onde o jogo é controlado a partir da atividade muscular.

Resultados

Foram realizados testes com o jogo desenvolvido sendo controlado por *Bluetooth* o que indica seu funcionamento correto. A tela da aplicação é mostrada na Figura 2, onde indica 3 momentos diferentes. O primeiro ocorre enquanto nenhum comando chega ao celular, onde a bola vermelha se mantém imóvel enquanto o bloco marrom se aproxima da direita para esquerda. A partir do momento que é detectado algum

sinal de EMG, para o controle da bola, começa-se o deslocamento vertical da bola, primeiro subindo e depois descendo a fim de evitar a colisão com o bloco marrom.

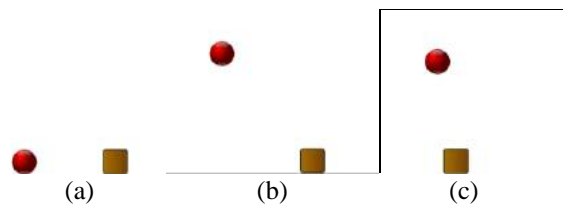


Figura 2: Tela do jogo desenvolvido: (a) bloco se aproximando da bola, (b) comando recebido fazendo a bola saltar e (c) bloco passando por baixo da bola.

Para o controle do game foram utilizados eletrodos para capturar os impulsos musculares conforme indicado na Figura 3. Esses sensores podem ser colocados em diversas regiões do paciente, sendo ajustadas via software a amplitude do sinal a ser utilizado, comumente são utilizados nos membros superiores e inferiores.

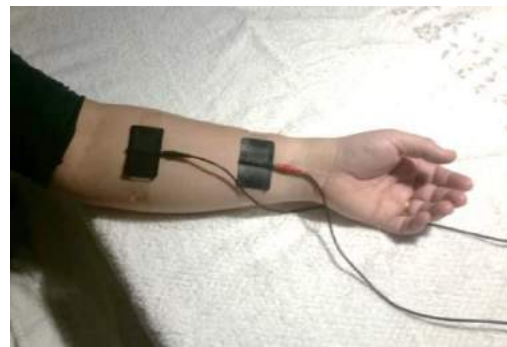


Figura 3: Posicionamento de eletrodos a captura de sinais eletromiográficos.

Os sinais captados são processados por uma placa de circuito impresso desenvolvida para essa finalidade, conforme indicado na Figura 4, capaz de filtrar e amplificar os sinais recebidos dos eletrodos.



Figura 4: Circuito desenvolvido para o tratamento do sinal recebido dos eletrodos [5].

O sinal é então enviado para a eletrônica de comunicação, mostrada na Figura 5, que possui um módulo *Bluetooth* integrado, capaz de receber os sinais

enviados pela eletrônica de controle e enviar os dados para o celular de forma transparente ao desenvolvedor.



Figura 5: Eletrônica de comunicação [5].

Discussão

Os tratamentos que utilizam o *biofeedback* como recurso já tem sua importância e eficácia comprovadas em diversos estudos, fazendo com que o paciente tenha uma recuperação mais rápida comparada ao método convencional [1][2]. O jogo, bem como o *hardware* responsável por captar a atividade muscular apresentou um funcionamento satisfatório em testes desenvolvidos pelos pesquisadores. Esse sistema se difere dos demais pelo fato de ser portátil e utilizar um *smartphone* como base. Sistemas similares foram encontrados em base de dados científicas, porém nenhum no Brasil e que utilizasse um vídeo game como interação. Outra característica a ser citada é o custo relativamente baixo do produto final.

Uma nova etapa deve ser realizada, dessa vez com pacientes portadores de algum déficit motor a fim de analisar a aceitação do sistema e o progresso do quadro clínico com o uso do equipamento. Para essa etapa já foi realizado e enviado, à espera de aprovação, um projeto para o comitê de ética em pesquisa.

Conclusão

O desenvolvimento de um *biofeedback* ativado por sensores de atividade elétrica muscular que controlam um jogo de vídeo game, auxiliará na reabilitação de pessoas que possuem algum déficit motor a partir da consciência muscular da realização de uma tarefa orientada. A percepção das ações executadas gera uma ativação imediata das áreas motoras encarregadas da execução desses atos e através disso pode-se decodificar o significado dos eventos motores observados, ou seja, compreendê-los na forma de movimentos direcionados em objetivos. Dessa forma o paciente poderá ver que mesmo não haja movimento articular, ainda existe sinais chegando ao mesmo, capazes de controlar as ações do jogo. A partir dessa interação, isto é, do *feedback* visual, o paciente terá uma motivação para continuar seu treinamento, além de ter algo que lhe proporcione um entretenimento de uma forma interativa. A melhor

adesão e o aumento do rendimento das sessões de fisioterapia fazem do *biofeedback* uma ferramenta bastante interessante.

Agradecimentos

O presente trabalho foi realizado com apoio do CNPq, Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico - Brasil.

Referências

- [1] Converse, H. et al. An EMG biofeedback device for video game use in forearm physiotherapy. In: sensors, 2013 ieee. ieee, 2013. p. 1-4.
- [2] Soares, A. V. et al. Biofeedback for training of standing balance in post-stroke hemiparetic patients: a preliminary study. Fisioterapia e Pesquisa, São Paulo, v.16, n.2, p.132-6, abr./jun. 2009.
- [3] Albuquerque Júnior, H. F. & Carvalho, L. C. Desenvolvimento de uma Ferramenta Computadorizada de *Biofeedback* para Aplicação em Fisioterapia. Mestrado em Engenharia Biomédica - Centro de Ciências da Saúde - Universidade Federal da Paraíba (UFPB). <Disponível em <http://telemedicina.unifesp.br/pub/SBIS/CBIS2002/dados/arquivos/58.pdf>> Acesso em 31/05/2016.
- [4] <http://www.kantarworldpanel.com/global/smartphone-os-market-share/>. Acessado em Maio de 2016
- [5] Souza, P. V. E., Santos, E. A. B., & Rodrigues, M. A. B. Sistema de eletrocardiograma para plataforma android™. XXIV Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica – CBEB 2014.

CRITICAL ANALISYS OF A PORTABLE DISPOSABLE DEVICE FOR THE DIAGNOSES OF SLEEP BRUXISM USED FOR EMG MONITORING

AZEVEDO, M.R.*, SENA, R*, MACEDO, D.R.*, SOARES A.B.*

*UNIVERSIDADE FEDERAL DE UBERLÂNDIA, BRASIL.

E-mail: marila.azevedo@terra.com.br

Abstract: Sleep bruxism (SB) is an involuntary trigeminal motor activity with stereotyped movement of the mandible during sleep. Associated with diverse physiological occurrences such as cortical, muscular and visceral (autonomous nervous system), SB has been an exhaustive research topic for at least 40 years. It has not reached the completion of its etiology. Until now, there is no answer concerning its triggering, or what is the most appropriate therapy or what may soften its sequel, if installed. The hypothesis that has been put forward is of an expression of physiological process of stress relief. Recent articles consider this phenomenon as a physiological state to a pathological condition, varying its intensity. In order to facilitate its monitoring and to simplify diagnosis, a disposable device was developed with electromyography electrodes that captures the muscle activity and thus quantifies and indicates the presence or absence of bruxism during sleep. The aim of this study is to conduct an analysis of the use of a disposable device for electromyography SB diagnosis, considering the distinct experiences and assessments of researchers. Another objective is to present our clinical experience with eight subjects who used this device during sleep to complement the diagnosis of SB, noting its advantages, disadvantages and limitations when applied in clinical and research field. This device can be considered an examination aid for the dental surgeon, although not considered a gold standard device.

Key-words: *BiteStrip*®, sleep bruxism, EMG, masseter, Polysomnography (PSG).

Introduction

Bruxism is considered an involuntary ~~episodic~~ repetitive activity of clenching, and/or grinding of mandible involving, the masticatory muscles exerted both in awake time or/in sleep time, distinct patterns. Sleep Bruxism (SB) is a masticatory muscle movement, unlike mastication function, as it is characterized by co-contractions of opening and closing jaw muscles and these purposeless movements rarely last more than eight seconds [1]. Among various SB hypothesis of etiological theories, there is an early suggestion of a strong evidence of emotion, the autonomic nervous system affecting cardiac activity and CNS [1]. Evidence supports the view that SB is related to anxiety. Recent consistent postulates relates the sleep bruxism as an adjustment to stress [2] [3]. It is possible that bruxism has a physiological

function [4], which also operates in non-symptomatic subjects. Thus, the concept that it is a parafunction, dysfunction or a sleep disorder should be reevaluated.

SB as an oromotor activity has a unique and complex signal biomarker called “rhythmic masticatory muscle activity” known as RMMA [5] proven in the electromyogram during sleep time, as a specific signal pattern. The RMMA presents bursts of periodic activity with a 1 Hz frequency and amplitude of 10% of the maximum voluntary contraction (MVC), to the masseter muscle [5]. Although sleep is associated with a reduction in muscle tone, spontaneous RMMA is observed once or twice per hour in 60% to 80% and occurs in the light stage of sleep of normal subjects. This activity happens in a three times less frequency than in the SB subjects. Meanwhile a permissive window can occur while sleeping triggering bruxism, as it enhances the frequency of bursts and episodes of RMMA and its amplitude characterizing a bruxism event. Literature shows a pattern for SB concerning its bursts. It is considered a SB event when the tonus in EMG exceeds 20% to 30% of the MVC, and lasts for more than 0.25 seconds.

Due to multiple and undefined etiological hypothesis for SB diagnoses, dental surgeon usually confront scarce clinical and technological available sources to asses, plane, guide and monitor dental treatment for patients suffering from bruxism events.

In this study, we looked for scientific literature that had validated or had used a disposable EMG device called *Bitestrip*® by the fact it has been used to diagnose SB in a simplified manner counting masticatory muscles activity during sleep. Our work also evaluated the researchers’ protocols, indications and limitations of its use and presented clinical experience of our experiment with this device as an aid to SB diagnosis.

Materials and methods

This paper chose scientific studies from 2003 until 2016, describing, comparing or validating *Bitestrip*®. Their application methods and materials were analyzed. To complete the aim of this paper the clinical experience of our study was presented. Eight subjects used this device during sleep time to complement diagnosis of SB. It was observed and noticed its advantages, limitations and contradictions when applied in clinical and research field.

This work is part of a developing research about “Sleep Bruxism and its Neuro-Behavior Pattern”

collecting data from electroencephalography, electromyography and galvanic-skin response, with 48 subjects from both genders. All individuals gave their informed consent in accordance to the Research Committee of Ethics of the Federal University of Uberlandia, number 650.649 approved in 25/04/2014. To present this paper we selected a small sample of 8 subjects, 04 bruxers, and 04 non-bruxers. All of them were submitted to the same tests, clinical exams and questionnaires for diagnoses of SB. The *BiteStrip*® test was done in one night session to verify the presence or not of SB events. The revised and updated manufacturer’s manual was explained individually and a tutorial video was suggested.

Bitestrip® use:

BiteStrip® is an electromyographic home device [6] portable and disposable. Since 2001 is indicated to help dental surgeons, researchers and temporal mandibular dysfunction (TMD) health professionals to assess sleep activity of masseter muscles. According to the manufacturer’s manual, its aim is to register the intensity of the electromyography activity, determine the presence or absence of the bruxism event and give the degree of the dysfunction severity. It is composed by 2 external electrodes pre-gelled and a miniature amplifier inside with a microprocessor showed in Figure 1, which captures and analyses in real time signs of muscular contractions, detecting, graduating and counting it as a bruxism event or not. This is possible by calibrating the strength of clenching amplitudes above the threshold of MVC (Maximum Value Contraction) demonstrated in Figure 2. If clenching is 30% higher than the maximum, value of contraction is classified as a bruxism event. Therefore, calibration is a very important step to set up this threshold as Figure3.

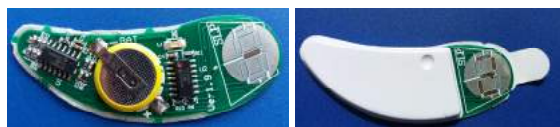


Figure -1 – An open structure of *BiteStrip*® showing its lithium battery, its microprocessor and a used display scoring 2.



Figure 2- MVC with a wooden spatula to calibrate the threshold of the left masseter muscle.

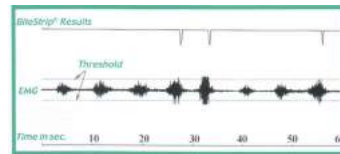


Figure 3 - Amplitude and frequency of episodes and bursts intra-threshold and extra-threshold that characterizes the bruxism like event. (Source: Bitestrip Manufacture’s Manual - up2dent.com)

Results:

Table 1: Articles that used or validated *BiteStrip*® comparing it with Polysomnography. (number* = night)

Authors	Date	n	Polysomnography	BiteStrip	Validation
Minakuchi	2003	5	x	x	x
Oksenberg	2004	9	x	x 2n*	x
Shochat	2007	18	x	x	x
Saueressig	2010	28		x	x
Mainieri	2012	49	x	x 2n*	x
Minakuchi	2012	10		x 6n*	x
Palinkas	2016	45	x	x 3n*	x
Azevedo	2016	8		x 1n*	Review

These articles, one way or the other had compared, suggested the use, or simply used both EMG apparatus: disposable ones, wireless and PSG. Their aim was to validate reliability, agreement, specificity and sensibility or even employed it to help clinicians to complement their diagnoses. Three of the authors [6], [7], [8] had made clear the intention to validate *BiteStrip*®. The sensitivity and specificity of *BiteStrip*® was compared to the gold standard of EMG in PSG, although they have not described how the registered events were measured and calculated from the *BiteStrip*®. Our research group is carrying on an integrated multi modal experiment, which has the *BiteStrip*® as one of the complementary instrument to evaluate the SB. It showed a good agreement as demonstrated in Table 2 when comparing the data to the clinical examinations and questionnaires applied to subjects.

Table 2: Clinical questionnaire and Bitestrip

	No Sleep Bruxism				Sleep Bruxism			
	1	2	3	4	5	6	7	8
Volunteers								
RDC/Axis 1	0	0	0	0	0	0	0	0
Muscle Pain						X	X	
Muscle Hypertrophy					X	X	X	X
Morning Headache						X	X	
Agitated Sleep	X				X	X		
Angle Class occlusion	1	1	1	1	2	2	2	1
Overbite					X	X		
Anxiety	X				X	X	X	X

The literature review searched, pointed out in most articles the good to moderate sensitivity and specificity of the portable device. Some portable devices for measuring the EMG activity of jaw muscles in the home environment have been introduced in the research and clinical settings, in the attempt to partly solve the limitations related with the use of PSG. It has been recommended as an important instrument to confirm the presence or absence of SB event.

Discussion:

BiteStrip® was validated [9] compared to PSG. The authors followed the manufacturer's manual; however, calibration was not emphasized when instructions were described in the article. Calibration when done properly to reach MVC will produce a threshold to give references to oral movements other than SB events, which occurs trespassing 30% of MVC. An observation concerning this point [10] was clear in their study when they inferred that *BiteStrip*® would detect the bruxism episode if the MVC exceeds the 30% of the maximal occlusal force. *BiteStrip*'s results are given in ranges (L, 1, 2, 3) according to the number of events that take place. To compare the results of the PSG, the authors [9], [10] dichotomized the results of *BiteStrip*® considering L as absence of bruxism, 1, 2 and 3 as the presence of the dysfunction. The placement of *BiteStrip*® and PSG electrodes simultaneously on the masseter in some of the works [6], [9] may have diminished the results accuracy as it may have overlapped signals from different masseter fibers. The sensitivity and specificity of *BiteStrip*® compared to PSG was evaluated and concluded that *BiteStrip*® has very good to moderate sensitivity of 0.84, although failed in severity graduation [9]. This data confronts a recent study [11] that used *BiteStrip*® and observed good capacity of the device in evaluating the degree of the severity. Therefore, this work has not mentioned the sensitivity of the device as he did not use the device to diagnose the bruxism, but used the gold standard PSG. Concluding that there was no intention of validating the device comparing to the gold pattern of PSG, but its support to their research in order to graduate the severity of the dysfunction already diagnosed as SB by the PSG initially. *BiteStrip*® is described as a micro-CPU, and the manufacturer's manual is updated with the new software version, the same index used in our present study. The steps and sequences of protocol for placement of the device is highlighted in the article. They suggest the device use on different mood days to give a more reliable result. Considers the *BiteStrip*® as an alternative portable EMG instrument for PSG to diagnose and give the degree of the severity of SB. Assumes that the subject sleeps after 20 minutes of installation, which does not occur on a daily basis. Sees advantages over the traditional method of clinical examination for diagnoses alone. Indicates the use of *BiteStrip*® as an alternative for its high sensitivity, specificity and diagnostic agreement with PSG, although did not make any experiment, only a literature review. Another study [12] compared the

BiteStrip® registration of nine subjects with SB diagnose, using two devices in each side of the cheek: right and left. They pointed sensitivity of 0.75 and agreement of diagnosis using *BiteStrip* compared to PSG registration. They also compared and evaluated the accuracy and reliability of *BiteStrip*® records compared with PSG bilaterally, but did not notice difference of this method in relation to the use of the right or left side of *BiteStrip*® or even of PSG. This corroborate our research that has used the *BiteStrip* device, as informed by the manufacturer left side of the cheek over masseter. In 2007, a study validated *BiteStrip*® [6] in relation to PSG with 18 subjects. PSG was used in two consecutive nights, but validated only in the second night. *BiteStrip*® was used once simultaneously with PSG sensors. This study found a sensitivity of 0.72 and a specificity of 0.75. They self-criticized the placement of two sensors of EMG (PSG) with the *BiteStrip*® right and left, as it could have reduced the accuracy of the results. Their assessment criterion was not described in his work, so there is no way to replicate or reproduce it in another experiment. In spite of this, they stated that *BiteStrip*® and EMG scores showed strong relationships. Sensitivity and positive predictive value were acceptable, being a viable screener for identifying masseter electromyographic events that indicates SB. Recent studies [10] used *BiteStrip* unilaterally write cheek, in order to monitor the use of a mandibular advanced apparatus. However, the score pattern used was not the last one revised by the manufacturer. Although has not compared it to PSG. In a study [7] to determine the sensibility and specificity of *BiteStrip*® comparing to PSG, only five subjects with SB participated. In its methodology, they estimated a cut off threshold. From this, they concluded the *BiteStrip*® has a good specificity for all subjects, but moderate sensibility for the subjects that presented high levels of amplitude in the PSG. So far, sensitivity and specificity of these results have been the problem to recommend the exclusive use of this device.a

These authors [8] assessed the first night effect variability when using *BiteStrip*®. They collected data from 10 subjects, previously diagnosed with SB, over six consecutive nights. Their data suggests that no systematic lower or higher level of SB exists on the first or second night. However, they found a substantial difference between days of use. This can be explained by the nature of SB, which has a night-to-night variation much larger than any suppressive effect of the recording process. In this way, its use in sequential nights would be cost ineffective and would not be a guarantee of a reliable result.

After reviewing articles and observing our experiment, we came across opinions, standpoints towards the use of this portable device that we summarized here:

Advantages of *BiteStrip*® – Simple to operate, small, light, immediate results. Good adherence on skin. Self-registration score excludes or minimizes intra-operator variation. Registration result is permanent. Home collection data is a natural environment of sleep. Being wireless, without restraint. Because it is disposable, value is more accessible. No need for technician's visit,

batteries recharge, operate a software, or any other handling. No maintenance or replacement of parts is required. Possibility of testing with the largest possible number of patients, and can monitor on different days. High diagnostic agreement regarding polysomnography. No need to invest in EMG equipment of high price to check for sleep bruxism. Excellent correlation with laboratory polysomnography data [9].

Disadvantages – Although it is known for its low cost, nowadays in Brazil, this is not an advantage as it is not commercialized here, and dollar has been fluctuating routinely in the last two years. No registration of amplitude and frequency that could be sent or connected to a PC offline to check the sleep time. This of course would imply in cost and alteration of the weight and design. You cannot stipulate a date to be done, even if you do it will be the user decision to make it or not.

Limitations – It cannot be re-used. Its accuracy depends on factors such as calibration, device setting on the muscle itself, careful cleaning of the skin. No detailed recorded data is available for a precise evaluation. *Bitestrip*® has been indicated to be used in subjects with no comorbidity such as respiratory deficiency or neurological disorders.

Suggestions – Researchers should spent time reading and explaining the manual for users. If steps are not followed meticulously as manual prescribes, can generate a false positive result during sleep and capture simple myoclonus or orofacial movements such as yawning or swallowing. It is recommended to bring the bitten wooden spatula back, as the intensity of the bite can be observed being a mark of a well-calibrated MVC. If it has not a significant bite with a cleavage on it, maybe you will have to ask the subject to repeat the test. This is cost ineffective. Not to worry with movements in bed. In this current study, nobody lost the device during sleep time.

Conclusion:

We found from our experiments that the major requirement for using *Bitestrip*® is a well-done calibration. Although the specificity and sensitivity of the *BiteStrip*® has been criticized in establishing its use for not giving a gold pattern result, we concluded that it is a viable instrument as long as it provides an alternative to assist dental surgeon by complementing and monitoring quantitatively his anamnesis, questionnaires and functional and clinical examinations. For researchers is a very cost beneficial device, if used properly during home installation, following strictly the manual orientations. Literature reviews show that the device is a viable instrument to detect SB events. In spite of that, it is clear the need to increase the sample number to have more reliable conclusions of its efficacy.

Acknowledgments:

The authors would like to thank CNPq, CAPES and FAPEMIG for the financial support.

References:

- [1] Lavigne GJ, Huynh N, Kato T, Okura K, Adachi K, Yao D, Sessle B. Genesis of sleep bruxism: motor and autonomic-cardiac interactions. *Arch Oral Biol.*; 52:381–384. 2007.
- [2] Sato S, Slavicek R. Allostasis and dentistry *Journal of Craniomandibular Function* 2009;1(4):283–294.
- [3] Schames SE, Schames J, Schames M, Chagall-Gungur SS. Sleep bruxism, an autonomic self-regulating response by triggering the trigeminal cardiac reflex. *J Calif Dent Assoc.* 2012 Aug;40(8):670-1, 674-6.
- [4] Sjöholm T, Polo O, Mäntyvaara J, Tanner J, Piha J, Lehtinen I. Does sleep bruxism serve a physiological purpose? *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology* - 1996 / 99 ; 3 .24P.
- [5] Lavigne GJ, Khoury S, Abe S, Yamaguchi T, Raphael K. Bruxism physiology and pathology: an overview for clinicians. *J Oral Rehabil* 35:476–494; 2008.
- [6] Shochat T, Gavish A, Arons E, Hadas N, Molotsky A, Lavie P, Oksenberg A. Validation of the BiteStrip screener for sleep bruxism. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2007;104:32-39. Israel.
- [7] Minakuchi H, Clark GT, Haberman PB, Maekawa K, Kuboki T. Sensitivity and specificity of a miniature bruxism detection device. Volume 99, Number 4 Abstracts 441 *Journal of Dental Research*, 83 special issue -2003.
- [8] Minakuchi H, Sakaguchi C, Hara ES, Kenji M, Clark GT. Multiple sleep bruxism data collected using a self-contained EMG detector/analyzer system in asymptomatic healthy subjects. *Sleep Breath* (2012) 16:1069–1072.
- [9] Mainieri, VC; Saueressig, AC; Pattussi, MP; Fagundes, SC; Grossi, ML. Validation of the Bitestrip versus polysomnography in the diagnosis of patients with a clinical history of sleep bruxism. Vol. 113 No. 5 May 2012, pag 612-617. Elsevier .
- [10] Saueressig AC; Mainieri VC., Grossi PK., Fagundes, SC. Shinkai RSA, Lima, EM; Teixeira, ER; Grossi, ML. Analysis of the Influence of a Mandibular Advancement device on sleep and sleep bruxism scores by means of the Bitestrip and the sleep assessment questionnaire. *The International Journal of Prosthodontics*. Volume 23, Number 3, 2010.
- [11] Palinkas, M.; Bataglion, C.; Canto, G. L.; Camolezi, N. M. ; Theodoro, G. T.; Siessere, S.; Semprini, M.; Regalo, S. C. H. Impact of sleep bruxism on masseter and temporalis muscles and bite force. *Cranio. Journal of Craniomandibular Practice*, v. 34, p. 1-7, 2016.
- [12] Oksenberg A, Arons E, Gavish A, Hadas N, Lavie P, Shochat T. Bilateral comparisons of online signals of a disposable electronic bruxism device and masseter EMG bruxism events. *Sleep* 27 APPS (Abstr Suppl) :A358 (2004).

COMPARAÇÃO ENTRE OS MÉTODOS TRADICIONAL E DE WAVETUBE PARA REALIZAÇÃO DA TÉCNICA DAS OSCILAÇÕES FORÇADAS PARA ESTIMAÇÃO DA IMPEDÂNCIA RESPIRATÓRIA DE ENTRADA

V. MORI*, M. A. OLIVEIRA**, M. H. M. VARGAS***, A. A. da CUNHA***, R. G. de SOUZA***, P. M. C. PITREZ*** e H. T. MORIYA*

*Escola Politécnica da Universidade de São Paulo, São Paulo, Brasil

** Instituto de Ciências Biomédicas da Universidade de São Paulo, São Paulo, Brasil

***Instituto de Pesquisas Biomédicas da Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul, Porto Alegre, Brasil
e-mail: htmoriya@usp.br

Resumo: Neste trabalho efetuamos a comparação entre dois diferentes métodos para a realização da técnica das oscilações forçadas, o método tradicional que consiste na aquisição do sinal de fluxo e pressão na entrada do sistema respiratório e o método do *wavetube* que consiste na aquisição de sinais de pressão nas extremidades de um tubo que liga o gerador de sinal de fluxo e a entrada do sistema respiratório. Tal comparação foi feita utilizando-se 8 camundongos machos Naive do tipo BALB/c em dois equipamentos muito utilizados em biologia experimental e seguindo rigorosamente protocolos comumente descritos na literatura. A comparação foi feita a partir da comparação direta de parâmetros do modelo de fase constante a partir do ajuste da impedância respiratória de entrada estimada por ambos os equipamentos. A comparação feita a partir da utilização do teste t de Student indicou diferenças estatisticamente significantes na resistência, viscosidade e histeresividade ($P < 0,001$) e ausência de diferença estatisticamente significativa na elastância ($P > 0,05$). Nossas hipóteses para essas diferenças são que isso ocorre devido tanto à diferença de volume de ar deslocado, alterando as condições fisiológicas nas quais os animais se encontram, enviesando a viscosidade e a histeresividade, quanto aos diferentes protocolos experimentais seguidos, devido à utilização de cânulas de diferentes diâmetros internos, enviesando a resistência das vias aéreas.

Palavras-chave: Técnica das Oscilações Forçadas, Impedância Respiratória, Modelo de Fase Constante, Método do *Wavetube*

Abstract: In this work we made a comparison between two different methods to perform the forced oscillations technique, the traditional method that consists in the acquisition of flow and pressure signal in the respiratory system entrance and the *wavetube* method that consists in the acquisition of pressure signals in the ends of a tube that connects the flow signal generator and the respiratory system entrance. This comparison was made using 8 Naive male BALB/c mice in two equipments widely used in experimental biology and following protocols commonly described in the

literature. The comparison was made based on the direct comparison of the constant phase model parameters fitted from the input respiratory impedance estimated by both equipments. The comparison using the Student's t test indicated statistically significant differences in resistance, viscance and hysteresivity ($P < 0.001$) and no statistically significant difference in elastance ($P > 0.05$). Our hypothesis for these differences are that the equipments are not comparable due to the different displaced air volumes, changing animals' physiological conditions, biasing viscance and hysteresivity, and due to the different experimental protocols, indicating that the use of different internal diameter cannulas biases airway resistance.

Keywords: Forced Oscillations Technique, Respiratory Impedance, Constant Phase Model, *Wavetube* Method

Introdução

A técnica das oscilações forçadas (FOT, do inglês *forced oscillations technique*) foi proposta por Dubois et al. [2] e consiste numa técnica rápida e não invasiva para determinação experimental da impedância respiratória de entrada. Tal técnica consiste aplicação de um sinal de fluxo multifrequencial na entrada do sistema respiratório de pequenos animais e na aquisição do sinal multifrequencial de pressão na saída do sistema. A partir da aproximação do sistema respiratório como um sistema linear, a impedância respiratória de entrada é calculada a partir da estimação da função de transferência do sistema, tendo como entrada o sinal de fluxo e saída o sinal de pressão.

Um método alternativo para a realização da FOT, chamado de método do *wavetube*, foi proposto por Van de Woestijne et al. [15] e consiste na utilização de um tubo fino de seção transversal circular (*wavetube*) entre a saída do gerador de sinal de fluxo e a entrada do sistema respiratório, e a aquisição de sinais de pressão nas extremidades do tubo. A partir da aproximação do *wavetube* como uma linha de transmissão mecânica, das propriedades físicas do *wavetube* e dos sinais de pressão aquisitados em suas extremidades, estima-se a impedância respiratória de entrada [3].

Em ambos os métodos, a partir da impedância respiratória de entrada estimada, efetuaremos a análise fisiológica dos sistemas a partir do ajuste dos dados ao modelo de fase constante (CPM, do inglês *constant phase model*) proposto por Hantos et al. [6].

No método tradicional a aquisição do sinal de fluxo é um limitante devido ao baixo volume de ar deslocado no sinal de fluxo de entrada em experimentos com pequenos animais. Para tal, em geral, se utilizam pneumotacógrafos. No entanto, tal componente aumenta consideravelmente o volume morto do sistema de maneira que, para a obtenção de uma razão sinal ruído aceitável, são necessários volumes de ar deslocados que podem impor ao animal condições não fisiológicas, enviesando os resultados [1][11].

Já no método do *wavetube*, tal problema inexistirá uma vez que são aquisitados apenas sinais de pressão, de maneira que o volume de ar deslocado no sinal de fluxo de entrada no método do *wavetube* é consideravelmente menor do que em relação ao método tradicional.

Trabalhos anteriores indicam que o volume de ar deslocado na realização da FOT interfere no comportamento do sistema respiratório de camundongos [9][10] enviesando os parâmetros do CPM. Dessa forma, acreditamos que ambos os métodos não apresentam resultados comparáveis devido aos diferentes volumes de ar deslocado.

Para testar nossa hipótese, efetuaremos a comparação dos dois métodos utilizando equipamentos e protocolos experimentais comumente descritos na literatura. Para o método tradicional, utilizaremos um equipamento comercial (flexiVent-flexiWare 7.X, SCIREQ, Montreal, Canadá)(FXV) e para o método do *wavetube* um equipamento manufaturado (WVT) [12] em 8 camundongos Naive macho do tipo BALB/c.

Materiais e métodos

Preparação dos animais – Todos os procedimentos foram aprovados pelo Comitê de Ética na Utilização de Animais da Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul (14/00431) e realizados no Centro de Modelos Biológicos Experimentais (PUCRS, Porto Alegre, Brasil). Oito camundongos machos saudáveis do tipo BALB/c (6-8 semanas) foram utilizados. Os animais foram alimentados com uma ração balanceada e com acesso à água *ad libitum*, abrigados em gaiolas e mantidos sob um ciclo claro/escuro 12/12.

Protocolo de ventilação – Os animais foram anestesiados com uma solução de cetamina 280 mg/kg) e xilazina (14 mg/kg) pela via intraperitoneal e paralisados com uma solução de brometo de pancurônio (1 mg/kg).

Animais foram traqueostomizados e canulados com uma cânula de ferro de 0,838 mm de diâmetro interno e 12,7 mm de comprimento no FXV ou com uma cânula de polietileno de 0,813 mm de diâmetro interno e 10 mm de comprimento. Em ambos os casos, a cânula foi fixada à traqueia por meio de um nó com um fio de

algodão 3.0. Os animais então foram conectados aos equipamentos em posição de supino.

O mesmo animal foi colocado em um equipamento e, após a realização do protocolo experimental, o equipamento foi trocado. Nessa troca, a canulação foi refeita uma vez que são utilizadas cânulas diferentes. A escolha pela utilização de diferentes cânulas teve o intuito de simular protocolos usualmente descritos na literatura [10][12]. Além disso, a ordem dos equipamentos foi randomizada.

Uma vez conectado ao equipamento o animal foi colocado sob ventilação padrão com uma pressão positiva no final da expiração (PEEP, do inglês *positive end expiratory pressure*) de 3 cmH₂O à uma frequência de 150 respirações por minuto, com volume de ar deslocado de 10 mL/kg. Uma manobra de recrutamento à uma PEEP de 12 cmH₂O por 10 segundos, seguido de um intervalo de 30 segundos foi realizado duas vezes durante a ventilação padrão.

A aplicação do sinal de entrada foi seguida por um intervalo de 15 segundos sob ventilação padrão. Tal processo foi repetido por 3 vezes e, em seguida, o animal foi colocado em outro equipamento onde todo o protocolo foi repetido.

No FXV tanto o sinal de entrada como a ventilação padrão foi gerada por um sistema do próprio equipamento, composto de um pistão num cilindro hermeticamente vedado. Para a aquisição do sinal de pressão, um transdutor de pressão devidamente calibrado é posicionado na entrada do sistema respiratório do animal. Já o sinal de fluxo é estimado a partir da área de seção transversal do pistão e de seu deslocamento horizontal.

Já no WVT o sinal de fluxo de entrada é gerado por um alto falante enquanto a ventilação padrão é feita por um equipamento comercial (HSE Harvard Minivent; Hugo Sachs Harvard Elektronik, March-Hugstetten, Alemanha). O controle entre ventilação padrão e sinal oscilatório é feito por válvulas manuais. Já os sinais de pressão são aquisitados a partir de transdutores de pressão devidamente calibrados e posicionados nas extremidades do *wavetube*.

Em ambos os equipamentos a PEEP é aplicada a partir da utilização de uma coluna d'água.

Estimação da impedância respiratória de entrada – No FXV a estimação da impedância é feita a partir do cálculo da função de transferência do sistema, definido pela razão entre as transformadas de Fourier do sinal de pressão e fluxo [2]:

$$Z(\omega) = \frac{P(\omega)}{\dot{V}(\omega)} \quad (1)$$

onde ω é a frequência, Z a impedância respiratória de entrada, P a pressão no domínio da frequência e \dot{V} o fluxo no domínio da frequência.

Diferentemente do FXV, no WVT o sinal de fluxo de entrada é levado ao sistema respiratório do animal através de um longo e fino tubo de polietileno de 1,17 mm de diâmetro interno e 100 cm de comprimento.

Nesse caso, a impedância respiratória de entrada do animal é estimada a partir de [3][4]:

$$Z(\omega) = Z_0(\omega) \cdot \frac{\sinh(\gamma_0(\omega) \cdot L)}{\frac{P_2(\omega)}{P_1(\omega)} - \cosh(\gamma_0(\omega) \cdot L)} \quad (2)$$

onde ω é a frequência, Z a impedância respiratória de entrada, P_1 e P_2 as pressões no domínio da frequência medidas na entrada e na saída do *wavetube* respectivamente, L o comprimento do *wavetube*, Z_0 a impedância característica do *wavetube* e γ_0 a constante de propagação do *wavetube*. Z_0 e γ_0 dependem apenas de características físicas do *wavetube* [3].

Em ambos os casos a estimação da impedância foi feita por softwares que acompanham os equipamentos.

Ajuste ao CPM – O CPM foi proposto por Hantos et al. [6] e considera a contribuição independente de componentes resistivas e conservativas do tecido parenquimal e de vias aéreas para a impedância respiratória de entrada:

$$Z(\omega) = R(\omega) + j \cdot \omega \cdot I(\omega) + \frac{G(\omega) - j \cdot H(\omega)}{\omega^\alpha} \quad (3)$$

onde R é a resistência newtoniana ligada às vias aéreas, I é a inércia do ar nas vias aéreas, G é a viscosidade, ligada à dissipação de energia no parênquima, H a elastância, ligada ao armazenamento de energia elástica no parênquima e $\alpha = (2/\pi) \cdot \tan^{-1}(G/H)$.

Além disso, podemos mensurar o grau de heterogeneidade do sistema respiratório a partir da razão entre a viscosidade e a elastância, chamada de histeresividade ($\eta = G/H$) [5].

O ajuste da impedância estimada ao CPM é feito a partir de algoritmos de estimação globais [13] minimizando uma função erro definida por:

$$\phi_{rel} = \left[\frac{1}{n} \cdot \sum_{i=1}^n \frac{|Z_d(\omega_i) - Z_m(\omega_i)|^2}{|Z_d(\omega_i)|^2} \right]^{\frac{1}{2}} \quad (4)$$

onde Φ_{rel} é a função que minimizaremos, ω_i é a i -ésima frequência presente no espectro do sinal de entrada, Z_d a impedância estimada e Z_m a impedância calculada a partir dos parâmetros ajustados pelo CPM.

Diferentemente do WVT, o ajuste ao CPM no FXV ignora a inércia. Como desejamos efetuar uma comparação seguindo rigorosamente os protocolos enunciados na literatura, faremos a comparação direta entre os parâmetros do CPM ajustados pelos softwares dos equipamentos. Dessa maneira, a comparação será feita somente com a resistência, viscosidade, elastância e histeresividade.

Resultados

O protocolo experimental foi realizado 3 vezes em cada um dos 8 camundongos machos Naive do tipo BALB/c. Os resultados dos parâmetros do CPM obtidos

são apresentados na Figura 1:

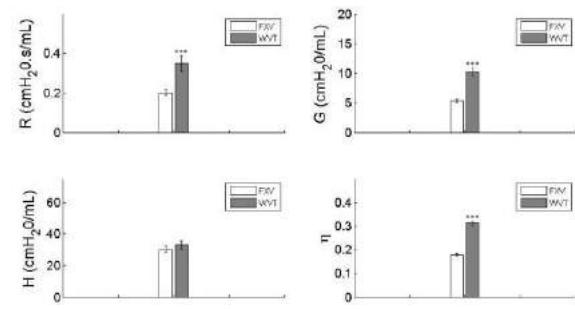


Figura 1: Comparação entre os parâmetros do CPM obtidos por ambos os equipamentos (FXV e WVT) (n=8). Resultados são apresentados como média \pm 2 desvios padrões da média. * P < 0,05, ** P < 0,01, *** P < 0,001 (teste t de Student).

Para a resistência (R), viscosidade (G) e histeresividade (η) o teste t de Student acusou diferença estatisticamente significativa ($P < 0,001$). Já para a elastância (H) não foi observada diferença estatisticamente significativa ($P > 0,05$).

Discussão

Analisando os resultados apresentados na Figura 1, observamos primeiramente uma diferença estatisticamente significativa entre a resistência das vias aéreas obtidas em ambos os equipamentos. Tal resultado não surpreende uma vez que foram utilizadas cânulas de diferentes diâmetros interno em cada equipamento (0,838 mm para o FXV e 0,813 mm para o WVT). Dessa maneira, uma maior resistência de vias aéreas no WVT era esperada.

Com relação à viscosidade observam-se diferenças estatisticamente significantes com o valor no WVT maior que no FXV. Uma vez que a viscosidade é ligada à dissipação de energia na porção distal do sistema respiratório [6] isso nos indica que, para volumes menores de deslocamento de ar, a perda de energia é maior, o que está de acordo com resultados obtidos na literatura [9][10].

Acreditamos que tal resultado se deve ao colapso de vias aéreas periféricas quando baixos volumes de ar deslocados são utilizados, como no WVT, mesmo após a manobra de recrutamento. Tal volume baixo é incapaz de gerar uma pressão suficiente para abrir vias aéreas colapsadas de maneira que ocorre um movimento oscilatório das paredes das vias aéreas periféricas. Uma vez que a parede das vias aéreas é muito mais rígida que o tecido parenquimal, uma maior quantidade de energia térmica é dissipada, levando à um aumento no valor da viscosidade.

No caso da elastância, não são observadas diferenças estatisticamente significantes entre os equipamentos indicando que volumes diferentes de ar deslocado não interferem na elastância. Isso se deve ao fato de não ocorrer armazenamento de energia elástica nas vias aéreas colapsadas, apenas na porção parenquimal do sistema respiratório, ou seja, o colapso de vias aéreas

causado pelo baixo volume de ar deslocado não interfere na elastância.

Além disso, uma vez que trabalhamos com frequências baixas, a maior parte do sinal de pressão gerado é refletido como energia elástica armazenada no parênquima fazendo com que a elastância seja o parâmetro mais fortemente determinado na realização da FOT [10].

A ausência de diferença estatisticamente significativa na elastância também indica que, apesar do volume de ar deslocado no FXV ser consideravelmente mais alto, não é suficiente para causar hiperdistensão do tecido parênquimal, podendo levar a não linearidades que podem aumentar o valor da elastância em até 200% [9][10].

Finalmente, observa-se um valor consideravelmente maior da histeresividade no WVT em comparação com o FXV. Uma vez que a histeresividade mensura o grau de heterogeneidade do sistema, tal resultado está de acordo com o esperado, uma vez que volumes baixos de ar deslocado levam ao colapso de vias aéreas (aumentando o valor da viscosidade e não alterando o valor da elastância) e, conseqüentemente, a uma ventilação heterogênea do tecido parênquimal.

Dessa maneira, especulamos que os diferentes volumes de ar deslocados em ambos os equipamentos que utilizam diferentes métodos para a realização da FOT impõe condições fisiológicas diferentes aos animais, refletindo nos parâmetros do CPM.

Também vale ressaltar que mesmo em camundongos saudáveis o comportamento heterogêneo do sistema respiratório de camundongos é observado [8][14]. Portanto, por mais que no WVT se observa um comportamento menos homogêneo e, portanto, mais distante daquele considerado pelo CPM, tais condições são muito mais próximas do comportamento basal do sistema respiratório de camundongos saudáveis.

Conclusão

Acreditamos que os diferentes volumes de ar deslocado fazem com que os resultados obtidos pelos equipamentos não sejam comparáveis, ou seja, parâmetros do CPM obtidos pelo ajuste à impedância respiratória de entrada obtida no WVT não podem ser colocados lado a lado com aqueles obtidos no FXV. Tal problema se torna ainda mais grave quando são comparados experimentos com diferentes protocolos experimentais, especialmente, no caso de cânulas de dimensões diferentes, enviando a estimação da resistência de vias aéreas.

Agradecimentos

Agradecemos à CAPES pela bolsa de doutorado que permitiu a realização desse trabalho.

Referências

[1] Bates JHT, Irvin CG. Measuring lung function in mice: the phenotyping uncertainty principle. *J Appl Physiol*. 2003; 94:1297–1306.

- [2] Dubois AB, Brody AW, Lewis DH, Burgess Junior BF. Oscillation mechanics of lungs and chest in man. *J Appl Physiol*. 1956; 8:587–594.
- [3] Franken H, Clement J, Cauberghe M, Van de Woestijne KP. Oscillating flow of a viscous compressible fluid through a rigid tube: a theoretical model. *IEEE Trans On Biomed Eng*. 1981; 28:416–420.
- [4] Fredberg JJ, Keefe DH, Glass GM, Castile RG, Frantz III ID. Alveolar pressure nonhomogeneity during small-amplitude high-frequency oscillation. *J Appl Physiol*. 1984; 57:788–800.
- [5] Fredberg JJ, Stamenovich, D. On the imperfect elasticity of lung tissue. *J Appl Physiol*. 1989; 67:2408–2419.
- [6] Hantos Z, Daroczy B, Suki B, Nagy S, Fredberg JJ. Input impedance and peripheral inhomogeneity of dog lungs. *J Appl Physiol*. 1992; 86:16–21.
- [7] Irvin CG, Bates JHT. Measuring the lung function in the mouse: the challenge of size. *Resp Research*. 2003; 4:4.
- [8] Irvin CG, Sampson M, Engel L, and Grassino AE. Effect of breathing pattern on esophageal pressure gradients in humans. *J Appl Physiol*. 1984; 57: 168–175.
- [9] Ito S, Lutchen KR, Suki B. Effects of heterogeneities on the partitioning of airway and tissue properties in normal mice. *J Appl Physiol*. 2007; 102: 859–869.
- [10] Moriya HT, Moraes JCTB, Bates JHT. Nonlinear and frequency-dependent mechanical behavior of the mouse respiratory system. *Ann of Biomed Eng*. 2003; 318: 318–326.
- [11] Mortola JP, Noworoaj A. Two-sidearm tracheal cannula for respiratory airflow measurement in small animals. *J App Physiol: Respirat Environ Exercise Physiol*. 1983; 55: 250–253.
- [12] Sly PD, Collins RA, Thamrin C, Turner DJ, Hantos Z. Volume dependence of airway and tissue impedances in mice. *J Appl Physiol*. 2003; 94: 1460–1466.
- [13] Thamrin C, Janosi T, Collins R, Sly PD, Hantos Z. Sensitivity analysis of respiratory parameter estimates in the constant-phase model. *Ann of Biomed Eng*. 2004; 32: 815–822.
- [14] Tomioka S, Bates JHT, Irvin CG. Airway and tissue mechanics in a murine model of asthma: alveolar capsule vs. forced oscillations. *J Appl Physiol*. 2002; 93: 263–270.
- [15] Van de Woestijne KP, Franken H, Cauberghe M, Lándsér FJ, Clément J. A modification of the forced oscillation technique. In: *Advances in Physiological Sciences Respiration, Proceedings of the 28th International Congress of Physiological Sciences*, edited by Hutás I and Debreczeni LA. Oxford: Pergamon. 1981; 655–660.

ANÁLISE DE SINAIS ELETROMIOGRÁFICOS NA ESCOLIOSE TORÁCICA À DIREITA APÓS INTERVENÇÃO POR MEIO DO MÉTODO PILATES

W. A. D. Strasse*, A. M. W. Stadnik*, E. Krueger** and L. M. Beraldo*

*PPGEB/Universidade Tecnológica Federal do Paraná, Curitiba, Brasil

**PPGEB/Universidade Tecnológica Federal do Paraná, Curitiba, Brasil e
Universidade Estadual de Londrina, Londrina, PR, Brasil
e-mail: wallystrasse@hotmail.com

Resumo: As alterações posturais e dores na coluna vertebral encontram-se entre os maiores problemas socioeconômicos e de saúde pública no mundo. O Método Pilates (MP) pode ser considerado como alternativa no tratamento conservador dessa doença. O objetivo deste estudo foi avaliar os efeitos do MP no tratamento de escoliose torácica à direita (ETD) em adolescentes por meio da eletromiografia de superfície (EMG). Foi realizado um estudo exploratório, com seis adolescentes, com idade entre 13 a 18 anos, de ambos os sexos, que apresentaram o desvio postural escoliose, fisicamente ativos, sem experiência com o MP e que não tinham realizado cirurgia corretiva ortopédica na coluna vertebral, nem recebido diagnóstico de doença reumática. Os adolescentes investigados inicialmente foram submetidos à avaliação EMG nos músculos trapézio (TRAP), eretores espinais (ERE), oblíquos (OBLI) e reto abdominal (RA), na posição sentada durante a tarefa de manter equilibrado um livro sobre a cabeça. O sinal de EMG foi processado no domínio temporal (EMG_{Amp}) e espectral (EMG_{Fmed}). Na sequência foram submetidos a 24 sessões com dois atendimentos semanais de um protocolo de tratamento constituído por exercícios do MP. Houve diminuição da EMG_{Amp} em ambos os lados da coluna vertebral, com decréscimo mais acentuado para o lado esquerdo (convexo), $p=0,022$. Relativo ao EMG_{Fmed} , os resultados evidenciaram aumento em ambos os lados da coluna vertebral com destaque para o lado direito (côncavo), $p<0,001$. Conclui-se que o protocolo de tratamento por meio do MP ocasionou modulação no padrão de ativação neuromuscular na ET_D acompanhada pela melhora postural avaliada pela simetria.

Palavras-chave: Pilates, Escoliose, Eletromiografia.

Abstract: Postural alteration and pain in the spine are among major socio-economic and public health problems in the world. The Pilates Method (PM) can be considered as a conservative alternative in the treatment of this disease. The aim of this study was to evaluate the effects of PM used to treat the thoracic right scoliosis (TRE) in adolescents, measured by surface electromyography (EMG). An exploratory

study was conducted with six teenagers, 13 to 18 years old, male and female, who had postural deviation scoliosis, physically active, with no experience with PM, who had not performed orthopedic corrective surgery on the spine and who had not been diagnosed with rheumatic disease. The investigated teenagers were initially submitted to EMG assessment in trapezius (TRAP), spinal erectors (ERE), obliques (OBLI) and recto-abdominal (RA) muscles, sitting during the task of balancing a book on the head. The EMG signal was processed in the time (EMG_{Amp}) and spectral (EMG_{Fmed}) domain. Following, they were submitted to 24 sessions with two weekly visits into a treatment protocol consisting of PM exercises. There was a reduction in the EMG_{Amp} on both sides of the spine, with more decrease to the left (convex), $p = 0.022$. On EMG_{Fmed} , the results showed an increase on both sides of the spine with emphasis on the right side (concave), $p < 0.001$. We conclude that the treatment protocol by the PM occasioned positive changes in the pattern on neuromuscular activation in TRE evaluated by symmetrography.

Keywords: Pilates, Scoliosis, Electromyography.

Introdução

A escoliose é considerada a quinta doença mais comum em desenvolvimento na adolescência após miopia, doenças relacionadas a saúde mental, obesidade e fimosose [1, 2].

Vários fatores estão correlacionados com o seu surgimento, destacam-se entre eles: idade, sedentarismo [3], fraqueza muscular, reduzida flexibilidade da musculatura extensora do quadril [4], estirão do crescimento [5], hábitos posturais inadequados e fatores genéticos [6], sobrepeso e obesidade [7], postura adotada ao sentar [8], atividades esportivas que podem causar lateralização da coluna como natação e tênis de campo [9], peso da mochila escolar [10].

O tratamento conservador por meio de exercícios de fortalecimento e alongamento e conscientização postural [11] no início da infância e da adolescência podem alterar favoravelmente a história natural da escoliose [12] e a rápida progressão da enfermidade [13, 14, 15, 16].

O objetivo do presente estudo foi analisar os

efeitos de um protocolo do Método Pilates (MP) na atividade neuromuscular de adolescentes com diagnóstico de escoliose torácica à direita (ETD) por meio da eletromiografia de superfície.

Materiais e métodos

Esta pesquisa atendeu às recomendações éticas da Resolução 466/12 e foi aprovada pelo Comitê de Ética em Pesquisa da Universidade Tecnológica Federal do Paraná – UTFPR sob o número CAEE: 36614014.0.0000.5547, em 09 de outubro de 2014. Todos os voluntários pesquisados preencheram termo de assentimento informado livre e esclarecido e os responsáveis preencheram o termo de consentimento livre e esclarecido (TCLE).

A presente investigação foi realizada no período de três meses, de fevereiro a abril de 2015. A amostra deste estudo foi intencional, constituída por seis adolescentes voluntários, em que quatro (66,67%) eram do sexo feminino e dois (33,33%) do sexo masculino, com a idade média de 15,33 anos, compreendida entre 13 e 18 anos. Eram todos fisicamente ativos, sem experiência em treinamento resistido do MP, não realizaram cirurgia corretiva ortopédica na coluna vertebral, nem apresentaram diagnóstico de doença reumática.

Para a avaliação da eletromiografia de superfície, foi utilizado um equipamento da marca EMG System do Brasil® modelo 1600-U12, de 16 canais, e eletrodos de superfície de Ag/AgCl da marca 3M, em configuração bipolar, posicionados no sentido de orientação das fibras dos músculos analisados. No processo espinhoso C7 ficou posicionado o eletrodo de referência. A frequência de amostragem foi de 1000Hz por canal. Foram investigados sinais de ativação elétrica dos músculos trapézio (TRAP), eretores espinhais (ERE), oblíquos (OBLI) e reto abdominal (RA). O posicionamento dos pares de eletrodos de superfície foi realizado de acordo com o protocolo SENIAM (*Surface Electromyography for The Non-Invasive Assessment of Muscles*). Para limpeza e tricotomia da pele foram utilizados luvas de procedimentos, lâmina de barbear individual e descartável, algodão esterilizado e álcool para melhor aderência e fixação dos eletrodos, mantida a distância intereletrodos de 2,5cm.

A coleta de dados eletromiográficos dos adolescentes voluntários foi na posição sentada sobre uma mesa clínica, sem apoio dos pés, tronco ereto, mãos relaxadas sobre a coxa, durante a tarefa de manter equilibrado um livro sobre a cabeça, no plano de Frankfurt com três aferições de 15 segundos com intervalo de 30 segundos entre as avaliações. O quadril foi posicionado em ângulo de 180 graus em relação aos joelhos e estes a 90 graus em relação aos pés.

Os adolescentes investigados foram reavaliados após 24 sessões de aplicação de um protocolo de tratamento composto por 14 exercícios do Método Pilates de solo, com aulas duas vezes na semana com

duração de 45 minutos. Para o estudo foram selecionados os seguintes exercícios simétricos e assimétricos para compor o protocolo: *Hundred, Roll Up, Front Support Puch Up, Leg Pull Down, Neck Pull, Teaser, Scissors, Roll Over, Swimming, Single Leg Stretch, Double Leg Stretch, Cris/Cross, Shoulder Bridge, Spine Twist*.

Os sinais foram processados no programa MatLab® R2008a (*MathWorks, Inc*) com filtragem banda passante 30-450Hz do tipo *Butterworth* de terceira ordem, além de filtros tipo rejeita faixa sobre as harmônicas da rede elétrica (60, 120, 180, 240, 300, 360 e 420Hz). Realizou-se análise temporal (EMG_{Amp}) (mediana da energia) e espectral (EMG_{Fmed}) (mediana da frequência). A mediana da frequência foi processada pela Transformada Rápida de Fourier, conforme a equação (1).

$$MF = \int_0^{MF} P(f)df = \frac{1}{2} \int_0^{fs/2} P(f)df \quad (1)$$

Onde: “MF” é a mediana da frequência, $P(f)$ é o espectro da potência e fs é frequência de amostragem (*sample frequency*).

O processamento do sinal da EMG no domínio do tempo foi realizado usando a equação da mediana da amplitude absoluta (ou retificada), conforme apresentado na equação (2).

$$ME_{eixo} = \frac{1}{2} \left(|EMG_{eixo}|_{\frac{n}{2}} + |EMG_{eixo}|_{\frac{n}{2}+1} \right) \quad (2)$$

Onde: “ME” é a mediana da energia (mediana da amplitude absoluta), EMG_{eixo} é o sinal da EMG (que é proveniente do eixo de registro do acelerômetro) e n é a janela de tempo de análise dos dados (variável de 3 a 5s).

As análises da EMG_{Amp} e EMG_{Fmed} foram realizadas considerando-se o agrupamento de todas as musculaturas em cada lado.

Os dados foram submetidos aos testes de Shapiro-Wilk e de Levene. Devido ao caráter não-normal das distribuições e à heterogeneidade das variâncias, foram aplicados testes não paramétricos. A descrição da amostra foi realizada através de medidas de mediana e de amplitude interquartil. A comparação dos valores iniciais e finais de EMG_{Amp} e EMG_{Fmed} , bem como as comparações entre o lado direito e o esquerdo, ocorreram por meio do teste dos postos de sinais de Wilcoxon. As análises estatísticas foram realizadas por meio dos *softwares* SPSS v21.0 e Microsoft Office Excel 2010, considerando como nível de significância $p < 0,05$.

Resultados

A tabela 1 traz os descritivos das musculaturas agrupadas dos lados esquerdo e direito nos dois momentos de análise. Na comparação dos valores iniciais entre ambos os lados da coluna vertebral na ET_D , observou-se maior EMG_{Amp} no lado esquerdo

($p < 0,001$). Não foi verificada diferença de EMG_{Fmed} entre os lados.

Os achados revelam que ocorreu diminuição EMG_{Amp} em ambos os lados da coluna vertebral, com decréscimo mais acentuado para o lado direito ($p < 0,001$). Referente à EMG_{Fmed} , os resultados evidenciaram aumento em ambos os lados da coluna vertebral com destaque para o lado direito ($p < 0,001$), no qual ocorreu maior ativação neuromuscular, conforme dados dispostos na Tabela 1 e na Figura 1.

Tabela 1: EMG_{Amp} (μV) e EMG_{Fmed} (Hz) da (ET_D) no lado direito (LD) e esquerdo (LE) pelo teste de Wilcoxon

		Antes	Depois	p
EMGAmp	LD	1,23 (4,97)	0,02 (3,04)	<0,001*
	LE	2,97 (7,35)	0,80 (7,35)	0,022*
	p	<0,001*	0,046*	---
EMGFmed	LD	134,5 (46,8)	218,0 (59,0)	<0,001*
	LE	133,0 (40,0)	198,5 (87,5)	0,033*
	p	0,225	0,587	---

* $p < 0,05$

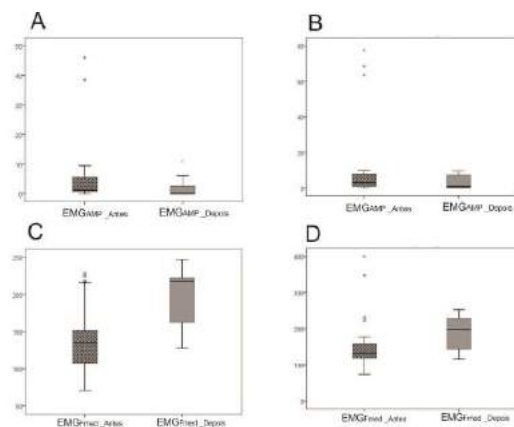


Figura 1- A: EMG_{Amp} lado direito antes e depois; B: EMG_{Amp} lado esquerdo antes e depois; C: EMG_{Fmed} lado direito antes e depois; D: EMG_{Fmed} lado esquerdo antes e depois dos músculos TRAP, ERE, OBLL e RA.

Ao comparar as variáveis eletromiográficas após a intervenção, foi constatado que a diferença significativa da EMG_{Amp} entre os lados foi mantida ($p = 0,046$). Porém o aumento do valor de p indica que, embora a significância persista, a diferença foi atenuada. A EMG_{Fmed} não apresentou diferença estatística ($p = 0,587$).

Discussão

A pesquisa realizada demonstrou que os adolescentes com diagnóstico de ET_D apresentaram assimetria de ativação neuromuscular, com aumento da atividade mioelétrica no lado da convexidade da curvatura escoliótica e menor ativação do lado côncavo.

Relativo à diminuição da EMG_{Amp} após a intervenção terapêutica pelo MP, este decréscimo é ocasionado pela menor atividade muscular de acordo

com Gomes *et al.* [19], que avaliaram a atividade mioelétrica do músculo trapézio bilateralmente em 10 indivíduos portadores de estresse psicológico após tratamento por meio da acupuntura. Os achados supracitados vão ao encontro do estudo de Júnior *et al.* [20] sobre os efeitos da reeducação postural global pelo método RPG na correção postural e no reequilíbrio muscular, que também encontraram diminuição da EMG_{Amp} nos músculos trapézio e grande dorsal em 48 sujeitos portadores de escoliose com idade média de 23 anos. Pertinente à elevação da EMG_{Fmed} , uma hipótese é a de o aumento ter sido em virtude do incremento na velocidade de condução dos potenciais de ação das unidades motoras ativas de maior diâmetro [21, 22, 23], gerados pelo protocolo de tratamento [24].

Menacho *et al.* [25] relatam que as primeiras semanas seriam responsáveis pelas adaptações neurais aos exercícios e somente após a oitava e a décima semanas é quando ocorrem as adaptações fisiológicas de força e resistência. Em consonância com o protocolo de tratamento de 24 sessões proposto neste estudo, aquele também foi efetivo para proporcionar as adaptações neuromusculares esperadas.

Os músculos encurtados criam compensações em outros músculos próximos ou distantes, gerando assimetria muscular e modificações na consciência corporal, pois as alterações biomecânicas atuam no sistema musculoesquelético e no sistema nervoso central [26]. Os exercícios promovem ativação nos músculos estáticos que perderam sua flexibilidade e se apresentam muito encurtados, sendo mais recrutados na realização de alongamentos [27].

Considerando que a doença escoliose apresenta os músculos do lado côncavo mais retraídos e no lado convexo mais alongados [28], caracterizando assimetria muscular, é necessário que tratamento inclua exercícios simétricos no protocolo de intervenção, de acordo com Tosato *et al.* [28] e Lara [29], o que também foi observado no presente estudo.

Neste sentido, Chwala *et al.* [30] investigaram o impacto de exercícios simétricos e assimétricos realizados em decúbito ventral, na atividade bioelétrica dos músculos paravertebrais em comparação com o padrão elétrico em repouso em 44 meninas com escoliose, idade média de $12,2 \pm 2,47$ anos. Entre as voluntárias, 38 meninas apresentaram dupla curva escoliótica. O exame eletromiográfico revelou que em cada classificação da escoliose, dependendo do exercício realizado (simétrico ou assimétrico), ele pode ativar mais ou lado côncavo ou o convexo. Esses achados corroboram com nossos, pois os exercícios constituintes do protocolo de tratamento proposto no presente estudo foram simétricos e assimétricos, com ênfase para o lado da concavidade da curva escoliótica. Isso proporcionou maior ativação neuromuscular tanto no lado côncavo quanto no convexo da curva escoliótica, gerando dessa forma estabilidade postural.

Dados esses que são primordiais na seleção e na montagem dos protocolos de tratamento específicos para classificações diferentes da escoliose, em que a

assimetria muscular do paciente passa a ser prevalente na composição terapêutica por meios de exercícios. Destaca-se que, mesmo a carga assimétrica sendo pequena, ela pode ser fator desencadeante da curva escoliótica, bem como sua progressão [16].

Dessa forma, a eletromiografia como exame complementar na doença da escoliose pode auxiliar a avaliar a escolha adequada dos exercícios pelas características individuais da atividade neuromuscular do paciente. Esse é um fator importante, pois a prescrição de exercícios de forma inadequada pode ser prejudicial ao tipo de curvatura e levar ao oposto dos resultados previstos.

Conclusão

Apesar da restrição da pequena amostra estudada, os achados do presente estudo sugerem que 24 sessões de aplicação do protocolo de tratamento podem ser efetivas para investigar os efeitos neuromusculares na ET_D.

Acredita-se que o fortalecimento muscular do lado convexo (direito) e o alongamento do lado côncavo (esquerdo) tenham propiciado, por meio do protocolo de tratamento, um equilíbrio na ação de forças musculares, gerando maior estabilidade postural.

Referências

- [1] Ly T. Student health service. *Public Health Epidemiol Bull.* 2005; 6(2):9-11.
- [2] Hui, W *et al.* Effect of a traditional Chinese Medicine Combined Therapy on Adolescent Idiopathic Scoliosis: a randomized Controlled Trial. *Journal of Traditional Chinese Medicine.* 2015; 35(5):514-519.
- [3] Nascimento PRC, Costa LOP. Low back pain prevalence in Brazil: a systematic review. *Cadernos de saúde pública.* 2015; 31(6):1141-1156.
- [4] Leite PCP. Análise da flexibilidade em escolares do ensino fundamental. 2015.
- [5] Adobor RD *et al.* A health economic evaluation of screening and treatment in patients with adolescent idiopathic scoliosis. *Scoliosis.* 2014; 9(1):21.
- [6] Wajchenberg M, Martins DE, Puertas EB. Aspectos genéticos da escoliose idiopática do adolescente. *Coluna.* 2012; 11(3):234-236.
- [7] Minghelli B, Oliveira R, Nunes C. Association of obesity with chronic disease and musculoskeletal factors. *Revista da Associação Médica Brasileira.* 2015; 61(4):347-354.
- [8] Sedrez JA, Candotti CT. Métodos não invasivos de avaliação postural da escoliose: Uma revisão sistemática. *Motricidade. Fundação Técnica e Científica do Desporto, Porto, Portugal.* 2013; 9(4):100-111.
- [9] McMaster ME, Lee AJ, Burwell RG. Physical activities of Patients with adolescent idiopathic scoliosis (AIS): preliminary longitudinal case-control study historical evaluation of possible risk factors. *Scoliosis.* 2015; 10(1):6.
- [10] Silva CB *et al.* Influências do peso da mochila escolar em estudantes do ensino fundamental: uma revisão bibliográfica. *Revista Médica de Minas Gerais.* 2015; 25(2):
- [11] De Oliveira CM, Teixeira GMR, Cubo RCP. Tratamento fisioterapêutico por meio da cinesioterapia na escoliose idiopática do adolescente: relato de caso. *Revista funec científica-multidisciplinar.* 2015; 3(5):122-130.
- [12] Chowanska J *et al.* School screening for scoliosis: can surface topography replace examination with scoliometer. *Scoliosis.* 2012; 7(1):9.
- [13] De Moura FIR, de Almeida HP, Pereira KCDS, Martins M, da Silva RFL, Régis SDN. Órtese para reabilitação de jovens com escoliose idiopática. *Human Factors in Design.* 2015;4(8):112-130.
- [14] Petrini AC, Venceslau AC, de Oliveira LG, Colombo SDJM. Fisioterapia como método de tratamento conservador na escoliose: uma revisão. *Revista Científica FAEMA.* 2015; 6(2):17-35.
- [15] Baracat PJF *et al.* Efeito agudo da reeducação postural global sobre a escoliose congênita. *Biológicas & Saúde.* 2015; 5(18):
- [16] Nogueira IS. Abordagem fisioterapêutica nas escolioses: revisão bibliográfica. 2015.
- [17] Thomas JR, Nelson JK, Silverman SJ. Métodos de pesquisa em atividade física. *Artmed,* 2012.
- [18] Cohen J. A power primer. *Psychological Bulletin.* 1992; 112(1):155.
- [19] Gomes AV *et al.* Tratamento do estresse psicológico pela acupuntura, avaliada pela eletromiografia do músculo trapézio. *Revista Dor.* 2012; 13(3):220-4.
- [20] Junior PCN *et al.* Os efeitos do método Pilates no alinhamento postural: estudo piloto. *Fisioterapia Ser.* 2008; 3(4):210-215.
- [21] Ide BN *et al.* Adaptações Neurais ao Treinamento de Força. *Acta Brasileira do Movimento Humano.* 2014; 4(5):1-16.
- [22] Noda D *et al.* A eletromiografia de superfície em estudos relativos à produção de força. *Revista CPAQV-Centro de Pesquisas Avançadas em Qualidade de Vida.* 2014; 6(3):2.
- [23] Siqueira APR. Eletromiografia e teste de força máxima para avaliação de protocolo de acupuntura para dor de joelho de corredores [dissertação]. Curitiba: Universidade Tecnológica Federal do Paraná; 2015.
- [24] Silva MAC *et al.* Análise comparativa da atividade elétrica do músculo multifido durante exercícios do Pilates, série de Williams e Spine Stabilization. *Fisioter Mov.* 2013; 26(1):87-94.
- [25] Menacho MO *et al.* Electromyographic effect of mat Pilates exercise on the back muscle activity of healthy adult females. *Journal Manipulative Physiol. Ther.* 2010: in press.
- [26] Toledo PCV. *et al.* Efeitos da Reeducação Postural Global em escolares com Escoliose. *Fisioterapia e Pesquisa.* 2011; 18(4):329-34.
- [27] Bertolla F, Baroni BM, Leal Junior EC, Oltramari JD. Efeito de um programa de treinamento utilizando o método Pilates® na flexibilidade de atletas juvenis de futsal. *Rev Bras Med Esporte.* 2007; 13(4):222-6.
- [28] Tosato JP, Caria PHF. Assessment of the muscle activity on scoliosis. *Rev Bras Cresc Desenv Hum* 2009;19(1):98-102.
- [29] Lara S. Efeito do método Pilates sobre a escoliose idiopática: estudo de caso. *Scientia Medica.* 2014; 24(4):
- [30] Chwała W *et al.* Electromyographic assessment of functional symmetry of paraspinal muscles during static exercises in adolescents with idiopathic scoliosis. *BioMed research international.* 2014.

COMPARAÇÃO ENTRE FORMULAÇÕES PARA SIMULAÇÃO DE DINÂMICA DE MULTICORPOS USANDO COORDENADAS NATURAIS

M. O. Nunes*, L. L. Menegaldo*, A. V. Pino* e M. N. Souza*

*Universidade Federal do Rio de Janeiro, Rio de Janeiro, Brasil
e-mail: monunes@yahoo.com.br

Resumo: Na dinâmica de multicorpos, além das equações diferenciais que regem o movimento do mecanismo, também deve-se levar em consideração equações algébricas que lidam com suas restrições cinemáticas. Ao invés de se trabalhar com as equações de restrição em sua forma algébrica, frequentemente elas são derivadas de modo a fazer com que as equações de movimento sejam equações diferenciais ordinárias. Isso gera a possibilidade de uma série de formulações para integrá-las em procedimentos de simulação dinâmica. A formulação de Lagrange Aumentado é uma das mais frequentemente utilizadas devido a sua robustez e relativa eficiência, por mais que se trate de um método iterativo. Esse trabalho tem como objetivo comparar duas formas de integrar as equações de movimento de um sistema de multicorpos pela formulação de Lagrange Aumentado. No método 1 as equações de restrição e suas derivadas em primeira e segunda ordem com respeito ao tempo foram otimizadas juntas; enquanto no método 2 elas foram otimizadas separadamente por meio de projeções em velocidades e acelerações. O movimento analisado foi um ciclo do exercício de “flexão de braço”. Os resultados sugerem que a integração pelo método 2 faz com que as restrições e suas derivadas sejam melhor cumpridas. Contudo o método 1 mostrou-se mais eficiente para o movimento analisado. Ambas tiveram performance semelhantes quando comparadas com os sinais coletados.

Palavras-chave: Dinâmica de multicorpos, simulação dinâmica, coordenadas naturais.

Abstract: In multibody dynamics the equations that rules the mechanism movement are differential and algebraic, due to its kinematic constraints. Instead of working with the algebraic form of the constraint equations one can work with their derivatives. This procedure makes the equations that govern the mechanism movement be only ordinary differential ones. Besides it allows working with several formulations to integrate them in dynamical simulation procedure. The Augmented Lagrangian formulation is usually chosen due to its robustness and efficiency, despite the fact it deals with iterative methods. This work aims comparing two ways to integrate equations of motion of a multibody system using the Augmented Lagrangian formulation. In the method 1 constraint equations and their first and second derivatives with respect to the time were optimized together; while in the method 2

they were optimized separately through velocity and acceleration projections. We analyzed the “push-up” movement cycle. The results showed that method 2 fulfilled the kinematics constraints and their derivatives better than method 1. Although, method 1 was more efficient than method 2 for the analyzed movement. Both of them showed similar performance when compared with the acquired signals.

Keywords: Multibody dynamics, dynamical simulation, natural coordinates.

Introdução

Na teoria de dinâmica multicorpos, as coordenadas naturais foram introduzidas como uma alternativa que conjuga simplicidade e eficácia na modelagem de mecanismos [1,2]. Elas são constituídas de coordenadas Cartesianas de pontos do modelo, chamados de pontos básicos. E para casos 3D, são também usados vetores unitários cuja atitude muda em concordância com a atitude do elemento que eles são associados [3]. Seu uso tem sido aplicado a diversas áreas, e recentemente as coordenadas naturais tem sido usadas também na área da biomecânica [4].

As vantagens de tratar um mecanismo com coordenadas naturais estão intimamente ligadas à natureza das equações de restrição advindas delas. De um modo geral, as restrições que relacionam coordenadas naturais são linear ou quadrática, o que torna o seu respectivo jacobiano constante ou linear. Além disso, em muitos casos pode-se escolher a configuração de coordenadas de cada elemento de tal modo que a matriz de massas do mecanismo como um todo seja constante. Isso torna os cálculos de análise dinâmica relativamente eficientes quando comparado a outros tipos de coordenadas. Tal eficiência faz com que grande parte do seu uso seja com aplicações em tempo real [5].

As equações que regem o movimento de um sistema de multicorpos são chamadas de equações diferenciais algébricas (EDA). A parte diferencial é oriunda das equações de movimento, enquanto a parte algébrica é oriunda das equações de restrição. Um recorrente artifício para evitar trabalhar com EDAs, numericamente instáveis para posições singulares do mecanismo [6], é transformar todo o sistema em equações diferenciais ordinárias (EDO) por meio da derivação das equações de restrição.

O transformação do sistema de EDA para o sistema

de EDO permite ao operador trabalhar com distintas formulações na integração das equações de movimento. A formulação de Lagrange Aumentado é frequentemente utilizada devido a sua robustez para mecanismos complexos e relativa eficiência nos cálculos, mesmo necessitando de métodos iterativos [7]. Assim sendo, este trabalho tem como objetivo comparar a simulação dinâmica na formulação de Lagrange Aumentado com e sem projeções nas velocidades e aceleração do mecanismo, pontuando as principais diferenças e suas causas.

Materiais e métodos

Um sistema de análise de movimento BTS Smart-D (BTS Bioengineering, Itália) [8] foi usado para registrar as coordenadas tridimensionais de marcadores reflexivos, funcionando numa frequência de amostragem de 500 Hz. O movimento analisado foi um ciclo de movimento do exercício de "flexão de braço". Foram posicionadas plataformas de força sincronizadas com as câmeras no contato entre mãos e pés do sujeito de pesquisa e o laboratório. A aquisição se valeu de 5 ciclos do exercício e após reconstrução de trajetórias perdidas [9], as coordenadas foram filtradas por um filtro digital Butterworth de 2ª ordem em frequência definida pelo resíduo entre o sinal original e o sinal filtrado em diferentes frequências de corte [10].

O protocolo de colocação de marcadores reflexivos seguiu as recomendações dos pontos anatômicos da Sociedade Internacional de Biomecânica [11,12] e podem ser observados na Figura 1. Os parâmetros inerciais para análise dinâmica fez uso de coeficientes gerados por equações de regressão disponíveis na literatura [13,14].

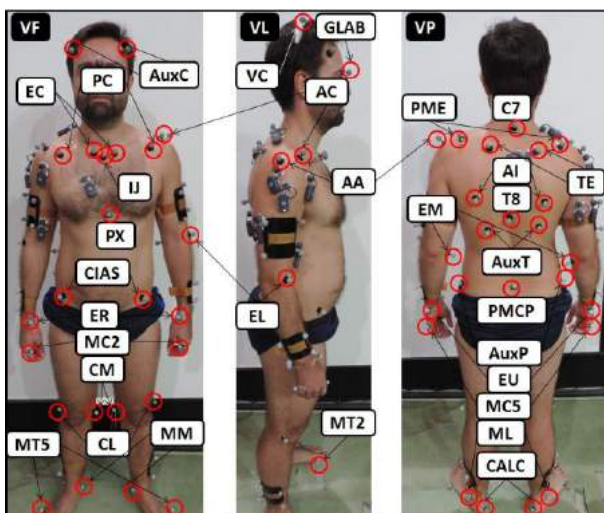


Figura 1: *Marker-set* de colocação de marcadores reflexivos mostrando a visão frontal (VF), visão lateral (VL) e visão posterior (VP).

Por meio de álgebra simples, as coordenadas Cartesianas dos pontos anatômicos foram convertidas em coordenadas naturais de modo a compor o vetor \mathbf{q}

coordenadas generalizadas do modelo. Erros oriundos do movimento relativo entre a pele e a saliência óssea que o ponto anatômico representa geram inconsistências ao longo da cadeia cinemática [15], que diminuem a qualidade dos resultados da análise dinâmica [7]. Para minimizar os efeitos desses erros, as coordenadas naturais de cada quadro de movimento passaram por um procedimento de otimização estática de modo a fazê-las cumprirem as restrições do mecanismo tanto em posições, quanto em velocidades e acelerações [16].

O modelo utilizado foi composto de 21 segmentos corporais tratados como corpos rígidos articulados entre si, que totalizaram 44 graus de liberdade. As equações de movimento de um sistema de multicorpos são mostradas nas equações 1 e 2.

$$\mathbf{M}\ddot{\mathbf{q}} + \boldsymbol{\phi}_q^T \boldsymbol{\lambda} = \mathbf{Q}(\mathbf{q}, \dot{\mathbf{q}}) \quad (1)$$

$$\boldsymbol{\phi}(\mathbf{q}, t) = \mathbf{0} \quad (2)$$

Onde $\boldsymbol{\phi}(\mathbf{q}, t)$ é o vetor $[m \times 1]$ de equações de restrição do sistema; \mathbf{M} é a matriz de massas $[n \times n]$; $\boldsymbol{\phi}_q$ é a matriz Jacobiana $[m \times n]$ do vetor de equações de restrição; $\boldsymbol{\lambda}$ é o vetor $[m \times 1]$ de multiplicadores de Lagrange; \mathbf{Q} é o vetor $[n \times 1]$ de forças generalizadas externas.

A formulação de Lagrange Aumentado equivale a um sistema de multicorpos em cujos pares cinemáticos e demais restrições são mantidos por um sistema massa-mola de alta rigidez associado a um amortecimento projetado para ser crítico. Nessa formulação, as equações 1 e 2 são convertidas no sistema das equações 3 e 4 para ser resolvido de modo iterativo.

$$(\mathbf{M} + \mathbf{G})\ddot{\mathbf{q}} + -\boldsymbol{\phi}_q^T (\boldsymbol{\lambda}_i + \alpha \mathbf{f}) = \mathbf{Q} \quad (3)$$

$$\boldsymbol{\lambda}_{i+1} = \boldsymbol{\lambda}_i + \alpha \mathbf{g}_{i+1} \quad (4)$$

Onde α é um fator adimensional que influencia na taxa de convergência para o cumprimento das restrições do mecanismo ($\sim 10^7$); \mathbf{G} e \mathbf{g} dependem da função vetorial \mathbf{f} . Esta, por sua vez, indica qual(is) a(s) ordem(ns) da(s) derivada(s) das equações de restrição será(ão) otimizada(s) durante a integração. Os métodos a serem comparados se diferenciarão exclusivamente pela natureza de \mathbf{f} . As equações 5 e 6 mostram as duas funções a serem comparadas.

$$\mathbf{f}_1 = \ddot{\boldsymbol{\phi}} + 2\xi\omega\dot{\boldsymbol{\phi}} + \omega^2\boldsymbol{\phi} \quad (5)$$

$$\mathbf{f}_2 = \boldsymbol{\phi} \quad (6)$$

Onde o ponto acima da variável indica a ordem em que esta está sendo derivada em relação ao tempo; e ξ e ω são parâmetros referentes à mola e ao amortecimento da modelagem. Os valores usados foram $\xi=1$ e $\omega=10$ para que o amortecimento seja realizado de modo crítico [7]. As respectivas matrizes \mathbf{G} e vetores \mathbf{g} são mostrados nas equações 7 a 10.

$$\mathbf{G}_1 = \boldsymbol{\phi}_q^T \alpha \boldsymbol{\phi}_q \quad (7)$$

$$\mathbf{g}_1 = 2\xi\omega\dot{\boldsymbol{\phi}} + \omega^2\boldsymbol{\phi} - \mathbf{c} \quad (8)$$

$$\mathbf{G}_2 = \mathbf{0} \quad (9)$$

$$\mathbf{g}_2 = \Phi \quad (10)$$

Onde \mathbf{c} é o lado direito da equação de acelerações generalizadas de um sistema de multicorpos [5].

Devido ao método 2 não levar em conta as restrições em velocidades e acelerações, far-se-á uma projeção destas usando a formulação de Lagrange com penalizadores [6] de modo que as restrições nessas derivadas também sejam cumpridas. As projeções são mostradas nas equações 11 e 12.

$$(\mathbf{M} + \Phi_q^T \alpha \Phi_q) \ddot{\mathbf{q}} = \mathbf{M} \dot{\mathbf{q}}^* - \Phi_q^T \alpha \Phi_t \quad (11)$$

$$(\mathbf{M} + \Phi_q^T \alpha \Phi_q) \ddot{\mathbf{q}} = \mathbf{M} \ddot{\mathbf{q}}^* - \Phi_q^T \alpha (\dot{\Phi}_q \dot{\mathbf{q}} + \dot{\Phi}_t) \quad (12)$$

Onde o asterisco indica velocidades ou acelerações generalizadas não projetadas; e Φ_t é a derivada parcial do vetor de equações de restrição em relação ao tempo. O critério de convergência da integração em cada quadro foi a norma da diferença entre duas iterações subsequentes ficar menor que 10^{-7} m nas coordenadas generalizadas.

As coordenadas generalizadas obtidas por cada método serão comparadas com as coordenadas processadas da aquisição experimental, bem como suas derivadas temporais de primeira e segunda ordem. Será feito também uma avaliação do cumprimento das equações de restrição em cada método.

Resultados

A Figura 2 mostra o erro médio que cada método teve em relação aos sinais coletados pelo sistema de análise de movimento. Os erros são mostrados para as coordenadas generalizadas e suas primeira e segunda derivadas temporais.

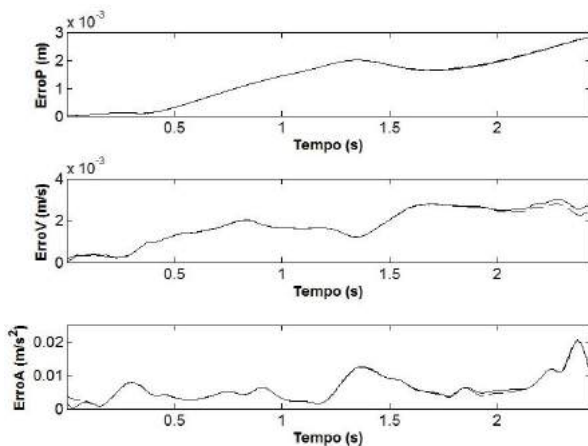


Figura 2: Erro em posição (**ErroP**), velocidade (**ErroV**) e aceleração (**ErroA**) de cada simulação em relação aos sinais coletados. Linha descontínua representa o método 1 e a linha contínua representa o método 2.

A Figura 3 mostra a magnitude da violação das equações de restrição tanto em posições quanto em

velocidades e acelerações.

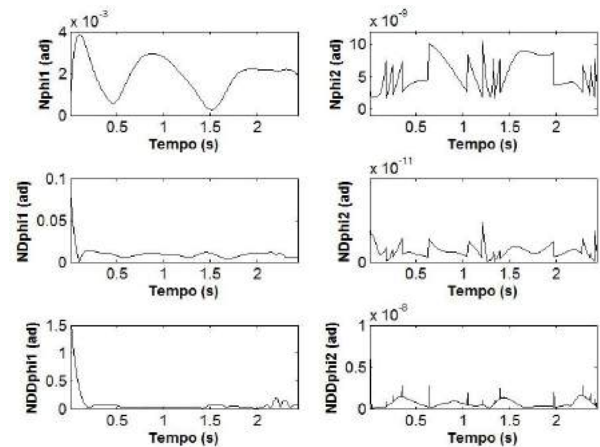


Figura 3: Violação das equações de restrição em posição (**Nphi1** e **Nphi2**), velocidade (**NDphi1** e **NDphi2**) e aceleração (**NDDphi1** e **NDDphi2**).

A Figura 4 mostra a história temporal de informações da integração numérica em cada método: número de iterações e o incremento na última iteração

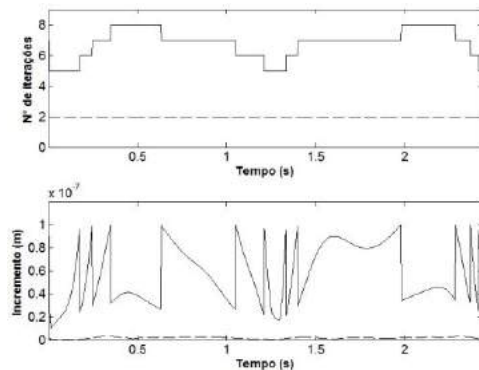


Figura 4: Número de iterações e incremento da última iteração em cada quadro. Linha descontínua representa o método 1 e a linha contínua representa o método 2.

Discussão

De acordo com a Figura 2, os erros oriundos da integração numérica de ambos os métodos são da mesma ordem de grandeza, de modo que pela comparação com os sinais coletados não há o que os diferencie de modo apreciável. Contudo, apesar dos dois métodos serem estáveis, um cumpre muito melhor as restrições do mecanismo do que o outro (Figura 3).

Enquanto o método 1 força as equações de restrição e suas derivadas a zero de uma só vez (equação 5), o método 2 faz isso separadamente (equações 6, 11 e 12). Isso é corroborado com achados da literatura [6], pois é demonstrado que otimizar as restrições e suas derivadas separadamente faz com que elas sejam cumpridas de modo melhor.

No entanto, para o movimento analisado, o método 1 mostrou-se mais eficiente no que diz respeito ao número

de iterações em cada quadro, com incrementos de uma ordem de grandeza menor que o método 2 (Figura 4).

Conclusão

Os resultados suportam os achados da literatura no qual o método 2 cumpre melhor as restrições do que o método 1. Contudo, para um ciclo de movimento da “flexão de braço”, o método 1 mostrou-se mais eficiente.

Agradecimentos

Os autores agradecem ao financiamento do CNPq, CAPES e FAPERJ. O agradecimento se estende aos pesquisadores da UFRGS que disponibilizaram o LAPEX para a fase experimental.

Referências

- [1] Serna MA, Avilés R, García de Jalón J. Dynamic analysis of plane mechanisms with lower-pairs in basic coordinates. *Mechanism and Machine Theory* – 1982; 17: 397-403.
- [2] García de Jalón J, Unda J, Avello A. Natural coordinates for the computer analysis of multibody systems. *Computer Methods in Applied Mechanics and Engineering* – 1986; 56: 309-327.
- [3] García de Jalón J, Unda J, Avello A, Jiménez JM. Dynamic analysis of three-dimensional mechanisms in natural coordinates. *ASME J. of Mechanisms, Transmissions and Automation in Design* – 1987; 109: 460-465.
- [4] Ligrís U, Cartín J, Luaces A, Cuadrado J. Gait analysis system for spinal cord-injured subjects assisted by active orthoses and crutches. *Proc of the Institution of Mechanical engineers, Part K: Journal of Multi-Body Dynamics* – 2013; 227(4): 363-374.
- [5] García de Jalón J, Bayo E. *Kinematic and Dynamic Simulation of Multibody Systems: The Real-Time Challenge*. Berlin: Springer-Verlag; 1994.
- [6] Dopico DD. *Formulaciones semi-recursivas y de penalización para la dinámica en tiempo real de sistemas multicuerpo*. [tese] Ferrol: Universidad da Coruña, Escuela Politécnica Superior; 2004.
- [7] Silva MPT. *Human motion analysis using multibody dynamics and optimization tools*. [tese] Lisboa: Universidade Técnica de Lisboa, Instituto Superior Técnico; 2002.
- [8] *BTS Smart-D: High Frequency Digital System for Biomechanical Motion Analysis*, BTS Bioengineering.
- [9] Nunes MO, Menegaldo LL, Soares GLOL, Pino AV, Souza MN. Inverse kinematics of push-up exercise using joint coordinate system. *Journal of Medical Imaging and Health Informatics* – 2013; 4(1): 83-91.
- [10] Winter D. *Biomechanics and motor control of human movement*. Nova York: Wiley, 1990.
- [11] Ge Wu, et al. ISB recommendation on definitions of joint coordinate systems of various joints for the reporting of human joint motion – Part I: ankle, hip and spine. *Journal of Biomechanics* – 2002; 35: 543-548.
- [12] Ge Wu, et al. ISB recommendation on definitions of joint coordinate systems of various joints for the reporting of human joint motion – Part II: shoulder, elbow, wrist and hand. *Journal of Biomechanics* – 2005; 38: 981-992.
- [13] Dumas R; Chèze L; Verriest JP. Adjustments to McConville et al. and Young et al. body segment inertial parameters. *Journal of Biomechanics* - 2007; 40: 543-553.
- [14] Dumas R; Chèze L; Verriest JP. Corrigendum to “Adjustments to McConville et al. and Young et al. body segment inertial parameters” [*J. Biomech.* 40 (2007) 543-553]. *Journal of Biomechanics*, 2007; 40: 1651-1652.
- [15] Leardini A, Chiari L, Croce UD, Cappozzo A. Human movement analysis using stereophotogrammetry – Part 3: Soft tissue artefact assessment and compensation. *Gait and Posture* – 2005; 21: 212-225.
- [16] Alonso FJ, Cuadrado J, Ligrís U, Pintado P. A compact smoothing-differentiation and projection approach for the kinematic data consistency of biomechanical systems. *Multibody System Dynamics* – 2010; 24: 67-80

MODELO RIC ESTENDIDO NA ANÁLISE DO SISTEMA RESPIRATÓRIO DE PACIENTES COM DOENÇA PULMONAR OBSTRUTIVA CRÔNICA

M. Mesquita¹, A. C. D. Faria^{1,2,4}, A. J. Lopes³, e P. L. Melo^{1,2}

¹Laboratório de Instrumentação Biomédica – LIB – Instituto de Biologia e Faculdade de Engenharia

²Laboratório de Pesquisas Clínicas e Experimentais em Biologia Vascular – BioVasc

³Laboratório de Provas de Função Pulmonar – Disciplina de Pneumologia
Universidade do Estado do Rio de Janeiro, Brasil.

Fone: (0XX21) 2334-0705 - Fax: (0XX21) 2334-0692

⁴Universidade do Grande Rio, Coordenação do Curso de Fisioterapia

e-mail: plopes@uerj.br

Resumo: O objetivo do presente estudo foi investigar o potencial do modelo de dois compartimentos RIC estendido (eRIC) na avaliação da mecânica respiratória de pacientes com doença pulmonar obstrutiva crônica (DPOC). Um total de 50 indivíduos foi analisado, 40 pacientes com DPOC divididos em doença leve (n=10), moderada (n=10), grave (n=10) e muito grave (n=10) e 10 controles. A DPOC resultou em aumento significativo nas resistências do modelo associadas às vias aéreas centrais (ANOVA: $p < 0,01$) e periféricas ($p < 0,0001$), bem como na resistência total ($p < 0,0001$). A inércia respiratória aumentou com obstrução das vias aéreas ($p < 0,05$), sendo que a complacência obtida por meio do modelamento apresentou uma redução significativa ($p < 0,0001$). Estes dados são consistentes com resultados publicados anteriormente e fundamentos fisiológicos, confirmando o grande potencial do modelo eRIC na avaliação das anormalidades respiratórias relacionadas com a DPOC.

Palavras-chave: Biomecânica, mecânica respiratória, modelamento, doença pulmonar obstrutiva crônica, Técnica de Oscilações Forçadas.

Abstract: The aim of the present study was to investigate the potential of the two compartments extended RIC model (eRIC) in the evaluation of the respiratory mechanics of patients with chronic obstructive pulmonary disease (COPD). A total of 50 subjects was analyzed, 40 with COPD divided in mild (n=10), moderate (n=10), severe (n=10) and very severe (n=10) disease and 10 controls. COPD caused a significant increase in the model resistances associated with the central (ANOVA: $p < 0.01$) and peripheral airways ($p < 0.0001$), as well as in the total resistance ($p < 0.0001$). Respiratory inertance increased with airway obstruction ($p < 0.05$), while the compliance obtained by this modelling showed a significant reduction ($p < 0.0001$). These data are consistent with previously published results and physiological fundamentals, confirming the high potential of the eRIC model in the assessment of the respiratory abnormalities related with COPD.

Keywords: Biomechanics, respiratory mechanics, modeling, chronic obstructive pulmonary disease, technology evaluation, forced oscillation technique.

Introdução

Estima-se que a doença pulmonar obstrutiva crônica (DPOC) seja atualmente a terceira causa de morte [1], sendo que o total de óbitos por DPOC é projetado para aumentar em mais de 30% nos próximos 10 anos. Neste contexto, existe um consenso na literatura sobre a importância de novas tecnologias capazes de fornecer novas informações biomecânicas e/ou para o diagnóstico e acompanhamento da DPOC [2].

As alterações mecânicas do sistema respiratório em decorrência da DPOC são usualmente analisadas empregando a espirometria. Entretanto, esta técnica requer alto grau de colaboração do indivíduo, sendo de grande dificuldade para pacientes idosos. Outros pontos negativos se referem a que as medidas de espirometria podem gerar alteração do tônus muscular brônquico [3] e que permitem apenas uma análise simplificada do complexo comportamento do sistema respiratório.

No sentido de aprimorar os métodos de análise de função pulmonar, nosso grupo vem desenvolvendo aprimoramentos técnicos e estudos experimentais empregando a Técnica de Oscilações Forçadas (FOT) [4, 5]. Requerendo apenas cooperação passiva, sendo efetuada durante respiração espontânea e fornecendo novos parâmetros para análise, esta técnica apresenta características complementares às técnicas clássicas. Estas novas características contribuem para a realização de exames de rotina mais detalhados assim como para facilitar a realização de testes de função pulmonar em condições onde as técnicas tradicionais não são adequadas [6]. Esta técnica consiste na aplicação de sinais senoidais, através de um gerador de pressão externo, que se sobrepõem à ventilação normal. A medição da pressão aplicada e do fluxo aéreo resultante permite que seja estimada a impedância mecânica do sistema respiratório (Zrs) [6]. Esta metodologia permitiu estudar em detalhe as alterações mecânicas na DPOC, contribuindo para elucidar os aspectos biomecânicos relacionados à doença [7].

Estudos anteriores mostraram que a interpretação dos dados de FOT empregando modelos elétricos pode oferecer importantes informações sobre as alterações anatômicas e fisiopatológicas no sistema respiratório [8, 9]. O modelo mais simples empregado nestes estudos consta de um sistema RIC série onde R é análogo à resistência respiratória, I está associada com inércia e C com a complacência respiratória. Estudos mais recentes empregam um modelo aprimorado, conhecido como RIC estendido (eRIC, Figura 1), onde R é análogo à resistência das vias aéreas centrais e Rp descreve a resistência periférica [4, 5, 10].

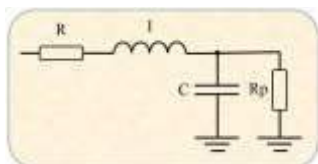


Figura 1 – Modelo de dois compartimentos utilizado para analisar a impedância respiratória. A resistência (R), indutância (I) e a capacitância (C) são os análogos da resistência, inércia e complacência respiratórias, respectivamente. Rp representa a resistência periférica.

Este modelo é proposto como um aprimoramento do modelo RIC básico, incluindo a resistência periférica (Rp), o que permite descrever adequadamente a dependência com a frequência observada de dados reais de impedância. A justificativa fisiológica para este componente adicional é que ele descreve a resistência apresentada por pequenas vias aéreas do sistema respiratório. Assim, teoricamente, este modelo permitiria a obtenção de parâmetros associados às vias aéreas centrais e periféricas. Esta análise é potencialmente útil, tanto em estudos científicos quanto no diagnóstico de DPOC [11].

Desta maneira, os objetivos deste estudo foram avaliar a aplicação do modelo eRIC na análise de indivíduos portadores de DPOC e comparar estes resultados com os obtidos em indivíduos normais.

Materiais e métodos

A fase experimental deste trabalho foi desenvolvida no Laboratório de Instrumentação Biomédica (LIB) da Universidade do Estado do Rio de Janeiro, tendo sido aprovada pelo Comitê de Ética em Pesquisa do Hospital Universitário Pedro Ernesto (HUPE). Previamente à realização dos exames, os indivíduos assinaram termo de consentimento livre e esclarecido.

Indivíduos Analisados - Foram estudados 40 portadores de DPOC e 10 voluntários normais sem história de tabagismo e doença pulmonar, caracterizando o grupo controle. Os indivíduos com DPOC foram provenientes do ambulatório de DPOC do HUPE, diagnosticados como apresentando distúrbio leve (grupo I, n=10), moderado (grupo II, n=10), acentuado (grupo III, n=10) e muito grave (grupo IV, n=10) [11].

Instrumentação - Os exames incluíram medidas de FOT e espirometria, respectivamente. O primeiro exame

foi efetuado por um instrumento desenvolvido em nosso laboratório [4, 5] e caracteriza-se por oscilações de pressão na faixa de frequência entre 4 e 32 Hz com uma amplitude de 1 cmH₂O que foram produzidas por um alto-falante e transmitidas ao interior do sistema respiratório por meio de um bocal. Os sinais de fluxo e pressão resultantes foram mensurados próximos à boca por um pneumotacômetro e um transdutor de pressão, respectivamente. Após amplificação, esses sinais foram processados por meio da Transformada de Fourier (F) de modo a estimar a impedância respiratória (Z_{rs}) pela razão entre os sinais de pressão (P) e vazão respiratória (V') (Z_{rs}=FP/FV'). Durante os exames pela FOT, foram realizados três ensaios, de aproximadamente 16 segundos, com os indivíduos sentados, o tronco e a cabeça em posição neutra, utilizando um clipe nasal. Os mesmos respiravam calmamente através de um bocal de silicone, sustentando suas bochechas com as mãos.

Modelamento - Os parâmetros do modelo foram estimados utilizando programa ModeLIB. Este programa emprega o algoritmo de Levenberg-Marquardt para determinar o conjunto de coeficientes do modelo linear que melhor representa os dados de entrada estabelecidos no sentido dos mínimos quadrados. Juntamente com as estimativas do modelo, esta análise proporciona também a avaliação do valor do erro total (ε_t), definido como a raiz quadrada da soma dos erros de estimativa de impedância real e imaginária.

Análise estatística - Os resultados são apresentados como média ± DP. Inicialmente, a análise incluiu o teste de normalidade Shapiro Wilk's. O teste one-way ANOVA corrigido pelo teste de Tukey foi utilizado quando os dados exibiram uma distribuição normal. Quando os dados não apresentavam uma distribuição normal foi empregado um teste não paramétrico (Kruskal-Wallis) associado com um teste de Mann-Whitney. Os resultados foram considerados significativos para p<0,05. O coeficiente de correlação de Spearman foi utilizado para avaliar as associações entre os parâmetros do modelo eRIC e os parâmetros da espirometria.

Resultados

As características antropométricas e espirométricas dos grupos estudados são descritas na Tabela 1. Esta tabela apresenta também os erros observados no ajuste do modelo.

Tabela 1 – Dados antropométricos dos grupos estudados.

	GC (n=10)	DPOC GOLD I (n=10)	DPOC GOLD II (n=10)	DPOC GOLD III (n=10)	DPOC GOLD IV (n=10)	p
Idade (anos)	63,2±6,23	63,8±7,6	64,3±7,6	67,2±3,0	67,0±6,9	ns
Massa (kg)	61,4±11,7	60,8±9,5	60,0±13,5	59,9±14,2	59,7±14,7	ns
Altura (cm)	159,7±9,8	161,5±7,7	163,2±7,6	162,6±10,6	160,3±7,6	ns
VEF ₁ (%)	100,8±16,1	95,9±14,6	64,5±10,6	41,1±4,2	29,0±8,0	0,0001
VEF ₁ /CVF	86,1±5,9	67,7±6,8	55,3±9,3	37,9±9,4	35,7±7,8	0,0001
ε _t (cmH ₂ O/L/s)	0,03±0,03	0,07±0,03	0,07±0,04	0,14±0,22	0,15±0,13	-

VEF₁= volume expiratório forçado no primeiro segundo;
CVF = capacidade vital forçada.

A Figura 2 descreve as curvas de resistência e reatância em função da frequência obtidas nos diversos grupos estudados.

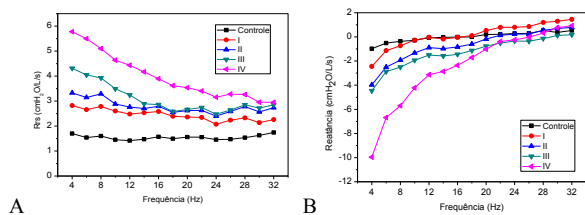


Figura 2 – Curvas médias de resistência (A) e reatância (B) do sistema respiratório de indivíduos normais e nos grupos de pacientes. grupo I: distúrbio obstrutivo leve; grupo II, moderado; grupo III, grave; grupo IV: muito grave [11].

A Figura 3 descreve os resultados relacionados ao modelo eRIC. Podemos observar aumentos significativos dos parâmetros resistivos (R, Rp e Rt, ANOVA $p < 0,01$) e de I ($p < 0,05$).

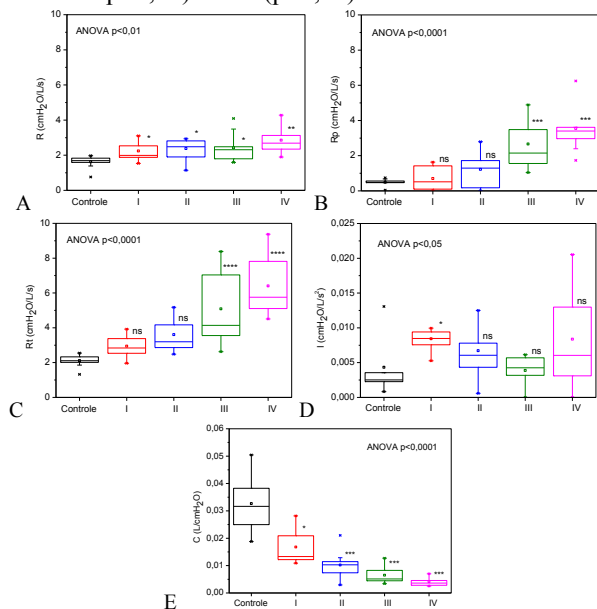


Figura 3 – Análise comparativa da resistência de vias aéreas centrais (R, Figura A), vias aéreas periféricas (Rp, B), resistência total (Rt, C), inércia (I, D) e complacência (C, E) obtidas com o modelo RICE. * $p < 0,05$; ** $p < 0,01$; *** $p < 0,001$ e **** $p < 0,0001$ em comparação ao grupo controle.

Foi observada uma redução significativa de C com a progressão da DPOC ($p < 0,0001$). As correlações entre os parâmetros do modelo eRIC e a espirometria estão descritas na Tabela 3. Os coeficientes de correlação com significância estatística entre muito boa a excelente (0,75 – 1,00) estão destacados em negrito. R apresentou correlações razoáveis e significativas com VEF_1 e VEF_1/CVF , porém não apresentou correlação com CVF. Rp e Rt foram significativamente correlacionado com todos os parâmetros espirométricos, sendo que as maiores associações foram observada com VEF_1 ($R = -0,78$) para Rp e VEF_1 (L) ($R = -0,82$) para Rt. C apresentou as maiores correlações, sendo a mais significativa observada com VEF_1 (%) (0,86). Por outro lado, I não se correlacionou significativamente com a espirometria.

Tabela 3 – Coeficiente de correlação e significância das análises entre os parâmetros do modelo RICE e da espirometria.

	R	Rp	Rt	C	I
VEF_1 (L)	-0,49 0,0003	-0,78 <0,0001	-0,82 <0,0001	0,84 <0,0001	0,03 ns
VEF_1 (%)	-0,47 0,0006	-0,77 <0,0001	-0,81 <0,0001	0,86 <0,0001	-0,04 ns
CVF (L)	-0,25 ns	-0,42 0,002	-0,40 0,004	0,40 0,004	-0,03 ns
CVF (%)	-0,21 ns	-0,40 0,0037	-0,37 0,008	0,43 0,002	-0,15 ns
VEF_1/CVF	-0,51 0,0001	-0,72 <0,0001	-0,81 <0,0001	0,83 <0,0001	0,03 ns

Discussão

Não ocorreram alterações significativas entre os grupos de indivíduos estudados (Tabela 1), o que demonstra a homogeneidade da amostra. A redução dos parâmetros espirométricos é consistente com a classificação usada para a gravidade da DPOC [11]. Os erros associados ao ajuste do modelo foram similares aos observados anteriormente [12].

R apresentou aumento significativo com a progressão da doença e correlação razoável e inversa com as variáveis VEF_1 (%), VEF_1 (L) (Figura 3, Tabela 3). Estas variáveis estão correlacionadas com as vias aéreas mais centrais. Durante o processo fisiopatológico da DPOC, ocorre aumento da resistência de vias aéreas em decorrência do aumento da secreção e devido às alterações no parênquima pulmonar, associadas à diminuição da retração elástica. Estas alterações são predominantemente encontradas nas fases mais avançadas da doença [11]. Isto poderia explicar as correlações encontradas com VEF_1 (L), VEF_1 (%) e VEF_1/CVF .

De maneira similar, Rp aumentou com a gravidade da DPOC (Figura 3). Este parâmetro apresentou correlações inversas que variaram entre razoável a muito boa com a espirometria (Tabela 3). A DPOC começa nas vias aéreas periféricas, cuja obstrução aumenta com a progressão da doença [11]. Fumar conduz a uma série de modificações que são consistentes com estes resultados, incluindo edema, inflamação na mucosa, e hipertrofia das glândulas mucosas, resultando em hipersecreção de muco.

Rt aumentou com a gravidade da DPOC (Figura 3C) e apresentou correlações inversas muito boas com VEF_1 (L), VEF_1 (%) e VEF_1/CVF (Tabela 3). Esta resistência corresponde ao valor de obstrução em todo o sistema respiratório, incluindo vias aéreas e tecido. Assim, todos os fatores discutidos anteriormente para R e Rp são aplicáveis neste caso. Fatores adicionais que podem contribuir para elevações das resistências do tecido, como a hipertrofia do músculo liso e fibrose da parede brônquica, usuais na DPOC [13], podem contribuir para explicar o aumento observado.

A média de I observada no presente estudo (Figura 3D) nos indivíduos normais ($0,0043 \text{ cmH}_2\text{O/l/s}^2$) é menor que a observada em estudos anteriores ($0,008$

$\text{cmH}_2\text{O/l/s}^2$) [12]. Isto pode ser explicado pelo fato de que a inertância respiratória reflete, principalmente, a massa de gás que é movida durante a ventilação espontânea e que, de uma maneira simplificada, este parâmetro é proporcional à razão entre o comprimento das vias aéreas e seu diâmetro [6]. De acordo com as recomendações internacionais para análise de pacientes com DPOC [11], no presente estudo todos os indivíduos foram examinados após o uso de broncodilatador. Assim, esta redução na inertância em normais pode ser explicada pelo fato de que o uso desta medicação aumenta o diâmetro das vias aéreas nestes indivíduos.

A inertância aumentou significativamente com a obstrução (Figura 3D), apresentando as melhores correlações com a espirometria (Tabela 3). Isto pode ser explicado pela redução do diâmetro das vias aéreas observado com a progressão da doença [11]. No entanto, este parâmetro não apresentou correlações significativas com a espirometria (Tabela 3). Este achado é consistente com resultados anteriores [4, 5], fornecendo evidências adicionais de que este parâmetro não é adequado à avaliação da DPOC.

Podemos notar, inicialmente, que a complacência dos indivíduos normais é mais elevada do que a observada em estudos anteriores [4, 5] (Figura 3E). De maneira similar ao ocorrido com a inertância, isto pode ser explicado pela utilização do broncodilatador. Neste caso o broncodilatador introduz aumento na complacência relativa às paredes das vias aéreas e relaxamento na musculatura lisa brônquica [14].

A complacência respiratória se reduziu significativamente com a evolução da DPOC (Figura 3E). Cabe ressaltar que a FOT avalia a complacência dinâmica do sistema respiratório [15], de modo que a redução de C pode indicar uma diminuição da complacência e/ou um aumento na resistência das vias aéreas periféricas. Assim, a redução observada na Figura 3E está associada à presença de constantes de tempo não uniformes causada por alterações progressivas nas vias aéreas periféricas. Outra explicação plausível se refere a deformações na parede torácica associadas com hiperinflação pulmonar, que introduzem um fator restritivo na interação entre o pulmão e parede torácica.

Conclusões

Os resultados do presente trabalho são coerentes com a fisiopatologia da DPOC, a qual é descrita adequadamente pelos parâmetros obtidos pelo modelo eRIC. Este modelo contribui para aprimorar nosso conhecimento sobre as modificações que ocorrem durante o agravamento da doença. Adicionalmente, as análises efetuadas indicam que estes parâmetros apresentam grande potencial de aplicação na avaliação funcional de pacientes portadores de DPOC.

Agradecimentos

Os autores agradecem a UERJ ao CNPq e a FAPERJ pelo apoio financeiro.

Referências

- Lozano R, Naghavi M, Foreman K, Lim S, Shibuya K, Aboyans V, Abraham J, Adair T, Aggarwal R, Ahn SY, et al: Global and regional mortality from 235 causes of death for 20 age groups in 1990 and 2010: a systematic analysis for the Global Burden of Disease Study 2010. *Lancet* 2012, 380:2095-2128.
- Enright PL, Crapo RO: Controversies in the use of spirometry for early recognition and diagnosis of chronic obstructive pulmonary disease in cigarette smokers. *Clinics in chest medicine* 2000, 21:645-652.
- Eltayara L, Becklake MR, Volta CA, MilicEmili J: Relationship between chronic dyspnea and expiratory flow limitation in patients with chronic obstructive pulmonary disease. *American journal of respiratory and critical care medicine* 1996, 154:1726-1734.
- Lima AN, Faria AC, Lopes AJ, Jansen JM, Melo PL: Forced oscillations and respiratory system modeling in adults with cystic fibrosis. *Biomedical engineering online* 2015, 14:11.
- Miranda IA, Faria ACD, Lopes AJ, Jansen JM, de Melo PL: On the Respiratory Mechanics Measured by Forced Oscillation Technique in Patients with Systemic Sclerosis. *Plos One* 2013, 8.
- Oostveen E, MacLeod D, Lorino H, Farre R, Hantos Z, Desager K, Marchal F, Measurements ERSTFoRI: The forced oscillation technique in clinical practice: methodology, recommendations and future developments. *The European respiratory journal* 2003, 22:1026-1041.
- Di Mango AM, Lopes AJ, Jansen JM, Melo PL: Changes in respiratory mechanics with increasing degrees of airway obstruction in COPD: detection by forced oscillation technique. *Respiratory medicine* 2006, 100:399-410.
- Diong B, Rajagiri A, Goldman M, Nazeran H: The augmented RIC model of the human respiratory system. *Medical & biological engineering & computing* 2009, 47:395-404.
- Diong B, Nazeran H, Nava P, Goldman M: Modeling human respiratory impedance. Comparing the best method with the least estimation errors. *IEEE engineering in medicine and biology magazine : the quarterly magazine of the Engineering in Medicine & Biology Society* 2007, 26:48-55.
- Diong B, Nazeran H, Nava P, Goldman M: Comparing the best method with the least estimation errors. *Ieee Eng Med Biol* 2007, 26:48-55.
- Global Initiative For Chronic Obstructive Lung Disease – UPDATE (2016). “Global Strategy for the Diagnosis, Management, and prevention of Chronic Obstructive Pulmonary Disease.”
- Faria ACD, Veiga J, Lopes AJ, Melo PL: Forced oscillation, integer and fractional-order modeling in asthma. *Computer methods and programs in biomedicine* 2016, 128:12-26.
- Bohadana A, Teculescu D, Martinet Y: Mechanisms of chronic airway obstruction in smokers. *Respiratory medicine* 2004, 98:139-151.
- Delacourt C, Lorino H, Herve-Guillot M, Reinert P, Harf A, Housset B: Use of the forced oscillation technique to assess airway obstruction and reversibility in children. *American journal of respiratory and critical care medicine* 2000, 161:730-736.
- Hyatt RE, Scandon, P.D., Nakamura, M.: Interpretation of pulmonary function tests. Philadelphia: Lippincott-Raven; 1997.

UMA NOVA CÉLULA DE CARGA INSTRUMENTADA, PARA ANÁLISE DAS COMPONENTES DA FORÇA APLICADA POR UM CICLISTA

A.V. Pigatto *, A. Balbinot*

* Departamento de Engenharia Elétrica, UFRGS, Porto Alegre, Brasil
e-mail: pigatto.andre@gmail.com

Resumo: Este trabalho apresenta o desenvolvimento de um sistema, utilizando células de carga instrumentadas, com circuito de condicionamento e extensômetros internos, para medir, adquirir e armazenar, em um cartão SD, as componentes da força aplicada à pedivela de uma bicicleta de estrada, durante a pedalada, em condições reais de treino. Para isso, desenvolveu-se uma estrutura mecânica virtual em 3D no *SolidWorks*, com dimensões equivalentes às de uma pedivela comercial, com um compartimento interno para abrigar os extensômetros e os circuitos de condicionamento e aquisição necessários para medir as três componentes da força aplicada à pedivela ao longo do período de interesse. A partir do modelo virtual, a pedivela foi usinada em alumínio 6082 T6 e cada um dos lados foi instrumentado com três pontes de *Wheatstone*. Os sinais são condicionados em placa de circuito impresso, fabricada com componentes *SMD* (*Surface Mount Device*), e adquiridos utilizando-se o *ADC* (*Analog-to-digital converter*) de um microcontrolador. O erro de linearidade ficou abaixo de 0,6% para os seis canais. A frequência de ressonância, obtida através da análise dinâmica, ficou acima de 136Hz. Um experimento realizado com cinco ciclistas apresentou uma assimetria bilateral média de $59,99 \pm 10,40\%$ quando a pedalada gera uma potência mecânica média de $125,7 \pm 22,1W$.

Palavras-chave: Pedivela, Célula de Carga, Ciclismo.

Abstract: *This report describes the development of a system, based on instrumented load cells with built-in conditioning circuit and strain gages, to measure, acquire and save, on a SD card, the components of the force that is applied to the bike crank arm during pedaling in real conditions. To accomplish that, a complete new crank arm 3D solid model was developed in the SolidWorks, with dimensions equivalent to a commercial crank set and compatible with a conventional road bike, but with a compartment to comport all the electronics necessary to measure three components of the force applied to the pedal during pedaling. A 6082 T6 Aluminum Crankset based on the solid model was made and instrumented with three Wheatstone bridges each. The signals are conditioned on printed circuit board, made on SMD technology, and acquired using a microcontroller with an ADC. Static deformation analysis showed a linearity error below 0.6% for all six channels. Dynamic analysis showed a natural frequency above 136Hz. A trial developed by*

five cyclists showed an average bilateral asymmetry of $59,99 \pm 10,40\%$ for a mean power of $125,7 \pm 22,1W$.

Keywords: *Crankset, Load Cell, Cycling.*

Introdução

O ciclismo é um esporte praticado por grande parte dos atletas, seja profissionalmente ou para treinamento físico. Existem diversas características que impactam no desempenho do ciclista, dentre elas a condição fisiológica [1,2], os ajustes ergonômicos da bicicleta e as técnicas utilizadas durante a pedalada [2]. Nas últimas décadas, a compreensão do ato de pedalar vem sendo aprimorada em virtude da pesquisa e desenvolvimento de dispositivos capazes de medir as características técnicas, como as forças aplicadas ao pedal durante o movimento [1], o movimento cíclico dos membros inferiores e outros parâmetros que influenciam diretamente no desempenho do atleta [3]. Para ciclistas que buscam alto desempenho, não apenas o módulo da força produzida pelo músculo e transmitida ao pedal é importante, mas a fração dela que é efetiva (F_e), ou seja, que é capaz de gerar movimento rotacional na pedivela [4]. A força aplicada ao pedal da bicicleta pode ser decomposta em três componentes referenciadas ao eixo longitudinal da pedivela: Perpendicular (única componente efetiva), Paralela e Lateral, a qual é perpendicular ao plano de rotação da pedivela [5]. O índice de efetividade é definido como o percentual da força total aplicada ao pedal que é efetiva, [4, 5] e é representado por (1):

$$r (\%) = 100 \cdot \frac{F_{efetiva}}{F_{resultante}} \quad (1)$$

O torque transmitido para a coroa pelo ciclista é função do comprimento da pedivela, em relação ao eixo de rotação do movimento central (L), e da força efetiva. A potência mecânica gerada pelo atleta é função do torque transmitido e da cadência (C) [4,6], como apresentado em (2):

$$P_{SAÍDA} (W) = \left(\frac{2\pi}{60}\right) \cdot F_{efetiva} \cdot L(m) \cdot C (rpm) \quad (2)$$

A partir da medida das componentes força aplicada por cada perna e do cálculo da potência gerada, é possível analisar a simetria entre os membros inferiores, possibilitando o desenvolvimento de estratégias de

treinamento específicas para melhorar o desempenho do ciclista [3,7].

Materiais e Métodos

Sistema Proposto - O sistema é composto por duas células de carga em forma de pedivela, que se deformam quando uma força é aplicada ao pedal, gerando um desbalanceamento das pontes de *Wheatstone*, que, por sua vez, são compostas pelos extensômetros cimentados no interior da pedivela. A tensão elétrica de saída da ponte é condicionada por um circuito condicionador de sinais e digitalizada utilizando-se o *ADC* de um microcontrolador ATMEGA 328P. Posteriormente, os valores de tensão elétrica de cada canal são armazenados em um cartão de memória SD através de um *datalogger* conectado à porta serial de um Arduino Mini Pro. O diagrama de blocos do sistema proposto é apresentado na Figura 1.

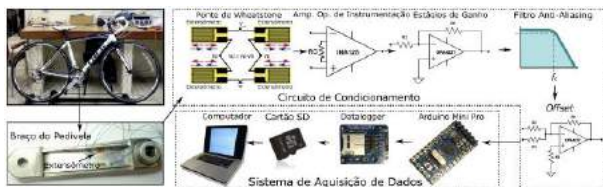


Figura 1: Diagrama de blocos do sistema proposto.

Desenvolvimento da Célula de Carga - Para determinar as dimensões físicas da célula de carga experimental, considerou-se, como fator principal, que ela deva apresentar ergonomia e semelhança dimensional a uma pedivela comercial. Para isso, utilizou-se uma pedivela comercial fabricada pela *Full Speed Ahead (FSA)*, e o seu modelo virtual, desenvolvido por [9], para determinar as características ergonômicas, como, o comprimento da pedivela e a distância entre o quadro e o pedal ao longo de um ciclo de rotação. O compartimento interno foi projetado com base no espaço necessário para abrigar toda a eletrônica. A partir dessas definições, desenvolveu-se o modelo 3D, em *SolidWorks*, da célula de carga experimental, e executaram-se análises estáticas e dinâmicas, pelo método de elementos finitos, para determinar os esforços mecânicos aos quais a estrutura será submetida, assim como definir os pontos de cimentação dos extensômetros e garantir que a estrutura é adequada à aplicação [8]. Para determinar as cargas para os ensaios de deformação estática, considerou-se um ciclista com peso corporal de 75kg, o que implica em um valor de força máximo de 735,5N, já que a força total aplicada ao pedal dificilmente excede o peso do atleta [6]. A Figura 2 apresenta o modelo virtual da pedivela experimental desenvolvida. A partir do modelo virtual, a célula de carga experimental foi usinada em alumínio 6082 T6, utilizando-se um centro de usinagem *CNC* (*Computer Numeric Control*) de três eixos.

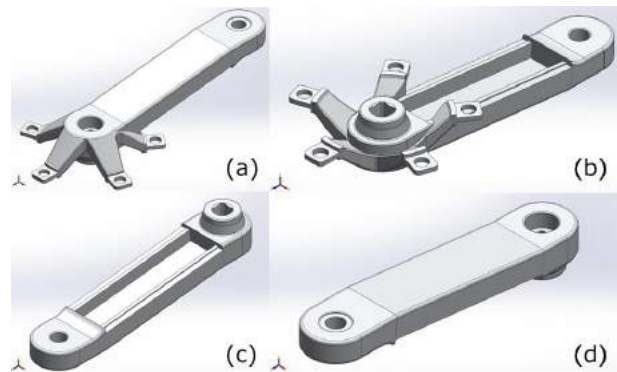


Figura 2: Modelo 3D da pedivela, (a) lado exterior do braço da pedivela direita, (b) lado interior do braço da pedivela direita, (c) lado interior da pedivela esquerda e (d) lado exterior da pedivela esquerda.

Com base nos pontos de maior deformação e desacoplamento das forças, determinados a partir da simulação de carregamento estático, cada um dos braços da pedivela foi instrumentado com 12 extensômetros (HBM 1-LY13-1.5/350), cimentados na cavidade interior de cada pedivela, formando duas células de carga em configuração de ponte completa, para medida da componente de força na direção Perpendicular (Canais 1 e 4), e quatro células de carga em configuração de meia ponte, para medida da componente de força Lateral (Canais 2 e 5) e Paralela (Canais 3 e 6). Todas as pontes de *Wheatstone* são compostas por quatro extensômetros de mesmo lote de fabricação, para compensação da deformação aparente devido às variações na temperatura ambiente [8]. Para determinar as funções de transferência de deformação, a pedivela foi fixada em uma estrutura de metal, com eixo equivalente ao encontrado em uma bicicleta, e a carga foi aplicada em cada uma das direções de interesse separadamente (75kg na direção Perpendicular e 30kg nas direções Lateral e Paralela). Para condicionamento e aquisição do sinal durante o experimento foi utilizado o módulo NI-9237 em conjunto ao *LabVIEW*® (ambos da *National Instruments*®).

Condicionador de Sinais - O condicionador de sinais de cada um dos braços da pedivela é formado por três canais de mesma topologia, onde cada canal é composto por um amplificador de instrumentação (*TI-INA125UA*), utilizado como primeiro estágio de ganho e tensão elétrica de referência, quatro amplificadores operacionais de baixo ruído (*TI-OPA4227UA*), utilizados para os estágios seguintes de amplificação (topologia de amplificador não inversor), *offset* de tensão elétrica (topologia de somador não inversor), e um filtro passa-baixa de 4ª ordem de resposta *Butterworth* e topologia *Sallen Key*, com frequência de corte de 37Hz, [8] e componentes passivos (resistores SMD 1206 E96 e capacitores SMD 0805 E12). Para a alimentação simétrica do sistema são utilizadas quatro baterias *LiPo* de 3.7V com capacidade de 240mAh, conectadas em série. O ganho de tensão elétrica total de cada canal foi calculado de acordo com os resultados obtidos a partir do ensaio de deformação e foi

reajustado durante a calibração estática do sistema para garantir uma faixa de saída de tensão elétrica de 0V a 5V. O circuito de condicionamento foi validado utilizando-se um gerador de sinais AFG3052 e um osciloscópio TDS2001C, fabricados pela *Tektronix*®. A função de transferência de tensão elétrica de saída em função do carregamento, para cada um dos canais das células de carga, foi obtida através da aplicação de carga em cada uma das direções separadamente, medindo-se a tensão elétrica de saída utilizando-se um multímetro de precisão DMM4050, fabricado pela *Tektronix*®.

Aquisição, Armazenamento e Processamento de Dados - Para adquirir e armazenar o sinal de saída dos seis canais do circuito condicionador de sinais foi utilizado um Arduino Mini Pro, um *Datalogger*, fabricado pela *Openlog*® e um cartão SD. Cada um dos canais do circuito de condicionamento é conectado às entradas analógicas do Arduino, dessa forma, o sinal é digitalizado pelo ADC (10 bits, com faixa de tensão elétrica de entrada de 0 a 5V) do microcontrolador ATMEGA328P. Posteriormente à digitalização de todos os canais, os dados são transmitidos, via porta serial, para o *datalogger*, e armazenados em um arquivo de texto com formatação matricial, onde a primeira coluna representa o tempo da amostra (em ms) e as seguintes o valor amostrado em cada canal do condicionador de sinais. A Figura 3 apresenta o sistema de plataforma de força montado em uma bicicleta de estrada *Trek*® 1.5.

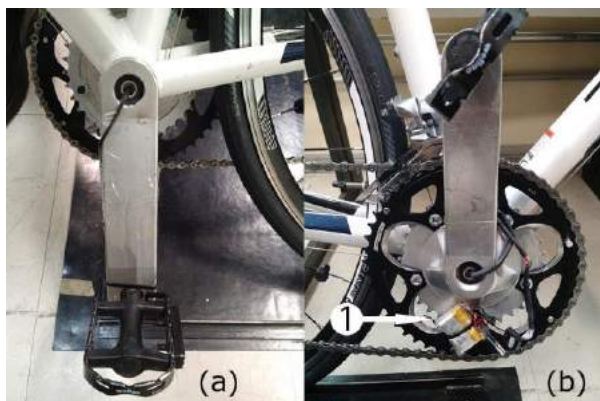


Figura 3: Foto do sistema de Medidas, (a) braço da pedivela esquerda, (b) braço da pedivela direita: (1) baterias.

Os dados adquiridos durante os ensaios são processados através do *Matlab*®. O *script* desenvolvido importa os dados presentes no arquivo *log*, converte os valores da tensão elétrica digitalizada no valor da força correspondente a cada canal e gera os gráficos de força, torque, simetria, cadência e potência em função do tempo para um intervalo de interesse do experimento.

Metodologia experimental - Para analisar o comportamento do sistema, foi realizado um projeto de experimento, com um fator controlado, em ambiente interno, utilizando-se um rolo de treinamento. Foram realizadas cinquenta aquisições de 60s cada, com cinco ciclistas amadores voluntários, em condição de saúde plena; cada sujeito realizou dez repetições do teste

(n=10). A amostra é composta por cinco homens de 26 ± 3 anos, de massa corporal de 80 ± 6 kg. Posteriormente, realizou-se uma ANOVA de um fator controlado para análise de significância dos dados coletados. Dessa forma, definiu-se a massa corporal do ciclista como um fator controlado de cinco níveis (73kg, 75kg, 82kg, 85kg, 87kg), e considerou-se como variáveis de resposta a Força Efetiva, a Força Resultante, o Índice de Assimetria Bilateral e a Potência transmitida para o sistema de transmissão. Em respeito às decisões pessoais e à Declaração de Helsinki da Associação Médica Mundial, um formulário de consentimento foi obtido de cada um dos voluntários.

Resultados

Análise Estrutural e Calibração Estática - Para a aplicação das cargas limite estipuladas anteriormente, obteve-se uma deformação relativa de $164,9\mu\epsilon$, $658,1\mu\epsilon$ e $67,76\mu\epsilon$ para as direções Perpendicular, Lateral e Paralela do braço da pedivela direita e $121,6\mu\epsilon$, $569,2\mu\epsilon$ e $43,38\mu\epsilon$ para as direções Perpendicular, Lateral e Paralela do braço da pedivela esquerda, o que está de acordo com os valores encontrados na simulação estática. A partir do ensaio dinâmico, realizado através do método de impacto, determinou-se a frequência de ressonância natural fundamental da pedivela esquerda, 140Hz e da direita, 136Hz, o que é adequado à aplicação, já que a frequência de excitação gerada pelo atleta é de 0,5Hz a 2Hz [5]. A Figura 4 apresenta a curva da tensão elétrica de saída em função da aplicação de carga na direção perpendicular da pedivela esquerda.

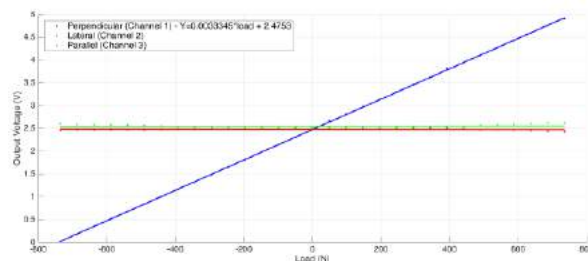


Figura 4: Tensão elétrica de saída em função da aplicação de carga na direção perpendicular.

As funções de transferência da tensão elétrica de saída em função da aplicação de carga nas outras direções apresentaram comportamento similar ao da Figura 4 e são apresentadas na Tabela 1.

Tabela 1: Características da saída de tensão elétrica de cada um dos canais da célula de carga.

Canal	Função de Transferência (mV)	Erro de Linearidade (%)
1	$y=3.334 \cdot \text{carga} + 2475$	0.5981
2	$y=8.500 \cdot \text{carga} + 2501$	0.1858
3	$y=1.766 \cdot \text{carga} + 2517$	0.4125
4	$y=3.303 \cdot \text{carga} + 2508$	0.6034
5	$y=8.007 \cdot \text{carga} + 2491$	0.2049
6	$y=1.922 \cdot \text{carga} + 2502$	0.4406

Nota-se, através dos dados apresentados na Tabela 1, que o erro de linearidade de todos os canais é inferior a 0,6% e a sensibilidade média é de 3,321mV/N para a medida de força na direção perpendicular, 8,251mV/N para a direção lateral e 1,844mV/N para a direção paralela. A análise de incertezas foi realizada utilizando-se a metodologia clássica [8], considerando-se a tolerância dos componentes ativos e passivos de cada canal. A incerteza combinada máxima de cada um dos canais, em relação à sensibilidade do mesmo, é de 3,2%. **Resultados Experimentais** - A Figura 5 apresenta um segmento de dados de 8s, obtido durante um dos experimentos.

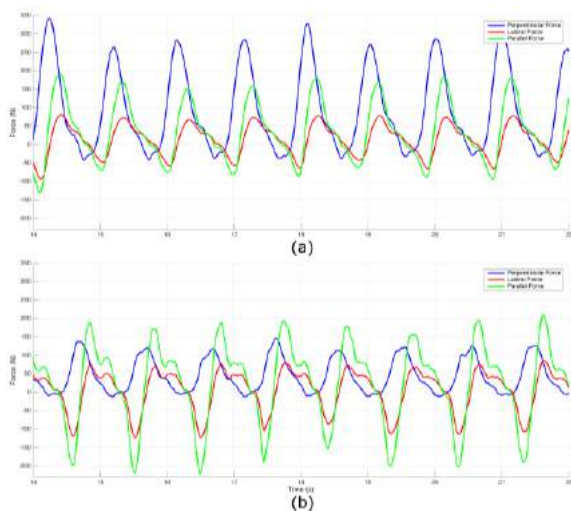


Figura 5: Componentes da força aplicada ao pedal e medidas no braço da pedivela: (a) esquerda e (b) direita.

Para análise dos dados, foram considerados trechos de 30s, escolhidos aleatoriamente, a partir das aquisições realizadas ao longo do experimento. Para o grupo analisado, a força resultante média foi de $167,2 \pm 18,97$ N para a perna esquerda e $163,4 \pm 15,27$ N para a direita. O índice de assimetria médio foi calculado de acordo com [6, 11, 12], e apresentou um valor de $5,985 \pm 4,489\%$ respectivo à força resultante. A força efetiva média foi de $87,73 \pm 15,45$ N para a perna esquerda e $35,21 \pm 11,06$ N para a direita, o que implica em um índice de assimetria de $59,99 \pm 10,40\%$. O índice de efetividade médio, calculado de acordo com a Equação (1), foi de $52,94 \pm 8,653\%$ para a perna esquerda e $21,57 \pm 6,370\%$ para a direita. A cadência média, calculada de acordo com os picos da força efetiva, como em [2, 3, 6 e 7], foi de $56,9 \pm 10,47$ RPM. A potência média total foi de $125,7 \pm 22,1$ W, dos quais $90,15 \pm 17,09$ W são aplicados pelo membro inferior esquerdo e $35,51 \pm 8,576$ W pelo direito, o que representa uma assimetria bilateral de $59,80 \pm 10,51\%$.

Através da ANOVA, constatou-se que todas as variáveis de resposta analisadas são significativas.

Conclusão

A partir da análise dos dados coletados, notou-se que há uma variação significativa nas características de

pedalada individuais dos participantes. Os resultados do experimento apresentaram semelhança com os dados encontrados na literatura; estudos anteriores mostram um índice de assimetria médio de 10% a 60% para um regime de potência mecânica entre 100W e 250W [6], além de uma redução da assimetria bilateral com o aumento do regime de potência [12].

Assim, um sistema que mede as componentes da força aplicada pelo atleta durante o treinamento pode ser usado para a análise da técnica de pedalada individual, possibilitando a elaboração de treinamentos específicos para o aumento da eficiência da conversão das forças produzidas pelos músculos em potência mecânica.

Referências

- [1] A. Schmidt, *Competitive Cycling*, 2nd ed. United Kingdom: Meyer & Meyer Sport (UK), 2014.
- [2] S. Sovndal, *Cycling Anatomy*. Champaign, IL: Human Kinetics Publishers, 2009.
- [3] R. R. Bini and F. P. Carpes, *Biomechanics of Cycling*. Switzerland: Springer Int. Publishing, 2014.
- [4] A. Balbinot and C.D. Lazzari, "Wireless Crankarm Dynamometer for Cycling," *Sensors and Transducers J.*, vol. 128, pp. 39-54, May 2011.
- [5] M.O. Ericson and R. Nissel, "Efficiency of Pedal Forces during Ergometer Cycling," *Int. J. of Sports Medicine*, vol. 9, no.2, pp. 118-122, Apr., 1988.
- [6] A. Balbinot, C. Milani, and J. S. B. Nascimento, "A New Crank Arm-Based Load Cell for the 3D Analysis of the Force Applied by a Cyclist," *Sensors*, vol. 14, pp. 22921-22939, Dec., 2014.
- [7] W.M. Bertucci, A. Arfaoui and G. Polidori, "Analysis of pedaling biomechanics of master's cyclists: A preliminary study," *J. of Sci. and Cycling*, vol. 1, no. 2, pp. 42-46, Dec., 2012.
- [8] A. Balbinot and V.J. Brusamarello, *Instrumentation and Measurement Fundamentals*, 2nd ed. Rio de Janeiro, Brazil: LTC, 2011.
- [9] W. Smak, R. Neptune, M. Hull, "The Influence of Pedaling Rate on Bilateral Asymmetry in Cycling," *J. Biomechanics*, vol. 32, pp. 1-17, Sep., 1999.
- [10] D.J. Sanderson, E.M. Hennig, A.H. Black, "The Influence of Cadence and Power Output on Force Application in-Shoe Pressure Distribution During Cycling by Competitive and Recreational Cyclists," *J. of Sports Sci.*, vol. 18, pp. 173 – 181, 2000.
- [11] A. Pigatto, "Development of a instrumented load cell with built-in conditioning circuit for analysis of the force applied by a cyclist", Master's Thesis, Federal University of Rio Grande do Sul, Porto Alegre, Brazil, 3 December 2015.
- [12] F.P. Carpes, M. Rossato, I.E. Faria, C.B. Mota, "Bilateral Pedaling Asymmetry during a Simulated 40-km Cycling Time-Trial," *J. Sports Medicine Physical Fitness*, vol. 47, pp. 45-51, 2007.

APLICATIVOS PARA CONTROLE POR VOZ DE PRÓTESE BIÔNICA DE MÃO CONFECCIONADA POR MANUFATURA ADITIVA

L. C. Camargo *, M. H. Stoppa **

*Gestão Organizacional – Inovação, Desenvolvimento e Tecnologia, Universidade Federal de Goiás UFGO, Catalão, Brasil

** Matemática Industrial, Univ. Federal de Goiás – Regional Catalão UFG/RC, Catalão, Brasil
e-mail: mhstoppa@pq.cnpq.br

Resumo: A mão humana é um sistema que permite movimentos complexos graças a suas articulações e anatomia. Por vezes estes movimentos são perdidos requerendo adaptabilidade por parte do portador de necessidade. Para recuperar estes movimentos é de fundamental importância que a tecnologia assistiva esteja presente. Assim, novos meios tecnológicos têm sido desenvolvidos ao longo dos anos com o intuito de auxiliar os indivíduos a retomarem suas atividades. O presente trabalho tem por objetivo o desenvolvimento de um sistema para controle de uma prótese biônica de mão construída por manufatura aditiva. O projeto consiste na criação de dois aplicativos, um para o sistema operacional Android® e outro para celulares da Apple® com o intuito de realizar a comunicação sem fio à uma placa Bluetooth® e Arduino® acopladas na prótese, que por sua vez contém cinco servomotores responsáveis pelos movimentos de extensão e flexão dos dedos. Tanto para aplicativo em Android® quanto em iOS® foi possível a realização de comunicação por meio de Interface Gráfica. Além disso, para o Android® foram implementados recursos possibilitando comunicação também por comandos de voz. Os resultados apontaram a compatibilidade de dispositivos móveis para controle de próteses biônicas de mão por meio de comandos de voz e envio de sinais por botões em aplicativos.

Palavras-chave: Tecnologia Assistiva, Aplicativos, Prótese de Mão, Comando de voz.

Abstract: *The human hand is a system that allows complex movements thanks to your joints and anatomy. Sometimes these movements are injured requiring adaptability. To recover these movements is very important that assistive technology be present. Thus, new devices and process technological have been developed to help people to get back their normal activities. This study aims to develop a control system to a bionic hand prosthesis made by 3D printing. The design involves the creation of two apps, one for Android® and one for Apple's mobile phones in order to perform wireless communication with a Bluetooth and Arduino® plates on the prosthesis, which five servomotors responsible for flexion and extension movements finger. Both apps on Android® and iOS® was possible to perform communication through GUI (Guide User Interface). In addition, for Android® features have*

been implemented additional communication by voice commands. The results allow compatibility mobile devices with hand control of bionic prostheses through voice commands and sending signals buttons in applications.

Keywords: *Assistive Technology, Applications, Prosthetic Hand, voice commands.*

Introdução

O smartphone é apontado como o produto de consumo mais utilizado no mundo, sendo a quantidade existente correspondente a mais da metade da população mundial - cerca de 4,8 bilhões de pessoas [1].

Estes aparelhos provêm auxílio a Pessoas com Deficiência (PCD's), e é nesse contexto que surge o termo Tecnologia Assistiva (TA) criado em 1988, como importante elemento jurídico dentro da legislação norte-americana conhecida como *Public Law 100-407* [2], cujo objetivo principal é proporcionar ao PCD maior independência, qualidade de vida e inclusão social [2].

Segundo o Instituto Brasileiro de Geografia e Estatística, os tipos de deficiência são classificados em Visual, auditiva, motora e mental ou intelectual. Onde 23,9% da população brasileira possuem algum tipo de deficiência, sendo que 7% deste índice dizem respeito à deficiência motora [3]. Deficiências como estas requer por parte do PCD adaptabilidade e criatividade. A mão humana, por exemplo, é uma notável ferramenta capaz de executar inúmeras ações dentre preensões e movimentos de precisão [4]. Remetendo-se a antiguidade, há relatos de que os egípcios foram os pioneiros no uso de tecnologia de próteses, feias de fibras, com função mais psicológica do que estética e funcional. A primeira prótese descoberta foi de uma múmia egípcia com uma prótese do dedo do pé. Em 1858, foi encontrada uma perna artificial de bronze e ferro datada de 300 a.C., em Cápuia na Itália. Essa perna possuía um núcleo de madeira, tendo sido feita para um amputado [5].

O grande desafio da próteses se refere a falta de design que interfere no tamanho, peso e energia utilizada nos dispositivos biônicos, fazendo com que muitos desistam de utilizá-los [6].

Hoje as próteses se tornaram mais funcionais, sendo possível a sua comercialização. Na Escócia, é desenvolvida pela companhia *Touch Bionics*, uma

prótese biônica de mão chamada *I-Limb*, que possui em sua estrutura motores que permitem a flexão das articulações de cada dedo, voltando à posição natural depois de um determinado tempo de inatividade. A *Touch Bionics* disponibiliza também um aplicativo móvel denominado *Biosim* para controle de sinais sem fio via celular iPhone® [7]. Outra prótese de mão Biônica desenvolvida comercialmente se trata de Michelangelo, criada pela empresa Otto Bock no Canadá como consequência de mais de 10 anos de pesquisa, a prótese é controlada por meio de dois eletrodos de contato cutâneo, construída em aço e duralumínio de alta resistência que substituem a estrutura dos ossos e articulações humanas [8]. No entanto próteses como estas apresentam alto custo de aquisição e chegam a custar em torno de 100 mil dólares [9]. Outro tipo de projeto se baseia na manufatura aditiva (MA), que consiste de um processo de impressão de objetos a partir da deposição de uma variedade de materiais em camadas, utilizando como principais materiais os filamentos de polímeros, luz ultravioleta para resinas líquidas e materiais de plásticos, cerâmicas e metais [10].

Assim, pesquisas na área de TA se fazem necessárias com o intuito de reduzir o custo agregado a próteses de mão por MA. O E-Nable é um projeto desenvolvido por uma comunidade global com mais de 5.000 membros colaborando para tornar mãos protéticas gratuitas e disponíveis para impressão com característica *Open Source*, fato que permite que outros possam utilizar o projeto melhorando e compartilhando com outras pessoas [11]. Na França também *Open Source* com repercussão considerável em nível Global, teve início em Janeiro de 2012 a um projeto denominado inMoov com o objetivo de criar um humanoíde em tamanho real [12].

Assim a proposta do presente estudo foi desenvolver dois aplicativos disponíveis para os sistemas Android® e iOS® com o intuito de enviar sinais por meio de conexão sem fio a uma prótese biônica de mão produzida por MA além de enviar por meio de comandos de voz em Android® os mesmos sinais que consistem em realizar os movimentos de flexão e extensão acionados por servomotores.

Materiais e métodos

O presente estudo consistiu inicialmente em utilizar o modelo produzido por MA, de um braço robótico do projeto inMoov gerenciado por Gael Langevin, e disponível para download gratuitamente. O estudo permeou as seguintes etapas para a obtenção dos resultados:

(1) Identificação dos Dispositivos Físicos

Foi utilizado inicialmente um celular smartphone com capacidade de 512MB de memória RAM e 2GB permanente em um sistema operacional Android®. Como dispositivo de controle utilizou-se uma placa

Arduino®, versão Uno. O Arduino® é uma pequena placa micro controladora (ATMega) e porta de conexão *Universal Serial Bus* (USB) que aceita a ligação com um computador e possui diversos outros terminais que permitem a conexão com dispositivos, como motores, relés, sensores luminosos, *Light Emitting Diode* (LEDs) e alto-falantes [13]. Para recepção dos sinais emitidos pelos aplicativos, foi acoplado ao Arduino® uma placa Bluetooth HC-06 para recepção Android® e posteriormente uma placa Bluetooth MH10 para recepção dos sinais enviados pelo sistema iOS® (Fig. 1).

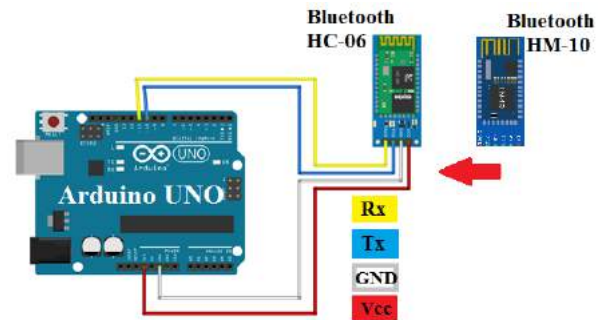


Figura 1: Protótipo Físico.

Para testes de conexão utilizou-se o protótipo de prótese consistido de cinco servomotores acoplados ao braço e conectados também ao Arduino®. Cada motor acionava cabos responsáveis pelos movimentos individuais dos dedos, em flexão e extensão (Fig. 2).



Figura 2: Protótipo de prótese

(2) Desenvolvimento do Software

Como Software de desenvolvimento para os aplicativos utilizou-se a plataforma Eclipse para Android® e Xcode para iOS®. O Android® possibilita a comunicação com diversas plataformas, dentre elas o Arduino® utilizando-se de conexão Bluetooth [14]. Sendo possível essa mesma comunicação ser realizada em dispositivos iOS® [15].

Inicialmente foi construído um protótipo de aplicativo em Eclipse com o intuito de realizar a abertura da conexão Bluetooth com a placa Arduino® Uno. O protótipo do aplicativo conforme figura 3 tinha por objetivo enviar um sinal a esta placa Bluetooth por meio de dois botões com o intuito de ligar/desligar um LED, com a conexão estabelecida, foram implementadas as barras de progresso para envio de sinais sem fio.

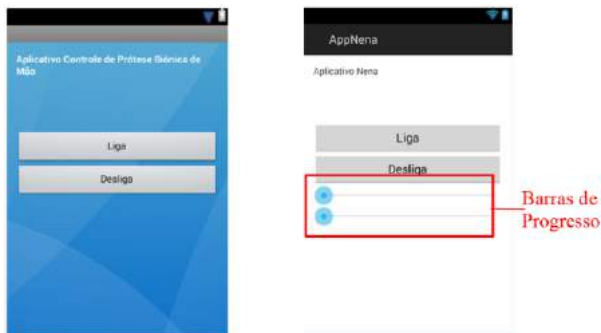


Figura 3: Protótipos em Android

Com a conexão implementada, foi criada uma tela em aplicativo Android[®] com duas opções de movimento, sendo uma para controle manual dos movimentos da prótese e outra para realização de movimentos automáticos. Esta primeira tela tinha também como função, abrir a comunicação para distribuir a conexão as outras telas (Fig. 4).



Figura 4: Aplicativo em Android

Quando a conexão com a placa Bluetooth[®] é estabelecida, é possível que o usuário escolha dentre os movimentos que deseja realizar, sendo eles **Automáticos** (movimentos pré-determinados) ou **Manuais** (manipulação individual por dedo). Caso o usuário pressione o ícone “Automático”, é enviado um sinal à placa Bluetooth[®] conectada ao Arduino[®], que se encarrega de direcionar os sinais até os servomotores da prótese.

Também é possível realizar os movimentos do protótipo de prótese por meio de comandos de voz via *smartphone*. Para isso clica-se no ícone de voz correspondente, que por sua vez aguarda um áudio por parte do usuário.

Similar às telas para Android[®] foi implementado uma Interface em sistema iOS[®] (Fig. 5). Neste caso, observou-se incompatibilidade da placa Bluetooth[®] HC06, onde foi necessário utilizar a placa Bluetooth[®] HM10 que é uma tecnologia disponível nos modelos mais recentes do iPhone[®].

Resultados

Os aplicativos desenvolvidos são capazes de fornecer sinais a uma prótese construída por MA, de forma que

esta movimente os dedos em flexão ou extensão, de modo independente, ou realizando certos tipos de preensões pré-determinadas.



Figura 5: Aplicativo em iOS

Os testes foram feitos de forma a verificar a forma de emissão e recepção dos sinais por ambos os dispositivos: emissor (smartphone/tablet), receptor (placa Bluetooth[®]), controlador (Arduino[®]) e atuadores (servomotores). Os resultados obtidos por comandos de voz em Android[®] são descritos na Tabela 1:

Tabela 1: Comandos de voz interpretados pelo Software.

Áudio	Tela	Sinal Enviado
Pinça	Automáticos	Fecha os dedos indicador e polegar da prótese
Digital Palmar	Automáticos	Fecha a prótese parcialmente
Preensão Força	Automáticos	Fecha a prótese
Centrada	Automáticos	Fecha os dedos prótese com exceção do indicador
Tridigital	Automáticos	Fecha os dedos mínimo, anular e parcialmente os dedos indicador, polegar e médio
Indicador, polegar, anular, médio ou mínimo	Manuais	Fecha os dedos da prótese individualmente
Voltar	Automáticos e Manuais	Abre a prótese

Discussão

Nota-se que, comercialmente, existem disponíveis diversos tipos de próteses funcionais, mas com alto custo de aquisição. Os aplicativos aqui desenvolvidos tendem a contribuir para a redução dos custos agregados às próteses biônicas de mão. Assim, com os testes realizados foi possível perceber a compatibilidade de dispositivos móveis para o envio de sinais a próteses criadas por MA. Em relação aos aplicativos

desenvolvidos, sua programação depende essencialmente do estabelecimento e manutenção da conexão com a placa Bluetooth®. Após este passo, o desafio passou a ser o compartilhamento desta mesma conexão para todas as telas, uma vez que, na alternância entre telas, havia uma perda do sinal já estabelecido. Como solução, foi necessário criar uma classe própria, cujo objetivo é manter a conexão com a placa Bluetooth®, bastando repassá-la às demais telas. Outra dificuldade encontrada foi na emissão de sinais por meio de barras de progresso na interface do aplicativo. Foi preciso enviar ao servomotor, o ângulo desejado de rotação, no entanto, na placa Arduino® foi necessário distinguir dos demais, o sinal destinado exclusivamente a um servomotor específico. Ao enviar os sinais a um dado servomotor, todos os outros eram indesejadamente executados. Como solução foi necessário enviar além do ângulo de acionamento, um caractere especificamente criado para identificação.

Brevemente, deseja-se avaliar a implementação de comando de voz por meio do aplicativo disponível no sistema iOS® e também a implementação de recursos em Android® para comunicação com a placa Bluetooth HM 10, centralizando a comunicação para os dois aplicativos em um mesmo dispositivo Bluetooth®.

Conclusão

Mesmo não sendo implementado ainda comandos de voz por interface no aplicativo em iOS®, os aplicativos criados demonstraram eficácia para envio de sinais sem fio e realização de movimentos da prótese podendo ser utilizados em próteses de baixo custo, confeccionadas por MA, destinadas a usuários amputados de mão.

Agradecimentos

É oportuno e necessário, agradecer ao CNPq, pelo apoio financeiro, via edital 84/2013, proc. 458649/2013-9, (Tecnologia Assistiva – Núcleos Nascentes) e à FAPEG/GO pelo apoio para participação em evento de divulgação científica, sem os quais não seria possível o bom desenvolvimento desta pesquisa.

Referências

- [1] Pereira LC, Silva ML,. Android para desenvolvedores. Rio de Janeiro: Brasport; 2009.
- [2] Public Law. 100-407- aug. 19, 1988. Disponível em: <<http://uscode.house.gov/statutes/pl/100/407.pdf>> Acesso em 30. jan 2016.
- [3] Ibge, Cartilha do Censo 2010, Pessoas com Deficiência. Brasília – DF, 2012. p.6. Disponível em <<http://www.pessoacomdeficiencia.gov.br/app/sites/default/files/publicacoes/cartilha-cesno-2010-pessoas-com-deficiencia-reduzido.pdf>>. Acesso em: 17 nov. 2015.
- [4] Kapandji, AI. The Physiology of the Joints. 2nd ed. British Library Cataloguing in Publication Data. 2002.
- [5] A Brief History of Prosthetics. InMotion vol. 17, Nov/Dez. 2007. Disponível em <http://www.amputee-coalition.org/inmotion/nov_dec_07/history_prosthetics.html> Acesso em 07 jul. 2015.
- [6] Weir, RF, Design of Artificial Arms and Hands for Prosthetic Applications, Standard Handbook Of Biomedical Engineering and Design, chapter 32. Ed. McGraw – Hill, New York; 2004.
- [7] Touch Bionics inc. 2016, I-limb. Disponível em: <<http://www.touchbionics.com/products/i-limb-mobile-apps>> Acesso em març. 2015.
- [8] Mão biônica permite movimentos similares aos humanos. ADS. Disponível em: <http://professionals.ottobock.com.br/cps/rde/xbcr/ob_br_pt/081204_Michelangelo.pdf> Acesso em 16 ju. 2015.
- [9] The bionic hand with the human touch. 2003. Disponível em: <<http://edition.cnn.com/2013/02/01/tech/bionic-hand-ilimb-prosthetic>> Acesso em 08 mai. 2015.
- [10] Manufatura aditiva: o futuro do mercado industrial de fabricação e inovação. EESC. USP. 2014. 17 out.; Disponível em: <http://www.eesc.usp.br/portaleesc/index.php?option=com_content&view=article&id=1934:manufatura-aditiva-o-futuro-do-mercado-industrial-de-fabricacao-e-inovacao&catid=115&Itemid=164> Acesso em 05 març. 2016.
- [11] Using your 3D Printer to make a difference Disponível em: <<https://www.3dprinteros.com/enabling-the-future-using-3d-printer-make-difference/>> Acesso em 26 nov. 2015.
- [12] Gael Langevin – French inMoov designer. Disponível em:< <http://inmoov.fr/>>. Acesso: em 04 fev 2016.
- [13] Monk, S. Programação com Arduino: começando com Sketches. 1. Ed.; tradução: Anatólio Laschuk, Porto Alegre: Ed. Bookma. 2013.
- [14] Hunold M, Lima, V, Castro, Y, Augusto, C. Yoshimura, F, Matias, J, Rodrigues, M, Maria, K. Protótipo de prótese de mão robótica de lego controlada por sistema Android para bi-amputado. XXIV Contresso Brasileiro de Engenharia Biomédica – CBEB, 2014.
- [15] Arduino Tutorial: Integrating Bluetooth LE and iOS. Disponível em: <<http://www.raywenderlich.com/73306/arduino-tutorial-integrating-Bluetooth-le-and-ios>>. Acesso em 04 set. 2015.
- [16] Cinco coisas que você precisa saber sobre Bluetooth Low Energy. Disponível em: <<http://cio.com.br/tecnologia/2014/03/05/cinco-coisas-que-voce-precisa-saber-sobre-Bluetooth-low-energy/>>. Acesso em 13 dez. 2015.

UTILIZAÇÃO DE FERRAMENTAS COMPUTACIONAIS (CAE) NA OTIMIZAÇÃO DE PRÓTESES DE MÃO

F. G. A. Milfont* e L. A. Gómez-Malagón*

* Universidade de Pernambuco-Escola Politécnica de Pernambuco, Recife, Brasil.
e-mail: gilfran.milfont@poli.br

Resumo: Este trabalho mostra a utilização do programa ADAMS/View, o qual é uma ferramenta *Computer Aided Engineering (CAE)*, no projeto de próteses de mão. Especificamente, o sistema de acionamento, baseado no mecanismo de quatro barras, e o torque de acionamento, aplicado em um único ponto, foram otimizados no projeto do dedo protético. O dedo escolhido para o estudo foi o de número III (dedo médio), por ser o mais longo e exigir um maior torque para realizar seu movimento. Os resultados mostram a evolução temporal dos parâmetros cinemáticos e cinéticos da prótese em um movimento de flexão, sob a restrição de preensão palmar plena e de força constante na extremidade do dedo. O mesmo procedimento pode ser estendido aos outros dedos, devido à possibilidade oferecido pelo software de parametrizar as variáveis de projeto.

Palavras-chave: Próteses de mão, Otimização, Ferramentas CAE.

Abstract: *This work shows the use of ADAMS / View program, which is a Computer Aided Engineering tool (CAE), in hand prosthesis design. Specifically, the drive system based on the four-bar mechanism, and the drive torque applied to a single point, have been optimized in the prosthetic finger design. The selected finger for the study was the number III (middle finger), being the longest and, therefore, require a higher torque to its movements. The results show the evolution of the kinematic and kinetic parameters of the prosthesis in a flexion movement, under the constraint of full grip and constant force on the finger tip. The same procedure can be extended to other fingers due to the possibility offered by the software to parameterize the design variables.*

Keywords: *Hand Prosthesis, Optimization, CAE Tools.*

Introdução

A mão humana é considerada, em termos mecânicos, um dos sistemas mais complexos do corpo humano [1]. Ela é composta de 27 ossos, que atuam como alavancas, 19 articulações e 29 músculos que acionam estas alavancas permitindo os seus movimentos [2]. Somente 17 destas articulações funcionam como juntas ativas, representando um total de 22 graus de liberdade (GL).

Nas articulações com um GL, ocorrem os movimentos de flexão/extensão dos dedos, enquanto que nas que possuem dois GL ocorre, além da flexão/extensão, também os movimentos de abdução e adução. Um pseudo GL está presente no polegar, que permite o seu movimento de circundução. Porém, como este movimento é dependente de outros graus de liberdade, ele não é considerado um GL verdadeiro [3].

Projetos de próteses de mão que sejam funcionais, estéticos e que apresentem velocidades de resposta e forças equivalentes ao membro natural ainda é um grande desafio [1].

A utilização de ferramentas computacionais CAE, para a concepção, simulação e otimização é um recurso importante para o projeto de sistemas mecânicos. Seu uso permite melhorar a funcionalidade do sistema, diminuir a massa, a potência consumida, entre outras características, além de proporcionar grande flexibilidade de projeto com significativa redução de tempo e de custos.

O principal propósito deste estudo foi minimizar o torque necessário para executar o movimento de flexão de dedos para próteses de mão.

Materiais e métodos

A ferramenta CAE utilizada foi o software MSC ADAMS/View 2014 Student Edition [7]. Esta é uma robusta ferramenta que permite a modelagem, a simulação e a otimização de qualquer sistema mecânico. A prototipagem virtual torna possível redução do tempo e custo do projeto e, ao mesmo tempo, permite uma melhor qualidade e funcionalidade do produto final.

O ADAMS/View é largamente utilizado pela indústria, principalmente a automobilística e aeroespacial na elaboração de projetos de alta complexidade. Ele oferece grande flexibilidade, permitindo importar e exportar a dinâmica do sistema, interagindo com outros softwares CAE e *Computer Aided Design (CAD)*.

O objeto de estudo é um dedo idealizado para prótese de mão que tem as dimensões baseadas em dados antropométricos [4, 5] e será modelado dinamicamente.

O modelo proposto para o dedo número III (dedo médio), denominado MODELO_POLI, tem os segmentos mostrados na Figura 1 e seus valores estão definidos na Tabela 1.

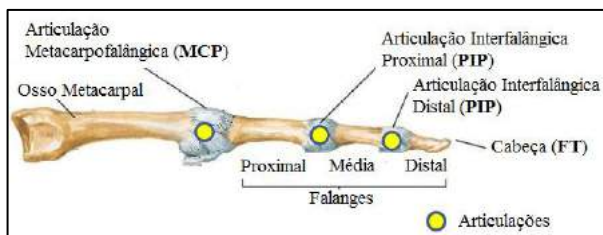


Figura 1: Configuração do dedo. Fonte: adaptado de [2].

Tabela 1: Dimensões do dedo idealizado.

Segmento	Comprimento (mm)
Falange proximal	40,0
Falange média	35,0
Falange distal	16,0

O mecanismo de acionamento foi inspirado em dedos de próteses comerciais modernas, que utilizam mecanismos de quatro barras. Estes dedos são mostrados na Figura 2, juntamente com os seus modelos cinemáticos.

As características destes dedos comerciais a serem comparadas com o MODELO_POLI estão indicadas na Tabela 2.

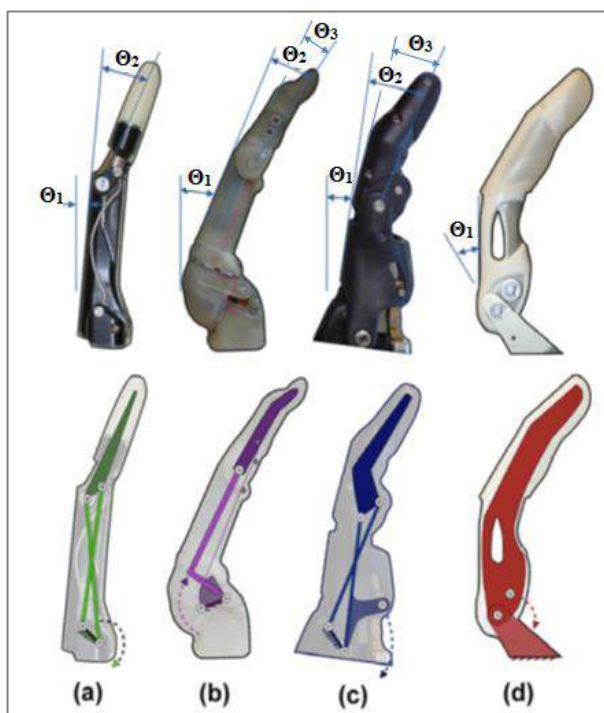


Figura 2: Dedos de próteses comerciais modernas e seus respectivos modelos cinemáticos. (a) Vincent (Vincent Systems), (b) iLimb e iLimb Pulse (Touch Bionics), (c) Bebionic e Bebionic V2 (RSL Steeper) e (d) Michelangelo (Otto Bock). Fonte [6].

Tabela 2: Características de dedos de modernas próteses comerciais. Fonte [6].

Nome Comercial	Veloc. Média ¹ (°/s)	Força ² (N)	Ângulo na articulação (°)		
			MCP (Θ ₁)	PIP (Θ ₂)	DIP ³ (Θ ₃)
Vincent	103,3	4,82	0 a 90	0 a 100	-
iLimb	95,3	5,39	0 a 90	0 a 90	~20
Bebionic V2	96,4	14,5	0 a 90	0 a 90	~20
Michelangelo	86,9	-	0 a 35	-	-

¹ Medida na articulação MCP.

² Aplicada na cabeça do dedo (FT).

³ Ângulo fixo na articulação DIP.

O MODELO_POLI possui duas juntas rotativas, uma na articulação MCP e outra na articulação PIP. A articulação DIP foi mantida em um ângulo fixo de 17,5°. As restrições a serem atendidas são:

- ângulo de flexão total (Θ₁+Θ₂+Θ₃) de 180°, para permitir a apreensão palmar plena;
- força aplicada na extremidade do dedo (FT) de 5,0 N, para qualquer ângulo de flexão do dedo;

A etapa inicial no desenvolvimento do projeto foi a criação dos pontos de referência e as suas interligações, representando os segmentos do dedo e as diversas partes do sistema de acionamento. A Figura 3 mostra a configuração inicial do dedo.

Os pontos AC_1 a AC_5 representam os pontos de referência para o sistema de acionamento da prótese. Um ponto fixo, chamado Ref_Angular, foi criado para servir de base para medição dos ângulos de flexão do dedo. O torque motriz é aplicado no ponto AC_1.

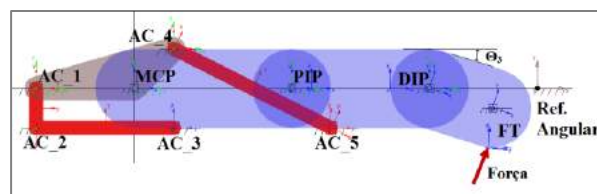


Figura 3: Configuração inicial do dedo e seu mecanismo de acionamento.

Parametrização – Como as dimensões antropométricas da mão humana variam com o gênero, com a localidade e inclusive com o tipo de profissão [9, 10], a parametrização das dimensões é de fundamental importância na customização da prótese, permitindo a simulação virtual para quaisquer dimensões de dedo.

No caso do ADAMS/View, a parametrização permite realizar os seguintes estudos [6, 7, 8]:

- Manual: o usuário altera o valor das variáveis manualmente;
- Automatizada: o ADAMS/View altera uma variável por vez, dentro do seu intervalo de variação permitido;
- Otimização: o ADAMS/View altera várias variáveis de forma simultânea, dentro do

intervalo de variação permitido para cada uma, e procura encontrar o projeto ideal, mantendo sob controle as restrições que foram impostas ao projeto.

A parametrização foi efetuada para os pontos de referência através de variáveis de projeto, *Design Variable (DV)*, que, se alteradas, terão seus efeitos propagados em todo o sistema.

As coordenadas dos pontos MCP, PIP, DIP e FP são controladas pelas variáveis: DV_MCP_X, DV_PIP_X, DV_DIP_X, DV_FT_X e DV_FT_Y, respectivamente. As variáveis que controlam as coordenadas para os pontos do mecanismo de acionamento são: DV_AC_1X a DV_AC_5X e DV_AC_1Y a DV_AC_5Y. Estas variáveis e seus valores são mostrados na Tabela 3.

Tabela 3: Valores das variáveis de projeto (DV) que controlam a parametrização dos pontos de referência.

Variável	Valor (mm)	Intervalo de Variação (mm)	
		Mínimo	Máximo
DV_AC_1X	-25	-35	-15
DV_AC_1Y	0	-	-
DV_AC_2X	-25	-35	-15
DV_AC_2Y	-10	-15	-7
DV_AC_3X	10	0	20
DV_AC_3Y	10	-	-
DV_AC_4X	10	0	20
DV_AC_4Y	10	-	-
DV_AC_5X	50	40	60
DV_AC_5Y	-10	-	-
DV_MCP_X	0	-	-
DV_PIP_X	40	-	-
DV_DIP_X	75	-	-
DV_FT_X	91	-	-
DV_FT_Y	-5	-	-

Simulação Inicial – Uma primeira simulação foi efetuada, com os dados da Tabela 3, para verificar o comportamento cinemático da prótese e se existia alguma incompatibilidade de movimento. Verificou-se que o ângulo MCP atingiu 61,4°, o ângulo PIP 76,3° e o ângulo total de flexão do dedo 155,2°. Esta condição não atende a exigência do ângulo de flexão total para que haja preensão palmar plena.

Embora desnecessário, já que poderia ter sido realizada diretamente a otimização do sistema, foi realizado um estudo manual para se conseguir um ângulo de flexão total de 180°. O propósito foi conseguir uma configuração cinematicamente viável e coletar dados para efetuar o comparativo do sistema, antes e após a sua otimização.

Para realizar este estudo manual se criou um sensor que atua sempre que o ângulo de flexão atinge os 180° requeridos.

Aplicou-se uma velocidade angular de 150 %/s no ponto de acionamento AC_1 (compatível com uma

velocidade média de 110 %/s na MCP), e alterou-se o valor da variável DV_AC_2X de -25 mm para -20 mm. O sensor indicou que o ângulo foi atingido em 0,71 s.

A Figura 4 mostra as variáveis controladas no projeto, para esta primeira simulação. O ângulo MCP atingiu 77,4°, o ângulo PIP 85,1° e o ângulo total de flexão 180°. O torque máximo foi de 808,9 N.mm, com média de 372,1 N.mm, e a velocidade média de flexão de 108,3 %/s na MCP.

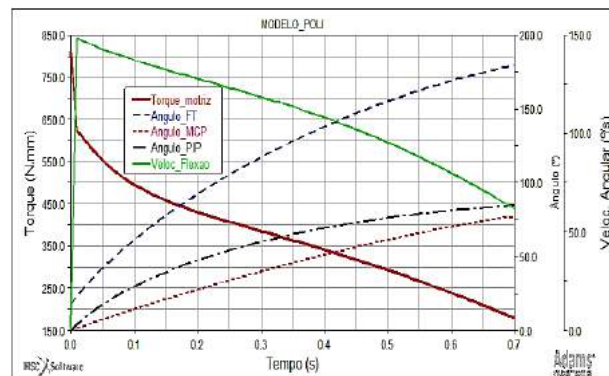


Figura 4: Variáveis controladas para a configuração inicial: ângulos MCP, PIP, FT e torque motriz.

Otimização – Várias variáveis interferem no valor do torque necessário ao movimento da prótese. Portanto, o processo de otimização do ADAMS/View, foi a opção escolhida para efetuar a sua minimização.

As variáveis selecionadas para o processo de otimização foram: DV_AC_1X, DV_AC_2X, DV_AC_2Y, DV_AC_3X, DV_AC_4X e DV_AC_5X, já que as demais têm pouca influência sobre o valor torque.

A restrição imposta foi para o ângulo de flexão, que deve atingir o valor de 180° ao final do ciclo, permitindo a preensão palmar plena.

O ADAMS/View proporciona cinco algoritmos de otimização: DOT1, DOT2 e DOT3, OPTDES-SQP (*Sequential Quadratic Programming*) e OPTDES-GRG (*Generalized Reduced Gradient*) e permite a utilização de mais três, desenvolvidos pelo próprio usuário. A versão utilizada neste estudo, a *Student Edition*, só disponibiliza os dois últimos algoritmos. Portanto, optou-se pela utilização do otimizador OPTDES-SQP, da Design Synthesis Incorporation, por ter apresentado o melhor resultado na minimização do torque.

Resultados

O processo de otimização permitiu uma redução no torque médio de 372,1 N.mm para 246,6 N.mm, mantendo a restrição imposta para o ângulo de flexão total em 180°.

A Figura 5 mostra a configuração do mecanismo de acionamento e a Figura 6 mostra as variáveis controladas após a otimização, da mesma forma como foi feito na Figura 4 para configuração não otimizada, utilizada para comparativo.

Na configuração otimizada o ângulo MCP atingiu 59,6°, o ângulo PIP 102,9° e o ângulo total de flexão 180°. O torque máximo foi de 821,4 N.mm, com uma média de 246,6 N.mm, e a velocidade angular média de flexão ficou em 58,5 %/s.

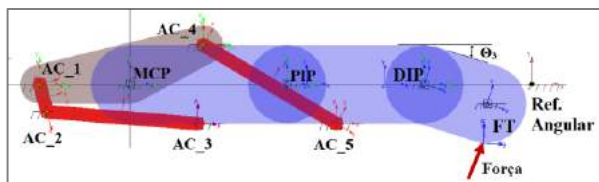


Figura 5: Configuração do dedo e seu mecanismo de acionamento após a otimização.

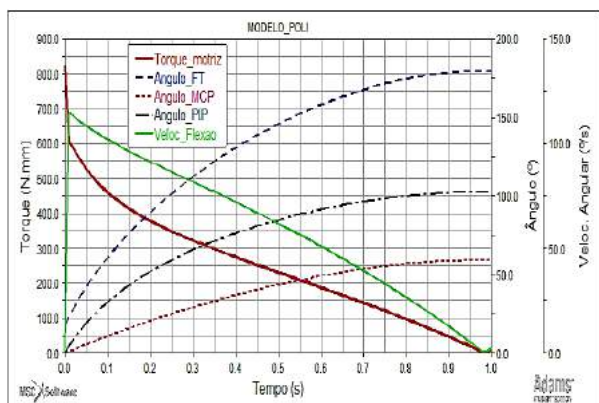


Figura 6: Variáveis controladas, após a otimização: ângulos MCP, PIP, FT e torque motriz.

Discussão

O processo de otimização produziu uma redução do torque médio em 33,7% e provocou uma alteração do movimento nas articulações MCP e PIP, ou seja, houve uma redução no ângulo MCP, compensada por um aumento do ângulo PIP, o que não compromete a prensão palmar.

O torque inicial, para vencer o atrito estático das articulações e a inércia do sistema, sofreu uma variação de 810,1 N.mm para 821,4 N.mm, um aumento de 1,4%. Esta pequena variação praticamente não altera as condições de partida do motor de acionamento.

A velocidade angular média de caiu de 108,3 %/s para 58,5 %/s, uma queda de 46%, e o tempo total para atingir a flexão plena aumentou de 0,71s para 0,98s, um aumento de 38%. O problema na queda da velocidade pode ser facilmente solucionado aumentando-se a velocidade motora de 150°/s para 275°/s, para manter a velocidade média de flexão em aproximadamente 110°/s.

O período de tempo para o sistema sair da inércia se manteve inalterado, em aproximadamente 0,01s, para as duas situações.

Conclusão

A utilização da ferramenta CAE ADAMS/View se mostrou eficaz na otimização de próteses de mão,

permitindo uma redução do torque motriz médio em 33,7%, o que é significativo para este tipo de equipamento, onde o fornecimento de energia é um problema relevante, tendo em vista o pouco espaço disponível para colocação das fontes energéticas.

A possibilidade de parametrização proporciona grande flexibilidade de projeto, reduzindo o tempo e o custo, além de possibilita a customização da prótese.

Com os resultados da otimização, os pontos parametrizados podem ser utilizados para elaboração do protótipo 3D e os desenhos formais da prótese.

Embora o protótipo 3D possa ser realizado no próprio ambiente do ADAMS/View, sua interface não se mostra muito amigável para esta tarefa, além de não permitir a elaboração dos desenhos 2D. Portanto, é preferível utilizar ferramentas CAD que permitem uma maior flexibilidade e produtividade para este propósito.

Referências

- [1] Weir, R. F., & Sensinger, J. W. (2003). Design of artificial arms and hands for prosthetic applications. Standard Handbook of Biomedical Engineering and Design, 32-1.
- [2] Netter, F. H. (2008). Netter-Atlas de Anatomia Humana. Elsevier Brasil.
- [3] Sturman, D. J. (1991). Whole-hand input (Doctoral dissertation, Massachusetts Institute of Technology).
- [4] Cakit, E., Durgun, B., Cetik, O., & Yoldas, O. (2014). A survey of hand anthropometry and biomechanical measurements of dentistry students in Turkey. Human Factors and Ergonomics in Manufacturing & Service Industries, 24(6), 739-753.
- [5] ADAMS, M. (2014). MSC software. URL: <http://www.mscsoftware.com/product/adams>.
- [6] ADAMS/VIEW (2005). MSC software. Getting Started Using ADAMS/View.
- [7] ADAMS/VIEW (2001). MSC software. Building Models in ADAMS/View
- [8] ADAMS/VIEW (2001). MSC software. Advanced ADAMS/View Training Guide.
- [9] Yu, A., Yick, K. L., Ng, S. P., & Yip, J. (2013). 2D and 3D anatomical analyses of hand dimensions for custom-made gloves. Applied ergonomics, 44(3), 381-392.
- [10] Belter, J. T., & Segil, J. L. (2013). Mechanical design and performance specifications of anthropomorphic prosthetic hands: a review. Journal of rehabilitation research and development, 50(5), 599.

AVALIAÇÃO ELETROMIOGRÁFICA DA MUSCULATURA SUPRAHIÓIDEA DURANTE A DEGLUTIÇÃO DE PACIENTES COM HANSENÍASE VIRCHOWIANA

M. F. Oliveira^{*}, L. B. Peres^{**}, C. M. Queiroz^{**}, J. W. Silva^{***}, A. O. Andrade^{**,***}, I. M. B. Goulart^{*,****}

^{*} Programa de Pós-Graduação em Ciências da Saúde, Universidade Federal de Uberlândia

^{**} Programa de Pós-Graduação em Engenharia Biomédica, Universidade Federal de Uberlândia

^{***} Faculdade de Matemática, Universidade Federal de Uberlândia

^{****} Centro de Referência Nacional em Dermatologia Sanitária e Hanseníase (CREDESH), Hospital de Clínicas, Universidade Federal de Uberlândia

e-mail: marlicefono@hotmail.com

Resumo: Objetivo: investigar a musculatura suprahióidea de pacientes com hanseníase virchowiana (V) por meio de eletromiografia durante o ato de deglutição e comparar o sinal eletromiográfico desta população com um grupo de indivíduos saudáveis. Conclusão: Houve diferença entre os dois grupos caracterizada pelo aumento do tempo de trânsito orofaríngeo na deglutição de pacientes com hanseníase. Isto pode ser confirmado pela diferença na frequência do sinal eletromiográfico.

Palavras-chave: Hanseníase, Deglutição, Eletromiografia.

Abstract: Objective: To investigate the suprahioid muscles of lepromatous leprosy patients through electromyography, during the act of swallowing and compare the electromyographic signal of this population with a group of healthy individuals. Conclusion: There were differences between the two groups characterized by increased oropharyngeal transit time swallowing leprosy patients. This can be confirmed by the difference in the frequency of the electromyographic signal.

Keywords: Leprosy, Swallowing, electromyography.

Introdução

A hanseníase é uma doença infecciosa crônica causada pelo *Mycobacterium leprae* que tem predileção por nervos periféricos e pele [1]. Apresenta uma classificação clínica espectral de Ridley & Jopling [2] que separa as formas clínicas de hanseníase em dois pólos estáveis bem definidos: tuberculóide e virchowiano; e um grupo instável, denominado dimorfo, subdividido em três formas clínicas: dimorfa-tuberculóide, dimorfa-dimorfa e dimorfa-virchowiana [2]. Além de causar alterações dermatológicas, o *M. leprae* provoca desmielinização e, posteriormente, dano axonal nos nervos periféricos [3].

A bainha de mielina é responsável por acelerar a condução nervosa e, quando destruída, provoca perdas na sensibilidade e na motricidade dos músculos

inervados por esses neurônios devido à lentificação da transmissão de informação [3]. Essas alterações sensitivas e motoras afetam principalmente as partes periféricas do corpo, tais como pés, mãos e face. Os principais nervos acometidos na hanseníase são: facial (VII par craniano), trigêmio (V par craniano), ulnar, mediano, radial, fibular comum e nervo tibial [3]. Tem sido descrito alterações nos nervos vago (X par craniano) e hipoglosso (XII par craniano), que podem levar à paralisia de prega vocal e disfagia, possivelmente como resultado da infecção pelo *M. leprae* [4].

A investigação dos músculos da face e do pescoço por meio da eletromiografia de superfície pode contribuir para um maior esclarecimento a respeito das características da hanseníase [5].

Deglutir compreende a atividade de engolir, tendo como objetivo transportar o alimento da cavidade oral para o tubo digestório. O ato de deglutir tem importância vital para a sobrevivência do ser humano. Durante a deglutição, estão envolvidos músculos orofaciais, mastigatórios, faríngeos e laringeos. Entre esses músculos encontram-se o masseter, responsável pela mastigação e os supra-hióideos que atuam na fixação do osso hioide [6].

Como na hanseníase observa-se comprometimento dos pares cranianos (V, VII, X), nervos estes responsáveis pelo processo da deglutição [4], este trabalho teve como objetivo verificar, por meio de eletromiografia de superfície (sEMG), se existe alteração na musculatura suprahióidea durante a deglutição de pacientes com hanseníase virchowiana e comparar esses dados com os de sujeitos hígidos.

Materiais e métodos

Este estudo foi aprovado pelo comitê de ética da Universidade Federal de Uberlândia (CAAE: 41933614.3.0000.5152). Os dados foram coletados em oito pacientes com hanseníase virchowiana e oito sujeitos considerados hígidos.

O critério de elegibilidade adotado para os indivíduos hansênicos consistiu em ser paciente com diagnóstico de hanseníase atendido em um Centro de Referência Nacional em Dermatologia Sanitária e Hanseníase (CREDESH), ter o aspecto cognitivo preservado e, independente se em alta por cura ou em tratamento poliquimioterápico.

Foram estabelecidos alguns critérios de exclusão para essa pesquisa aplicados ao grupo dos saudáveis (G1) e ao grupo patológico (G2). Foram excluídos do estudo, indivíduos portadores de outras doenças neurodegenerativas, indivíduos em uso de botox, e ainda aqueles que encontravam-se em uso de medicação com influência no sistema nervoso central ou periférico. Os indivíduos do sexo masculino que negaram a barbear-se antes da colocação dos eletrodos, também foram excluídos do estudo. A faixa etária adotada neste estudo foi de 18 a 60 anos de idade, dando-se preferência para indivíduos com menos de 35 anos de idade.

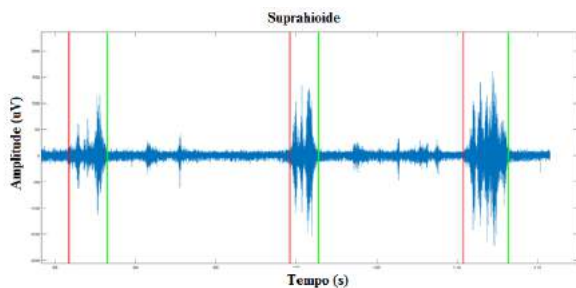


Figura 1: Sinal coletado na deglutição

A Figura 1 representa um caso típico do sinal coletado em um participante. Pela Figura 1 é possível ver o algoritmo de detecção marcando o início da atividade com a barra vermelha e o final da atividade com a barra verde. Toda a análise dos dados foi feita somente nos trechos que estão entre a barra vermelha e a verde. Todo o trecho entre a primeira barra verde e a segunda barra vermelha não é analisado, assim como o trecho entre a segunda barra verde e a terceira barra vermelha.

A escolha pelos pacientes da forma clínica virchowiana, se deu em razão de ser uma forma clínica sistêmica, que tem acometimento orofaríngeo [2] e do número de indivíduos que se disponibilizaram para a coleta de dados e realização do exame eletromiográfico. Para avaliação dos músculos suprahióideos são propostas tarefas ao indivíduo para a ativação do músculo. O método escolhido para esta pesquisa foi a deglutição da saliva. Para a coleta foram utilizados eletrodos descartáveis Kendal Meditrace. Como o tamanho desses eletrodos excede o tamanho do músculo que se deseja investigar, um corte ao redor do núcleo do eletrodo foi feito. Ao se retirar toda a área do eletrodo que é responsável pela aderência na pele, foi necessário colocar o participante na posição de decúbito dorsal para se diminuir o efeito da gravidade sobre o eletrodo. Durante a coleta de dados, o indivíduo permaneceu deitado em uma maca enquanto o pesquisador fez as

orientações necessárias para a realização da tarefa. Neste processo, foi solicitada ao indivíduo a deglutição da saliva contida na cavidade oral e após o final do ato deglutorio, o indivíduo deveria permanecer por 30 segundos em repouso para a formação da saliva e para que o processo pudesse ser repetido mais duas vezes, totalizando-se três ativações do conjunto de músculos suprahióideos.

Foi escolhida a deglutição da saliva, pois, como foi dito anteriormente, o indivíduo foi posicionado em decúbito dorsal, e não é recomendada a deglutição de líquidos ou alimentos nesta posição pelo risco de engasgo e/ou aspiração de alimentos. Esse método é proposto por [7].

A coleta de ambos os grupos foi realizada utilizando-se o Eletromiógrafo da Íntan, com sensores adaptados para a coleta de dados de eletromiografia da face e pescoço[8]. A escolha dos sítios para colocação dos eletrodos para captação do sinal eletromiográfico dos músculos milohióideo e digástrico, considerados para avaliação dos suprahióideos seguiu protocolo sugerido por [7] e teve uma taxa de amostragem de 5000hz. Segundo o teorema de Nyquist a frequência de amostragem deve ser no mínimo o dobro da maior frequência contida no sinal, porém para se garantir a qualidade do sinal, foi escolhida uma frequência de amostragem 5 vezes maior que a recomendada.

Para a análise dos dados, o sinal passou por um filtro passa faixa de 20 a 500 Hz e a série temporal foi normalizada utilizando a técnica do zscore. Nesta técnica cada valor é substituído por um valor que corresponde o quanto aquela medida se separa do desvio padrão. A equação que descreve a normalização está escrita abaixo. Foram extraídos os valores RMS (*root mean square*), a menor frequência da banda da atividade, a maior frequência e a frequência mediana dos sinais.

$$Z = \frac{x - \mu}{\sigma} \quad (1)$$

onde Z representa o valor do z-score; x o valor calculado; μ representa a média da variável e σ o desvio padrão.

Resultados

O sinal coletado pode ser visto na Figura 01, onde a barra vermelha representa o início da atividade de deglutição e a barra verde, o final. Para a detecção do início e fim da atividade, foi criado um algoritmo de detecção. Este algoritmo detecta a atividade de repouso do indivíduo e estabelece um limiar. Quando o nível do sinal assume valores maiores que esse limiar, o algoritmo marca aquele ponto como sendo o início da atividade. Quando a atividade cai abaixo do limiar, o algoritmo marca aquele ponto como sendo o final da atividade.

Foi calculada a média de todos os indivíduos de cada grupo para cada atividade. Assim, a primeira atividade gerou um valor denominado RMS1, a segunda atividade gerou o RMS2 e a terceira o RMS3. Após estes cálculos, foi calculada a média final das três

atividades. O mesmo cálculo foi feito para os dois grupos e os valores estão representados no Gráfico 1. Foi realizado o teste t de Student para verificar se a diferença entre os valores RMS foi estatisticamente significativa.

Além da análise RMS do sinal, foi analisado o tempo que cada indivíduo levou para realizar a tarefa. O G2, (hanseníase), apresentou uma média maior para as três atividades registradas (Gráfico 2). Foi verificado ainda em qual faixa de frequências se encontra os sinais de ambos os grupos. Para esta análise, um algoritmo foi desenvolvido com o objetivo de fazer a decomposição do sinal contido no intervalo marcado. Esta análise trouxe como resultado: a menor frequência do trecho, a maior frequência, a frequência média, a frequência modal e a frequência mediana. Apesar de ambos os grupos manterem uma banda de passagem de aproximadamente 44 Hz durante as contrações, pode-se notar que o grupo de indivíduos com hanseníase apresenta valores mais baixos nas frequências encontradas o que indica menor ocorrência de disparos de potenciais de ação naqueles músculos de pacientes com hanseníase. (Figura 2).

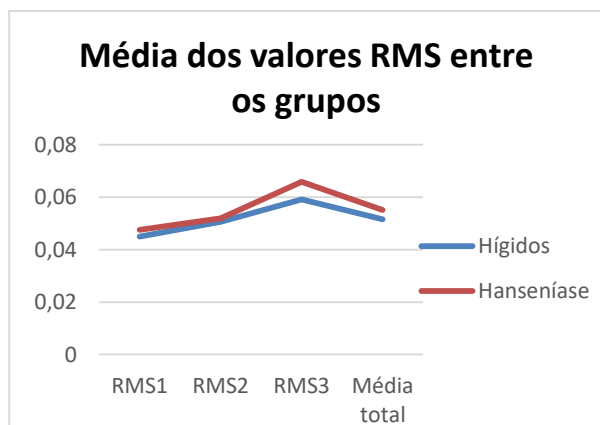


Gráfico 1: Média dos valores RMS entre os grupos

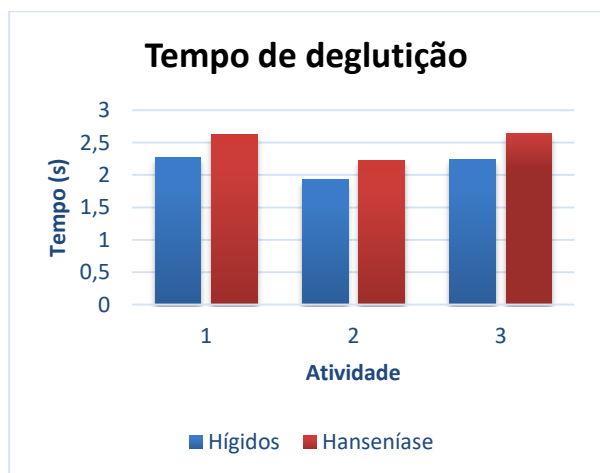


Gráfico 2: Tempo de deglutição nos dois grupos

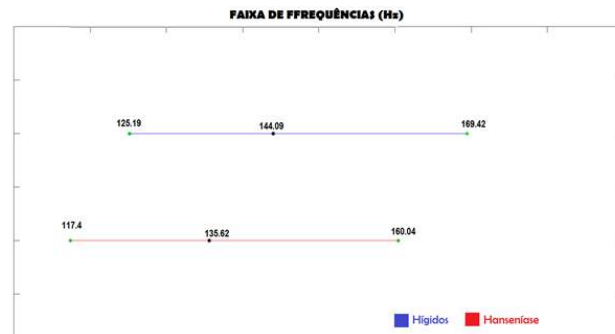


Figura 2: Faixa de frequências dos dois grupos, indicando os valores de menor frequência, frequência mediana e a maior frequência. Encontrada no sinal eletromiográfico dos grupos

Discussão

Não houve diferença significativa dos valores RMS do grupo de indivíduos com hanseníase quando comparado ao grupo controle utilizando o teste t de Student (valor de $p = 0,34$). Os valores encontrados não indicam diminuição significativa na intensidade da ativação dos músculos supra-hióideos. Porém, nota-se que os indivíduos com hanseníase apresentaram um maior tempo de trânsito oral na realização da deglutição nas três tarefas realizadas. O tempo de trânsito oral aumentado tem impacto negativo na dinâmica da deglutição, sendo um parâmetro essencial para a efetividade da mesma [9]

Apesar de não se ter encontrado na literatura dados relacionando a diminuição nas frequências encontradas nos músculos supra-hióideos de indivíduos com hanseníase, os resultados desse trabalho evidenciaram essa característica (valor de $p = 0,0014$). Uma diminuição na frequência de resposta dessa musculatura indica menor ocorrência de disparos de potenciais de ação naquele músculo em um mesmo período de tempo. A menor quantidade de disparos naquela musculatura pode indicar início de desmielinização do músculo devido ao bacilo que causa a patologia.

Mesmo não tendo afetado a intensidade com que o músculo é ativado, percebe-se pelos resultados encontrados, que houve alteração na forma como os estímulos elétricos chegam aos músculos supra-hióideos nos pacientes com hanseníase virchowiana. Estes resultados podem explicar e corroboram com o trabalho anterior que reportou 25% de disfagia orofaríngea em indivíduos portadores de hanseníase virchowiana [10,11].

Conclusão

Na hanseníase, o valor RMS do EMG coletado nos músculos supra-hióideos não foi suficiente para demonstrar uma desordem na intensidade de ativação dessa musculatura relacionada à deglutição dos indivíduos com hanseníase quando comparados a um grupo controle. Porém, os dados mostram que existem

diferenças entre os dois grupos, com menor ocorrência de disparos de potenciais de ação naqueles músculos de pacientes com hanseníase, resultando em maior tempo de trânsito orofaríngeo na realização da deglutição.

AVE: identificação e classificação [tese]. São Paulo: Universidade Federal de São Paulo;1997.

Agradecimentos

Os autores agradecem o apoio financeiro da Fundação de Amparo a Pesquisa do Estado de Minas Gerais (FAPEMIG), do Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico (CNPq) e da Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior (CAPES).

Referências

- [1] Rees RJW. The microbiology of leprosy. In: Hastings, RC. Leprosy. Medicine in the Tropics Series. Churchill Livingstone. New York, USA. 1985. p. 31-52.
- [2] Ridley DS & Jopling WH. Classification of leprosy according to immunity: a five-group system. *Int. J. Leprosy* 34:255-73, 1966.
- [3] Van Brakel WH, Nicholls PG, Wilder-Smith EP, Das L, Barkataki P, Lockwood DN, Infir Study Group. Early Diagnosis of Neuropathy in Leprosy Comparing Diagnostic Tests in a Large Prospective Study (the INFIR Cohort Study). *PLoS Negl. Trop. Dis.* 2008; 2(4):e 212
- [4] Dhar S, Sharma VK, Kaur S. Facial, glossopharyngeal, vagus and hypoglossal nerve palsy in case of lepromatous leprosy. *Indian J Dermatol.* 1993;65(3):333-6
- [5] Sittel C, Stennert E. Prognostic value of electromyography in acute peripheral facial palsy. *Otol. Neurotol.* 2001; 22(1):100-4.
- [6] Quintas VG, Salles PV, Costa VC, Alvarenga EA, Miranda ICC, Attoni TM. Achados fonoaudiológicos na hanseníase: considerações teóricas. *Rev. Soc. Bras. Fonoaudiol.* 2009;14(3):560-4
- [7] Da Silva HJ. Protocolo de eletromiografia de superfície em fonoaudiologia. Barueri-SP: Pró-Fono, 2013.
- [8] Peres LB, Oliveira MF, Queiroz CMM, Goulart IMB, Andrade AO. Proposta de um protocolo experimental para detecção de atividade eletromiográfica de músculos faciais em indivíduos com hanseníase In: VIII Simpósio de Engenharia Biomédica, 2015, Uberlândia.
- [9] Feinberg MJ, Ekberg O, Segall L, Tully J. Deglutition in elderly patients with dementia: findings of videofluorographic evaluation and impact on staging and management. *Radiology.* 1992; 183: 811-4.
- [10] Villar VM., Furia CLB, Mello Junior, EJM. Disfagia orofaríngea em indivíduos portadores de hanseníase. *Rev. CEFAC, São Paulo*, v.6, n.2, 151-7, abr-jun, 2004.
- [11] Silva RG. Disfagia neurogênica em adultos pós

DIMENSIONAMENTO DOS ATUADORES DE UMA PRÓTESE ENDOENERGÉTICA PARA MEMBROS SUPERIORES

J.G.Gomes*, C.A. Ferri* e A.A.F. Quevedo*

*Unicamp, Campinas, Brasil
e-mail: jgenaro81@gmail.com

Resumo: O uso contínuo da prótese endoenergética para amputados parciais de mão pode ocasionar lesões relacionadas ao esforço repetitivo na articulação do punho. A base para o dimensionamento dos atuadores procede a partir do valor da capacidade da força de flexão do metacarpo restante do usuário, dos ângulos iniciais das articulações do dedo protético e das medidas dos dedos e metacarpo protético. Assim, as constantes elásticas das molas para uma prótese endoenergética foram dimensionadas. Deste modo, foi desenvolvido um conjunto de equações em matlab utilizando o método “articulações com múltiplos graus de liberdade” e o método “princípio do trabalho virtual”. Este estudo mostrou que a partir do equacionamento desenvolvido é possível customizar o dimensionamento dos atuadores para cada usuário possibilitando minimizar os riscos de lesões por esforços repetitivos.

Palavra-chave: Membros superiores, endoenergético, metacarpo.

Abstract: Continuous use of partial hand amputation prostheses may cause injuries related to repeated efforts at wrist joint. Basis to dimension prosthesis actuators come from the available user metacarpian flexion force, initial angle of prosthetic finger joint and the measure of the prosthetic finger and metacarpal bones. Thereby, the spring elastic constants of an endoenergetic prosthesis were dimensioned. Thus, an equation set was developed in matlab using the “multidegree of freedom linkage” and the “principle of virtual work” methods. It is shown that the developed equations make possible to customize the actuator dimensions to each user, minimizing injury risks for repeated efforts.

Keywords: Upper limb, endoenergetic, metacarp

Introdução

O índice de amputações acima do carpo (Figura 1) é maior que os outros níveis de amputações de membros superiores, mas as empresas de prótese têm dificuldade em produzir próteses específicas para cada nível de amputação parcial de mão[1]. Nos Estados Unidos, entre o ano de 1988 a 1996, as amputações dos dedos representaram 75% de todas as amputações de membros superiores [2]. Na Noruega, das amputações de membros superiores, 22,4%, estão relacionadas às amputações parciais de mão, causadas principalmente por acidente de trabalho e explosão [3]. Na Arábia Saudita, das ocorrências de amputações de membros superiores,

25,41% foram de amputações parciais de mão sendo o trauma a maior causa [4]. No Brasil, de acordo com AEPS 2013 [5], as amputações traumáticas ao nível do punho e da mão foram 8.602, sendo que 5.912 casos ocorreram no trabalho, 155 casos no trajeto para o trabalho, 13 casos por doença do trabalho e 2.520 não tiveram registro na Comunicação de Acidente de Trabalho, o CAT.

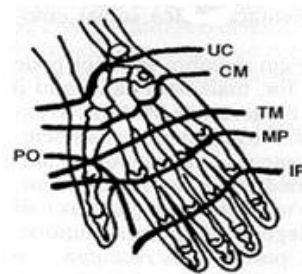


Figura 1: Níveis de amputação de mão[9]: amputação transmetacarpiana (TM), desarticulação ulnar-carpiana(UC), desarticulação carpo-metacarpiana(CM), desarticulação metacarpofalangeana (MP), desarticulação interfalangeana (IP), polegar(PO).

O uso prolongado de próteses para amputados transmetacarpianos pode ocasionar lesões por esforços repetitivos devido ao uso constante da articulação do punho. A LER (lesões por esforços repetitivos) ou DORT (doenças osteoarticulares relacionadas ao trabalho) podem ser definidas como “afecções que podem acometer tendões, sinóvias, músculos, nervos, fâscias, ligamentos, isolada ou associadamente, com ou sem degeneração de tecidos, atingindo principalmente, porém não somente, os membros superiores, região escapular e pescoço, de origem ocupacional, decorrente, de forma combinada ou não” [6]. De modo que alguns são os fatores de riscos que acarretam em LER ou DORT, tal como “repetitividade de movimentos, manutenção de posturas inadequadas por tempo prolongado, esforço físico, invariabilidade de tarefas, pressão mecânica sobre determinados segmentos do corpo, em particular, membros superiores, trabalho muscular estático, choques e impactos, vibração, frio, fatores organizacionais e psicossociais” [7]. O DATASUS [8], em 2013, mostrou que a incidência de DORT ocorreu principalmente em mulheres (71,03%), e que a maior parte adquiriu esta doença na faixa etária de 30 a 59 anos (55,87%).

Tendo como base a alta incidência de amputações parciais de mãos e as possíveis lesões decorrentes pelos esforços repetitivos da prótese na articulação do punho, o objetivo desse estudo é desenvolver um conjunto de equações capaz de calcular as constantes elásticas dos atuadores (molas), a partir do valor da capacidade da força de flexão do metacarpo restante do usuário, dos ângulos iniciais das articulações do dedo protético e das medidas dos dedos e metacarpo a serem protetizados.

Materiais e métodos

A prótese projetada e que serve de apoio ao dimensionamento dos atuadores é composta por um sistema de dedos, um sistema amplificador mecânico de força e cabos que interligam os dois sistemas (Figura 2). Pode-se classificar o mecanismo como endoenergético, ou seja, que utiliza a propulsão muscular para movimentar o mecanismo [9].

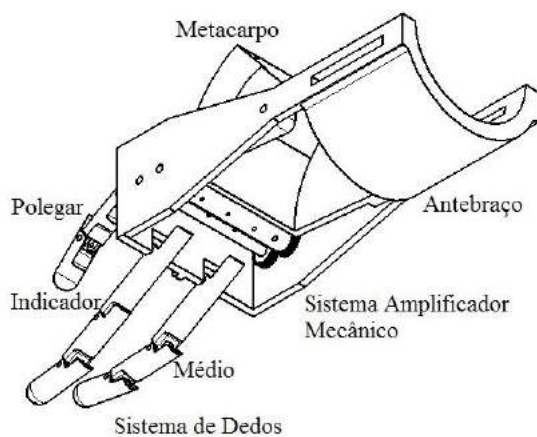


Figura 2- Prótese de membros superiores endoenergética para amputados transmetacarpianos

O sistema amplificador mecânico de força (Figura 3) é composto por uma polia oca, por duas engrenagens e duas polias, onde construiu-se o mecanismo no espaço entre o metacarpo restante e os dedos protéticos [10]. O metacarpo restante do usuário é encaixado na polia oca, e o ajuste do tamanho do raio da polia 1 (r_{polia1}) e da polia 2 (r_{polia2}) e das engrenagens ($reng1$ e $reng2$) tem o intuito de amplificar a força do usuário (F_{mcp}) (Figura 3). Quando o usuário executa o movimento de flexão do metacarpo, esta força é transmitida, por meio de um cabo, para polia 1 e ocorre a rotação da engrenagem 1. Este movimento de rotação devido a interligação das engrenagens faz com que haja a rotação da engrenagem 2 e conseqüentemente a rotação da polia 2, gerando assim a força da polia 2 (F_{polia2}) (Equação 1).

O desenvolvimento das equações para todo dimensionamento dos atuadores baseou-se em um sistema onde o atrito entre os cabos e o material é zero. Para o dimensionamento dos atuadores, também faz-se necessário, inicialmente, medir a capacidade de força de flexão do metacarpo restante do usuário (F_{mcp}), que pode ser obtida através de um dinamômetro conectado por meio de um cabo à polia oca.

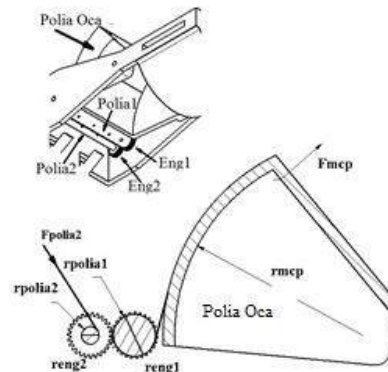


Figura 3: Sistema amplificador de força mecânico

$$F_{polia2} = \frac{F_{mcp} \cdot r_{polia1} \cdot reng2}{r_{polia2} \cdot reng1} \quad (1)$$

O sistema de dedos é composto por três dedos de tamanhos iguais. Cada dedo é formado por três falanges: a falange proximal, a falange média e a falanges distal (Figura 4) e nas articulações metacarpofalangeana, interfalangeana medial e distal, de cada dedo protético, são posicionadas molas de extensão. Sendo $a1$ o ângulo formado entre a falange proximal e o eixo X , $b2$ o ângulo formado entre a falange medial e o eixo X e $t2$ o ângulo formado entre a falange distal e o eixo X .

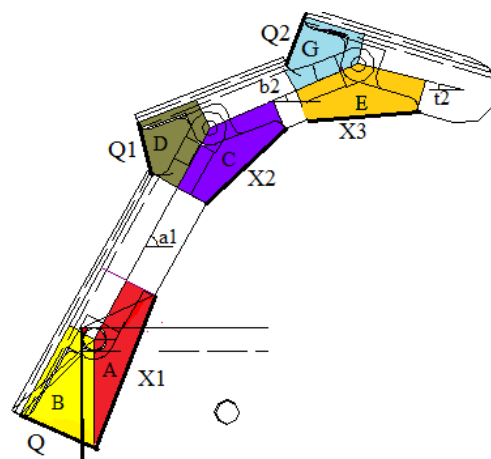


Figura 4: Posicionamento do dedo em função dos ângulos nas articulações

Como o sistema de dedos é formado por três dedos a força para cada dedo é igual a força da polia 2 (F_{polia2}) dividida por três. Sendo que a força dos cabos Q , $Q1$ e $Q2$ é igual a f , valendo-se que as molas estão em série no dedo protético (Figura 4).

Utilizou-se o método articulações de múltiplos graus de liberdade[11] para calcular as medidas do comprimento dos cabos Q , $Q1$, $Q2$ e o comprimento das molas $X1$, $X2$ e $X3$ para uma determinada posição. As medidas dos "loops" A , B , C , D , E e G , projetadas no matlab®, podem ser alteradas pelo projetista. Neste artigo será descrito o desenvolvimento das equações dos "loops" A e B (figura 5), sendo que os outros "loops" podem ser encontrados de forma análoga.

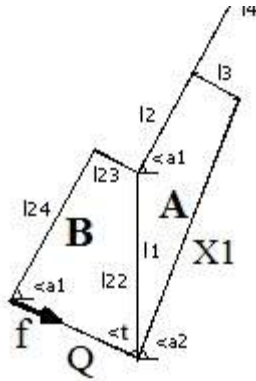


Figura 5: “Loops A e B

As equações a seguir demonstram o equacionamento dos comprimentos dos cabos e molas para o “loop”. Para calcular $X1$ no “loop” A

$$\cos(a2) = \frac{+l2*\cos(a1)+l3*\sen(a1)}{X1} \quad (2)$$

$$\sen(a2) = \frac{+l2*\sen(a1)-l3*\cos(a1)+l1}{X1} \quad (3)$$

A partir das equações (2 e 3) encontra-se a equação de $X1$ por meio da lei da identidade trigonométrica fundamental

$$\sen(a2)^2 + \cos(a2)^2 = 1 \quad (4)$$

Para calcular Q, no “loop” B

$$\sen(t) = \frac{+l24*\cos(a1)+l23*\sen(a1)}{Q} \quad (5)$$

$$\cos(t) = \frac{-l24*\sen(a1)+l23*\cos(a1)+l22}{Q} \quad (6)$$

Via equações (5 e 6) encontra-se a equação de Q através da lei da identidade trigonométrica fundamental

$$\sen(t)^2 + \cos(t)^2 = 1 \quad (7)$$

Com a equação gerada pelo comprimento de $X1$ (Equação 3) construiu-se a derivada de $X1$ em relação ao ângulo $a1$ e com a equação gerada pelo comprimento de Q (Equação 7) encontrou-se a derivada de Q em relação ao ângulo $a1$. Para encontrar a derivada de $a1$ em relação a Q utilizou-se o teorema da derivada da função inversa:

$$\frac{da1}{dQ} = \frac{1}{\left(\frac{dQ}{da1}\right)} \quad (8)$$

Pelo método princípio do trabalho virtual [11] calculou-se a constante elástica da mola $K1$ utilizando a regra da cadeia, sendo esta dependente de $a1$. Sendo $X10$ o comprimento da mola na articulação metacarpofalangeana relaxada

$$K1 = \left(\frac{f}{\left(\frac{dX1}{da1}\right)*\left(\frac{da1}{dQ}\right)} \right) * \left(\frac{1}{X1-X10} \right) \quad (9)$$

De forma semelhante, calculou-se a constante elástica da mola $K2$. Para tal, utilizou-se derivada parcial com o diagrama da árvore, a partir das equações de comprimento de $X2$ e $Q1$, sendo estas dependentes de $a1$ e $B2$. Sendo $X20$ o comprimento da mola interfalangeana medial relaxada

$$K2 = \left(\frac{f}{\left(\left(\frac{\partial X2}{\partial a1}\right)*\left(\frac{\partial a1}{\partial Q1}\right)+\left(\frac{\partial X2}{\partial b2}\right)*\left(\frac{\partial b2}{\partial Q1}\right)\right)} \right) * \left(\frac{1}{X2-X20} \right) \quad (10)$$

Seguindo a mesma organização, calculou-se a constante elástica da mola $K3$ utilizando derivada parcial com o diagrama da árvore, com as equações de comprimento de $X3$ e $Q2$, sendo dependentes de $B2$ e $T2$. Sendo $X30$ comprimento da mola relaxada

$$K3 = \left(\frac{f}{\left(\left(\frac{\partial X3}{\partial b2}\right)*\left(\frac{\partial b2}{\partial Q2}\right)+\left(\frac{\partial X3}{\partial t2}\right)*\left(\frac{\partial t2}{\partial Q2}\right)\right)} \right) * \left(\frac{1}{X3-X30} \right) \quad (11)$$

Resultados

Para aferir as equações, utilizando o software matlab, tomou-se como exemplo um usuário hipotético com força de flexão do metacarpo restante (F_{mcp}) de 15N. Sendo assim, projetou-se um sistema mecânico de força (Figura 3) com o raio da engrenagem 1 ($reng1$) igual ao raio da engrenagem 2 ($reng2$) e o raio da polia 1 ($rpolia1$) duas vezes maior que a polia 2 ($rpolia2$). Com estas condições e aplicando a equação 1, obteve-se a força na polia 2 (F_{polia2}) de 30N e a força para cada dedo (f) de 10N.

Da mesma forma, para aferir as equações 4 e 7, projetou-se um dedo protético, para este hipotético usuário, onde os loops da articulação metacarpofalangeana, A e B, tem as dimensões conforme a Tabela 1. Sendo que as dimensões dos outros “loops” do dedo protético não estão descritas neste artigo.

Tabela 1: Medidas dos “loops” A e B

l1(mm)	l2(mm)	l3(mm)	l23(mm)	l24(mm)
15	15	8	8	10

A tabela 3 mostra a posição inicial de cada articulação conforme a Figura 4:

Tabela 3: Ângulos nas articulações(graus).

a1=80	b2=70	t2=-55
-------	-------	--------

Com estes valores de ângulos nas articulações obteve-se os seguintes comprimentos de molas e cabos

Tabela 4: Dimensões molas (**X1**, **X2** e **X3**) e cabos (**Q**, **Q1** e **Q2**) (mm)

X1	Q	X2	Q1	X3	Q2
30,257	9,7377	18,5294	2,2323	17,7405	3,3431

Admitindo-se, hipoteticamente, um comprimento inicial das molas quando estão totalmente relaxadas (**X10**, **X20** e **X30**) de 5 mm e uma força para cada dedo protético (**f**) de 10N como calculado, encontrou-se, através das equações 9, 10 e 11, os seguintes valores de constantes elásticas:

Tabela 5: Constante elástica das molas (N/mm)

K1	K2	K3
0,75223	0,53327	0,53945

Discussão

A partir do dimensionamento dos atuadores é possível alterar a construção do mecanismo protético de forma a diminuir os esforços realizados na articulação de punho. Uma alternativa seria alterar o valor das medidas dos raios das engrenagens e polias do sistema amplificador mecânico de força de forma a aumentar o ganho entre a força do usuário (**F_{mcp}**) e a força da polia 2 (**F_{polia2}**). Outra solução, seria aumentar o tamanho das alavancas das falanges, o que diminuiria a força **f** necessária para abrir o dedo protético. Em ambas as alternativas deve-se lembrar que estas alterações devem ser feitas sem descaracterizar a cosmética da prótese

Conclusão

Construir próteses customizadas para cada usuário tem-se tornado cada vez mais comum com a popularização das impressoras 3D. Entretanto, a falta do correto dimensionamento dos atuadores podem ocasionar em lesões por esforço repetitivo ao longo do período de uso. Deste modo, o equacionamento desenvolvido mostrou a possibilidade de dimensionar as constantes elásticas das molas presentes nas articulações da prótese, apenas fornecendo as medidas dos dedos e metacarpo protético, os ângulos das articulações do dedo protético na posição inicial e a força de flexão do metacarpo restante do amputado. Isto possibilita alterações das medidas do dedo protético e do sistema amplificador mecânico de força sejam feitas antes da confecção da prótese, permitindo a customização da prótese e a prevenção de lesões na articulação do punho devido o uso diário da prótese.

Agradecimentos

Agradecemos ao professor Franco Giuseppe Dedini e alunos do departamento de sistemas integrados da FEM-Unicamp.

Referências

- [1] Lake C, Dodson R, Progressive Upper Limb Prosthetics. *Phys Med Rehabil Clin N Am.*2006, 17(1):49-72.
- [2] Dillingham TR1, Pezzin LE, MacKenzie EJ, Limb amputation and limb deficiency: epidemiology and recent trends in the United States. *Southern Medical Association Country of publication.* 2002;95(8):875-883.
- [3] Østlie K, Skjeldal OH, Garfelt B, Magnus P. Adult acquire major upper limb amputation in Norway: prevalend, demographic features and amputation specific features. A population-based survey. *Disability and rehabilitation.* 2011;33(17-18):1636-1649.
- [4] al-Turaiqi HS, al-Falahi LA. Amputee population in the Kingdom of Saudi Arabia. *Internation Society for prosthetics and orthotics.* 1993; 17(3):147-156.
- [5] Anuário estatístico da previdência social, Brasília: Ministério da previdência, 2013.
- [6] Instrução Normativa do INSS nº 98. (2003). Norma Técnica sobre LER ou DORT. Brasília
- [7] MINISTÉRIO DA SAÚDE.: LER e DORT. Brasili: Secretaria de Políticas Públicas,2000. 31 p.
- [8] DATASUS. Pesquisa nacional de Saúde-2013 – Módulo de doenças crônicas – Dort [internet].2013; [cited 2013 apr 01]; Available from: <http://tabnet.datasus.gov.br/cgi/defthtm.exe?pns/pnsqd.def>. Acesso em: 01 abr. 2013.
- [9] Araujo DP. Próteses. In: Lianza S. editor. *Medicina de Reabilitação.* São Paulo: Guanabara. p. 2001.p.68-95.
- [10] Weir RF, Grahn, EC, Duff, SJ. A new externally powered, myoelectrically controlled prosthesis for persons with partial-hand amputations at the metacarpal. *JPO,* 2001:26-31.
- [11] Doughty S, *Mechanics of Machines,* 3rd ed, John-Wiley & Sons, 1988.

ANÁLISE DA VARIAÇÃO DOS PARÂMETROS DE REFERÊNCIA PARA CLASSIFICAÇÃO DA FUNÇÃO PULMONAR DE ADULTOS BRASILEIROS

P. R. da Silva*, W. L. Ripka** e L. Ulbricht*

* Programa de Pós Graduação em Engenharia Biomédica - UTFPR, Curitiba, Brasil

** Programa de Pós Graduação em Engenharia Elétrica e Informática Industrial - UTFPR, Curitiba, Brasil

e-mail: profepaulosilva@gmail.com

Resumo: Este estudo analisou três parâmetros de referência (PR) para o diagnóstico da função pulmonar de adultos brasileiros: Pereira et al (PR-P), Knudson et al (PR-K) e Quanjer et al (PR-Q). Foi realizado um estudo exploratório descritivo com 683 indivíduos (180 homens e 503 mulheres) entre 24 e 59 anos, que foram submetidos ao teste de espirometria forçada. Foram avaliados fluxos e volumes pulmonares, sendo eles: capacidade vital forçada (CVF), volume expiratório forçado no primeiro segundo (VEF1), fluxo expiratório forçado médio obtido na faixa de 75% da manobra de CVF (FEF75) e pico de fluxo expiratório (PFE). Encontrou-se diferença estatisticamente significativa ($p < 0,05$) entre CVF, VEF1, FEF75 e PFE para os valores previstos e atingidos em todos os PR, além de sinais restritivos e obstrutivos. Para o PR-P, mesmo com indivíduos com características assintomáticas e praticantes de exercícios físicos, 17,2% dos indivíduos foram diagnosticados com algum grau de restrição e 17,3% com obstrução, distanciando-se do PR-K e PR-Q que, respectivamente apresentaram valores para restritivo de 7,0% e 12,8% e para obstrutivos de 7,1% e 4,8%. Conclui-se que os respectivos PR não são consistentes, levando a diagnósticos diferentes, podendo um mesmo indivíduo ser considerado em estado de normalidade, restritivo ou obstrutivo, a depender do protocolo escolhido.

Palavras-chave: Espirometria, parâmetro de referência, teste de função pulmonar, adultos.

Abstract: This study examined three parameters of reference (PR) for the diagnosis of pulmonary function of Brazilian adults: Pereira et al (PR-P), Knudson et al (PR-K) and Quanjer et al (PR-Q). A descriptive exploratory study with 683 subjects (180 men and 503 women) between 24 and 59 years, who underwent forced spirometry test was performed. Flows and lung volumes were evaluated, as follows: forced vital capacity (FVC), forced expiratory volume in one second (FEV1), average expiratory flow forced obtained in the range of 75% of the FVC maneuver (FEF75) and peak expiratory flow (PFE). There was a statistically significant difference ($p < 0.05$) between FVC, FEV1, and PEF FEF75 to the levels required and achieved in all PR, as well as restrictive and obstructive signs. For the PR-P, even with an asymptomatic sample and practicing physical exercises, 17.2% of subjects were

diagnosed with some degree of restriction and 17.3% with obstruction, away from the PR-K and PR-Q that presented values for restrictive of 7.0% and 12.8% and for obstruction of 7.1% and 4.8%, respectively. We conclude that the three PR analyzed are not consistent, leading to different diagnoses: the same individual could be diagnosed as normal, restrictive or obstructive, depending on the chosen protocol.

Keywords: Spirometry, parameters of reference, pulmonary function, adults.

Introdução

Uma das aplicações básicas da engenharia biomédica se refere aos testes de equipamentos de uso clínico, a avaliação de sua natureza, acessibilidade e/ou suas características, auxiliando desta forma os profissionais da saúde no diagnóstico e investigação de patologias [1].

No âmbito da avaliação do sistema respiratório, estão disponíveis diferentes protocolos para o teste de espirometria. Este é um dos principais testes de função pulmonar, sendo considerado um teste funcional que permite medir: volumes, capacidades e fluxos pulmonares, avaliando assim, a presença de patologias respiratórias [2]–[5].

No Brasil a prevalência de doença pulmonar é de um para cada nove indivíduos [6] e a limitação do fluxo respiratório causada pelas patologias respiratórias pode levar a uma queda no desempenho em atividades de vida diária, deste modo, a detecção precoce destes quadros torna-se uma importante estratégia para o encaminhamento médico [3], [8], [9].

Contudo, para análise dos resultados espirométricos, encontram-se na literatura diversos protocolos que apresentam uma variabilidade de parâmetros de referência (PR) para classificação do diagnóstico pulmonar. O Brasil é um país que tem grande diversidade de etnias, com diferentes ramificações de povos europeus, africanos e asiáticos, o que pode acarretar desvios diagnósticos na aplicação de parâmetros de referência que não considerem esta realidade [3], [8], [9]. Destaca-se que uma avaliação inconsistente da função pulmonar pode ocasionar um subdiagnóstico de paciente com problemas respiratórios ou gastos desnecessários com tratamentos em pacientes sadios.

Desta forma o objetivo deste estudo foi analisar três PR em avaliação da função pulmonar de adultos brasileiros: Pereira et al (PR-P) [3] o mais utilizado no Brasil, Knudson et al (PR-K) [2] e Quanjer et al (PR-Q) [4] sendo este último indicado para utilização global, também identificado como PR da *Global Lung Initiative*.

Materiais e métodos

Foi realizado um estudo exploratório descritivo com 683 indivíduos adultos de ambos os gêneros, participantes de programas de atividades físicas ofertadas por entidade do serviço público municipal.

Foram excluídos da pesquisa os indivíduos que não assinaram o termo de consentimento; apresentaram histórico de doença respiratória, cardiovascular, ou anatômica na região do tórax; sofriam de doença neuromuscular; eram fumantes; apresentaram queixas de dores em qualquer região do corpo; foram submetidos à cirurgia no último ano (cardíaca ou na região torácica); não conseguiram realizar a técnica proposta para os testes; apresentassem náusea, ou vômito durante a realização dos testes, ou tiveram problemas cognitivos que dificultassem o entendimento de qualquer parte da pesquisa [10]-[12].

Para coleta de dados antropométricos relacionados à massa e estatura foi utilizada uma balança com estadiômetro acoplado (Welmy-W200A). O índice de massa corporal (IMC) foi calculado pela divisão da massa corporal (kg) pelo quadrado da estatura (m).

Para aplicação do teste de espirometria, utilizou-se espirômetro bidirecional (*Care Fusion - MicroLoop*), com transdutor de volume que mede o ar expirado controlando condições de temperatura corporal, pressão atmosférica ambiental, com saturação de vapor de água (fatores estes que evitam imprecisões nas correções de temperatura e dispensam a aferição antes de cada teste) [11]. O equipamento possui precisão de 10 ml de volume e de 0,03 L/s \pm 3% para o fluxo.

As variáveis respiratórias observadas neste estudo foram as de capacidade vital forçada (CVF), volume expiratório forçado no primeiro segundo (VEF1), pico de fluxo expiratório (PFE) e fluxo expiratório forçado médio obtido na faixa de 75% da manobra de CVF (FEF75).

Para a espirometria, café e chá não deveriam ser ingeridos nas seis horas prévias ao procedimento, por terem efeito broncodilatador. Substâncias alcoólicas também não foram permitidas nas últimas quatro horas e refeições volumosas deveriam ser evitadas uma hora antes. Os avaliados permaneceram de cinco a dez minutos sentados para repouso antes dos testes e para receber orientações sobre o procedimento correto para execução das manobras respiratórias [10]-[12].

A espirometria forçada teve o mínimo de três e o máximo de doze tentativas possíveis de execução. O software do espirômetro seleciona automaticamente os melhores resultados para classificação. Os PR para cada protocolo de diagnóstico também são

apresentados de maneira automatizada pelo software do equipamento.

A análise estatística deu-se pelos valores descritivos de média e desvio padrão. A comparação entre os protocolos foi feita a partir do teste da análise multivariada de um fator (ANOVA-OneWay) quando detectada distribuição normal e pelo teste de Friedman quanto não-normais. Sendo a normalidade verificada pelo teste de Shapiro-Wilk. Para todas as análises foi adotado como significância estatística $p < 0,05$ sendo utilizado o pacote estatístico *Statistical Package for the Social Sciences*, versão 17.0 (SPSS Inc. Chicago, IL). Este estudo foi aprovado por comitê de ética sob número CAAE 39378714.5.0000.5547, através da submissão do projeto via *website* da Plataforma Brasil.

Resultados

Foram avaliados 683 indivíduos com idade entre 24 e 59 anos, estando 180 no grupo masculino (com idade média de 40,6 anos) e 503 avaliadas no grupo feminino (apresentando idade média de 44,4 anos). O IMC médio entre os homens foi de 26,26 kg/m² e entre as mulheres a média foi de 26,44 kg/m² (Tabela 1).

Tabela 1: Valores descritivos da amostra para as variáveis antropométricas.

Variáveis/Gênero	Masculino (n = 180)	Feminino (n = 503)
Idade (anos)	40,60 \pm 9,9	44,40 \pm 8,9
Massa (kg)	80,33 \pm 11,5	68,50 \pm 11,8
Estatura (m)	1,74 \pm 0,1	1,61 \pm 0,1
IMC (kg/m ²)	26,26 \pm 2,9	26,44 \pm 4,4

Tabela 2: Valores de referência e valores atingidos para as variáveis de função pulmonar na amostra masculina.

	Atingido	PR-P	PR-K	PR-Q
VEF1	3,83 \pm 0,6 ^{a,c}	4,05 \pm 0,4 ^{b,c}	3,90 \pm 0,6 ^{a,c}	4,01 \pm 0,5
CVF	4,72 \pm 0,7 ^{a,c}	4,97 \pm 0,5 ^b	4,73 \pm 0,7 ^{a,c}	4,96 \pm 0,6
PFE	10,09 \pm 1,7 ^{a,b}	11,28 \pm 0,9 ^b	8,94 \pm 0,9 ^a	--
FEF75	1,62 \pm 0,7 ^{a,c}	1,74 \pm 0,3 ^{b,c}	1,99 \pm 0,3 ^{a,c}	1,51 \pm 0,4

a) Diferença significativa entre PR-P; (b) Diferença significativa entre PR-K; (c) Diferença significativa entre PR-Q.

Tabela 3: Valores de referência e valores atingidos para as variáveis de função pulmonar na amostra feminina.

	Atingido	PR-P	PR-K	PR-Q
VEF	2,74 \pm 0,4 ^{a,b,c}	2,81 \pm 0,3 ^{b,c}	2,69 \pm 0,3 ^{a,c}	2,84 \pm 0,3
CVF	3,36 \pm 0,5 ^{a,b,c}	3,42 \pm 0,4 ^{b,c}	3,22 \pm 0,4 ^{a,c}	3,48 \pm 0,4
PFE	7,02 \pm 1,7 ^{a,b}	7,40 \pm 0,8 ^{b,c}	6,08 \pm 0,5 ^{a,c}	--
FEF75	1,15 \pm 0,5 ^{a,b,c}	1,10 \pm 0,3 ^{b,c}	1,49 \pm 0,3 ^{a,c}	1,06 \pm 0,3

a) Diferença significativa entre PR-P; (b) Diferença significativa entre PR-K; (c) Diferença significativa entre PR-Q.

A análise dos resultados espirométricos obtidos pelos três PR demonstrou a existência de diferença estatisticamente significativa ($p < 0,05$) para os valores atingidos e entre os parâmetros previstos pelos diferentes protocolos. As tabelas 2 e 3 descrevem os valores comparativos para a amostra masculina e feminina, respectivamente.

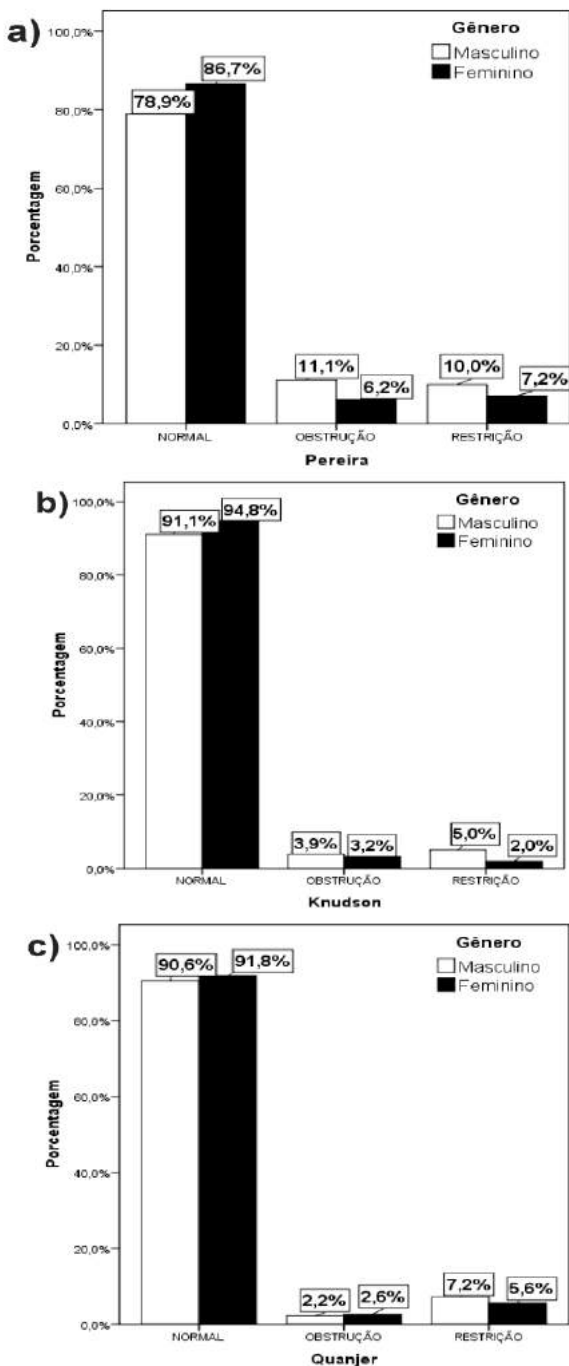


Figura 1: Valores percentual da amostra para o diagnóstico da função pulmonar (normal, restritivo e obstrutivo) de acordo com cada PR, sendo: a) PR-P, b) PR-K e c) PR-Q.

De acordo com a Figura 1 a, b e c, percebe-se que o protocolo PR-P foi o que mais apresentou indivíduos com restrição (17,2%) e obstrução (17,3%),

distanciando-se do PR-K e PR-Q que apresentaram, respectivamente, valores de 7,0% e 12,8% para restritivo e de 7,1% e 4,8% para obstrutivo.

Discussão

Neste estudo, apesar de todos os avaliados serem praticantes de atividades físicas regulares e não terem apresentado quaisquer sinais ou sintomas de patologias respiratórias, o diagnóstico da função pulmonar sinalizou casos restritivos e obstrutivos na amostra, em todos os três PR. Também foram apontadas diferenças estatisticamente significativas entre os valores previstos pelos protocolos diante das variáveis VEF1, CVF, PFE e FEF75.

Sobre os parâmetros de referência abordados neste estudo os valores PR-P de 2007 foram derivados da avaliação de 270 homens com mais de 25 anos e 373 mulheres acima de 20 anos, habitantes de oito cidades brasileiras. Usou-se espirômetros de fluxo Multispiro (*Creative Biomedics*). Neste modelo percebeu-se uma superestimação dos valores previstos frente aos atingidos, em ambos os gêneros. Destaca-se também que este é o PR que mais acusou a presença de pacientes com algum grau de restrição (17,2%) ou obstrução (17,3%) no sistema respiratório, onde a amostra masculina foi a que apresentou maiores percentuais: 10% para restrição e 11,1% para obstrução.

Já o PR-K, desenvolvido em 1983, é oriundo de uma pesquisa com 697 indivíduos adultos saudáveis, não fumantes escolhidos a partir de uma amostra selecionada aleatoriamente de população caucasiana americana (não-mexicanos) incluídos em um estudo longitudinal da saúde respiratória obtendo medições de fluxo e de volume [2], onde 7,1% dos indivíduos foi diagnosticado com algum grau de obstrução (3,9% em homens e 3,2% em mulheres) e 7% com restrição da função pulmonar (5% nos homens e 2% nas mulheres). Entre os homens de todas as faixas etárias avaliadas, os valores de PR-K para VEF1 e CVF foram próximos aos atingidos ($p > 0,05$) apresentando diferença significativa apenas para os valores de PFE ($p < 0,05$). Para mulheres com mais de 31 anos, houve diferença significativa dos valores previstos para CVF ($p = 0,00$) e para as com mais de 50 anos em VEF1 ($p = 0,02$).

Um estudo com 1.070 pacientes brasileiros, comparou PR-P com valores obtidos em 1992 e PR-K utilizando um espirômetro fluxométrico, em cuja avaliação funcional não foi excluída qualquer patologia nem levada em conta a situação tabágica dos mesmos. O estudo apontou que, no PR-K, contrariando o apresentado neste estudo, a CVF foi 4,01% ($p < 0,05$) maior que em PR-P entre as mulheres, atribuindo valor excessivo de casos de restrições respiratórias entre as mulheres em PR-K [13]. Vale a pena ressaltar que na avaliação do sistema respiratório o período da obtenção das curvas de referência pode impactar no diagnóstico da função pulmonar.

Para o PR-Q, datado de 2012, a amostragem foi composta por dados obtidos em 72 centros de 33 países,

totalizando 97.759 registros de indivíduos saudáveis, não fumantes com idades entre 2,5-95 anos. Assim, foi criada uma referência para indivíduos saudáveis com idades entre 3-95 anos caucasianos (n = 57.395), afro-americanos (n = 3.545), norte asiáticos (n = 4.992) e indivíduos do sudeste asiático (n = 8.255). Assim, o PR-Q se coloca como um protocolo que pode ser aplicado mundialmente para diferentes grupos étnicos. Porém pesquisadores questionam a utilização dos diferentes estudos que foram utilizados para a criação deste. Principalmente por fatores como seleção da amostra, técnicas de medição, tecnologia utilizada, controle de qualidade e uso de diferentes equipamentos [4, 7, 13].

Neste estudo, o PR-Q apresentou para ambos os gêneros, índices respiratórios superiores aos atingidos para CVF (p=0,00), da mesma forma ocorrendo para VEF1, com exceção dos homens entre 31 e 40 anos (p=0,00) e mulheres acima de 50 anos (p=0,00); em FEF75 os valores foram inferiores para todas as idades e gêneros (p>0,05), com exceção das mulheres acima de 50 anos (p=0,00). No que tange o diagnóstico, o PR-Q estimou que 12,8% da amostra apresentam restrição (7,2% homens e 5,6% mulheres) e 4,8% apresentam obstrução (2,2% homens e 2,6% mulheres).

Na comparação entre os protocolos, apenas na variável CVF a amostra masculina não apresentou diferença entre os PR-P e PR-Q com valores de 4,97±0,5 e 4,96±0,6, respectivamente. Fato que aponta a necessidade de cautela na escolha do protocolo a ser utilizado para traçar o perfil da função pulmonar de um indivíduo ou população.

Conclusão

Percebe-se que os dados dos diferentes estudos que promoveram os respectivos PR não são consistentes, levando a diagnósticos diferentes. Ou seja, um mesmo indivíduo pode ser considerado em estado de normalidade, passando a restritivo ou a obstrutivo, dependendo da escolha do protocolo utilizado para o diagnóstico da função pulmonar. Na comparação entre os valores previstos e atingidos, apenas o PR-K (variáveis CVF, VEF1 e FEF75 no gênero masculino) não apresentou diferença significativa. Na comparação entre os PR-P e PR-Q, apenas o valor da variável CVF não apresentou diferença significativa.

Referências

- [1] J. G. Webster, *Medical instrumentation: Application and design*. Wiley-India: New Delhi, 2009.
- [2] R. Knudson, M. Lebowitz, C. Holberg, and B. Burrows, "Changes in the normal maximal expiratory flow-volume curve with growth and aging," *Am Rev Respir Dis*, vol. 127, pp. 725–734, 1983.
- [3] C. A. de C. Pereira, T. Sato, and S. C. Rodrigues, "Novos valores de referência para espirometria forçada em brasileiros adultos de raça branca," *J. Bras. Pneumol.*, vol. 33, no. 4, pp. 397–406, 2007.
- [4] P. H. Quanjer, S. Stanojevic, T. J. Cole, X. Baur, G. L. Hall, B. H. Culver, P. L. Enright, J. L. Hankinson, M. S. M. Ip, J. Zheng, and J. Stocks, "Multi-ethnic reference values for spirometry for the 3-95-yr age range: the global lung function 2012 equations," *Eur. Respir. J.*, vol. 40, no. 6, pp. 1324–1343, 2012.
- [5] R. N. Teixeira, L. R. Teixeira, L. Augusto, R. Costa, M. A. Martins, T. D. Mickleborough, and C. R. F. Carvalho, "Broncoespasmo induzido por exercício em corredores brasileiros de longa distância de elite," *J. Bras. Pneumol.*, vol. 38, no. 3, pp. 292–298, 2012.
- [6] C. A. D. C. PEREIRA, "Doenças pulmonares no Brasil," 2014. [Online]. Available: <http://www.drpereira.com.br>. [Accessed: 05-Sep-2014].
- [7] W. D. Macardle, F. I. Katch, and V. L. Katch, *Fisiologia do exercício: nutrição, energia e desempenho humano*, 7^a ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2011.
- [8] C. A. de C. Pereira, A. A. O. Duarte, A. Gimenez, and M. R. Soares, "Comparação entre os valores de referência para CVF, VEF1 e relação VEF1/CVF em brasileiros caucasianos adultos e aqueles sugeridos pela Global Lung Function Initiative 2012," *J Bras Pneumol.*, vol. 40, no. 4, pp. 397–402, 2014.
- [9] A. M. Trindade, T. L. F. de Sousa, and A. L. P. Albuquerque, "A interpretação da espirometria na prática pneumológica: até onde podemos avançar com o uso dos seus parâmetros?," *pulmão RJ*, vol. 1, no. 24, pp. 3–7, 2015.
- [10] C. A. C. Pereira and J. A. Neder, "Diretrizes para testes de função pulmonar," *J. Pneumol.*, vol. 28, pp. S1–238, 2002.
- [11] M. Kubota, H. Kobayashi, P. H. Quanjer, H. Otori, K. Tatsumi, and M. Kanazawa, "Reference values for spirometry, including vital capacity, in Japanese adults calculated with the LMS method and compared with previous values," *Respir. Investig.*, vol. 52, no. 4, pp. 242–250, 2014.
- [12] T. Durmic, B. Lazovic, M. Djelic, J. S. Lazic, D. Zikic, V. Zugic, M. Dekleva, and S. Mazic, "Influências específicas do esporte nos padrões respiratórios em atletas de elite," *J Bras Pneumol.*, vol. 41, no. 6, pp. 516–522, 2015.
- [13] W. Ladosky, R. T. Andrade, N. G. Loureiro, J. M. B. Gandar, and M. M. Botelho, "Comparação entre valores espirométricos de referência obtidos a partir das equações de Knudson e de Pereira Adultos," *J. Pneumol.*, vol. 27, no. 6, pp. 315–320, 2001.
- [14] C. A. Vaz Fragoso, G. McAvay, T. M. Gill, J. Concato, P. H. Quanjer, and P. H. Van Ness, "Ethnic differences in respiratory impairment," *Thorax*, vol. 69, no. 1, pp. 55–62, 2014.

CARACTERIZAÇÃO DA CINEMÁTICA DA GARRA ULNAR EM PACIENTES COM HANSENÍASE

J. de Abreu*, A. P. Fontana** e L. L. Menegaldo*

* Universidade Federal do Rio de Janeiro, Programa de Engenharia Biomédica, Rio de Janeiro, Brasil

** Universidade Federal do Rio de Janeiro, Departamento de Fisioterapia, Rio de Janeiro, Brasil
e-mail: jabreu@peb.ufrj.br

Resumo: Este trabalho propõe uma metodologia para caracterização da cinemática da garra ulnar em pacientes com hanseníase antes e após a cirurgia de transferência de tendão. Foram filmados movimentos de flexão/extensão de 15 sujeitos saudáveis. Os movimentos de dois pacientes com hanseníase e garra ulnar foram filmados antes, três meses após e seis meses após a transferência tendinosa. O primeiro paciente foi operado pela técnica do laço de Zancolli e o segundo pela técnica de Stiles Bunnell. Os movimentos foram processados por um software de código aberto desenvolvido neste trabalho para rotulagem automática, preenchimento de oclusões e cálculo da cinemática inversa ao longo de movimentos da mão. A coordenação entre os movimentos articulares é caracterizada pelo atraso entre os movimentos das metacarpofalangeanas e das interfalangeanas proximais ao longo da flexão/extensão dos dedos. O desvio entre a movimentação de sujeitos saudáveis e pacientes é estimado pelo erro médio quadrático entre a curva saudável e a curva de movimento do paciente. Os resultados ressaltam a importância da fisioterapia pós cirúrgica para manutenção dos resultados obtidos com transferência de tendão. O método pode ser usado para testar hipóteses estatísticas que busquem relacionar a melhora dos resultados à variação das alternativas de tratamento e de parâmetros cirúrgicos.

Palavras-chave: garra ulnar, hanseníase, cinemática da mão.

Abstract: *This work proposes a kinematic assessment methodology to be used with Hansen's disease patients with ulnar claw before and after hand tendon transfers. Flexion/extension movements were captured from 15 healthy subjects. Movements of two Hansen's disease patients with ulnar claw were filmed before, three months after and six months after the hand tendon transfer. First patient was operated using the Zancolli lasso procedure and the second using the Stiles Bunnell Brand technique. Movements were processed using open source software developed here to provide automatic labeling, gaps reconstruction, and inverse kinematics estimation. Movement coordination was assessed by the delay between metacarpophalangeal and proximal interphalangeal joints during flexion/extension movements. Deviation between healthy subjects and patients' movement was estimated by the mean squared*

error between the healthy curve and the patient's movement curve. The method can be used to validate statistical hypotheses relating results improvements and variation in treatment alternatives and surgical parameters.

Keywords: *ulnar claw, Hansen's disease, hand kinematics.*

Introdução

A hanseníase apresenta números alarmantes no Brasil, com a segunda maior taxa de infectados ao ano. Foram 30 mil novos infectados em 2011, perdendo apenas para a Índia, com uma média de 150 mil infectados ao ano [1]. A neuropatia de membros superiores mais comum em pacientes com hanseníase é a garra ulnar [2], caracterizada por lesões inflamatórias do nervo ulnar. O comprometimento neural resulta em hiperextensão das articulações metacarpofalangeanas (MCP) e hiperflexão de interfalangeanas proximais (PIP). A postura pode ser corrigida por meio de uma cirurgia de transferência de tendão [3] combinada à fisioterapia. No entanto, a seleção de parâmetros cirúrgicos e exercícios adotados na fisioterapia é feita de forma empírica.

A evolução das alternativas de tratamento enfrenta alguns obstáculos. Medir variáveis cirúrgicas, como a tensão dada a cada fita tendínea, espessura das fitas e pontos de inserção pode ser complexo. Além disso, estudos medindo a cinemática de pacientes com hanseníase para guiar análises clínicas se focaram em posturas estáticas [4]. Medições estáticas não permitem inferir informações acerca da coordenação entre os movimentos articulares, nem aferir a execução de tarefas funcionais. Além disso, o processamento de dados de movimento das mãos pode ser bastante laborioso [5].

Neste trabalho, propomos um método para caracterização da cinemática da garra ulnar em pacientes com hanseníase ao longo de movimentos funcionais. A metodologia leva em conta a diferente coordenação entre movimentos articulares observada em pacientes com hanseníase e o desvio entre a movimentação das articulações acometidas em comparação ao movimento saudável. Os resultados podem amparar a evolução das alternativas de tratamento, permitindo a quantificação da progressão do

quadro clínico a partir de diferentes escolhas de tratamento.

Materiais e métodos

Para a filmagem do movimento, foi utilizado o sistema de cinemetria BTS-Smart. Oito câmeras de infravermelho são posicionadas para o rastreamento da posição de marcadores reflexivos fixados às superfícies de interesse. Neste trabalho, foi adotado um protocolo de marcação com 23 marcadores [6]. Foram medidos movimentos de flexão/extensão dos dedos e os sujeitos foram instruídos a iniciar e finalizar o movimento com os dedos em extensão máxima, numa duração em torno de 5 segundos. A redução na variabilidade na duração é importante para minimizar eventuais distorções na curva de movimento devidas ao processo de normalização. Foram medidos os movimentos de 15 sujeitos saudáveis e 2 pacientes com hanseníase. Um paciente foi operado pela técnica do laço de Zancolli e o outro pelo método de Stilles Bunell Brand. A paciente operada por Zancolli apresentava hipormobilidade articular enquanto o segundo paciente apresentava leve contratura nas articulações. Os movimentos dos pacientes foram filmados antes, 3 meses após e 6 meses após a cirurgia de transferência de tendão.

Para facilitar as análises, foi criado um software de código aberto para processamento de dados de movimento das mãos [7]. O software foi desenvolvido em *Python 2.7*, escolhida por facilitar eventuais contribuições futuras da comunidade. Inicialmente, a rotina faz a rotulagem semi-automática das trajetórias dos marcadores. A rotulagem é o processo em que as trajetórias reconstruídas dos marcadores são associadas às articulações correspondentes. Em seguida, eventuais oclusões nas trajetórias são preenchidas pela solução de equações relacionando o movimento de articulações proximais e distais. Após a rotulagem e o preenchimento de oclusões, o software aplica um filtro passa-baixa Butterworth de 4 Hz. Em seguida, um modelo cinemático da mão com 22 graus de liberdade (GdL) é usado para estimativa dos ângulos articulares. O modelo considera as PIP, DIP e a MCP do polegar como tendo 1 GdL (flexão/extensão). As demais MCP e o punho têm 2 GdL (flexão/extensão e adução/abdução). A articulação carpometacarpiana do polegar tem 2 GdL (rotação e adução/abdução) [8].

Em movimentos de flexão/extensão dos dedos em sujeitos saudáveis, as MCP tendem a se deslocar antes das PIP, como mostra a Figura 1. Em pacientes com hanseníase, esse padrão se distorce, com o movimento simultâneo das articulações, como mostra a Figura 2. A movimentação anterior das MCP com relação às PIP pode facilitar o contato com objetos em movimentos de preensão, indicando um comprometimento funcional dos pacientes. Para quantificar o efeito da cirurgia na coordenação entre os movimentos articulares, estimamos primeiro a defasagem média entre os movimentos de MCP e PIP em sujeitos saudáveis. A defasagem é o intervalo, em percentual de ciclo, entre o

início do movimento de MCP e o de PIP de um dedo, com relação ao intervalo total de movimentação de MCP. O índice de ajuste do adiantamento (i_{pa}) é definido como a proporção entre a diferença de defasagem entre o paciente antes e após a cirurgia e sujeitos saudáveis, de acordo com a equação 1. $\Delta_{MCP-PIP}$ é a defasagem, em percentual do ciclo de MCP (ou PIP, caso se inicie antes).

$$i_{pa} = \frac{\Delta_{MCP-PIP_{pos}} - \Delta_{MCP-PIP_{pre}}}{\Delta_{MCP-PIP_{saúdável}} - \Delta_{MCP-PIP_{pre}}} \times 100 \quad (1)$$

O índice de ajuste mostra que proporção de uma correção potencial foi alcançada com a cirurgia combinada à fisioterapia. A correção potencial é considerada como a diferença entre a defasagem saudável e a de pacientes. Um índice de ajuste em torno de 0% ocorre quando a defasagem antes e após a intervenção não se altera, indicando a ineficácia da intervenção. Um índice de ajuste de 100% ocorre quando a defasagem do paciente após a intervenção se iguala ao valor médio saudável. Quanto mais próximo o índice for de 100%, mais eficaz terá sido a intervenção em aproximar a coordenação articular do paciente do padrão saudável. Hipoteticamente, há a possibilidade de uma hipercorreção, resultando em índice superior a 100%. A hipercorreção ocorre quando, após o tratamento, o intervalo entre o início da flexão das MCP e das PIP é maior que o de sujeitos saudáveis.

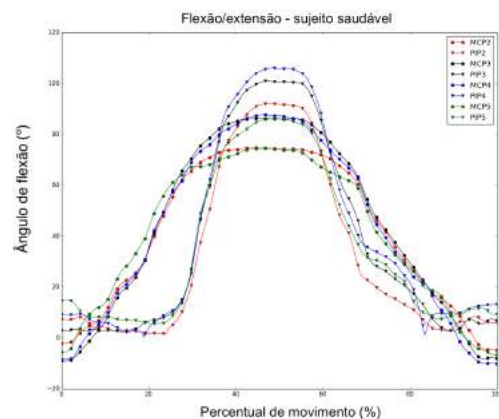


Figura 1: Ângulos de flexão das articulações metacarpofalangeanas (MCP) e interfalangeanas proximais (PIP) ao longo de movimento de flexão/extensão de voluntária saudável.

Para estimar o desvio entre os movimentos de pacientes com hanseníase e sujeitos saudáveis, trechos anteriores e posteriores ao movimento efetivo foram seccionados a partir de um critério de variação angular superior a 2°. Os dados foram normalizados e foram calculados média e desvio padrão dos ângulos articulares ao longo dos movimentos. Ao final, foi calculado o erro médio quadrático entre a curva média de sujeitos saudáveis e dos pacientes com hanseníase.

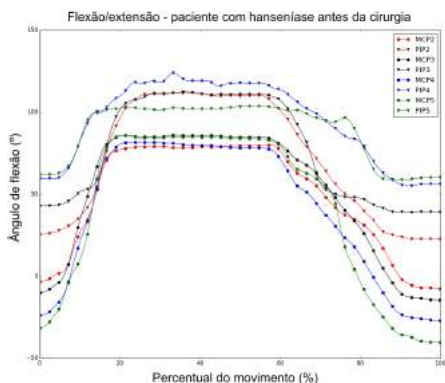


Figura 2: Ângulos de flexão das articulações metacarpofalangeanas (MCP) e interfalangeanas proximais (PIP) ao longo de movimento de flexão/ extensão em paciente com hanseníase antes da cirurgia.

Resultados

A Figura 3 mostra os ângulos de flexão ao longo de movimento de flexão/ extensão de paciente com hanseníase operada pela técnica de Zancolli, 3 meses após a cirurgia. Os dados indicam a aproximação do padrão saudável de coordenação entre os movimentos de MCP e PIP após cirurgia e fisioterapia. A defasagem média entre o movimento de MCP e PIP de sujeitos saudáveis foi de 16.3 ± 4.3 para o quarto dedo, e 16.7 ± 4.0 para o quinto. A Tabela 1 mostra o índice de ajuste do adiantamento de dois pacientes com hanseníase, calculado conforme método detalhado na seção anterior. É interessante notar, para o primeiro paciente, a evolução da correção entre 3 e 6 meses após a cirurgia, possivelmente devida à ação da fisioterapia. Há uma hipercorreção após 6 meses para o quinto dedo, indicando que a coordenação entre os movimentos de MCP e PIP se deslocou do movimento de saudáveis, com um intervalo maior entre o início da flexão de PIP e de MCP.

A observação dos dados do segundo paciente mostra uma correção limitada, com redução da correção entre o pós operatório de 3 e de 6 meses. De acordo com a equipe clínica, o paciente não teve regularidade no prosseguimento do tratamento fisioterápico neste intervalo.

Tabela 1: índice de ajuste do adiantamento de pacientes com hanseníase após cirurgia de transferência de tendão.

Paciente	Técnica	Filmagem	4º dedo i_{pa} (%)	5º dedo i_{pa} (%)
1	Zancolli	pós (3 meses)	56.0	82.8
		pós (6 meses)	67.2	117.1
2	Stiles Bunnell	pós (3 meses)	21.2	21.1
		pós (6 meses)	17.5	18.3

A Figura 4 mostra a comparação entre o movimento de um paciente operado pela técnica de Stiles Bunnell e de sujeitos saudáveis. O paciente inicia o movimento em hiperflexão, com amplitude angular limitada. Há pouco desvio entre o movimento do paciente antes e após a cirurgia. O erro médio quadrático entre o movimento do paciente e a curva saudável é 30.57° , 29.30° e 27.78° antes, 3 meses após e 6 meses após a cirurgia, respectivamente. A baixa variação entre os dados antes e após a cirurgia indica a ineficácia da intervenção em restaurar a capacidade de movimento do paciente.

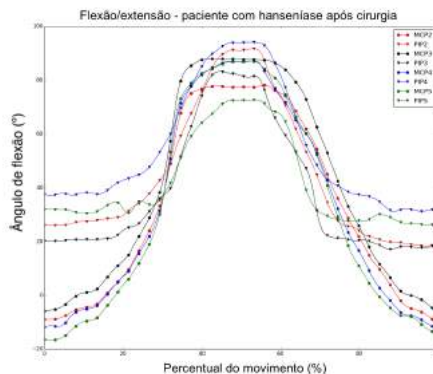


Figura 3: Ângulos de flexão das articulações metacarpofalangeanas (MCP) e interfalangeanas proximais (PIP) ao longo de movimento de flexão/ extensão em paciente com hanseníase 3 meses após cirurgia.

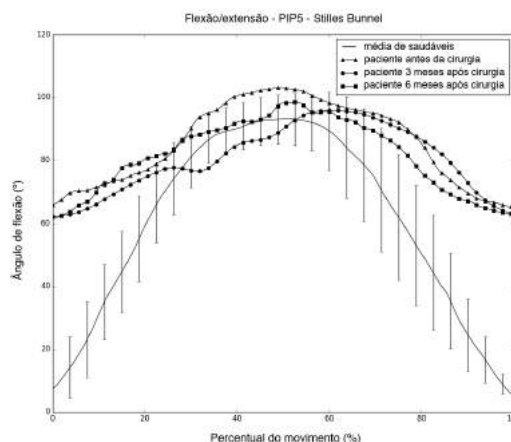


Figura 4: progressão do movimento da PIP 5 em paciente com hanseníase operado pela técnica de Stiles Bunnell.

A Figura 5 mostra a comparação entre o movimento de uma paciente operada pela técnica de Zancolli e de sujeitos saudáveis. A hiperflexão no início do movimento é reduzida após a cirurgia. O movimento se aproxima progressivamente do padrão de normalidade, com erros médios quadráticos de 38.58° , 15.86° e 19.03° antes, 3 meses após e 6 meses após a cirurgia, respectivamente.

Discussão

Os resultados mostram correção considerável da coordenação entre os movimentos de PIP e MCP para a

paciente operada pela técnica de Zancolli. A hipercorreção do quinto dedo 6 meses após a cirurgia não necessariamente indica um comprometimento da capacidade motora da paciente, apenas mostra que o movimento de PIP se deu em defasagem superior à de sujeitos saudáveis. Para caracterizar os resultados como saudáveis/desejáveis ou patológicos, uma sugestão para futuros trabalhos seria repetir o experimento com rotinas funcionais, como envolver os dedos ao redor de uma lata e levantá-la. O movimento da interfalangeana proximal do quinto dedo, o mais afetado pela garra ulnar, se aproximou visivelmente do padrão de normalidade após a cirurgia combinada à fisioterapia, com redução superior a 50% do desvio entre o movimento da paciente e de sujeitos saudáveis.

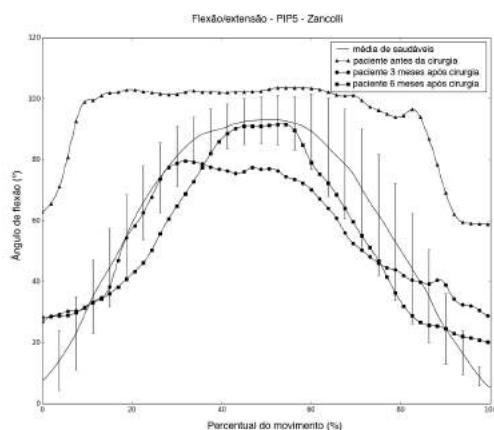


Figura 5: progressão do movimento da PIP5 em paciente com hanseníase operada pela técnica de Zancolli.

O paciente operado pela técnica de Stiles Bunnell apresentou baixa correção da coordenação articular. É interessante notar que a técnica de Stiles Bunnell, por efetuar a inserção das fitas tendinosas no aparelho extensor, deveria ter ação mais pronunciada na estabilização de PIP, quando comparada ao laço de Zancolli, que atua principalmente na correção da hiperextensão de MCP [3]. A diferença nos resultados pode ser tanto devida à contratura articular do paciente como à baixa regularidade das sessões de fisioterapia. A segunda hipótese estaria coerente com a piora dos resultados entre 3 e 6 meses após a cirurgia. O movimento da interfalangeana do quinto dedo também não apresentou melhora visível, com variação insignificante do desvio entre o movimento do paciente e o de sujeitos saudáveis após o tratamento.

Conclusão

Uma metodologia para caracterização da cinemática da garra ulnar em pacientes com hanseníase foi desenvolvida e testada em pacientes submetidos às técnicas cirúrgicas do laço de Zancolli e de Stiles Bunnell. A paciente operada pela técnica de Zancolli apresentou melhora considerável tanto da coordenação articular quanto do padrão de movimentação da

interfalangeana proximal. O paciente operado pela cirurgia de Stiles Bunnell não apresentou melhora visível. Os resultados foram coerentes com as observações clínicas e indicam importância da regularidade da terapia reabilitativa para manutenção da função motora dos pacientes após a realização da cirurgia. O método pode ser usado futuramente para aferir os resultados cinemáticos obtidos a partir de variações na técnica cirúrgica e no método terapêutico, amparando a evolução das alternativas de tratamento.

Uma sugestão para trabalhos futuros seria repetir o experimento com um número maior de sujeitos e incluindo tarefas funcionais que reduzam a variabilidade dos dados. A aplicação da metodologia proposta para avaliação de tarefas funcionais pode também facilitar a caracterização de alterações patológicas que, de fato, comprometam a função motora do paciente.

Agradecimentos

Agradecemos ao CNPq, à FAPERJ pelo suporte em diversas etapas do projeto e à CAPES pela concessão de bolsa de estudos.

Referências

- [1] OMS. Weekly epidemiological record. World Health Organ. 2012;34:317–28.
- [2] Antia NH, Pandya SS, Dastur DK. Nerves in the arm in leprosy. I. Clinical, electrodiagnostic and operative aspects. *Int. J. Lepr. Mycobact. Dis. Off. Organ Int. Lepr. Assoc.* 1970;38:12–29.
- [3] Anderson GA. The surgical management of deformities of the hand in leprosy. *J. Bone Jt. Surg. - Br. Vol.* 2006;88-B:290–4.
- [4] Siddalingaswamy MK, Rao KS. Surgical correction of claw fingers in Hansen's disease by palmar plate shortening and pulley advancement. *J. Hand Surg.* 1991;16:814–9.
- [5] Aristidou A, Cameron J, Lasenby J. Real-Time Estimation of Missing Markers in Human Motion Capture. *IEEE*; 2008 [cited 2016 Mar 23]. p. 1343–6. Available from: <http://ieeexplore.ieee.org/lpdocs/epic03/wrapper.htm?arnumber=4535545>
- [6] Cerveri P, Momi E, Lopomo N, Baud-Bovy G, Barros RML, Ferrigno G. Finger Kinematic Modeling and Real-Time Hand Motion Estimation. *Ann. Biomed. Eng.* 2007;35:1989–2002.
- [7] Abreu, Jessica, Menegaldo, Luciano. Software para processamento automático de trajetórias obtidas em sistemas ópticos de cinemática para movimentos da mão. *An. V Encontro Nac. Eng. Biomecânica.* 2015.
- [8] Metcalf CD, Notley SV, Chappell PH, Burrige JH, Yule VT. Validation and application of a computational model for wrist and hand movements using surface markers. *IEEE Trans. Biomed. Eng.* 2008;55:1199–210.

DESENVOLVIMENTO DE UM SISTEMA DE MEDIÇÃO DAS FORÇAS DE REAÇÃO COM O SOLO

C. E. N. Fraga*, R. R. Baptista* F. Escobal*, I. Lamadrid* e T. Russomano*

*Centro de Microgravidade – PUCRS, Porto Alegre, Brasil
e-mail: microg@pucrs.br

Resumo: Este trabalho objetivou desenvolver um protótipo funcional de um Sistema de Medição das Forças de Reação com o Solo (SMFRS) de baixo custo. O SMFRS é composto: plataforma de força; base com revestimento de policarbonato, na qual estão inseridos os transdutores de carga resistivos; circuito eletrônico com amplificadores de instrumentação para condicionamento do sinal dos transdutores de carga; dispositivo de aquisição de dados (conversor A/D); módulo de comunicação (Bluetooth ou Zigbee); e notebook, que executa o LabVIEW, responsável pelo controle dos processos de aquisição, processamento dos sinais advindos da plataforma de força, bem como a exibição gráfica dos dados. Os testes iniciais demonstraram curvas características conforme sugerem dados encontrados na literatura e os adquiridos em plataformas comerciais.

Palavras-chave: plataforma de força, forças de reação com o solo, biomecânica.

Abstract: *This study aimed to develop a working prototype of a low-cost Ground Reaction Force Measurement System (GRFMS). The GRFMS is comprised of a force plate, polycarbonate-coated base in which resistive load transducers are inserted, electronic circuit with instrumentation amplifiers for signal conditioning of the load transducers, data acquisition device (A/D convertor), communication module (Bluetooth or Zigbee), and laptop running LabVIEW software responsible for controlling the acquisition and processing of signals from the force plate, as well as the graphical display of data. Initial tests demonstrate characteristic curves compatible with data found in the literature and acquired from commercial plates*

Keywords: *Force plate, ground reaction forces, biomechanics.*

Introdução

As forças que geram o movimento do corpo e representam a interação entre o corpo humano e o ambiente são conhecidas como: força de gravidade, forças de resistência dos fluidos, força de atrito e força de reação do solo (FRS).

Dessa forma, um Sistema de Medição das Forças de Reação do Solo (SMFRS) poderia ser utilizado, principalmente, como ferramenta para avaliação: 1) da marcha, postura e microvibrações; 2) do

condicionamento do sistema muscular e ósseo; 3) de saltos e aterrissagens de atletas; 6) da propulsão de nadadores; 4) na reabilitação e adaptação de próteses.

Essas medidas são de muita importância em missões espaciais ou na realização de esportes em terra. Estudos realizados durante e após missões espaciais demonstraram que o astronauta tem perda óssea e muscular durante a exposição a ambientes de microgravidade [1], ainda que os mesmos tenham uma rotina de exercícios físicos intensa [2]. Os atletas profissionais de alto rendimento, por sua vez, - buscam informações mais precisas que possam contribuir no aperfeiçoamento das técnicas utilizadas em suas modalidades [3].

Adachi et al. [4] abordaram o desenvolvimento de um sistema de análise da marcha com verificação da FRS, centro de pressão e orientação do corpo, no qual foi possível validar o uso das plataformas de força para medição das FRS e centro de pressão, através da avaliação 3D do movimento.

Sarabon [5] apresentou o desenvolvimento de uma solução de software que objetiva adquirir de dados e realizar análises, bem como relatórios de resultados sobre os testes feitos em uma plataforma de força, permitindo a interpretação dos mesmos e geração de laudos técnicos.

Visando a desenvolver um sistema de plataforma de força baseada em microcomputador integrado para medir forças verticais produzidas por suínos, Sun et al. [6] permitiram a avaliação de possíveis problemas físicos do animal, como a claudicação.

Utilizando uma esteira de força para realizar a validação, Atallah et al. [7] desenvolveram um sensor de ouvido com acelerômetro 3D que mede as acelerações médio-lateral (ML), vertical (VT) e ântero- posterior (AP).

Walsh et al. [8] desenvolveram uma plataforma de força portátil para medição de dados de tempo e força durante as tarefas de salto e aterrissagem, utilizando uma plataforma de força convencional (fixa) de um laboratório.

Ballaz et al. [9] implementaram um novo método para avaliar com precisão a componente vertical FRS sob cada pé, usando uma única plataforma e decompondo a FRS em perfis esquerdo e direito em crianças com desenvolvimento típico.

Já Exell et al. [10] avaliaram a precisão do centro de pressão de dados (COP) obtidos durante a transição de carga ao longo da fronteira entre duas plataformas de

força, bem como examinaram o efeito de tais dados na cinética conjuntas e durante a corrida.

Utilizando uma plataforma de força para análise cinemática e cinética durante a marcha para frente e para trás, Li et al. [11] determinaram a ocorrência de energia de propulsão principal e de absorção de choque nas articulações.

Paulus e Settlege [12] utilizaram a comparação da FRS num sistema de exercícios de resistência controlada por motor para voo espacial, pois a gravidade reduzida experimentada durante o voo espacial leva à atrofia muscular e óssea, de modo que exercícios de resistência tem provado ser uma medida preventiva eficaz.

Uma dificuldade na elaboração deste trabalho foi a falta de acesso a células de cargas triaxiais (medição nos eixos x, y e z) no mercado nacional e o alto custo para aquisição das mesmas por um processo importação. Inicialmente, portanto, a plataforma proposta é somente capaz de medir forças verticais. Estudos futuros, porém, deverão incluir medidas de outros eixos.

O objetivo desse trabalho foi desenvolver um protótipo funcional de um Sistema de Medição das Forças de Reação com o Solo (SMFRS) de baixo custo.

Materiais e Métodos

A plataforma desenvolvida combina rigidez da estrutura e baixo peso, sendo composta pelos seguintes sistemas: condicionador de sinais, para amplificação e filtragem dos sinais; dispositivo de aquisição de dados USB6009, para conversão analógico-digital dos sinais coletados pela placa de aquisição, e módulo de comunicação por meio de conexão Bluetooth.

O critério da flecha máxima é um fator adotado para definir a espessura ideal para as superfícies, de forma que essas não sofram deformação maior que um valor específico. Nesse caso, assumiu-se como valor máximo admitido de critério de flecha máxima 0.01% do esforço máximo (1200N) para o qual a plataforma foi projetada. A superfície tem 4,4kg e foi usinada com dimensões de 70cm x 50cm x 0,4cm, em alumínio 5052F.

Foi adquirida uma superfície composta por uma matriz de 2304 sensores resistivos com dimensões de 48cm x 48cm x 0,3cm. Essa matriz resistiva é composta por 48 linhas e 48 colunas interligando os sensores. Assim, cada cm emite um sinal para o sistema.

Foi utilizado um circuito eletrônico condicionador de sinais composto por 12 amplificadores de instrumentação do tipo AD 8604 (Analog Devices) e 6 multiplexadores HCF4607B (STMicroelectronics) que realizam a amplificação e filtragem dos sinais advindos das células de carga.

Os sinais condicionados são coletados pela placa de aquisição de dados USB6009 que faz a conversão analógica em digital e também é responsável pela alimentação das células de carga. Essa placa de aquisição permite a leitura de 8 entradas analógicas, no formato single-ended, com resolução de 14 bits. A placa de aquisição de dados possui ainda 2 canais de saída

analógicos com resolução 12 Bits, 12 canais bidirecionais de entrada/saída digital e interface USB full-speed.

Para a aquisição de dados, foi utilizado os aplicativos do NI-DAQmx anexos ao pacote do dispositivo USB de aquisição de dados e a suíte de softwares do LabVIEW.

Resultados

O protótipo final apresentou um peso de 4,5kg e espessura de 7mm na região de aquisição de dados delimitada pela fita amarela. A Figura 1 ilustra o protótipo em sua fase final de construção.



Fig. 1: Protótipo em sua fase final de construção.

O protótipo foi colocado sobre uma superfície plana e nivelada com temperatura ambiente de 26°C. A plataforma foi testada com um voluntário do sexo masculino de 181cm de estatura e 99kg de peso.

Os testes iniciais demonstraram curvas características, conforme sugere a literatura e dados de plataformas comerciais. A Figura 2 ilustra o resultado do ensaio biomecânico da força aplicada pelo pé esquerdo e a Figura 3, a do pé direito.



Fig. 2: Ensaio biomecânico da força aplicada pelo pé esquerdo.



Fig. 3: Ensaio biomecânico da força aplicada pelo pé direito.

O presente trabalho concentrou-se na elaboração da plataforma proposta e dos ajustes necessários no seu desenvolvimento para que se obtivessem configurações dos sinais digitais. Para se determinar as características estáticas dos circuitos de condicionamento de sinais e de interfaceamento descritos, com células de carga acopladas, foram efetuadas medições de pesos conhecidos. As massas foram medidas com duas balanças eletrônicas. A primeira balança, modelo AD5002 Marte, com carga máxima de 5010g e resolução de 0,01g, foi utilizada para medir os corpos com massa de 100g, 250g, 1000g e 2000g. A segunda balança, modelo 2095 TOLEDO, com carga máxima de 30kg e resolução de 5g, foi utilizada para medir os corpos de 5kg e 10kg. Em seguida, foram ajustados para unidade de força, multiplicando-se o valor da massa pela aceleração da gravidade ($9,8 \text{ m/s}^2$). Para o circuito condicionador de sinais, foram realizadas 3 medições com objetos de pesos distintos, em ordem crescente e decrescente de magnitude de pesos. Ao se aplicar ou se retirar um determinado peso, aguardava-se 5s e depois se adquiria o valor, pois assim se garantia um valor estável e um processo igualmente repetitivo para todas as leituras de dados. Os pesos foram posicionados no centro e nas extremidades mediais de cada lado da plataforma em desenvolvimento. Os dados de relação entre carga colocada sobre o centro da plataforma e tensão medida pelo sistema foram coletados. Os dados medidos nas extremidades mediais permaneceram dentro dos parâmetros de erro estipulado de $< 0,03\%$ da célula de carga.

Amostras com voluntários foram limitadas, devido ao tempo dispensado para a concepção, desenvolvimento e construção do sistema de medição de forças de reação com o solo. Um estudo com seres humanos, após aprovação pelo Comitê de Ética, deverá validar o equipamento. Foi realizada, no entanto, uma comparação gráfica do sistema com as curvas de força adquiridas pela plataforma de força comercial Kistler, mostrando resultados semelhantes.

Discussão

No desenvolvimento do protótipo, tanto a estrutura, o circuito elétrico como os programas desenvolvidos para a captura dos sinais tiveram os resultados esperados, atingindo os objetivos iniciais propostos.

A plataforma desenvolvida combina rigidez da estrutura e baixo peso. Os testes mostraram que a Plataforma apresenta conectividade adequada, sendo que novos testes poderão avaliar melhor sua sensibilidade e precisão. Esse sistema é capaz de medir as forças verticais de reação com o solo, a pressão máxima exercida e a superfície da pisada de forma remota, permitindo ainda sua portabilidade.

As aplicações desse sistema envolvem as áreas da biomecânica esportiva, clínica e aeroespacial, possibilitando, por exemplo, a avaliação das forças de reação com o solo durante estudos da marcha humana em simulações de hipogravidade.

A versão final do SMFRS é composta por uma plataforma de força, composta por uma base, onde estão inseridas as células de carga, um circuito eletrônico contendo amplificadores de instrumentação, um dispositivo de aquisição de dados (conversor A/D), um módulo de comunicação (Bluetooth ou Zigbee) e, um notebook executando um aplicativo LabVIEW, responsável pelo controle dos processos de aquisição, processamento dos sinais advindos da plataforma, com a exibição gráfica dos dados.

O sistema desenvolvido combina a rigidez da estrutura e baixo peso. Os testes mostraram que a SMFRS apresenta conectividade adequada, sendo que estudos poderão avaliar melhor sua sensibilidade e precisão. Esse sistema é capaz de medir as forças verticais de reação com o solo, a pressão máxima exercida e a superfície da pisada de forma remota, permitindo ainda sua portabilidade.

As aplicações desse sistema envolvem tanto as áreas da biomecânica esportiva, clínica, quanto a área aeroespacial, possibilitando, por exemplo, a avaliação das forças de reação com o solo durante estudos da marcha humana em simulações de hipogravidade lunar e marciana ou a variação da pisada durante a corrida ou caminhada.

Conclusão

Com o término do projeto, foi verificado que as expectativas esperadas foram alcançadas. Foi desenvolvido um protótipo com bom desempenho, automatizado e de fácil acesso.

Tendo a utilização de uma plataforma de medições de forças de reações do solo, automatizada e com um módulo de comunicação Bluetooth, as avaliações feitas remotamente ficam limitadas a uma distância máxima de 100m, aproximadamente. Em Pesquisas voltadas para a utilização desse equipamento em situações que exijam maior autonomia, deverá ser usado um módulo de comunicação de maior potência.

As limitações encontradas nesse projeto são referentes às características resistivas de fadiga, fluência e cíclica de cada material utilizado, sendo necessário dosar estas limitações para obter o aperfeiçoamento do protótipo aqui apresentado, visando à transferência para o mercado.

Referências

- [1] Grimm D, Grosse J, Wehland M, Mann V, Reseland JE, Sundaresan A, Corydon TJ. Bone. The impact of microgravity on bone in humans. 2016; 24(87):44.
- [2] English, Kirk L., et al. Isokinetic Strength Changes Following Long-Duration Spaceflight on the ISS. *Aerospace medicine and human performance* 2015; 86(12):68-77.
- [3] Lee M, Kim J, Son J, Kim Y. Kinematic and kinetic analysis during forward and backward walking. *Gait and Posture*. 2013; 38(4):674.

- [4] Adachi W, Tsujiuchi N, Koizumi T, Shiojima K, Tsuchiya Y, Inoue Y. Development of walking analysis system using by motion sensor with mobile force plate. *Transactions of the Japan Society of Mechanical Engineers*. 2012; 78(789):1607.
- [5] Sarabon N. Development of software for coprehensive analyses of force plate measurments: Technical note. *Kinesiology*. 2011; 43(2):204.
- [6] Sun G, Fitzgerald RF, Stalder KJ, Karriker LA, Johnson AK, Hoff SJ. Development of an embedded microcomputer-based force plate system for measuring sow weight distribution and detection of lameness. *Appl Eng Agric*. 2012; 27(3):475.
- [7] Atallah L, Wiik A, Jones GG, Lo B, Cobb JP, Amis A, et al. Validation of an ear- worn sensor for gait monitoring using a force-plate instrumented treadmill. *Gait and Posture*. 2012; 35(4):674.
- [8] Walsh MS, Ford KR, Bangen KJ, Myer GD, Hewett TE. The validation of a portable force plate for measuring force-time data during jumping and landing tasks. *Journal of Strength and Conditioning Research*. 2006; 20(4):730.
- [9] Ballaz L, Raison M, Detrembleur C. Decomposition of the vertical ground reaction forces during gait on a single force plate. *Journal of Musculoskeletal Neuronal Interactions*. 2013; 13(2):236.
- [10] Exell TA, Gittoes MJR, Irwin G, Kerwin DG. Considerations of force plate transitions on centre of pressure calculation for maximal velocity sprint running. *Sports Biomechanics*. 2012; 11(4):532.
- [11] Li RT, Kling SR, Salata MJ, Cupp SA, Sheehan J, Voos JE. Wearable Performance Devices. *Sports Medicine*. *Sports Health*. 2016; 8(1):74.
- [12] Paulus DC, Settlage DM. Bilateral symmetry of ground reaction force with a motor-controlled resistance exercise system using a mechanical advantage barbell for spaceflight. *Biomedical sciences instrumentation*. 2012; 48(4):340.

TOWARDS AN IMPROVED HUMAN-AFFECTIVE ROBOT INTERACTION

Christiane Goulart*, Hamilton Rivera**, Alvaro Favarato***, Vinícius Binotti**,
Guilherme Baldo**, Carlos Valadão**, Eliete Caldeira** and Teodiano Bastos-Filho***

*Post-Graduate Program in Biotechnology

**Department of Electrical Engineering

***Department of Mechanical Engineering

Federal University of Espirito Santo, Vitoria, Brazil

e-mail: christiane.ufes@gmail.com

Abstract: Affective robots have been designed to improve interaction with humans. It is known that they increase and become the human-robot interaction more natural and engaged. Examples of them are socially assistive robots, that aid several kinds of therapies, such as of children with Autism Spectrum Disorder (ASD). This work introduces an affective robot in developing at Federal University of Espirito Santo (UFES/Brazil), which is able to express basic emotions and recognize people's emotions through recording of facial images. Preliminary results show the people are able to correctly recognize six emotional expressions displayed by the robot face in an average of 91%. In addition, the system responsible for the recognition of human emotions reaches a mean accuracy of 82.91%.

Keywords: Affective robot, emotions, facial expressions and recognition of emotions.

Introduction

In recent years, studies on emotions and their physiological expressions have been the base to the design and building of affective robots and systems able to both recognize human emotional states given physiological signals [1, 2, 3] and express facial emotions [4, 5, 6].

Facial expressions are an important and ancient subject of study, due to their hard influence on social relations and communication process. One the first scientific studies that related facial expressions and emotions was registered in 1872, by Charles Darwin [7]. Ekman, a renowned researcher on the emotion field, relates the universality of facial expressions for at least five emotions [8], indicating that they are expressed and recognized in the same way by different people and in several places around the world.

The face is an expressive mean in a face-to-face communication, since through its expressions it is possible to visibly identity an emotional state, a cognitive activity, an intention, a personality and temperament, truthfulness and psychopathology of an individual [9, 10]. Taking into account the expression of feelings in a communication, 55% of the messages are influenced by facial expressions, while verbal or vocal parts contribute with 7% and 38% in the message content, respectively [11]. Thus, we believe that human-robot interaction will

definitely benefit from automating facial expression, evolving the interaction into the most natural possible.

Affective robots act as social actors, whose emotional expressions have the potential to affect people in the same manner as the emotional expressions of other people [12]. This point is significant to improve a human-robot interaction, for instance, to understand better children with ASD, since they have difficulty in express emotions, in addition, it is known that they interact well with robots [13].

An instance of robot that expresses facial emotion is RQ-TITAN, new model of a social robot designed to enhance its sociability through aesthetic imitative interactions. Its face consists of a smartphone that exhibits positive, negative and mixed facial expressions [4]. Another example is FACE (Facial Automaton for Conveying Emotions) android, which is an anthropomorphic robot face designed from biological principals in order to assume a realistic visage display system. FACE expresses and modulates six emotions (happiness, sadness, surprise, anger, disgust and fear) by an artificial skin that provides streams of spatial and temporal information plus servomotors that modulate the facial expressions. The usage of FACE allows the engagement of children with Autism Spectrum Disorder (ASD) in simple interactions through an exchange and learning of emotions by the imitation of its facial expressions and behaviors [5]. Another robot is KASPAR, a humanoid robot capable of executing a realistic face with less actuation. It has two and three degrees of freedom in the mouth (open/close and smile/scowl) and eyes (up/down, left/right, and open/close the eyelids), respectively, and it is used to stimulate imitation and tactile interaction with children with ASD [6].

In Brazil, we are not knowledgeable about the development of affective robots able to perform emotion expressions and recognize people's emotions in a human-robot interaction. Considering the importance of a more natural and comfortable interaction for humans, an affective robot is under construction at Federal University of Espirito Santo (UFES) for interaction with children with ASD, in order to stimulate social abilities, disordered in ASD individuals [14]. Thus, the goal of this paper is to expose some characteristics of this affective robot, analyzing two ways of emotion recognition: one by human

recognizing the robot's face, and other by a Kinect sensor, coupled to the robot, recognizing the human face.

Materials and methods

The affective feature of our robot is based on the exhibition of the six basic emotions (sadness, surprise, disgust, fear, anger and happiness) [15], in a tablet, which acts as the robot's face. Six facial expressions were designed to the robot through two softwares for modeling and animating images. One of these softwares is Piskel, a free software used to elaborate sprites that assure the transition of the expressions, and the other one is Unity 3D software, which enables to create animations based on state machines, executing facial expressions. Figure 1 shows two robot emotional expressions created with these softwares and a neutral expression.

The facial expressions have different colors for each emotion, besides, the robot exhibits eye blinking and mouth movement during a speech. These aspects can increase the attention of children with ASD and ensure a more natural interaction [4]. The facial transitions may occur according to system inputs, which can be diverse, such as keyboard buttons, mouse actions or touches on the tablet screen. For the current tests, the transitions to change the robot facial expression were executed through touches on the tablet screen.

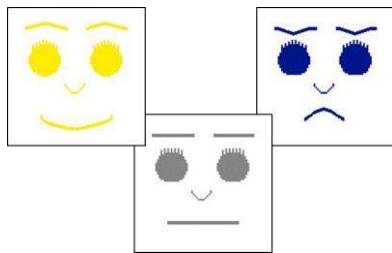


Figure 1: Representations of some emotional facial expressions of the robot. Happy face in yellow (left), neutral face in gray (middle) and sad face in blue (right).

With the approval of the Ethics Committee of UFES, number 1.121.638, a prior test was performed to verify if the facial expressions designed to the robot correspond to human perception of the six emotional expressions. Hundred-one healthy adult volunteers (56 men and 45 women), aged between 19 and 41 years (M: 24.20, DP: ± 5.03), were asked to answer the name of each emotional expression observed in the tablet (robot's face).

On the other hand, a Kinect sensor (version 2.0) was used to capture human's facial expressions. For the detection of emotions classes, data from the human faces are extracted, filtered and processed using the Kinect SDK information developed in Processing 2.0 language. The facial characteristic points detected are called Action Unit - AU (building blocks of facial expressions from points related to the eyes, nose, mouth, eyebrows and cheeks) [16] and are follow-up in real time. For tracking and detection of these facial points, the

Microsoft.Toolkit.FaceTracking method, available in [17], is used.

The method used for mapping the set of AUs, in order to detect one or more emotions, uses learning algorithms of statistical machines and measures distance between emotions classes [18], according to the steps shown in Figure 2. Specifically, the facial detection is based on extraction of facial features of AUs, and the prediction of AU is related to the predictor module of AU in addition to mapping of emotions.

A preliminary test was performed consisting of the exhibition of six photos of human faces expressing emotions for two emotion classes: negative (sadness, fear, disgust and anger) and positive (happiness and surprise), as shown in Figure 3. The test involved the participation of eight healthy adults, aged between 24 and 33 years (M: 26, DP: ± 3.81).

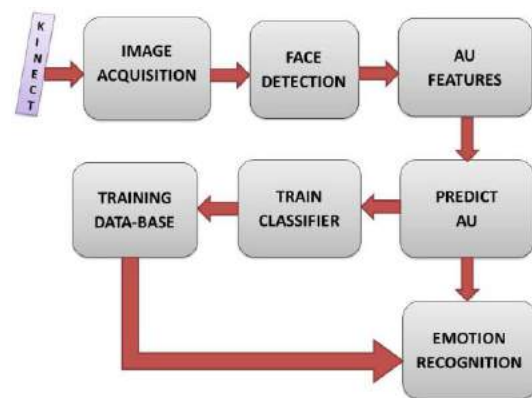


Figure 2: Steps for the emotion recognition system.



Figure 3: Emotional Facial Expressions viewed by the participants. Source: [19]

In this test, each volunteer was asked to sit comfortably in a chair positioned in front of the screen of a computer (19 inches) and the Kinect sensor, with eyes at 60 cm from the screen and at 50 cm from the sensor. The screen displayed the six pictures relative to human facial expressions for five seconds. The participant should imitate each emotional expression, as shown in Figure 4. A black screen was exhibited between the pictures during five seconds and, during this break, the

volunteer's neutral facial image was captured.



Figure 4: Experimental procedure. Participant imitating the model of emotion facial expression displayed on the screen.

The Kinect sensor recorded images of each emotional facial expressions performed by the volunteer, and an algorithm identified a set of features related to expressions of each emotion, based on the AUs.

The statistical analysis consisted of obtaining accuracy of both emotion recognition ways: by humans and by the Kinect sensor (coupled to the robot).

Results

Taking into account the hundred-one participants' answers in the recognition of the emotional facial expressions of the robot, Table 1 and Figure 5 indicate that major of volunteers correctly recognized the following emotions: happiness, sadness, anger and surprise. In general, the average of right answers was 91%.

Table 1: Confusion matrix for recognition of sadness (Sa), surprise (Su), disgust (Di), fear (Fe), anger (An) and happiness (Ha). In lines: emotions of the robot's face; in columns: emotions identified by the participants.

Emotions	Sa	Su	Di	Fe	An	Ha
Sa	92	0	0	4	1	0
Su	0	96	2	12	0	6
Di	2	0	85	0	2	0
Fe	2	4	0	84	1	0
An	4	0	12	0	96	1
Ha	0	0	1	0	0	93

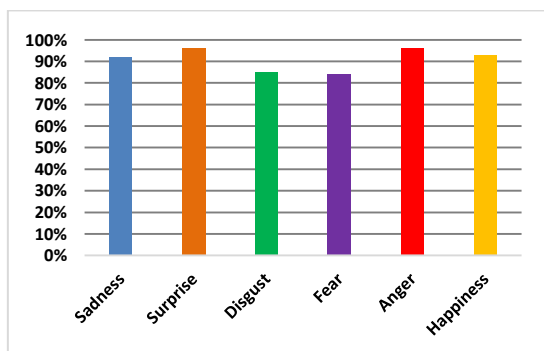


Figure 5: Percentage of correct answers to each robot's facial expression.

Regarding the identification of facial emotions by the Kinect sensor, the three emotional classes (positive, negative and neutral) were recognized with an average overall accuracy of 82.91%, being 87.50% for neutral, 84.21% for negative class and 77.78% for positive class, as shown in Table 2. Thus, the recognition system of emotional classes was able to identify a larger quantity of human specific facial features related to neutral emotional class.

Table 2: Accuracy of the emotion recognition by the Kinect sensor coupled to the robot.

Emotion Recognition	Accuracy
Total	82.91%
Neutral	87.50%
Negative	84.21%
Positive	77.78%

Discussion

In relation to the facial expressions of the affective robot developed at UFES, in spite of the good accuracy to the identification of the six emotions (greater than 80%), the most difficult identification corresponds to the emotions fear and disgust. In fact, these facial expressions tend to be harder of recognizing, since such emotions depend greatly on other ways of expressions, as gestures and vocalizations, being facial expressions on their own not enough for an efficient recognition [20]. Besides, it is possible that the lack of more facial features in the expression can difficult the understanding of the emotions. Thus, improvements will be applied in our research in order to become the faces more correspondent to the emotions.

On the other hand, the Kinect sensor has several applications in researches [21, 22, 23] and it has demonstrated to be an efficient tool to detect human emotional facial expressions, as evidenced in this work, considering an average rate higher than 80%.

Conclusion

Preliminary results indicate the two ways of emotion recognition (by humans and by robot) present a good accuracy. In addition, results point improvements must be implemented in the robot's face, specifically in the design of the facial expressions less identified (fear and disgust).

This study also demonstrates that Kinect sensor can be useful to recognize emotional states of humans, being interesting to apply it in children with ASD, for instance.

Finally, we emphasize that an affective robot, able to express and recognize emotions, can be a useful and important tool to enhance interactions and therapies with humans.

Acknowledgements

The authors would like to thank CNPq/FAPES (Brazil) for their support to this research.

References

- [1] Picard RW, Vyzas E and Healey J. Toward machine emotional intelligence: analysis of affective physiological state. In *IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence*. 2001; 23 (10): 1175-1191.
- [2] Conn K, Changchun Liu, Sarkar N, Stone W and Warren Z. Affect-sensitive assistive intervention technologies for children with autism: An individual-specific approach. In *Proceedings of the 17th IEEE International Symposium on Robot and Human Interactive Communication (RO-MAN)*; 2008 Aug 1-3; Munich, Germany. 2008. p. 442-447.
- [3] Shier WA and Yanushkevich SN. Biometrics in Human-Machine Interaction. In *International Conference on Information and Digital Technologies (IDT)*; 2015 Jul 7-9; Zilina. 2015. p. 305-313
- [4] Lee J-J, Kim D-W, Kang B-Y. Exploiting child-robot aesthetic interaction for a social robot. *Intern J Adv Rob Sys*. 2012; 9 (81): 1-9.
- [5] Pioggia G, Iglizzo R, Sica ML, Ferro M, Muratori F, Ahluwalia A and De Rossi D. Exploring emotional and imitational android-based interactions in Autistic Spectrum Disorders. *Journal of CyberTherapie and Rehabilitation*. 2008; 1 (1): 49-61.
- [6] Robins B, Amirabollahian F, Ji Z, Dautenhahn, K. Tactile interaction with a humanoid robot for children with autism: A case study analysis involving user requirements and results of an initial implementation. In *19th IEEE International Symposium on Robot and Human Interactive Communication (RO-MAN)*; 2010 Sep 13-15; Viareggio. 2010. p. 704-711.
- [7] Ekman P. Darwin, deception, and facial expression. *Ann. N.Y. Acad. Sci.* 2003, 1000: 205–221.
- [8] Ekman P. Are there basic emotions? *Psychological Review*. 1992; 99(3): 550-553.
- [9] Donato G, Barlett MS, Hager JC, Ekman P, Sejnowski TJ. Classifying facial actions. In *IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence*. 1999; 21(10): 974–989.
- [10] Hammal Z, Couvreur L, Caplier A, Rombaut M. Facial expression classification: An approach based on the fusion of facial deformations using the transferable belief model. *International Journal of Approximate Reasoning*. 2007; 46, p. 542–567.
- [11] Mehrabian A. Communication without words. *Psychology Today*. 1968; 2(4): 53–56.
- [12] Matsumoto T, Seko S, Aoki R, Miyata A, Watanabe T and Yamada T. Towards enhancing human experience by affective robots: experiment and discussion. In *Proceedings of the 24th IEEE International Symposium on Robot and Human Interactive Communication*; 2015 Aug 31 - Sept 4; Kobe, Japan. 2015. p. 271-276.
- [13] Duquette A, Michaud F, Marcier H. Exploring the use of a mobile robot as an imitation agent with children with low-functioning autism. *Autonomous Robot*. 2008; 24: 147-157.
- [14] American Psychiatric Association. *Diagnostic and Statistical Manual of Mental Disorders: DSM-5*. 5th ed. Arlington, VA, American Psychiatric Association, 2013.
- [15] Ekman P, Davidson RJ. *The nature of emotion: Fundamental questions*. Series in affective science. New York, NY, US: Oxford University Press; 1994.
- [16] Ekman P, Friesen WV, Hager JC. *Facial Action Coding System – The Manual*. United States of America, 2002. 527 p.
- [17] Microsoft MSDN. *Kinect for Windows SDK 2.0* [internet]. 2016 Available from: <<https://www.microsoft.com/en-us/download/details.aspx?id=44561>> Access on: April 8th 2016.
- [18] Bartlett MS, Littlewort G, Frank M, Lainscsek C, Fasel I and Movellan J. Recognizing facial expression: Machine learning and application to spontaneous behavior. In: *IEEE Computer Society Conference on Computer Vision and Pattern Recognition. (CVPR)*; 2005 Jun 20-25; v. 2, p. 568–573.
- [19] Du S, Tao Y, Martinez AM. Compound facial expressions of emotion. In *Proc Natl Acad Sci*. 2014; 1 (11): E1454–E1462.
- [20] Mazzei D, Lazzeri N, Hanson D, & De Rossi D. Hefes: an hybrid engine for facial expressions synthesis to control human-like androids and avatars. In *4th IEEE RAS & EMBS International Conference on Biomedical Robotics and Biomechanics (BioRob)*; 2012 June 24-27; Rome. 2012. p. 195-200.
- [21] Zhang Z. Microsoft Kinect sensor and its effect. In *IEEE MultiMedia*. 2012; 19 (2): 4-10.
- [22] Li BYL, Mian AS, Liu W and Krishna A. Using Kinect for face recognition under varying poses, expressions, illumination and disguise. In *IEEE Workshop on Applications of Computer Vision (WACV)*; 2013 Jan 15-17; Tampa, FL. 2013. p. 186-192.
- [23] Chang Y-J, Chen S-F, Huang J-D. A Kinect-based system for physical rehabilitation: A pilot study for young adults with motor disabilities. *Research in Developmental Disabilities*. 2011; 32(6): 2566–2570.

CONSTRUÇÃO DE UM EQUIPAMENTO AJUSTÁVEL AO TREINAMENTO DE SAQUE E ATAQUE PARA A MODALIDADE VOLEIBOL SENTADO

R. G. Oliveira^{1, 2}, A. V. Morais¹, R. R. Silva¹, A. P. Silva¹, T. A. Scardovelli¹ e S.R. M. S. Boschi¹

¹ Núcleo de Pesquisa Tecnológica, Universidade de Mogi das Cruzes (UMC), São Paulo, Brasil

² UNIESP – Faculdade Unida de Suzano – UNISUZ

e-mail: rona_rgo@ig.com.br

Resumo: O aumento crescente de atletas com deficiência, tem produzido uma demanda substancial de novas tecnologias e materiais que os ajudem a melhorar sua performance motriz. Equipamentos e materiais de apoio, como órteses e próteses de alta tecnologia são evidenciados em atletas de modalidades individuais, como na corrida, no atletismo ou nas performáticas cadeira de rodas nas modalidades como o basquetebol e o rugby, já para o voleibol sentado, não há registro de instrumentações que possibilitem o treinamento desses atletas. Sendo assim, o objetivo desse trabalho foi adaptar um equipamento para o treinamento do fundamento ataque e saque para atletas com alterações motoras. Participaram do estudo 10 voluntários, sendo 5 do sexo masculino e 5 do sexo feminino, ambos com alteração motora. Por meio de uma filmagem e análise cinemática foi possível avaliar a trajetória da bola e posicionamento corporal. Os dados extraídos da filmagem foram analisados estatisticamente e transformados em coordenadas para a construção de um equipamento para treinamento. Os resultados demonstraram que o equipamento reproduziu com exatidão os mesmos dados aritméticos dos gestuais motores executados pelos voluntários. O equipamento apresentou de modo satisfatório o sistema de inclinação e rolagem da bola, o dispositivo de preensão e soltura da bola e o sistema de regulagem de altura do equipamento.

Palavras-chave: Equipamento de Apoio, Treinamento, Voleibol Sentado, Tecnologia Assistiva.

Abstract: The increasing number of athletes with disabilities, has produced a substantial demand for new technologies and materials to help them improve their driving performance. Equipment and support materials such as orthotics and high-tech prostheses are disclosed in athletes from individual sports, as in the race in athletics or the performing wheelchair in sports such as basketball and rugby, as for sitting volleyball, there is no instrumentations record to enable the training of these athletes. Thus, the aim of this study was to adapt equipment to the training ground attack and serve for athletes with physical changes. The study included 10 volunteers, 5 males and 5 females, both with motor impairment. Through a film and kinematic analysis it was possible to assess the ball's trajectory and body positioning. The data extracted from the shoot were statistically analyzed and transformed into coordinates

for the construction of an apparatus for training. The results showed that the equipment accurately reproduced the same gestural data arithmetic engines run by the volunteers. The equipment presented satisfactorily the tilt system and roll the ball, harness and release of the ball and the equipment height adjustment system.

Keywords: Hardware Support, Training, Sitting Volleyball, Assistive Technology.

Introdução

É notória a importância dos equipamentos e dispositivos auxiliares para o desenvolvimento do melhor desempenho de atletas de alto rendimento, praticantes de modalidades paraolímpicas. A Engenharia Biomédica, por meio da Tecnologia Assistiva vem, ao longo dos anos, promovendo a inclusão mais eficaz e produtiva dos atletas, que, cada vez mais, diminuem seus tempos e aumentam suas marcas, em alguns casos, o desempenho é tão eficiente, que atletas com algum tipo de deficiência já participam, em condições de igualdade dos Jogos Olímpicos, com pessoas sem nenhuma deficiência [1].

Um dos grandes desafios da Tecnologia Assistiva para esta área é a diminuição dos custos de fabricação dos materiais, pois a grande maioria apresenta alto custo e limitam o acesso por parte de pessoas que queiram praticar uma atividade física ou até mesmo para atividades da vida diária [2].

Os produtos desenvolvidos para atletas com deficiência são mais evidentes durante as transmissões de algum evento paradesportivo, como os Jogos Paralímpicos, sendo as próteses dos corredores e as cadeiras de rodas do basquetebol os equipamentos que mais nos oportunizam a entender a tecnologia usada. Todavia, a tecnologia se apresenta de forma eficiente, mas com menos apelo visual, em outros materiais e equipamentos, como as adaptações do tiro com arco, as canaletas e capacetes usados pelos atletas de bocha, entre outros [1].

O design não ideal e materiais que não atendam uma especificidade da modalidade esportiva e seu conjunto de características podem aumentar o risco de lesão ou comprometer o desempenho físico [3].

O esporte paraolímpico, no que diz respeito à utilização de recursos e equipamentos é dividido em três grupos: no primeiro, as modalidades onde a utilização

do recurso tecnológico é considerada fundamental para que sejam realizadas, como as corridas com prótese e o basquetebol em cadeira de rodas; o segundo grupo abrange as modalidades que necessitam de alguma tecnologia de apoio como as ponteiros e capacetes para a bocha e a *tapper* na natação, já o terceiro grupo é formado por modalidades que sofrem adaptações nas regras e utilizam pouco material de apoio ou nenhuma tecnologia, como o futebol e o voleibol sentado para indivíduos com alterações motoras [4].

O voleibol sentado é uma das modalidades que fazem parte do programa paraolímpico e foi criado em 1953, tendo como finalidade principal, propiciar que pessoas com deficiência física possam praticar um esporte coletivo. Um dos poucos equipamentos utilizados de interferência direta na atuação do atleta é a prótese de braço, usada por alguns praticantes amputados de membro superior que podem se beneficiar desta prerrogativa, contudo, quatro ou cinco atletas no mundo todo usam esta tecnologia [5].

Por outro lado, verifica-se que essa modalidade ainda carece de instrumentações e equipamentos de baixo custo e fácil acesso, que possibilitem o treinamento de profissionais para essa área. Sendo assim, o objetivo deste trabalho é apresentar um equipamento construído e adaptado para treinamento de atletas com alterações motoras, na modalidade de *voleibol* sentado.

Materiais e métodos

Voluntários da pesquisa

Foram selecionados dez atletas de voleibol sentado, sendo cinco homens e cinco mulheres, com idade média e desvio padrão de (30.7 ± 8.6) anos. Para a seleção desses atletas adotou-se os seguintes critérios de inclusão: possuir classificação funcional em nível nacional ou internacional, ter experiência de prática da modalidade voleibol sentado, de no mínimo, cinco anos e que participassem com frequência de treinamentos, sendo no mínimo, três vezes por semana. Como critérios de exclusão: a não aceitação do atleta para participar da pesquisa ou não ser elegível para o voleibol sentado.

Procedimentos Experimentais

Após aprovação do Comitê de Ética em pesquisa (CAEE: 45887715.3.0000.5497), foi realizada a seleção dos voluntários de acordo com o critério de inclusão. Para a definição das medidas usadas na construção do equipamento, foi realizada uma análise cinemática dos fundamentos: ataque e saque, e considerado na confecção do equipamento um ajuste de altura para atender os dois naipes.

Foi realizada uma filmagem do gestual motor (movimento realizado para a execução do fundamento técnico), pois a mesma oferece um *feedback* qualitativo e quantitativo do movimento com bons índices de confiabilidade, sendo possível verificar diversas variáveis difíceis de serem mensuradas pela análise

visual humana [6].

Cada atleta realizou quinze repetições dos fundamentos: ataque e saque (Figuras 1 e 2), as variáveis foram traduzidas em altura e distância numericamente e utilizadas para a construção do equipamento e seu posicionamento na quadra.

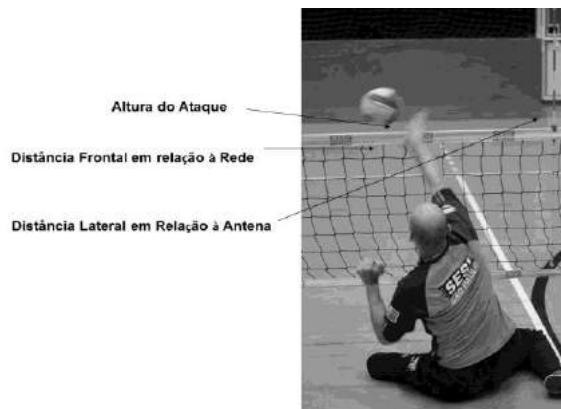


Figura 1: Movimento de Ataque (Fonte: SESI-SP, 2013)



Figura 2: Movimento de Saque (Fonte: SESI-SP, 2013)

Todas as jogadas foram analisadas do seu ponto de origem ao ponto de destino final, tanto o gestual motor do atleta que esta executando, quanto à trajetória percorrida pela bola (Tabela1).

Tabela 1: Variáveis analisadas e sua correlação para a construção do equipamento de treinamento de saque e ataque

Análise dos dados	Confecção do equipamento
Altura do ataque	Altura de contato com a Bola
Distância lateral do ataque em relação à antena	Posicionamento do equipamento na quadra
Distância frontal do ataque em relação à rede	Posicionamento do equipamento na quadra
Altura do saque	Altura de contato com a bola
Altura de lançamento da bola no saque	Altura de saída da bola para a execução do saque

Para aquisição dos dados utilizados na construção do equipamento foram consideradas somente as jogadas executadas de forma correta e eficaz, ou seja, que atingissem o objetivo final, a quadra adversária.

Os resultados obtidos com a filmagem foram analisados no programa *Bioestat* 5.0 para verificação da

média aritmética e desvio padrão das variáveis relacionadas aos fundamentos (Tabela 2).

Tabela 2: Dados quantitativos relativos à análise da filmagem 1

Atletas - Feminino					
Jogador	Altura do Ataque (cm)	Distância lateral do Ataque em relação à antena (cm)	Distância Frontal do Ataque em relação à rede (cm)	Altura do Saque (cm)	Altura de lançamento da bola (cm)
1	124	26.0	38.3	104	26.1
2	125	40.7	45.7	106	49.9
3	122	16.6	50.6	92	39.5
4	121	38.2	43.0	97	34.6
5	119	15.8	37.3	98	53.5
Média	122.2	27.46	42.98	99.4	40.72
Desvio Padrão	2.39	11.69	5.47	5.64	11.18
Atletas - Masculino					
Jogador	Altura do Ataque (cm)	Distância lateral do Ataque em relação à antena (cm)	Distância Frontal do Ataque em relação à rede (cm)	Altura do Saque (cm)	Altura de lançamento da bola (cm)
1	153	23.1	70.0	131	18.6
2	139	41.8	56.0	128	35.0
3	140	61.7	45.3	122	41.9
4	151	39.0	53.1	125	18.2
5	142	20.9	44.2	127	35.0
Média	145	37.3	53.72	126.6	29.74
Desvio Padrão	6.52	16.50	10.39	3.36	10.73

As médias aritméticas forneceram dados para a confecção do protótipo do equipamento e o tipo de material utilizado (Figura 3).

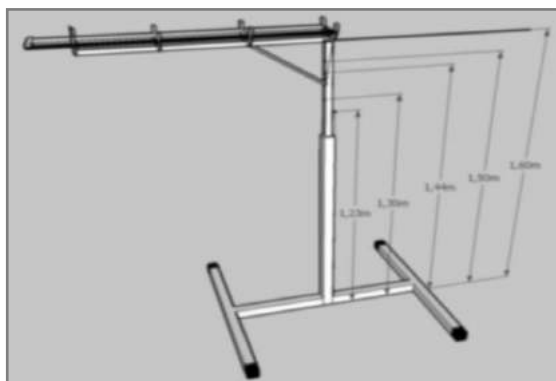


Figura 3: Modelamento do equipamento de ataque e saque

A parte superior do equipamento de ataque e saque é composta por um trilho formado por dois tubos de aço (1m de comprimento x 1,5mm de diâmetro) com inclinação de 3° para o encaminhamento da bola e o posicionamento final na ponta de ataque, soldado a um tubo vertical que compõe a estrutura.

A garra da ponta é composta por um braço fixo, soldada ao trilho, e um móvel, que é acionada pela própria bola. Esse mecanismo permite que quando uma bola está posicionada na ponta de ataque outra bola fique em espera e, quando a bola é retirada da ponta de ataque, a bola que estava em espera desce para a ponta de ataque e assim sucessivamente. A parte inferior é composta de uma base de altura regulável por uma cremalheira.

Para a validação do equipamento os atletas participaram de uma nova filmagem, com a introdução

do equipamento, executando o mesmo número de repetições dos fundamentos em questão (Figura 4).

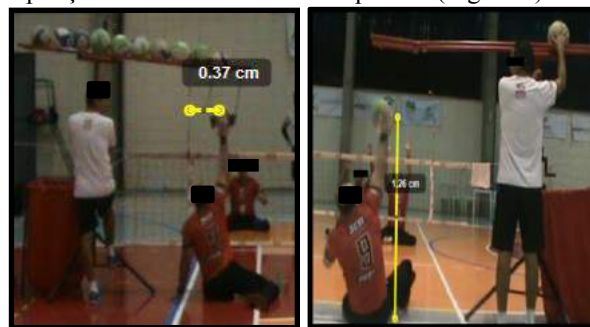


Figura 4: Execução dos fundamentos ataque e saque pelos atletas utilizando o equipamento

Resultados

Os resultados da filmagem 2 com a introdução do equipamento se mostrou praticamente inalterado, já que o equipamento possui um dispositivo de regulagem de altura. Todas as médias foram idênticas às encontradas na primeira filmagem, menos a variável altura de contato com a bola no saque, que não pode ser regulada e apresentou um pequeno aumento, mas muito próximo da média encontrada na filmagem 1 (Tabelas 3 e 4).

Para dados da filmagem 1 que apresentaram números não inteiros, a regulagem da máquina foi arredondada para o número inteiro mais próximo, para baixo ou para cima.

Tabela 3: Dados quantitativos relativos à análise da filmagem 2

Atletas - Feminino					
Jogador	Altura do Ataque (cm)	Distância lateral do Ataque em relação à antena (cm)	Distância Frontal do Ataque em relação à rede (cm)	Altura do Saque (cm)	Altura de lançamento da bola (cm)
1	122	27.5	43	107	41
2	122	27.5	43	113	41
3	122	27.5	43	108	41
4	122	27.5	43	115	41
5	122	27.5	43	110	41
Média	122	27.5	43	110.6	41
Desvio Padrão				3.4	
Atletas - Masculino					
Jogador	Altura do Ataque (cm)	Distância lateral do Ataque em relação à antena (cm)	Distância Frontal do Ataque em relação à rede (cm)	Altura do Saque (cm)	Altura de lançamento da bola (cm)
1	145	37	53	127	30
2	145	37	53	127	30
3	145	37	53	136	30
4	145	37	53	132	30
5	145	37	53	134	30
Média	145	37	53	131.2	30
Desvio Padrão				4.09	

Os dados obtidos com a filmagem 2 foram controlados em quatro das cinco variáveis, isto devido ao sistema de regulagem de altura do equipamento, levando os atletas a realizarem o movimento ou gestual motor da maneira mais correta possível.

A variável não controlada, altura do contato com a bola na hora da execução do saque, depende especificamente do tempo de reação do atleta no momento de soltura da bola.

Tabela 4: Comparação das médias dos dados quantitativos obtidos nas filmagens 1 e 2

Jogador	Atletas - Feminino				
	Altura do Ataque (cm)	Distância lateral do Ataque em relação à antena (cm)	Distância Frontal do Ataque em relação à rede (cm)	Altura do Saque (cm)	Altura de lançamento da bola (cm)
1	122.2	27.46	42.98	99.4	40.72
2	122	27.5	43	110.6	41
Média	122.1	27.48	42.99	105	40.86
Jogador	Atletas - Masculino				
	Altura do Ataque (cm)	Distância lateral do Ataque em relação à antena (cm)	Distância Frontal do Ataque em relação à rede (cm)	Altura do Saque (cm)	Altura de lançamento da bola (cm)
1	145	37.3	53.72	126.6	29.74
2	145	37	53	131.2	30
Média	145	37.15	53.36	128.9	29.87

O equipamento, após sua confecção, apresentou três sistemas integrados para melhor execução dos fundamentos pelos atletas: um sistema de regulagem de altura, um sistema de rolagem da bola e um sistema de preensão e soltura da bola que serve tanto para o atleta realizar o ataque, quanto para a realização do saque (Figura 5).

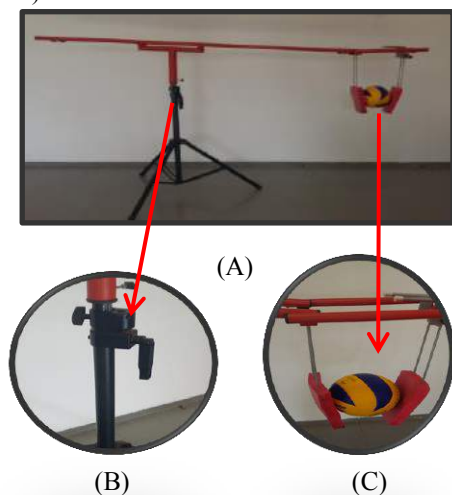


Figura 5: Versão final do equipamento para treino de saque e ataque. A) Visão geral do equipamento; (B) regulagem de altura do equipamento e (C) sistema de preensão da bola.

Discussão

Apesar do crescente aumento na participação de pessoas com deficiência na prática de modalidades paradesportivas, as atividades coletivas carecem de maior número de pesquisa e desenvolvimento de materiais que auxiliem o seu treinamento. A modalidade voleibol sentado, em especial carece de implementos que sejam desenvolvidos e pensados na especificidade e peculiaridades que a modalidade possui.

Os resultados encontrados com o equipamento ajustável à modalidade voleibol sentado apresentou grau de similaridade ao gestual motor, considerado correto, pois induziu o atleta a executar o movimento na sua maior extensão de cotovelo e com menor angulação do tronco no momento do golpe na bola, proporcionando maior possibilidade de sucesso da jogada.

A elaboração de equipamentos pode contribuir e auxiliar no treinamento de atletas com deficiência para o

desenvolvimento da técnica e de um gestual motor mais eficiente. O ajuste de equipamentos às especificidades de um determinado grupo de deficiências e modalidades pode contribuir para maximizar o seu desempenho, como acontece em modalidades como basquetebol em cadeira de rodas, tênis e o rúgbi [3].

Fabricantes de equipamentos para esportistas deficientes precisam levar em conta, cada vez mais, a capacidade funcional dos atletas e a especificidade da modalidade praticada, pois as características do jogo também interferem no tipo de material a ser desenvolvido [7].

Conclusões

Foram observadas similaridade total entre os dados aritméticos do gestual motor, realizado pelos atletas e os dados do equipamento, que possui regulagem de altura para adequação as médias encontradas de cada atleta, facilitando ainda mais sua execução, pois possibilita uma individualização das necessidades de cada indivíduo. Estes resultados fornecem suporte adicional à hipótese de que a o equipamento pode contribuir para a melhoria do gestual motor e desempenho.

Agradecimentos

A FAEP, a FAPESP e ao SESI-SP pelo apoio financeiro.

Referências

- [1] Jones CW. Defining advantage and athletic performance: The case of Oscar Pistorios. *Europe J Sport Science*, 2009.
- [2] Silva Junior JWC, Oliveira MA, Bonvent JJ. Conception, design and development of a low-cost intelligent prosthesis for one-sided transfemoral amputees. *Research Biomedical Engineering*. 2015. 31(1):62-69.
- [3] Leary M, Gruijters J, Mazur M, Subic A, Burton M, Fuss FK. A fundamental model of quasi-static wheelchair biomechanics. *Medical Engineering & Physics*. 2012; 34:1278– 1286.
- [4] Burkett B. Technology in Paralympic sport: performance enhancement or essential for performance? *Br J Sports Med*. 2010; 44:215-229.
- [5] Serviço Social da Indústria (São Paulo). Metodologia SESI-SP Paradesporto. São Paulo. SESI-SP Editora, 2013.
- [6] Galna B, Barry G, Jackson D, Mhiripiri D, Olivier P, Rochester L. Accuracy of the of the Microsoft Kinect sensor for measuring movement in people with Parkinson's disease. *Gait e Posture*. 2014; 39: 1062-1068.
- [7] Mason BS, Van Der Woude LHV, Goosey-Tolfrey VL. The Ergonomics of wheelchair configuration for optimal performance in the wheelchair court sports. *Sports Med*. 2013; 43:23–38.

EFEITOS DE TAREFAS ATENCIONAIS SOBRE A VARIABILIDADE DA MARCHA EM ADULTOS JOVENS

Rina M. Magnani^{1,3}, Georgia C. Lehen^{1,3}, Fábio B. Rodrigues^{2,3}, Gustavo S. S. e Souza^{2,3}, Marcus F. Vieira^{1,2,3}

¹Programa de Pós Graduação em Ciências da Saúde, Universidade Federal de Goiás, Goiânia/GO

²Programa de Pós Graduação em Engenharia Elétrica e de Computação, Universidade Federal de Goiás, Goiânia/GO

³Laboratório de Bioengenharia e Biomecânica, Universidade Federal de Goiás, Goiânia/GO

E-mail: rinamagnani@gmail.com

Resumo: O número de quedas e acidentes causados pela execução de dupla-tarefa ao caminhar aumenta com o crescimento do uso do telefone celular, e a variabilidade da marcha pode estar relacionada a isso. O objetivo desse estudo foi verificar os efeitos de condições de dupla-tarefa atencional sobre a variabilidade dos parâmetros espaço-temporais da marcha em adultos jovens. Participaram do estudo 20 jovens de ambos os sexos, que caminharam em esteira ergométrica por 4 minutos com 2 minutos de intervalo nas seguintes condições escolhidas aleatoriamente: i) caminhada com olhos fixos a um ponto a 2,5 metros da esteira; ii) caminhada conversando no celular com manuseio unilateral do aparelho; iii) caminhada digitando com manuseio unilateral do aparelho, e iv) caminhada com fone de ouvido escutando música. Podemos observar que nas condições de dupla-tarefa avaliadas houve um aumento da largura da passada ($p=0,001$) em relação a condição sem dupla-tarefa, assim como redução da frequência do passo. O comprimento do passo reduziu para as condições com manuseio do aparelho e aumentou na condição de ouvir música, enquanto que a média do desvio padrão (DP) das características cinemáticas da marcha aumentou para as condições de ouvir música e conversar e reduziu durante a condição de digitar mensagens. Concluímos que as alterações na variabilidade dos parâmetros espaço-temporais da marcha promovem a concorrência pela atenção na condição de dupla-tarefa.

Palavras-chave: marcha humana, dupla-tarefa, cinemática.

Abstract: The number of falls and accidents caused by dual task while walking increases as the cell phone use increases. The aim of this study was to investigate the variability of gait spatiotemporal parameters in attentional dual task conditions, such as talking, typing messages and listening to music in young adults. The effect of mobile phone use in gait was evaluated with twenty young subjects of both sexes, that walked on a treadmill for 4 minutes with 2 minutes of rest interval between the following conditions: i) walk with eyes fixed to one point to 2.5 meters in ahead; ii) walking talking on cell phone with unilateral handling of

cellphone; iii) walking typing messages with unilateral handling of cellphone, and iv) walking with headphones listening to music without handling the cellphone. We can observe that for all dual-task conditions evaluated there was a significant increase of stride width compared to the condition without dual task, and a decrease of the step frequency. The step length was reduced in handling apparatus conditions, increased in the listening to music condition, while the average standard deviation of the gait kinematic characteristics increased in listening to music and talking conditions, and reduced in typing message conditions. We conclude that changes in the variability of gait spatiotemporal parameters promote competition for attention in the dual-task condition.

Keywords: human gait, dual task, kinematics.

Introdução

A marcha, embora muito praticada, não é completamente automática e áreas cognitivas de função executiva e atenção estão ativas durante o controle motor da caminhada. Desempenhar a marcha associada a outra tarefa, como conversar ou digitar no telefone celular, requer habilidades cognitiva; neuromotora; física; de memória e de competição pela atenção visual [1, 2, 3, 4].

Frequentemente as pessoas realizam tarefas atencionais e cognitivas enquanto caminham. Diversos estudos empregaram os paradigmas da dupla-tarefa para avaliar o papel da demanda atencional concorrente no controle motor da marcha humana, em populações saudáveis e especiais, relacionando ao aumento do risco de quedas, da variabilidade cinemática e estabilidade da marcha [5, 6, 7, 8].

Segundo *TeleGeography*, em 2013, 77% da população mundial usava mensagens como método de comunicação. Em 2015, havia no mundo 7,1 bilhões de celulares ativos para 7,3 bilhões de seres humanos [9]. No Brasil, em fevereiro de 2016, havia mais de 257 milhões de celulares ativos com densidade de 125,31 para cada 100 habitantes, segundo a Agência Nacional de Telecomunicações [10]. Os telefones inteligentes já se tornaram parte de nossa vida diária e muito

comumente as pessoas se tornam dependentes deles. Um estudo realizado na Coreia apresentou uso diário do telefone celular em dias de semana de 5,1 horas e em finais de semana de 5,9 horas por dia [11].

Diversos estudos têm apresentado preocupação com a concorrência entre o uso do telefone celular e o comportamento de motoristas e pedestres na dupla-tarefa de dirigir e caminhar, na qual a distração cognitiva aumentada reduz a consciência e aumenta a insegurança, e a limitação da visão reduz a velocidade de caminhada, podendo levar a acidentes e até a morte [12]. Estudos mostraram que durante o uso do telefone celular, seus usuários recordam um menor número de palavras e são menos cuidadosos ao atravessar a rua [2, 13].

Quando os indivíduos estão utilizando o telefone celular, é necessário focalizar numa pequena tela portátil, o que reduz a informação visual em relação ao ambiente, ao mesmo tempo que requer maior destreza manual, flexão de cabeça e pescoço e alto nível de concentração [13]. Digitar ou ler no telefone celular modifica a caminhada como resultado da demanda cognitiva aumentada para o trabalho de memória e controle executivo. Uma das características mais relatadas é a velocidade da caminhada reduzida para diminuir movimento do pescoço, devido a limitação do balanço dos braços [9, 13].

A variabilidade das características cinemáticas foi associada à redução da velocidade nos experimentos de caminhada no chão associado a resposta de um e-mail [14], digitação de texto [13] e jogos de lógica e memória no celular [2]. Schabrun e colaboradores [9] encontraram variabilidade também em parte de sua amostra com protocolo na esteira ergométrica e velocidade controlada. Deste modo, tendo em vista a carência de estudos que avaliem a variabilidade da marcha em diferentes condições amplamente praticadas por jovens no seu dia-a-dia, como atividades relacionadas ao uso de celular e caminhar escutando música, justifica-se a realização do presente estudo que teve como objetivo verificar os efeitos de condições de dupla-tarefa atencional sobre a variabilidade dos parâmetros espaço-temporais da marcha em adultos jovens.

Materiais e métodos

Participaram do estudo 20 jovens sendo 10 de cada sexo, com idade média $24,5 \pm 3,3$ anos, massa corporal média $69,0 \pm 13,7$ kg e altura média $162,2 \pm 36,7$ cm, que consentiram em participar voluntariamente. Os critérios de inclusão foram: idade entre 18 e 35 anos e usuários de *smartphone*; e os critérios de exclusão foram: lesões e cirurgias musculoesqueléticas nos últimos 12 meses que impossibilitasse a execução da caminhada.

O protocolo experimental incluiu quatro condições de caminhada na esteira na mesma velocidade pré-determinada, durante 4 minutos cada: i) caminhada com olhos fixos a um ponto a 2,5 metros da esteira e

cabeça em posição neutra – marcha normal (MN); ii) caminhada conversando no celular sobre variados assuntos com manuseio unilateral do aparelho – marcha conversando (MC); iii) caminhada digitando mensagens em aplicativo de mensagem instantânea com manuseio unilateral do aparelho – marcha digitando (MD) e iv) caminhada com fone de ouvido, escutando música padrão sem manuseio do aparelho telefônico – marcha escutando (ME). Cada condição experimental foi testada 2 vezes em sequência aleatória com período de repouso de 2 minutos entre elas, sendo a primeira coleta utilizada como familiarização ao protocolo.

O protocolo foi realizado em uma esteira ergométrica com uma resolução de 0,14 m/s, inclinação horizontal de 0 % (H - horizontal), na velocidade de 4,0 km/h. Cada sujeito utilizou seu próprio telefone celular devido à habituação aos comandos e manuseio. Nenhuma instrução especial foi dada quanto a linguagem, correção ortográfica, acerto das respostas e quantidade de palavras digitadas.

Para a análise cinemática da marcha foi utilizada um sistema de captura de movimento constituído por 10 câmeras infravermelho (Vicon Motion Systems Ltda. Oxford, UK), a uma taxa de amostragem de 100Hz. Foram posicionados 9 marcadores, um na vértebra T1 e os restantes nos pés incluindo maléolos laterais, calcâneo posterior e 1ª e 5ª cabeças de metatarsos bilateralmente.

Em cada tentativa foram selecionadas 150 passadas (300 passos), identificadas pelos cross-zeros da velocidade do marcador do calcanhar. As variáveis estudadas foram: frequência do passo (FP) (Hz), comprimento do passo (CP) (cm) e largura da passada (LP) (cm), calculadas como a média dos valores correspondentes obtidos a partir dos 300 passos em cada ensaio. A variabilidade foi mensurada pelo desvio padrão (DP) dessas variáveis, também calculado ao longo de cada ensaio. Outra medida de variabilidade adotada foi a média dos desvios padrões da aceleração mediolateral do tronco (VAR_{ML}). Para calcular VAR_{ML} cada passada foi normalizada no tempo (0-100%). Para cada um dos 101 pontos normalizados, o desvio padrão da aceleração mediolateral do tronco ao longo das 150 passadas foi calculado. Em seguida VAR_{ML} foi calculada como a média desses 101 DP [5].

Para aferir a distribuição normal dos dados foi aplicado o teste de Shapiro-Wilk. Todas as variáveis foram comparadas entre as condições com análise da variância de medidas repetidas (ANOVA), para os dados paramétricos, e o teste de Friedman para os dados não paramétricos. Todos os testes estatísticos foram realizados por meio do software SPSS v. 21.0, com um nível de significância $p < 0.05$.

Resultados

A LP, bem como o respectivo desvio padrão ao longo das tentativas apresentaram diferenças significativas entre as diferentes condições (Figura 1).

Pode-se observar aumento da largura da passada nas condições de demanda atencional, enquanto que, embora não significativo, a frequência e comprimento do passo (exceto condição ME) reduziram com a dupla-tarefa (Tabela 1).

A VAR_{ML} apresentou diferença entre as condições (teste de Friedman, $p=0,008$), no qual podemos observar aumento nas condições MC e ME e redução para MD em relação à condição MN.

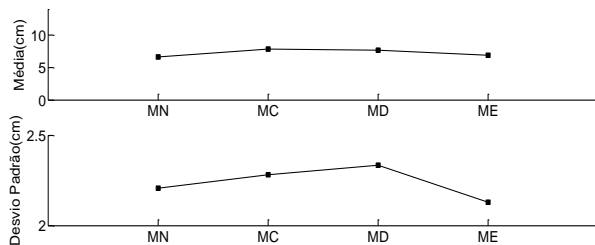


Figura 1: Média da largura da passada (acima) e seu respectivo desvio padrão médio ao longo da tentativa (abaixo) nas quatro condições (MN – marcha normal; MC – marcha conversando; MD – marcha digitando; ME – marcha escutando música).

Tabela 1. Parâmetros espaço-temporais da marcha e sua respectiva variabilidade nas quatro condições investigadas.

Média ($\pm DP$)					
	MN	MC	MD	ME	p
FP (Hz)	1,71 \pm 0,13	1,70 \pm 0,09	1,69 \pm 0,07	1,70 \pm 0,07	0,541*
CP (cm)	60,67 \pm 3,41	60,44 \pm 3,35	60,42 \pm 3,20	60,74 \pm 3,16	0,710*
LP (cm)	6,60 \pm 2,98	7,82 \pm 3,04	7,61 \pm 3,07	6,90 \pm 2,96	0,001*
VAR_{ML} (cm/s ²)	0,21 \pm 0,08	0,24 \pm 0,14	0,18 \pm 0,04	0,22 \pm 0,15	0,008+
Desvio Padrão ao Longo da Tentativa					
	MN	MC	MD	ME	p
FP (Hz)	0,036	0,033	0,037	0,038	0,212+
CP (cm)	1,503	1,569	1,60	1,564	0,682+
LP (cm)	2,207	2,281	2,333	2,127	0,007+

(*ANOVA de medida repetida; + Teste de Friedman; MN – marcha normal; MC – marcha conversando; MD – marcha digitando; ME – marcha escutando; FP – frequência do passo; CP – comprimento do passo; LP – largura do passo; VAR_{ML} – média do desvio padrão).

Em nosso estudo, as condições em que os jovens usaram as mãos e diminuíram os movimentos da cabeça tiveram passos menores (MC e MD), e nas condições que mantiveram o balanço dos braços e posição neutra da cabeça, os jovens apresentaram maior comprimento do passo, com ME maior que MN.

O balanço dos braços reduz o momento angular do corpo no eixo vertical e também do custo metabólico da marcha, além de auxiliar na recuperação, caso haja uma perturbação, da estabilidade da marcha. O reduzido balanço dos braços, que ocorre, por exemplo, quando se usa um telefone celular impacta negativamente na marcha e resulta em estratégias estabilizadoras de maior custo, com aumento da ativação muscular de tronco e da base de suporte [1, 9].

O movimento da cabeça está intimamente ligado ao movimento do tronco. Durante o uso do telefone

Discussão

O objetivo desse trabalho foi estudar a variabilidade da marcha por meio de parâmetros espaço-temporais em condições de dupla-tarefa atencional de conversar, digitar mensagens e escutar música com telefone celular em adultos jovens ativos. Podemos observar que mesmo com a velocidade controlada, a dupla-tarefa associada ao uso unimanual e campo visual reduzido característico do uso do celular produziram alterações nos parâmetros da marcha analisados.

A dupla-tarefa cognitiva aumenta a demanda da função executiva responsável pelo controle e regulação dos processos cognitivos (como planejamento, tomada de decisão e resolução de problemas), dos movimentos voluntários e da memória de trabalho que integra estímulos do tempo presente e memórias armazenadas para a organização temporal. Sendo assim, reduzir a habilidade de extrair informação espaço-temporal do ambiente pode desencadear erros na tarefa motora subconsciente de caminhar [6, 8].

celular esse movimento é reduzido para permitir uma otimização da relação entre os olhos, braços, tronco e telefone a fim de manter o aparelho dentro do campo visual [9].

A LP em relação à condição MN aumentou significativamente nas condições de ler e digitar (texto, e-mail ou mensagem direta), corroborando com achados anteriores [1, 2, 9, 14]. Um estudo com jovens encontrou que a variabilidade entre as passadas aumentou ao redigir um texto no celular, já a habilidade envolve recursos cognitivos e físicos, integração de funções motora grossa e fina e visão de perto e de longe [15].

O desvio padrão da LP em nosso estudo também alterou significativamente, aumentando nas condições MC e MD, que parecem impor maior variabilidade na base de apoio durante a marcha. Esse efeito foi

reduzido, entretanto, na condição ME, o que sugere que nessa condição o foco na marcha parece aumentar, reduzindo a variabilidade.

Também podemos observar menor FP em todas as condições em relação a MN, sendo que MD apresentou a menor frequência, demonstrando os efeitos do manuseio unimanual e a redução do campo de visão na adaptação das características do passo. Resultados semelhantes foram encontrados por Schabrun e colaboradores [9] em experimentos com marcha no chão e esteira ergométrica.

Mecanismos de *feedback* visual e vestibular geram movimentos compensatórios dos membros superiores. A redução da visão periférica é associada a uma marcha mais cautelosa que contribui para alterações da variabilidade da marcha [16]. Em nosso estudo podemos observar diferença estatística significativa apenas para DP da LP com aumento para as condições MC e MD e diminuição para ME, enquanto que a variabilidade do tronco (VAR_{ML}) apresentou aumento para MC e ME e redução para a condição MD e relação a MN.

A interferência da dupla-tarefa cognitiva-motora pode ser melhor observada na infância e senilidade, períodos no qual a marcha é um movimento menos automático, resultante de imaturidade ou declínio sensorio-motor e depende de mais atenção para seu controle [3], justificando a faixa etária da amostra estudada. A concorrência da dupla-tarefa pode ter consequências como quedas, colisões, tropeços ou esbarrões que podem levar a diversos tipos de lesões. Dentre os 20 jovens avaliados por Schabrun e colaboradores, 35% relataram algum tipo de intercorrência como as citadas [9], e outro estudo encontrou que 83% da amostra de 33 jovens já experimentaram alguma lesão acidental em decorrência de atividades que envolvem dupla-tarefa [13].

Conclusão

Inferese dos resultados que as alterações na variabilidade dos parâmetros espaço-temporais da marcha promovem a concorrência pela atenção na condição de dupla-tarefa.

Referências

- [1] Kao PC, Higgison CI, Seymour K, Kamerdze M, Higginson JS. Walking stability during cell phone use in healthy adults. *Gait & Posture*. 2015; 41: 947–953.
- [2] Lamberg EM, Muratori LM. Cell phones change the way we walk. *Gait & Posture*. 2012; 35: 688–690.
- [3] Schaefer S, Jagenow D, Verrel J, Lindenberger U. The influence of cognitive load and walking speed on gait regularity in children and young adults. *Gait & Posture*. 2015; 41: 258–262.
- [4] Szturm T, Maharjana P, Marottab JJ, Shay B, Shrestha S, Sakhalkar V. The interacting effect of cognitive and motor task demands on performance of gait, balance and cognition in young adults. *Gait & Posture*. 2013; 38:596–602.
- [5] Dingwell JB, Robb RT, Troy KL, Grabiner MD. Effects of an attention-demanding task on dynamic stability during treadmill walking. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*. 2008; 5(12).
- [6] Polskaia NB. The impact of auditory and visual cognitive tasks on postural control in young adults. *Journal of Exercise Movement and Sport*. 2015; 47(1).
- [7] Remaud A, Boyas S, Caron Gar, Bilodeau M. Attentional demands association with postural control depend on task difficulty and visual condition. *Journal of Motor Behaviour*. 2012; 44:329-340.
- [8] Qu X. Age-related cognitive task effects on gait characteristics: do different working memory components make a difference? *J NeuroEngineering and Rehabilitation*. 2014; 11:149-152.
- [9] Schabrun Sm, Van Den Hoorn W, Moorcroft A, Greenland C, Hodges Pw. Texting and Walking: Strategies for Postural Control and Implications for Safety. *Plos One*. 2014; 9(1).
- [10] Agência Nacional de Telecomunicações – ANATEL. Relatório sobre telefonia móvel [internet]. 2016. Acesso em 22 de março de 2016. Disponível em: <http://www.anatel.gov.br/dados/index.php/destaqu-e-1>.
- [11] Cho Sh, Choi Mh, Goo Bo. Effect of Smart Phone Use on Dynamic Postural Balance. *J. Phys. Ther. Sci*. 2014; 26: 1013–1015.
- [12] Aldridge, JM. The effect of concurrent cell phone use and walking on gait characteristics [dissertação]. Las Vegas: Universidade de Nevada; 2009.
- [13] Kim H, Park J, Cha J, Song Ch. Influence of mobile phone texting on gait parameters during ramp ascent and descent. *Phys Ther Rehabil Sci*. 2014; 3(1): 43-48.
- [14] Demura S, Uchiyama M. Influence of cell phone email usage on gait characteristics. *European Journal Sport Science*. 2009; 9:303-309.
- [15] Agostini V, Lo Fermo F, Massazza G, Knaflitz M. Does texting while walking really affect gait in young adults? *Journal NeuroEngineering and Rehabilitation*. 2015; 12(86).
- [16] Marone JR, Patel PB, Hurt CP, Grabiner MD. Frontal plane margin of stability is increased during texting while walking. *Gait & Posture*. 2014; 40: 243–246.

VARIABILIDADE DA MARCHA COM CARGA POSTERIOR SIMÉTRICA E ASSIMÉTRICA DE JOVENS ADULTOS

Rina M. Magnani^{1,3}, Fábio B. Rodrigues^{2,3}, Georgia C. Lehen^{1,3}, Gustavo S. S. Souza^{2,3}, Marcus F. Vieira^{1,2,3}

¹Programa de Pós Graduação em Ciências da Saúde, Universidade Federal de Goiás, Goiânia/GO

²Programa de Pós Graduação em Engenharia Elétrica e de Computação, Universidade Federal de Goiás, Goiânia/GO

³Laboratório de Bioengenharia e Biomecânica, Universidade Federal de Goiás, Goiânia/GO
e-mail: rinamagnani@gmail.com

Resumo

Indivíduos comumente usam mochilas para carregar pertences durante a vida diária e laboral e a sobrecarga pode causar alteração na postura e equilíbrio dinâmico da marcha. O objetivo desse trabalho foi identificar a variabilidade dos parâmetros espaço-temporais da marcha em condições de transporte de carga posterior com distribuição de peso simétrica e assimétrica na direção mediolateral. Foram avaliados 20 jovens de ambos os sexos, que caminharam em esteira ergométrica por 4 minutos com 2 minutos de intervalo entre as seguintes condições: 1) caminhada sem carga; 2) caminhada com carga de 10% da massa corporal em mochila com ambas as alças - simétrica; 3) caminhada com carga de 10% da massa corporal em mochila com uma alça - assimétrica. Podemos observar que o comprimento e a largura da passada aumentaram nas condições carregando carga, enquanto que a frequência do passo diminuiu. A média dos desvios padrão entre as amostras das passadas reduziu com carga simétrica e aumentou com carga assimétrica. Concluímos que a carga de 10% da massa corporal não implica em uma marcha mais conservadora para a manutenção do equilíbrio dinâmico e que a variabilidade é maior na condição no qual a carga é distribuída de forma assimétrica, em adultos jovens.

Palavras-chave: marcha humana, carga, variabilidade, mochila, cinemática.

Abstract: *Individuals commonly wear backpacks to carry your belongings during daily and working life and an overload can cause changes in posture and gait dynamic balance. The aim of this study was to identify the gait spatiotemporal parameters variability under load carrying conditions with symmetrical and asymmetrical weight distribution in mediolateral direction. Twenty young adults of both sexes were evaluated walking on a treadmill for 4 minutes with 2 minutes of rest interval between the following conditions: 1) walking without load; 2) walking with load of 10% body weight in backpack using both straps - symmetrical; 3) walking with load of 10% body weight in backpack using only one strap -*

asymmetrical. We could observe that step length, stride width increased, and step frequency reduced on loading conditions. The average standard deviation of all strides reduced with symmetrical load and increased with asymmetrical load. We conclude that 10% body weight load does not imply in a conservative walking to aim dynamic balance and the variability was greater on the asymmetrically load distributed condition in young adults.

Keywords: *human gait, load, variability, backpack, kinematics.*

Introdução

Caminhar carregando peso moderado é um evento essencial para algumas atividades laborais e recreacionais [1]. Comumente, jovens optam por usar mochilas e distribuir o peso sobre os ombros; porém carregar peso excessivo ou por longos períodos de tempo contribui para a distribuição inadequada do mesmo, o que aumenta a tensão em diferentes partes do corpo, o que pode causar uma postura indesejada [2, 3].

Estudos tem demonstrado que, sob influência de carga, os indivíduos escolhem um padrão de marcha mais conservador e cauteloso, notável pelas diferenças dos parâmetros e da estabilidade da marcha humana [4]. Os efeitos têm sido estudados pelas mudanças nos parâmetros biomecânicos e fisiológicos da marcha, tais como redução da velocidade, da frequência e do tamanho do passo [5], aumento da duração do período de duplo apoio [6], maior força de reação do solo [3] e menor coordenação e estabilidade da marcha [7].

Diversos estudos têm observado os efeitos do uso de mochilas em crianças e adolescentes em fase escolar. Baseados nesses achados, diversas organizações têm emitidos consensos e recomendações. Em 2009, a *American Occupational Therapy Association* (AOTA) e a *American Physical Therapy Association* (APTA) recomendaram não carregar mochilas mais pesadas que 15% (ou entre 10% e 20%) da massa corporal e em 2012 alteraram para 10% da massa corporal como a carga segura, assim como a *International Chiropractic Pediatric*

Association (ICPA), American Academy of Orthopaedic Surgeons (AAOS) e American Chiropractic Association (ACA) [8, 9]. De toda forma, a recomendação não se aplica em consensos a outras faixas etárias da população.

O objetivo desse trabalho foi identificar a variabilidade dos parâmetros espaço-temporais da marcha em condições de transporte de carga posterior de 10% da massa corporal com distribuição de peso simétrica e assimétrica em adultos jovens.

Metodologia

Participaram do estudo 20 jovens, sendo 10 de cada sexo, com idade média $24,5 \pm 3,3$ anos, massa corporal média $69,0 \pm 13,7$ kg e altura média $162,3 \pm 36,7$ cm, que consentiram em participar voluntariamente do estudo. O critério de inclusão foi ter idade entre 18 e 35 anos e os critérios de exclusão foram lesões e cirurgias musculoesqueléticas nos últimos 12 meses que impossibilitasse a execução da caminhada.

O protocolo experimental incluiu três condições de caminhada na esteira na mesma velocidade pré-determinada: 1) caminhada sem carga – marcha normal (MN); 2) caminhada com mochila com ambas as alças – marcha simétrica (MS); 3) caminhada com mochila com única alça – marcha assimétrica (MA).

A caminhada foi realizada em uma esteira ergométrica com uma resolução de 0,14 m/s, inclinação horizontal de 0% (H - horizontal), na velocidade de 4,0 km/h. A carga utilizada foi de 10% da massa corporal.

A fim de adaptar ao experimento e evitar acomodação, foram realizadas duas tentativas de 4 minutos para cada condição em ordem aleatória, com repouso de 2 minutos entre elas.

Para a análise cinemática da marcha, 8 marcadores retro-refletivos foram posicionados nos pés: maléolo

lateral, calcâneo posterior, 1ª e 5ª cabeças de metatarsos, bilateralmente, e um marcador no processo espinhoso de T1. Um sistema de captura de movimento constituído por 10 câmeras infravermelho BONITA 10 (Vicon Motion Systems Ltd. Oxford, UK) foi utilizado para registrar em tempo real a trajetória 3D dos marcadores utilizados, a uma taxa de amostragem de 100 Hz.

As variáveis estudadas foram: frequência do passo (FP) (Hz), comprimento do passo (CP) (cm) e largura da passada (LP) (cm) dadas pelo evento de contato dos calcânes ao longo de 150 passadas, seus respectivos desvios padrão e a média dos desvios padrão, que define a variabilidade (VAR) entre as amostras de todas as passadas.

Para aferir a distribuição normal dos dados foi aplicado o teste de Shapiro-Wilk. Todas as variáveis foram comparadas entre as condições com análise da variância de medidas repetidas (ANOVA), para os dados paramétricos, e o teste de Friedman para os dados não paramétricos. Todos os testes estatísticos foram realizados por meio do software SPSS 21.0, com um nível de significância de 5%.

Resultados

Não houve diferenças significativas entre as condições para as variáveis FP, CP e LP.

Embora não significativo, podemos observar redução da FP, além do aumento do CP e LP para ambas condições de carga (MA; MS) em relação a MN (Tabela 1).

A análise de variância não paramétrica pelo teste de Friedman da VAR apresentou diferença estatística ($p=0,001$), no qual podemos observar aumento da variabilidade da marcha na condição MA e redução da variabilidade para a condição MS.

Tabela 1. Parâmetros espaço-temporais da marcha e sua respectiva variabilidade nas três condições investigadas.

Média (\pm DP)				
	MN	MS	MA	<i>p</i>
FP (Hz)	$1,71 \pm 0,13$	$1,67 \pm 0,07$	$1,69 \pm 0,08$	0,321*
CP (cm)	$60,6 \pm 3,41$	$61,48 \pm 3,34$	$60,90 \pm 3,29$	0,244*
LP (cm)	$6,60 \pm 2,98$	$7,09 \pm 3,1$	$7,64 \pm 4,11$	0,357*
VAR	$0,21 \pm 0,08$	$0,18 \pm 0,07$	$0,26 \pm 0,19$	0,001+
Desvio Padrão				
	MN	MS	MA	<i>p</i>
FP (Hz)	0,036	0,039	0,040	0,287+
CP (cm)	1,503	1,644	1,672	0,053*
LP (cm)	2,207	2,404	2,501	0,033*

*ANOVA de medida repetida; + Teste de Friedman; MN – marcha normal; MS – marcha carga simétrica; MA – marcha carga assimétrica; FP – frequência do passo; CP – comprimento do passo; LP – largura do passo; VAR – média do desvio padrão.

Discussão

O aumento da variabilidade dos parâmetros da marcha tem sido interpretado como um sinal de instabilidade, mas pode significar também uma maior adaptabilidade para controle da estabilidade ao longo das variações no tempo e posição do contato dos pés. Em conjunto, as mudanças na média dos parâmetros da marcha representam um desvio da condição preferida, o qual tem demonstrado induzir um maior gasto energético [10].

Em nosso estudo, encontramos que a VAR dos parâmetros da marcha reduziu na MS e aumentou na MA. Uma interpretação possível é que essas adaptações da marcha resultem no aumento da estabilidade, o que pode indicar efeitos de movimentos coordenados críticos para controlar o equilíbrio dinâmico e evitar a queda, durante a marcha com carga [11]. Uma outra indicação é que a estratégia de adaptação da marcha é utilizada para reduzir o gasto energético, já que a atividade muscular de tronco e membros inferiores é aumentada [12, 13]. Vários autores demonstraram que a esteira diminui a variabilidade da marcha, porque impõe um ritmo mais regular ao indivíduo. Mesmo assim, nós achamos diferenças significativas na variabilidade da marcha em nosso estudo. Assim, podemos inferir um aumento um pouco mais significativo dessa variabilidade na marcha realizada no chão.

Estudos referentes às alterações dos parâmetros espaço-temporais da marcha em situações no chão de grande demanda concordam que há uma diminuição do CP e aumento da FP, a fim de reduzir o estresse sobre os ossos e ajudar na prevenção de fraturas. Além de observarem um aumento do período de duplo apoio e consequente redução do tempo de apoio simples, para evitar tropeços e quedas [3, 6, 14].

No estudo de Mummolo [5], em percurso no chão com e sem carga de 25 kg nas costas, encontrou-se redução da velocidade, comprimento do passo, margem de estabilidade e da estabilidade da marcha na condição com carga.

A LP está relacionada a estratégia da estabilidade lateral, e sua maior variabilidade indica uma marcha menos estável [4]. Em nosso estudo, encontramos aumento da LP para as condições com carga, embora não significativo.

Além disso, obtivemos resultados contrários aos encontrados com caminhada no chão: redução da FP e aumento do CP nas condições com carga na mochila. Durante a caminhada no chão, as variações dos parâmetros da marcha se alteram com a mínima alteração da velocidade, enquanto que com a metodologia do nosso estudo, com a velocidade controlada, pudemos observar adaptações distintas.

Um estudo na esteira ergométrica com as condições com e sem mochila com 15% da massa corporal não encontrou diferença significativa no comprimento e

período da passada com uma ou duas alças [2]. Outro estudo com carga de 30% da massa corporal por longo período de caminhada na esteira apresentou aumento do CP, porém não apresentou diferenças temporais [15].

O estudo de Cottalorda e seus colegas [16] reportaram que o comprimento e o período da passada aumentaram com o uso assimétrico da mochila quando comparado a caminhada sem carga. Em contraste, Pascoe e seus colegas [18] encontraram uma diminuição com o uso assimétrico ou simétrico da mochila com relação a caminhada sem carga.

Em nossos achados, 10% da massa corporal de carga em curto período de caminhada não levou os sujeitos a adotarem marcha mais conservadora, considerando os parâmetros espaço temporais. Porém, houve aumento da variabilidade, medida por VAR e pelo desvio padrão da LP.

Conclusão

A variabilidade da marcha é maior na condição na qual a carga é distribuída de forma assimétrica em adultos jovens. A carga de 10% da massa corporal não implica numa marcha mais conservadora nas condições de carga estudadas, o que demonstra que a carga recomendada a crianças e adolescentes em idade escolar também pode ser considerada para adultos jovens em relação aos aspectos de variabilidade.

Referências

- [1] Doyle SS, Lemaire E, Besemann M, Dudek NL. Changes to transtibial amputee gait with a weighted backpack on multiple surfaces. *Clinical Biomechanics*. 2015; 30(10): 1119–1124.
- [2] Abaraogu UO, Ugwa WO, Onwuka E, Orji E. Effect of single and double backpack strap loading on gait and perceived exertion of young adults. *Journal of Back and Musculoskeletal Rehabilitation*. 2016; 29: 109–115.
- [3] Berceanu C, Marghitu DB, Gudavalli MR, Raju PK, Vikas Y. Gait analysis parameters of healthy human subjects with asymmetric loads. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*. 2015; 20.
- [4] Cain SM, McGinnis RS, Davidson SP, Vitali RV, Perkins NC, Mclean SG. Quantifying performance and effects of load carriage during a challenging balancing task using an array of wireless inertial sensors. *Gait and Posture*. 2016; 43: 65–69.
- [5] Mummolo C, Park S, Mangialardi L, Kim JH. Loaded Versus Unloaded Gait Balance Stability: A Measure of Dynamic Walking. *ASME 2015 International Design Engineering Technical Conferences and Computers and Information in Engineering Conference*. 2015; 6.

- [6] Yoo B, Kim S, Merryweather AS, Bloswick DS. The Effect of Carrying a Military Backpack on a Transverse Slope and Sand Surface on Lower Limb Kinetics. *The Japanese journal of ergonomics*. 2015; 51:S398-S403.
- [7] Russell DM, Haworth JL, Martinez-Garza C. Coordination dynamics of (a) symmetrically loaded gait. *Experimental Brain Research*. 2016; 234(3):867-881.
- [8] Rai A, Agarwal S, Bharti S. Postural Effect of Back Packs on School Children: Its Consequences on Their Body Posture. *IJHSR*. 2013; 3(10): 109-116
- [9] Walicka-Cupryś K, Skalska-Izdebska R, Rachwał R, Truszczyńska A. Influence of the Weight of a School Backpack on Spinal Curvature in the Sagittal Plane of Seven-Year-Old Children. *BioMed Research International*. 2015; 6.
- [10] Ijmker T, Lamoth CJ, Houdijk H, Van Der Woude LH, Beek PJ. Postural threat during walking: effects on energy cost and accompanying gait changes. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*. 2014; 11(71).
- [11] Bruijn SM, Meijer OG, Beek PJ, Van Dieën JH. Assessing the stability of human locomotion: a review of current measures. *J R Soc Interface*. 2013; 10(83).
- [12] Mummolo C, Park S, Mangialardi L, Kim JH. Computational evaluation of load carriage effects on gait balance stability. *Computer methods in Biomechanics and Biomedical engineering*, 2015; 6.
- [13] Dames KD, Smith JD. Effects of load carriage and footwear on spatiotemporal parameters, kinematics, and metabolic cost of walking. *Gait and Posture*. 2015; 42(2): 122–126.
- [14] Attwells R, Birrell S, Hooper R, Mansfield N. Influence of carrying heavy loads on soldiers' posture, movements and gait. *Ergonomics*. 2006; 49(14): 1527–1537.
- [15] Tay CS, Lee JK, Teo YS, Foo PQZ, Tan PMS, Kong PW. Using gait parameters to detect fatigue and responses to ice slurry during prolonged load carriage. *Gait and Posture*. 2016; 43:17–23.
- [16] Cottalorda J, Rahmani A, Diop M, Gautheron V, Ebermeyer E, Belli A. Influence of school bag carrying on gait kinetics. *J Ped Ortho*. 2003; 12:357-364.
- [17] Pascoe DD, Pascoe DE, Wang YT, Shim DM, Kim CK. Influence of carrying book bag on gait cycle and posture of youths. *Ergon*. 1997; 40:631-641.

AValiação DO CRITÉRIO DE ACEITABILIDADE DO MODELO DE FASE CONSTANTE DA MECÂNICA RESPIRATÓRIA

R. de L. VITORASSO*, M. A. OLIVEIRA**, A. S. SUAIDEN**, W. TAVARES-DE-LIMA**, H. T. MORIYA*

*Laboratório de Engenharia Biomédica, Escola Politécnica, Universidade de São Paulo (USP), SP, Brasil

**Departamento de Farmacologia, Instituto de Ciências Biomédicas, USP, SP, Brasil
e-mail: htmoriya@usp.br

Resumo: A avaliação da mecânica respiratória é realizada comumente por meio de modelagem matemática. Um modelo amplamente utilizado é o de fase constante que se ajusta à impedância respiratória. Uma das variáveis exibidas por equipamentos de ventilação que aplicam o modelo citado é o Coeficiente de Determinação (COD), um medidor do ajuste do modelo. Há algumas situações em que o COD pode apresentar-se baixo, como: sedação superficial, respiração espontânea, perturbações externas e não linearidade. Entretanto, apesar de os valores de COD estarem disponíveis em ventiladores que utilizam os modelos de fase constante, a literatura é escassa em trabalhos que o citem. O objetivo deste trabalho foi analisar o comportamento do COD em uma curva dose resposta de camundongos BALB/c divididos em um grupo controle e um grupo com modelo animal de asma (OVA). Foram encontrados piores ajustes nas doses mais altas, principalmente no grupo OVA. Foi encontrada uma associação entre parâmetros excluídos nas 5 primeiras medidas e doses ($p=0,0026$) no grupo OVA. Foram excluídas 11 mensurações na última dose enquanto na primeira ou segunda apenas 2. O risco relativo para apresentar medidas excluídas entre a última e primeira ou segunda doses é: 5,5 e IC: 1,30 - 23,26. A problemática de ter-se encontrado baixos valores de COD nestes momentos é que estas são as medidas relacionadas aos maiores valores de parâmetros de cada dose e tradicionalmente são os valores apresentados em estudos científicos. Portanto, acredita-se que um critério de aceitabilidade deve ser sempre apresentado e respeitado, para que os parâmetros obtidos tenham significado fisiológico.

Palavras-chave: Avaliação da mecânica respiratória, asma, modelo de fase constante, impedância respiratória.

Abstract: Evaluation of the respiratory mechanics is commonly performed through the application of mathematical models. A widely applied model is the constant phase, which fits the respiratory impedance. One of the variables shown by ventilators that apply this model is the Coefficient of Determination (COD). This coefficient assess the model goodness of fit. There are situations where the COD value is low, such as: superficial sedation, spontaneous breathing, external disturbances and nonlinearity. However, despite the

COD values are available for ventilators that apply the constant phase model, the literature is scarce in studies that mention this coefficient. The aim of this study was to analyze the COD behavior in dose response curves of BALB/c mice divided into a control group and animal model of asthma (OVA). Worse adjustments were found in higher doses, especially in the OVA. It was found an association between parameters excluded in the first five measures and doses ($p = 0.0026$) in the OVA. Eleven measurements were excluded at the last dose while in the first or in the second only two. The relative risk to present excluded measures between the last and first or second doses is 5.5 and CI: 1.30 to 23.26. The problem about the low COD values found in these moments is that these are the measures associated to higher model parameter's values for each dose and traditionally are the values shown in scientific studies. Therefore, a goodness of fit index must be presented and respected in order to obtain parameters with physiological meanings.

Keywords: Assessment of respiratory mechanics, asthma, constant phase model, respiratory impedance

Introdução

Os modelos matemáticos lineares têm sido cada vez mais utilizados e divulgados na literatura corrente. Em especial os modelos no domínio da frequência, como o de fase constante [1-4].

Entretanto, ainda que estes modelos apresentem informações úteis, a aplicação dos mesmos depende de algumas condições, tais como perturbações de baixa amplitude e homogeneidade do sistema respiratório [3]. Quando estas condições não são apresentadas, o modelo não deveria ser aplicado.

Um dos momentos em que estas condições não são apresentadas é durante a aplicação de broncoconstritores, prática amplamente utilizada a fim de estudar a inflamação pulmonar [5], asma ou em outros modelos animais [6]. A broncoconstrição, principalmente a broncoconstrição severa, acarreta: 1) alterações em propriedades intrínsecas ao pulmão; 2) enrijecimento pulmonar e 3) hiperdistensão heterogênea de algumas unidades respiratórias [7].

Há um critério de aceitabilidade dos parâmetros obtidos por meio do modelo de fase constante, este

critério consiste em uma das variáveis exibidas por equipamentos de ventilação que aplicam o modelo em questão: o Coeficiente de Determinação (COD). Este coeficiente é um medidor do ajuste do modelo [8]. Os valores de COD serão baixos quando o animal apresentar respirações espontâneas, quando estiver pouco sedado ou mesmo quando o comportamento do sistema respiratório for não-linear. Sendo assim, a apresentação de valores baixos de COD são indicadores de exclusão dos valores obtidos por meio da modelagem naqueles momentos.

Contudo, foi encontrado apenas um artigo que deixou explícito o uso de algum critério de exclusão [9] para aceitação dos parâmetros obtidos por meio do modelo de fase constante. Além deste, no estudo de apresentação do ventilador para pequenos animais utilizado neste estudo [10] é mostrado valores de COD, ainda que neste não seja citado um valor de corte específico.

Com isto, devido a aparente utilização indiscriminada dos parâmetros obtidos por meio de um modelo linear, o presente trabalho visou estudar o comportamento do COD em uma curva dose resposta de camundongos divididos em um grupo controle e modelo animal de asma.

Materiais e métodos

Preparação dos animais - O protocolo deste estudo está em conformidade com as diretrizes do Colégio Brasileiro de Experimentação Animal (COBEA) e foram aprovados pelo Comissão de Ética no Uso de Animais (CEUA) do Instituto de Ciências Biomédicas / USP (n 15 nas fls. 16 do livro 3, 27/03 de 2014).

Camundongos BALB/c fêmeas, 16 semanas, sendo 5 do grupo controle (24,60 ± 1,14g) e 8 do grupo asma eosinofílica (OVA) (22,00±1,41g) (lavado broncoalveolar: 3,12 ± 0,29 vs 15,17 ± 0,63 × 10⁵cel/mm³, controle e OVA respectivamente) foram anestesiados com cetamina (144 mg/kg) e xilazina (13,8 mg/kg) por via intraperitoneal.

Quando o animal não mais apresentava sensibilidade a dor, foi realizada a traqueostomia e canulação com uma cânula metálica 18 G (BD Company, Brasil), serrada e com o bisel suavizado.

Encerrada a traqueostomia, o animal era conectado ao ventilador mecânico para pequenos animais (*flexiVent*, SCIREQ, Canadá). Em seguida, a veia jugular direita era dissecada para inserção de uma agulha inserida a um tubo flexível de PVC (*Critchley Electrical Products PTY*, Austrália) com diâmetro externo de 0,61mm, diâmetro interno de 0,28 mm.

Para o bloqueio da musculatura respiratória, injetou-se brometo de pancurônio (1 mg/kg i.p.). Após a injeção da dose, aguardava-se 7 minutos. Em seguida, foram realizadas duas manobras de recrutamento alveolar com duração de 6 segundos cada e que consiste em um aumento pressórico em rampa, partindo do valor da PEEP (do inglês “*Positive End Expiratory Pressure*”) até atingir o valor de 30 cmH₂O, sendo sustentado até o

final da manobra.

Logo após, o PBS (uma solução tampão, do inglês “*Phosphate Buffered Saline*”) foi injetado pela jugular. Em seguida foram realizadas 15 perturbações, em apneia, de 3 s cada com intervalo de 10 s entre elas, sendo que cada perturbação foi composta por um somatório de 13 senoides (em Hz): 1, 1,5, 2,5, 3,5, 5,5, 6,5, 8,5, 9,5, 11,5, 14,5, 15,5, 18,5 e 20,5. Após as mensurações, o animal foi ventilado em uma ventilação quase-senoidal por dois minutos com volume corrente de 10 mL/kg, PEEP de 3 cmH₂O e frequência respiratória de 150 respirações por minuto.

Estas perturbações também foram realizadas em todas as doses de Metacolina (MCh): 0,03, 0,1, 0,3, 1 mg/kg. O intervalo entre as injeções das doses foi de, no mínimo, 5 minutos. Foram utilizadas rotinas de automatização próprias do programa de controle do ventilador para aplicação das perturbações.

O modelo de fase constante- pode ser descrito pela eq. 1. Ele foi primeiramente proposto em 1987 [11].

$$Z_{sr} = R_n + j \cdot 2 \cdot \pi \cdot f \cdot I + \frac{G - j \cdot H}{(2 \cdot \pi \cdot f)^\alpha} \quad (1)$$

$$\alpha = \frac{2}{\pi} \arctan\left(\frac{H}{G}\right) \quad (2)$$

onde Z_{sr} denota a impedância do sistema respiratório, R_n é a resistência Newtoniana, I é a inércia, j é a unidade imaginária e f a frequência. A letra G denota a característica de viscosidade, associada à dissipação de energia dos tecidos e H a elastância, caracteriza o armazenamento de energia nos tecido pulmonares [3]. Este modelo é ajustado aos valores calculados de impedância [4,11].

Ajuste do modelo- O COD é um índice de avaliação da qualidade do ajuste dos dados experimentais ao modelo aplicado (equação 3) [4]. O valor obtido varia de 0 a 1. Na qual, 1 é o ajuste perfeito e 0 denota que o modelo não possui relação com os valores.

$$COD = 1 - \frac{SSR}{\sum_{i=1}^N (P_i - \bar{P})^2} \quad (3)$$

onde P_i é a pressão medida, \bar{P} é a pressão média do sinal e SSR é a soma dos resíduos quadrados (eq. 4):

$$SSR = \sum_{i=1}^N [P_i - \hat{P}_i]^2 \quad (4)$$

onde \hat{P} a pressão predita pelo modelo.

Análise estatística - Foi utilizado um pacote estatístico (*Prism 5, GraphPad Software*, EUA) na análise dos dados, utilizou-se o teste de Kolmogorov-Smirnov para avaliação da normalidade. Para verificar associação entre medidas excluídas utilizou-se o teste de

Qui-quadrado e foi apresentado o risco relativo. A comparação intra dose, *i.e.* comparação dos valores de COD das 15 medidas em cada dose, foi realizada por meio do teste de Friedman e como pós teste Wilcoxon com correção de Bonferroni. Significância estatística foi de 5%. Por fim, para exclusão dos *outliers*, foi utilizado o método de Tukey.

Resultados

Na tabela 1 abaixo, encontram-se o número de medidas excluídas, ou não, dentre as cinco primeiras medidas de cada dose do grupo controle e do grupo OVA. Como critério, utilizou-se um valor de corte de COD de 0,9 e/ou valores negativos de resistência (dois animais apresentaram valores negativos de resistência). Foi encontrada uma associação entre medidas excluídas e doses ($p=0,0026$), bem como um risco relativo para apresentar medidas excluídas entre a última e primeira ou segunda doses de 5,5 e IC: 1,30 - 23,26.

Doses (mg/kg)	Controle		OVA	
	Excluídas	Não Excluídas	Excluídas	Não Excluídas
0,03	1	24	2	38
0,1	1	24	2	38
0,3	1	24	2	37
1	0	25	11	29

Tabela 1- Medidas excluídas no grupo controle e OVA, dentre as cinco primeiras medidas.

Quando comparado os valores de COD de todas as medidas intra dose, isto é, comparando as 15 medidas a cada dose, foram encontradas diferenças estatisticamente significantes na análise de variância no grupo controle nas doses de 0,3 e 1 mg/kg ($p = 0,0084$ e $p=0,0372$ respectivamente) e no grupo OVA nas doses: 0,03, 0,1, 0,3 e 1 mg/kg ($p<0,0036$ para todas). Os gráficos da figura 1 são referentes a dose de 1 mg/kg. Não foram encontradas diferenças no pós teste.

Discussão

O modelo de fase constante é ajustado à impedância respiratória, portanto caracteriza-se como um modelo linear [8]. Logo é imprescindível que este modelo seja aplicado em situações com comportamento linear [3]. O presente trabalho estudou o COD, um indicador do ajuste do modelo. Há algumas situações em que o COD pode apresentar-se baixo, como por exemplo: sedação superficial, respiração espontânea, perturbações externas e não linearidades.

O presente estudo buscou realizar os experimentos de maneira padronizada, isto é, com doses de sedativos e bloqueadores musculares suficientes, rotinas computacionais para as mensurações em todos os experimentos e observância para com as indicações do comitê de ética. A única variável que se alterava ao longo do experimento era a dose de MCh.

O pico de resposta à MCh pode estar associado a

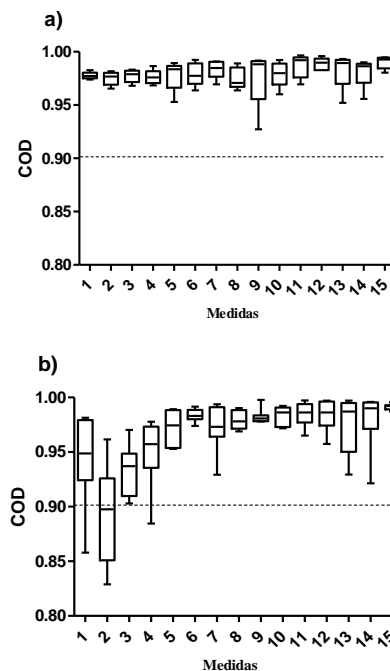


Figura 1 - Comparação dos valores de COD na dose de 1 mg/kg em todas as medidas nos grupos: controle e OVA.

não linearidades, uma vez que a broncoconstrição está associada a alterações em vias aéreas e parênquima pulmonar [2], em geral causando hiperdistensões não homogêneas [7].

A observação *per se* do COD em momentos que o sistema respiratório apresenta um comportamento não linear, é um paradoxo, uma vez que o modelo é ajustado à impedância [3,4]. O paradoxo reside no fato de que se os valores de impedância estão fora de contexto, o ajuste do modelo será baixo, entretanto, se o sistema respiratório comportar-se de maneira não linear, o modelo não deveria ser ajustado em primeiro lugar. Todavia, para a melhor compreensão da associação entre COD e não linearidade, faz-se necessário, por exemplo, um estudo acerca deste coeficiente e um índice de não linearidade [12].

Este trabalho buscou a avaliação do comportamento do COD ao longo de uma curva dose resposta em animais controle e um modelo animal de asma eosinofílica. Sendo assim, é possível, estritamente, avaliar quais os momentos em que o modelo apresenta um mau ajuste, demais associações com não linearidades poderão ser feitas futuramente.

Neste trabalho, foi encontrada associação entre o número de medidas excluídas e as doses no grupo OVA. Além disto, foram encontradas diferenças entre os valores de COD das primeiras medidas em relação às demais (figura 1). Estas diferenças ocorreram nas doses de 0,03, 0,1, 0,3 e 1 mg/kg no grupo OVA e nas duas últimas doses do grupo controle.

Os valores de p dos pós testes foram corrigidos por Bonferroni. Esta correção é feita de acordo com o

número de comparações a serem feitas [13] e como foram 15 medidas, 105 comparações foram realizadas. Esta correção busca minimizar o erro do tipo I, porém, à custa de um aumento no erro do tipo II [14,15]. Com isto, há um aumento na probabilidade de aceitação da hipótese nula, quando na realidade há diferença [14], justificando a ausência de diferenças no pós teste.

O grupo OVA apresentou valores menores que 0,9 [9] de COD. Ao observar, por exemplo, a segunda medida da figura 1-b, é possível perceber que, pelo menos, 50% da amostra neste ponto apresenta um valor menor que 0,9, visto que a mediana se encontra abaixo deste valor.

A grande problemática de ter-se encontrado valores baixos de COD nestes momentos é que estas são as medidas relacionadas aos maiores valores de parâmetros de cada dose. Isto é, o pico de broncoconstrição, já que ocorreram entre 15 e 30 segundos [16,17], sendo assim são os valores de maior interesse em uma análise.

Foi encontrado apenas um estudo que deixou explícito o uso de algum critério de exclusão, *i.e.* COD menor que 0,9 [9], para valores obtidos por meio de modelagem matemática. Acredita-se que grande parte dos trabalhos que utilizam o modelo de fase constante podem utilizar os parâmetros modelados indiscriminadamente, pois os valores dos parâmetros do modelo de fase constante são apresentados para o usuário mesmo quando o COD é bastante baixo.

Um modelo matemático utilizado na avaliação da mecânica respiratória deve ter implicações no entendimento da fisiologia. Para que isto ocorra, as condições para aplicação dos modelos precisam ser sempre respeitadas. Dessa forma, acredita-se que um critério de aceitabilidade, como por exemplo o COD, deve ser sempre apresentado e respeitado, já que fora dessas condições os parâmetros obtidos não possuem um significado fisiológico.

Agradecimentos

R. de L. Vitorasso agradece ao CNPq pela bolsa de mestrado (Processo:161431/2014-3). H. T. Moriya agradece ao CNPq pela bolsa de produtividade em pesquisa (Processo: 311795/2013-7).

Referências

- [1] Hantos Z, Daróczy B, Suki B, Nagy S, Fredberg JJ. Input impedance and peripheral inhomogeneity of dog lungs. *J Appl Physiol* [Internet]. 1992 Jan 1 [cited 2015 Sep 27];72(1):168–78.
- [2] Thamrin C, Jañosi TZ, Collins RA, Sly PD, Hantos Z. Sensitivity analysis of respiratory parameter estimates in the constant-phase model. *Ann Biomed Eng* [Internet]. 2004 Jun [cited 2014 Dec 10];32(6):815–22.
- [3] Moriya HT, Moraes JCTB, Bates JHT. Nonlinear and Frequency-Dependent Mechanical Behavior of the Mouse Respiratory System. *Ann Biomed Eng* [Internet]. 2003 Mar [cited 2014 Oct 16];31(3):318–26.
- [4] Bates JHT. Lung Mechanics: An Inverse Modeling Approach. 2009. 1-220 p.
- [5] Li S, Aliyeva M, Daphtary N, Martin RA, Poynter ME, Kostin SF, et al. Antigen-induced mast cell expansion and bronchoconstriction in a mouse model of asthma. *Am J Physiol Lung Cell Mol Physiol* [Internet]. 2014 Jan [cited 2014 Dec 10];306(2):L196–206.
- [6] Santos LMO, de Brito Cervilha DA, Cabral LDM, Garcia ÉKI, Teixeira VP, Brito JM, et al. Bronchial responsiveness in an elastase-induced mouse model of emphysema. *Respir Physiol Neurobiol* [Internet]. 2014 Apr 1 [cited 2014 Oct 15];194:9–14.
- [7] Wagers S, Lundblad L, Moriya HT, Bates JHT, Irvin CG. Nonlinearity of respiratory mechanics during bronchoconstriction in mice with airway inflammation. *J Appl Physiol* [Internet]. 2002 May [cited 2014 Oct 16];92(5):1802–7.
- [8] Bates JHT. Lung Mechanics: An Inverse Modeling Approach [Internet]. Cambridge University Press; 2009 [cited 2015 Jul 21]. 220 p.
- [9] Robichaud A, Fereydoonzad L, Schuessler TF. Delivered dose estimate to standardize airway hyperresponsiveness assessment in mice. *Am J Physiol Lung Cell Mol Physiol* [Internet]. 2015 Jan 30 [cited 2015 Feb 11];ajplung.00343.2014.
- [10] Schuessler TF, Bates JH. A computer-controlled research ventilator for small animals: design and evaluation. *IEEE Trans Biomed Eng* [Internet]. IEEE; 1995 Sep 1 [cited 2015 Jul 21];42(9):860–6.
- [11] Hantos Z, Suki B, Daróczy B. Constant-phase modelling of pulmonary impedance. *Bull Eur Physiopathol Respir*. 1987;12:326s.
- [12] Zhang Q, Suki B, Lutchen KR. Harmonic Distortion from Nonlinear Systems with Broadband Inputs: Applications to Lung Mechanics. *Ann Biomed Eng*. 1995;23(i):672–81.
- [13] Pereira J César R. Bioestatística em outras palavras. São Paulo: Edusp; 2010.
- [14] Gelman A, Hill J, Yajima M. Why We (Usually) Don't Have to Worry About Multiple Comparisons. *J Res Educ Eff*. 2012;5:189–211.
- [15] Perneger T V. What's wrong with Bonferroni adjustments. *BMJ Br Med J*. BMJ Group; 1998;316(7139):1236.
- [16] Bates JHT, Schuessler TF, Dolman C, Eidelman DH. Temporal dynamics of acute isovolume bronchoconstriction in the rat. *J Appl Physiol* [Internet]. 1997 Jan 1 [cited 2015 Feb 18];82(1):55–62.
- [17] Bates JHT, Stevenson CA, Aliyeva M, Lundblad LKA. Airway responsiveness depends on the diffusion rate of methacholine across the airway wall. *J Appl Physiol* [Internet]. 2012 May 15 [cited 2015 Feb 11];112(10):1670–7.

CONTRIBUTION OF ALTERED LOWER LIMB KINEMATICS TO DYNAMIC POSTURAL IMPAIRMENTS IN PATELLOFEMORAL PAIN

A. S. Ferreira*, D. de Oliveira Silva*, F. H. Magalhães**, M. F. Pazzinatto*, R. V. Briani*, F. A. Aragão***, D. Ferrari**, F. M. de Azevedo*

* University of São Paulo State, Presidente Prudente, Brazil

** University of São Paulo, São Paulo, Brazil

*** State University of West Parana, Cascavel, Brazil.

e-mail: amandaschenatto_@outlook.com

Abstract: The relative contribution of kinematic impairments to the postural behavior of subjects with PFP remains an open question that warrants investigation. The aims of this study were: i) to investigate possible differences in hip adduction, rearfoot eversion, knee flexion and displacement area of the center of pressure (COP) between individuals with PFP and controls during stair ascent; ii) to determine which kinematic parameter is the best predictor of the displacement area of the COP measured during the stance phase of the stair ascent. Twenty-nine females with PFP and 25 asymptomatic pain-free females underwent 3D kinematic and COP analyses during stair ascent. Between-group comparisons were made using independent t- tests. Regression models were performed to identify the capability of each kinematic factor in predicting the displacement area of the COP. We found reduced knee flexion and displacement area of the COP as well as increased peak hip adduction and peak rearfoot eversion in individuals with PFP. Peak hip adduction was the best predictor of the displacement area of the COP ($r^2=23.4\%$).

Keywords: Center of pressure, Patellofemoral joint, Knee injury, Regression analysis, Postural control.

Introduction

Patellofemoral pain (PFP) is a musculoskeletal disorder characterized by idiopathic anterior knee pain, usually observed in the physically active population [1]. Females are 2.23 times more likely to experience PFP than males [2]. A hypothesis to the cause of PFP is increased patellofemoral joint (PFJ) stress associated with abnormal lower limb kinematics [3].

The etiology of PFP is multifactorial and several factors have been proposed in an attempt to explain the pathomechanisms underlying PFP [4], which have been grouped in proximal, distal and local factors [1]. However, to the best of our knowledge, there is no previous investigation on the specific contribution of such alterations to the dynamic postural impairments observed in subjects with PFP. Proximally, altered hip muscles are thought to contribute to excessive hip adduction during stair negotiation in individuals with PFP [5]. The importance of the hip muscles for postural stability can be demonstrated by a study [6] that showed

increased COP excursion speed during single leg stance after the fatigue of the hip muscles. Locally, reduced knee flexion during stair negotiation is a common finding in individuals with PFP. Recently, this mechanism was shown to alter vertical ground reaction forces, which is directly related to postural stability [7]. Distally, excessive rearfoot eversion has been reported during stair ascent and walking [8] in subjects with PFP. It is reasonable to speculate that individuals with PFP may demonstrate poorer postural control during dynamic activities due to altered foot motion.

However, the relative contribution of kinematic impairments to the postural behavior in PFP remains an open question. Evidences from studies with traditional measurements based on center of pressure (COP) analysis (e.g. 95% ellipse area) have indicated impaired postural control in individuals with PFP during stair negotiation [9,10]. For instance, in a prospective study in which 43% of the participants developed PFP, the alteration of dynamic COP displacement was considered one of the three most important gait-related intrinsic risk factors for PFP development [11].

In this context, the aims of this study were (i) to investigate possible differences in hip adduction, rearfoot eversion, knee flexion and displacement area of the COP in individuals with PFP as compared to controls during stair ascent; and (ii) to determine which one of these kinematic parameters is the best predictor of the displacement area of the COP.

Materials and methods

Participants – Fifty-four females aged 18-30 were recruited and divided into 2 groups: PFP group (PFPG; n=29) and control group (CG; n=25). Physical activity level was evaluated with International Physical Activity Questionnaire long form. The study was approved by the Local Ethics Committee and each participant gave written informed consent. Diagnosis of PFP was completed by two experienced clinicians (>5 years of experience) and the inclusion criteria were based on previous study [12]. Subjects allocated in the CG could not present PFP as well as no previous history of lower limb injuries. Those who had undergone knee surgery, received oral steroids or physiotherapy during the preceding 6 months were excluded.

Kinematic analysis – Data collection included lower limb kinematic evaluation of each participant's symptomatic limb (unilateral symptoms) or most symptomatic limb (bilateral symptoms) during stair ascent. The dominant leg was evaluated in the CG. Motion analysis was collected using a 3D motion analysis system (Vicon Motion Systems Inc.; Denver EUA) combined with four cameras (Bonita®B10). Kinematic analysis was performed using the Oxford Foot Model (OFM) combined with plug-in gait (PIG-SACR). Retroreflective markers were placed on specific anatomical landmarks by the same investigator, in accordance with the models.

Dynamic postural stability analysis – The COP data were obtained using a force plate (AMTI, OR6, Watertown, MA, USA). We quantify the 95% of the total area covered in the AP and ML directions using an ellipse fit to the data, which is a traditional metric that characterizes the magnitude of the resultant vector [13].

Procedures – Prior to data collection was performed the motion-system and subjects calibration, after which the participants performed practice stair ascent trials to allow familiarization. A seven-step staircase with a two meter walk way in front of and behind the staircase was used (Figure 1). Data analyses were performed based on evaluation of the fourth step. Each participant was asked to climb the staircase at their natural comfortable speed. Five successful trials were collected for each participant and the mean value was used for analyses. To ensure a natural stair ascent pattern, participants were not aware of the presence of the force plate, which was hidden within the fourth step (Figure 1). The investigator was blind as to the group allocation of each participant.



Figure 1: A) The experimental set up used in data collection. B) The force plate location.

Data analysis – Signals from the motion analysis system were filtered with a fourth order Butterworth low-pass filter with a cutoff frequency of six Hertz and reconstructed within the Vicon Nexus® software. The vertical ground reaction force signals were used to identify the stance phase from which the measurements of interest were computed. The cadence was calculated based on the time of one entire gait cycle. The variables of interest were cadence and peak angles during stance phase of hip adduction, knee flexion and rearfoot eversion. The 95% of the total area of the COP displacement (displacement area of the COP) were quantified using a customized Matlab program (Matlab 2009, The MathWorks Inc., Natick, MA, USA). The dynamic postural stability parameter was computed from COP signals recorded during the stance phase of the movement.

Statistical analysis – Statistical analysis was performed using SPSS (version 18.0, SPSS inc., Chicago, IL). All variables were assessed for normality by Shapiro–Wilk test. Mean age, height, mass, physical activity level, cadence, kinematic and COP variables were compared between groups using independent t-tests. Effect sizes were calculated according to equations previous described, the guidelines for interpreting the Cohen's d are: 0 to 0.40 small effect, 0.41 to 0.70 moderate effect, 0.71 b large effect. A forced entry multiple regression model analysis was carried out to determine which kinematic variable (independent variables) presented the best capability to predict the displacement area of the COP (dependent variable). The variables were inserted in the model separately to distinguish which was more predictive. Effects due to multicollinearity were limited by ensuring the Pearson's correlation coefficients between variables input in the regression model were less than 0.8 [14]. The assumption of homogeneity of variance and linearity was verified by qualitative inspection of the regression of standardized residual versus regression of standardized predicted value plot. Overall performance of the final models was evaluated using Nagelkerke's r², which estimates explained variation of the model.

Results

There were no significant differences between groups' characteristics (Table 1). PFP group presented pain level higher than 3 cm on a VAS and the CG did not present any pain (Table 1).

Table 1: Characteristics of the participants.

Variable	Control group	PFP	p-Value
	Mean(SD)	Mean(SD)	
Age	22.27(3.52)	21.81(2.69)	0.487
Mass (kg)	63.45(6.31)	65.02(9.06)	0.158
Height (m)	1.65(0.04)	1.65(0.06)	0.789
Cadence (steps/min)	81.03(6.27)	79.89(6.02)	0.191
Physical activity (MET min·week ⁻¹)	4029.53(595.32)	4432.71(437.02)	0.742
Worst pain level in the previous month (VAS)	0.00(0.00)	5.78(1.99)	0.000*
Pain level during stair ascent task (VAS)	0.00(0.00)	2.02(1.46)	0.000*

Peak rearfoot eversion and peak hip adduction were found to be significantly larger for the PFP as compared to CG by 3.6 and 3.3 degrees, respectively. Peak knee flexion and displacement area of the COP were significantly decreased in the PFP group as compared to the CG by 3.8 degrees and 16.7 cm², respectively (Table 2). Peak hip adduction was found to significantly predict the displacement area of the COP, explaining 23.4% of the COP area variance. In spite of not presenting significant results, peak knee flexion and rearfoot eversion explained 1.6% and 10.3% of the COP area variance, respectively. All kinematic parameters

explained together 35.4% of the displacement area of the COP variance (Table 3).

Table 2: Group comparisons for lower limb angles and displacement area of the COP during stair ascent.

Variable	Control group	PFP	t-value(df)	p-Value	Effect size
	Mean (SD)	Mean (SD)			
Rearfoot eversion (°)	3.1(1.2)	6.7(1.9)	3.4(53)	0.009*	0.38
Hip adduction(°)	9.2(1.3)	12.5(2.2)	5.1(53)	0.000*	0.55
Knee flexion(°)	42.9(2.1)	39.1(1.8)	2.1(53)	0.016*	0.33
Displacement area of the COP (cm ²)	43.1(10.2)	26.4(7.5)	6.7(53)	0.001*	0.62

Table 3: Forced entry multiple regression model with kinematic parameters as independent variables and displacement area of the COP as dependent variable for PFP.

Regression model	Parameters (peak°)	r ²	r ² change	F-change (sig F-change)
1	Rearfoot eversion	0.103	0.103	2.307 (0.144)
2†	Hip adduction Rearfoot eversion	0.338	0.234	2.725 (0.018)*
3	Knee flexion Hip adduction Rearfoot eversion	0.354	0.016	0.458 (0.507)

Discussion

The present findings indicated that subjects with PFP perform stair ascent movements with greater peak hip adduction, which is in accordance with previous reports [5]. Such an adducted hip position contributes to increased PFJ stress [15]. As compared to their matched controls, females with PFP showed reduced knee flexion during stair ascent, which is consistent with previous findings [7]. Reduced peak knee flexion is thought to be a compensatory strategy of subjects with PFP in order to decrease the PFJ stress and reduce pain during stair ascent [7]. In addition, the present study indicated larger peak rearfoot eversion during stair ascent in PFP, which is also in accordance with previous findings [16]. Tiberio et al. [17] described that, during the stance phase of gait, an exaggerated everted rearfoot induces excessive internal rotation of the tibia and, consequently, greater hip internal rotation and adduction which may lead to increased PFJ stress [17].

In contrast to the frequently reported kinematic parameters mentioned above, less attention has been given to the dynamic postural control of individuals with PFP. The present findings indicated that, females with PFP had lower displacement area of the COP during stair ascent. Reduced dynamic COP-based measurements were also reported by Thijs et al. [11], who found decreased COP velocity during gait in subjects who developed PFP. On the other hand, Saad et al. [9] reported greater COP excursion during step up and down tasks performed by females with PFP. These

seemingly contradictory results are probably related to the different tasks evaluated and perhaps somewhat different measurements. Nevertheless, results from the present and previous studies consistently indicate an alteration in dynamic postural control (as measured by COP parameters) associated with PFP. Protection mechanisms have been reported in patients with PFP, which is thought to protect the knee joint from further injury by better distributing forces around the knee [18]. These protective mechanisms may lead to more constrained COP movements, which is frequently interpreted in the literature as maladaptive as it limits the patient's ability to explore the boundaries of postural control, it could increase the probability of a given perturbation to threaten their dynamic stability [13]. In this line of reasoning, it could be argued that in comparison to the subjects with PFP, pain-free participants showed a more flexible strategy that might be effective for adjusting to stance fluctuations. Constrained movement patterns seem to be a common finding in subjects with PFP. In this way, some authors have performed a detailed analysis at the moment of heel strike in runners and have found a decrease in the variability of the thigh/leg coupling in individuals with PFP [19]. This was associated with a reduced ability to change their movement pattern as the run progressed which consequently stressed repeatedly the same location and structures of the PFJ, resulting in pain [19].

The present study showed that hip adduction explained significantly (23.4%) the alteration of the displacement area of the COP. Therefore, our and previous results suggest that individuals with PFP do not or are unable to adapt their mechanics during the course of a functional task, thereby compromising dynamic postural control adjustments, eventually eliciting pain. Peak knee flexion was not able to significantly predict (1.6%) the displacement area of the COP. Reduced peak knee flexion during functional tasks has been often reported as a protection mechanism that females with PFP use to avoid pain [7]. A reasonable explanation to the lack of association is that the PFP participants were not in their worst pain at the time of the data collection. Therefore, it is possible that the pain-related protection mechanism mentioned above was attenuated [7]. Therefore, further research that controls the level of pain during data acquisition is needed. Our findings indicated that peak rearfoot eversion during stair ascent was also not a good predictor of COP displacement (10.3%). Previous studies on the relative contributions of the proximal (hip) and distal (foot and ankle) mechanics in maintaining postural control showed that proximal mechanics caused greater impairment in balance stability than distal [20]. Thus, it is not surprising that peak rearfoot eversion explains only a minor amount of COP displacement during stair ascent.

Therefore, based on the present findings, proximally targeted interventions may be of major importance for the functional reestablishment of females with PFP, considering that peak hip adduction had the best

capability in predicting dynamic postural impairments during stair ascent. Future studies are required to investigate whether our results may be generalized to other functional tasks. Some limitations of this study were: only females were included due to high prevalence of PFP in this population; some participants were not in pain at the time of data collection; we investigated only three kinematic parameters, so a complete analysis is required to provide a more complete picture of which factors are contributing to the impaired dynamic postural control in subjects with PFP.

Conclusion

Individuals with PFP climb stairs with greater rearfoot eversion, hip adduction as well as decreased knee flexion and displacement area of the COP. The excessive hip adduction was the biggest predictor of the displacement area of the COP, suggesting the need to consider proximal factors in the management of PFP aimed at reestablishing dynamic postural control.

Acknowledgements

To São Paulo Research Foundation (FAPESP) for a grant (2014/24939-7) and a scholarship (2015/11534-1).

References

- [1] Witvrouw E, Callaghan MJ, Stefanik JJ, Noehren B, Bazett-Jones DM, Willson JD, et al. Patellofemoral pain: consensus statement from the 3rd International Patellofemoral Pain Research Retreat held in Vancouver, September 2013. *British Journal of Sports Medicine*. 2014;48(6):411–4.
- [2] Boling M, Padua D, Marshall S, Guskiewicz K, Pyne S, Beutler A. Gender differences in the incidence and prevalence of patellofemoral pain syndrome. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*. 2010;20(5):725–30.
- [3] Liao TC, Yang N, Ho KY, Farrokhi S, Powers CM. Femur rotation increases patella cartilage stress in females with patellofemoral pain. *Medicine & Science in Sports & Exercise*. 2015;47(9):1775–80.
- [4] Lankhorst NE, Bierma-Zeinstra SMA, van Middelkoop M. Factors associated with patellofemoral pain syndrome: a systematic review. *British Journal of Sports Medicine*. 2013;47(4):193–206.
- [5] McKenzie K, Galea V, Wessel J, Pierrynowski M. Lower extremity kinematics of females with patellofemoral pain syndrome while stair stepping. *The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*. 2010;40(10):625–32.
- [6] Gribble PA, Hertel J. Effect of lower-extremity muscle fatigue on postural control. *Archives of Physical Medicine Rehabilitation*. 2004;85:589–92.
- [7] de Oliveira Silva D, Briani RV, Pazzinatto MF, Ferrari D, Aragão FA, de Azevedo FM. Reduced knee flexion is a possible cause of increased loading rates in individuals with patellofemoral pain. *Clinical Biomechanics*. 2015;30(9):971–5.
- [8] Barton CJ, Levinger P, Webster KE, Menz HB. Walking kinematics in individuals with patellofemoral pain syndrome: A case-control study. *Gait and Posture* 2011;33(2):286–91.
- [9] Saad MC, Felício LR, Masullo C de L, Liporaci RF, Bevilaqua-Grossi D. Analysis of the center of pressure displacement, ground reaction force and muscular activity during step exercises. *The Journal of Electromyography and Kinesiology*. 2011;21(5):712–8.
- [10] Lee SP, Souza RB, Powers CM. The influence of hip abductor muscle performance on dynamic postural stability in females with patellofemoral pain. *Gait and Posture* 2012;36(3):425–9.
- [11] Thijs Y, Van Tiggelen D, Roosen P, De Clercq D, Witvrouw E. A prospective study on gait-related intrinsic risk factors for patellofemoral pain. *Clinical Journal of Sport Medicine*. 2007;17(6):437–45.
- [12] Ferrari D, Kuriki HU, Silva CR, Alves N, Azevedo FM. Diagnostic accuracy of the electromyography parameters associated with anterior knee pain in the diagnosis of patellofemoral pain syndrome. *Archives of Physical Medicine Rehabilitation*. 2014;95(8):1521–6.
- [13] Rhea CK, Kiefer AW, Haran FJ, Glass SM, Warren WH. A new measure of the CoP trajectory in postural sway: Dynamics of heading change. *Medical Engineering and Physics*. 2014;36(11):1473–9.
- [14] Field A. *Discovering statistics using IBMSPSS statistics*. 4th ed. London: SAGE Publications; 2013.
- [15] Salsich GB, Brechter JH, Powers CM. Lower extremity kinetics during stair ambulation in patients with and without patellofemoral pain. *Clinical Biomechanics*. 2001;16(10):906–12.
- [16] De Oliveira Silva D, Briani RV, Pazzinatto MF, Ferrari D, Aragão FA, de Albuquerque CE, et al. Reliability and differentiation capability of dynamic and static kinematic measurements of rearfoot eversion in patellofemoral pain. *Clinical Biomechanics*. 2015;30(2):144–8.
- [17] Tiberio D. The effect of excessive subtalar joint pronation on patellofemoral joint mechanics: a theoretical model. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*. 1987;9:160–9.
- [18] Powers CM, Ho K-Y, Chen Y-J, Souza RB, Farrokhi S. Patellofemoral joint stress during weight-bearing and non-weight-bearing quadriceps exercises. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*. 2014;44(5):320–7.
- [19] Heiderscheit BC, Hamill J, van Emmerik REA. Variability of stride characteristics and joint coordination among individuals with unilateral patellofemoral pain. *Journal of Applied Biomechanics*. 2002;18:110–21.
- [20] Gribble PA, Hertel J. Effect of hip and ankle muscle fatigue on unipedal postural control. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. 2004;14:641–6.

ANÁLISE DO DESLOCAMENTO DO CENTRO DE PRESSÃO EM IDOSOS FISICAMENTE ATIVOS DE DIFERENTES MODALIDADES

B. G. SILVA*, S.S. SANTOS* e A. A. PEREIRA*

*Universidade Federal de Uberlândia, Uberlândia, Brasil
e-mail: barbarags.ufu@gmail.com

Resumo: O COP (Centro de Pressão) é o ponto de aplicação das resultantes das forças verticais agindo na superfície de suporte. Esse parâmetro vem sendo amplamente relacionado com o desempenho do controle do equilíbrio. Este trabalho tem como objetivo fazer uma análise do deslocamento do COP na postura ereta em idosos fisicamente ativos de diferentes modalidades. Participaram da amostra 20 indivíduos fisicamente ativos sendo 10 praticantes de musculação e 10 praticantes de hidroginástica. Para a aquisição dos dados foi utilizada plataforma de força modelo BioDynamicsBr/DataHominis durante 60 segundos em posição de Frankfurt. Para a análise estatística foram utilizados os testes de Shapiro Wilk, e Wilcoxon para amostras independentes. Em relação a velocidade médio-lateral e a velocidade antero-posterior, ambas apresentaram valores menores para o grupo composto pelos praticantes de musculação quando comparado ao de hidroginástica. Conclui-se que há diferença significativa no comportamento do COP em idosos fisicamente ativos das modalidades de musculação e hidroginástica sendo que os praticantes de musculação mostraram menor deslocamento do COP.

Palavras-chave: Idoso, Equilíbrio, Musculação, Hidroginástica

Abstract:

The COP (center of pressure) is the point of application of the resultant of the vertical forces acting on the support surface. This parameter has been largely related to the balance control performance. This study aims to analyze the COP displacement in the upright position in physically active elderly in different ways. The sample 20 individuals physically active and 10 practitioners of weight training and 10 practicing aerobics. For data acquisition model was used force platform BioDynamicsBr / DataHominis for 60 seconds in Frankfurt position. For statistical analysis, the Shapiro-Wilk tests were used, and Wilcoxon test for independent samples. Regarding the medium-lateral speed and anteroposterior speed, both had lower values for the group of the bodybuilders when compared to water aerobics. We conclude that there is a significant difference in behavior COP in elderly physically active modes of strength training and aerobics is that bodybuilders showed lower displacement of the COP.

Keywords: Elderly, Balance, Strength Training, Hydrogymnastic

Introdução

O controle do equilíbrio depende de três sistemas perceptivos: o vestibular, o proprioceptivo e o visual. O primeiro é responsável pelas acelerações e desacelerações angulares rápidas, sendo, assim, o mais importante para a manutenção da postura ereta; o proprioceptivo permite a percepção do corpo e membros no espaço em relação de reciprocidade; e o visual oferece referência para a verticalidade, por possuir duas fontes complementares de informações: a visão, que situa o indivíduo no seu ambiente através de coordenadas retineanas, e a motricidade ocular, que situa o olho na órbita através da coordenação cefálica[1].

O COP (Centro de Pressão) é o ponto de aplicação das resultantes das forças verticais agindo na superfície de suporte [9]. A amplitude de movimento do COP é inversamente proporcional ao desempenho do controle do equilíbrio, ou seja, quanto maior a área de deslocamento do COP, maior o grau de instabilidade postural [10]. O equilíbrio corporal e a mobilidade possuem relação estreita com o nível de atividade física, já que idosos fisicamente ativos apresentam melhores resultados em testes de equilíbrio quando comparados a outros que não praticam[14].

O envelhecimento trás como consequência a supressão de diversas etapas do controle postural, diminuindo a capacidade compensatória de respostas voluntárias e involuntárias do organismo, aumentando a instabilidade e o risco de quedas. A atividade física adequada é promotora da saúde e da qualidade de vida de seus praticantes, trazendo benefícios psicossociais e melhora na aptidão física[11]. Assim, a atividade física deve ser analisada de forma prudente, uma vez que a mesma exerce influencia positiva no aparelho neuromuscular, locomotor e no equilíbrio [12].

Este trabalho tem como objetivo fazer uma análise do deslocamento do centro de pressão na postura ereta em idosos fisicamente ativos de diferentes modalidades por meio da oscilação do COP.

Materiais e métodos

Participaram desse estudo 20 indivíduos, sendo 10 sujeitos praticantes da modalidade de musculação (idade média de $64,50 \pm 11,03$ anos; massa corporal média de $62,08 \pm 16,09$ kg e estatura média de $1,59 \pm 0,07$ m); e 10 sujeitos praticantes da modalidade de hidroginástica. (idade média de $64,5 \pm 10,86$ anos; massa corporal

média de $67,81 \pm 12,04$ kg e estatura média de $1,56 \pm 0,09$). Os voluntários participavam de atividade física regular oferecida pelo Programa Atividades Físicas e Recreativas para a Terceira Idade - AFRID da Faculdade de Educação Física da Universidade Federal de Uberlândia.

A coleta de dados foi realizada na sala de musculação localizada no Campus Educação Física e para a análise do deslocamento do COP, utilizou-se uma plataforma de força modelo BioDynamicsBr/DataHominis, onde o sinal coletado trata-se de três valores correspondentes as forças verticais. Foram calculadas a área de deslocamento do COP, a velocidade média no sentido ântero-posterior e no sentido médio-lateral por meio de uma rotina desenvolvida no programa Matlab®[2]. Os voluntários foram instruídos a subir na plataforma de força e manter-se em posição de Frankfurt por 60 segundos olhando fixamente para um alvo colocado à 2,20 m à sua frente baseado na metodologia utilizada por Hay et al.[3]. A fim de evitar qualquer interferência neuromotora, para o processamento dos dados os 15 segundos iniciais e os 15 segundos finais foram janelados e excluídos, sendo considerados apenas 30 segundos de coleta para todos os voluntários.

Como critério de inclusão no estudo o participante deveria praticar apenas a modalidade de musculação/hidroginástica pelo AFRID. Como critério de exclusão o voluntário não poderia apresentar problemas osteomioarticulares ou quaisquer distúrbios que afetasse o equilíbrio ou causasse variações significantes no COP. O sujeito não poderia participar de ambas as modalidades ao mesmo tempo. Este estudo envolvendo seres humanos foi aprovado pelo Comitê de Ética e Pesquisa da Universidade Federal de Uberlândia, protocolo n. 414/10, sendo certificado de estar conforme as diretrizes e normas regulamentadoras do Conselho Nacional de Saúde.

Para as análises estatísticas, inicialmente o teste de Shapiro Wilk foi utilizado para verificar a normalidade dos dados. De acordo com rejeição da hipótese, o teste de Wilcoxon para amostras independentes foi aplicado. O nível de significância adotado foi de $\alpha < 0,05$ e o software utilizado para análise dos dados foi o Action Stat.

Resultados

Para cada voluntário foi plotado um gráfico do deslocamento do centro de pressão na direção anteroposterior e médiolateral e posteriormente identificada a velocidade média da oscilação do COP (Figuras 1 e 2).

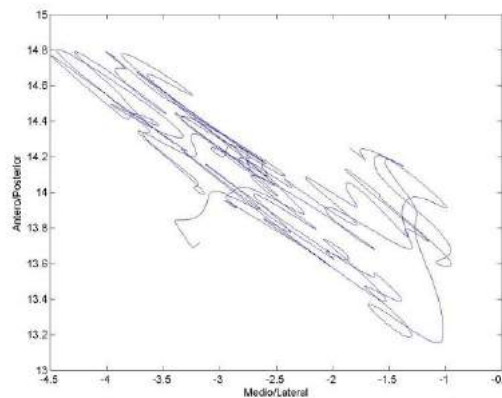


Figura 1: Estabilograma representando os deslocamentos do COP na direção anteroposterior (eixo y) e médio-lateral (eixo x) em um voluntário praticante de musculação.

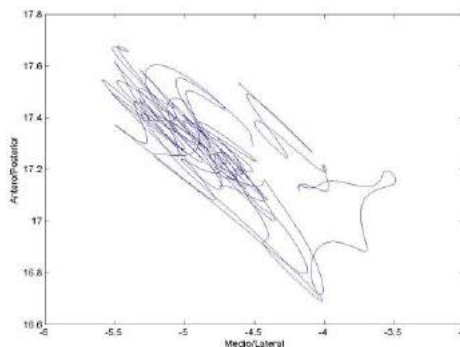


Figura 2: Estabilograma representando os deslocamentos do COP na direção anteroposterior (eixo y) e médio-lateral (eixo x) em um voluntário praticante de hidroginástica.

A tabela 1 descreve a comparação entre os grupos para a variável velocidade média médio-lateral.

Tabela 1: Valores expressos em mínimo - Mín, máximo - Max e mediana, para a comparação entre os grupos.

Modalidade	Min-Máx (cm/s)	Mediana (cm/s)	P-valor
Musculação	0,81-1,66	1,06	0,002*
Hidroginástica	0,94-2,02	1,54	

* Estatisticamente diferente

A tabela 2 descreve a comparação entre os grupos para a variável velocidade média ântero-posterior.

Tabela 2: Valores expressos em mínimo - Min, máximo - Max e mediana - Med, para a comparação entre os grupos.

Modalidade	Min-Máx (cm/s)	Mediana (cm/s)	P-valor
Musculação	0,49-0,99	0,67	0,002*
Hidroginástica	0,53-1,26	0,92	

* Estatisticamente diferente

Dentre os parâmetros avaliados houve diferença estatisticamente significativa para as variáveis velocidade médio-lateral e antero-posterior entre os grupos. A tabela 1 apresenta os valores anteroposterior de mínimo, máximo e mediana menor para a modalidade de musculação, quando comparados a modalidade de hidroginástica. Para a Tabela 2 os valores médiolateral de mínimo, máximo e mediana também apresentam valores menores para a modalidade de musculação quando comparada a modalidade de hidroginástica.

Discussão

No presente estudo o deslocamento do COP apresentou diferença significativa entre as modalidades de musculação e hidroginástica em idosos, tanto no sentido anteroposterior, quanto no sentido médiolateral. As características apresentadas pelo COP têm sido utilizadas para verificar os mecanismos biomecânicos e neurológicos do controle da postura. Em estudo realizado por Rabelo et al. (2004) foi encontrados maiores valores para os testes de força no grupo que praticava musculação em relação ao grupo que praticava hidroginástica [4]. Uma vez que é sabido que ajustes neuromusculares influenciam no equilíbrio estático, esse achado corrobora com os resultados encontrados nessa pesquisa.

Aveiro et al. (2006) realizaram um treinamento de 12 semanas em mulheres jovens, com exercícios de alongamento, caminhada, fortalecimento de membros inferiores e treinos de equilíbrio. Os resultados mostraram uma melhora significativa nos testes de equilíbrio, proporcionalmente ao aumento de força muscular[5]. Devido a especificidade da modalidade de musculação, isto pode ter contribuído para o resultado deste grupo, quando comparado a outra modalidade. Conforme cita Bijlsma et al (2013), as intervenções desenvolvidas para pacientes idosos necessitam compreender a contribuição da força e massa muscular para a manutenção do equilíbrio em pé[16].

Nos praticantes de musculação, usualmente ocorre um aumento da massa muscular e, por conseguinte, da força. Assim, esses indivíduos apresentam um controle neuromuscular mais efetivo e, portanto, uma maior estabilidade [6][7]. A literatura mostra que os receptores

proprioceptivos do fuso muscular são, em conjunto com os órgãos tendinosos de golgi, no tendão, considerados importantes estruturas sensoriais responsáveis pelo monitoramento do sistema musculoesquelético [9]. Dessa forma, os treinamentos de força demonstram uma correlação direta com o equilíbrio estático e deve ser levado em consideração devido à importância desse parâmetro para a saúde de idosos.

No estudo de Kitabayashi et al (2011) adultos jovens, idosos saudáveis e idosos com distúrbios no equilíbrio foram avaliados em equilíbrio estático. Os resultados apontaram que idosos com distúrbios no equilíbrio tiveram uma oscilação corporal mais ampla e rápida do que os outros dois grupos. Em ambos os grupos de idosos, as oscilações corporais na direção antero-posterior tiveram valores aproximados [13]. Esses achados sugerem que a velocidade de deslocamento do COP pode ser um parâmetro utilizado para mensurar o equilíbrio corporal, sendo as mesmas variáveis inversamente proporcionais. Nesse trabalho, os indivíduos praticantes de hidroginástica obtiveram uma velocidade de deslocamento do COP maior que os indivíduos praticantes de musculação, o que indica que os últimos possuem, conseqüentemente, maior equilíbrio.

Coelho et al.(2014) encontrou diferença significativa nos níveis de força muscular de membros inferiores e superiores entre idosos praticantes de musculação, hidroginástica e os não praticantes de exercícios físicos, o que sugere que realmente o treinamento resistido é mais eficaz para o aumento de força nessa população[15]. Apresentado que a força muscular é considerada como parâmetro fundamental na manutenção do equilíbrio, a modalidade de musculação contribuiu para que os resultados desse estudo indicassem uma menor velocidade de deslocamento do COP para seus praticantes.

A não utilização de testes que mensurem outras variáveis, como testes de força, capacidade funcional e cardiorrespiratória, são apresentadas como limitações desse estudo. Além disso mostra-se necessária a inclusão de um grupo controle para que outros parâmetros sejam constituídos.

Conclusão

Com base no referencial teórico consultado e nos resultados obtidos, conclui-se que há diferença significativa no comportamento do COP em idosos fisicamente ativos praticantes de musculação e de hidroginástica. Este estudo mostrou que alterações sensoriais e motoras ocorrem de forma mais efetiva para a modalidade de musculação, quando observado o parâmetro velocidade de deslocamento do COP. Tanto em relação a velocidade médio-lateral quanto a velocidade antero-posterior, ambas apresentam, maiores valores quando comparados o grupo que pratica musculação e o grupo que pratica hidroginástica.

Agradecimentos

Agradecemos a todos que cooperaram com essa pesquisa, em especial ao projeto AFRID-UFU que nos proporcionou a oportunidade de estar realizando este trabalho com os idosos participantes do projeto.

Os autores agradecem ao CNPq, à CAPES e a FAPEMIG pelo apoio financeiro para esta pesquisa.

Referências

- [1] Romero, CA; IturbeAG.; Gil, CL; Lesende, IM e Santiago, AL. Actividades preventivas em losancianos. *Atencion Primaria*. 2001; 28: 161-190.
- [2] Guide, Matlab User's. The mathworks. Inc., Natick, MA, v. 5, 1998.
- [3] Hay, L.; Bard, C.; Fleury, M.; Teasdale, N. Availability of visual and proprioceptive afferent messages and postural control in elderly adults. *Experimental Brain Research*, New York, v.108, p.129-139, 1996.
- [4] Rabelo HT, Oliveira RJ, Botaro M. Effects of resistance training on activities of daily living in older women. *Biol Sport* 2004;21(4):325-36
- [5] Aveiro MC, Granito RN, Navega MT, Driusso P, Oishi J. Influence of a physical training program on muscle strength, balance and gait velocity among women with osteoporosis. *Rev Bras Fisioter* 2006;10(4):441-8.
- [6] Hamaoui A, Le Bozec S, Poupard L, Bouisset S. Does postural chain muscular stiffness reduce postural steadiness in a sitting posture. *Gait Posture* 2007;25(2):199-204.
- [7] Hue O, Simoneau M, Marcotte J, Berrigan F, Doré J, Marceau P, et al. Body weight is a strong predictor of postural stability. *Gait Posture* 2007;26(1):32-8.
- [8] McGinnis PM. *Biomecânica do esporte e do exercício*. Porto Alegre: Artmed, 2002.
- [9] Mochizuki L, Amadio AC. Aspectos biomecânicos da postura ereta: a relação entre centro de massa e o centro de pressão. *Rev Port Ciênc Desporto*. 2003;3(3):77-83
- [10] Suarez H, Arocena M. Las alteraciones del equilibrio en el adulto mayor. *Rev Med Clín Condes*. 2009;20(4):401-7.
- [11] Santos Leal, K. A., da Silva Vieira, F., de Camargo, L. B., Novelli, C., Martins, G. C., Casagrande, R. M., & Junior, G. D. B. V. (2015). A importância do centro de pressão (cop) no equilíbrio e na percepção de qualidade de vida durante o processo de envelhecimento. *Revista CPAQV–Centro de Pesquisas Avançadas em Qualidade De Vida* Vol, 7(1), 2.
- [12] Foschi, E.; Belli, G.; Campioli, L.; Tentoni, C.; Maietta, P.; Pegreff, F. Esporte e atividade física na idade avançada: incidência nas alterações do equilíbrio. *Fitness & Performance Journal*, v.9, n.1, p. 58-65, 2010.
- [13] Kitabayashi, T; Demura, S.I.; Kawabata, H.; Uchiyama, M.; Demura, T. Comparison of the Body-sway characteristics of Young adults compared to healthy elderly and elderly with equilibrium disorder. *Perceptual and Motor Skills*. v.113, n.2, p.547-556, 201.
- [14] PIMENTEL. R.M.; SCHEICHER, M.E. Comparação do risco de queda em idosos sedentários e ativos por meio da escala de equilíbrio de Berg. *Fisioterapia e Pesquisa*, São Paulo, v.16, n.1, p.6- 10, jan./mar. 2009.
- [15] Coelho, B., Souza, L. K., Bortoluzzi, R., Roncada, C., Tiggemann, C. L., & Dias, C. P. (2014). Comparação da força e capacidade funcional entre idosos praticantes de musculação, hidroginástica e não praticantes de exercícios físicos. *Revista Brasileira de Geriatria e Gerontologia*, 17(3), 497-504.
- [16] Bijlsma, Ay; Pasma, Jh; Lambers, D; Stijntjes, M; Blauw, Gj; Meskers, Cgm; Maier, Ab. Muscle strength rather than muscle mass is associated with standing balance in elderly outpatients. *Journal of the American Medical Directors Association*. v.14, n.7, p.493-498, 2013.

INFLUÊNCIA DA DOR NO INÍCIO DE ATIVAÇÃO DO VASTO MEDIAL E VASTO LATERAL EM MULHERES COM DOR FEMOROPATELAR

M. F. Pazzinato*, D. O. Silva*, A. S. Ferreira*, R. V. Briani*, D. Ferrari**, J. Pradela*, M. B. Coura*, M. C. Waiteman* e F. M. Azevedo*

* Universidade do Estado de São Paulo, Escola de Ciências e Tecnologia, Laboratório de Biomecânica e Controle Motor, Presidente Prudente, Brasil

**Universidade de São Paulo, Programa de Pós-graduação Interunidades Bioengenharia, EESC/FMRP/IQSC-USP, São Carlos, Brasil
e-mail: ferraz_mar@hotmail.com

Resumo: Atrasos no início da ativação do músculo vasto medial (VM) em relação ao vasto lateral (VL) são observados em indivíduos que apresentam dor no joelho. No entanto, na dor femoropatelar (DFP) os sintomas apresentam características intermitentes, em outras palavras, não se pode garantir que os indivíduos estarão com dor no momento da avaliação. Neste contexto, o objetivo deste estudo foi investigar a influência da dor no início da ativação do VM e do VL em mulheres com DFP. Os sinais eletromiográficos de 38 mulheres com DFP foram coletados durante o gesto de subida de escada e as voluntárias foram avaliadas em dois momentos distintos, sendo um deles sob a influência da dor exacerbada por um protocolo de sobrecarga da articulação femoropatelar.

Não houve diferença significativa ($p=0,885$) no início de ativação dos músculos VM e VL entre as duas condições (antes e após o protocolo de sobrecarga), no entanto, houve aumento significativo na dor avaliada pela escala visual analógica de dor ($p<0,001$). Diante disso, conclui-se que em mulheres adultas com DFP, a diferença no início da ativação entre os músculos VM e VL não foi alterada na presença da dor.

Palavras-chave: eletromiografia, dor anterior de joelho, escala visual analógica

Abstract: *Individuals with knee pain present vastus medialis (VM) delayed onset in relation to vastus lateralis (VL). However, patellofemoral pain (PFP) symptoms are intermittent, in other words, it cannot be guaranteed that individuals will be in pain at the moment of the evaluation. In this context, the aim of this study was to investigate the influence of pain in onset activation of VM and VL in females with PFP. The electromyography data were collected in 38 females with PFP during stair ascent. These females were evaluated at two moments, which one of them was after a patellofemoral joint protocol to exacerbated the symptoms. There was no difference ($p=0.885$) in muscles onset between two conditions (before and after the protocol), however, the pain increased after the protocol ($p<0.001$). Therefore, in female adults with PFP the onset activation of VM and VL was not influenced by the presence of pain.*

Keywords: *electromyography, anterior knee pain, visual analogue scale.*

Introdução

Dor femoropatelar (DFP) é definida como dor anterior de joelho idiopática, com sintomas agravado por atividades como subida e descida de escada e agachamento que sobrecarregam a articulação femoropatelar [1]. A prevalência estimada da DFP em mulheres com idade entre 18 e 35 anos é de 13% [2], sendo que as mulheres são 2,23 vezes mais acometidas que os homens [3]. Os sintomas frequentemente levam a redução na participação em atividades esportivas e de vida diária, e um grande número de indivíduos com DFP tem dor crônica ou recorrente, o que pode aumentar o risco de desenvolver osteoartrite futuramente [4,5].

Por mais de uma década, pesquisadores têm investigado a contribuição do desequilíbrio entre a ativação dos músculos vasto medial (VM) e vasto lateral (VL) no desenvolvimento e/ou persistência da DFP [6,7]. A abordagem eletromiográfica (EMG) frequentemente utilizada para avaliar o equilíbrio entre os músculos é a diferença entre o início da ativação do VM e do VL [6]. No entanto, uma revisão sistemática [7] destacou a fraca concordância entre os achados, apresentando resultados inconclusivos com uma ligeira tendência ao atraso no início de ativação do VM em relação ao VL em indivíduos com DFP durante atividades funcionais como a subida de escada [7]. Uma explicação plausível para esta controvérsia entre os estudos pode ser a característica intermitente da dor destes indivíduos.

Sabe-se que os sintomas da DFP apresentam características intermitentes [8,9]. Em outras palavras, não se pode garantir que os indivíduos estarão com dor no momento da avaliação. Como a dor é o sintoma mais importante da DFP, esta informação levanta uma questão relevante: O início da ativação do VM em relação ao VL está alterado apenas na presença da dor? Existem evidências que indivíduos saudáveis submetidos a dor experimentalmente, induzida por injeção de solução salina hipertônica, apresentam alterações no início da ativação com atraso do VM em

relação ao VL [10]. Para investigar se esta alteração está presente em indivíduos com DFP e principalmente se a presença de dor é capaz de exercer influência sobre este parâmetro é necessário exacerbar os sintomas em indivíduos com DFP, por meio de um protocolo validado de sobrecarga da articulação femoropatelar [9].

Neste contexto, o objetivo deste estudo foi investigar a influência da dor no início da ativação do VM e do VL em mulheres com DFP.

Materiais e métodos

Trinta e oito mulheres com DFP e idade entre 18 e 30 anos foram recrutadas (GDFP). Os indivíduos com DFP foram selecionados com base nos critérios de inclusão adotados em estudos prévios [11,12]. Não foram incluídas mulheres que apresentassem qualquer outra desordem de membros inferiores e que fossem submetidas a tratamentos fisioterapêutico, medicamentoso ou cirúrgico. O estudo foi aprovado pelo comitê de ética local e cada participante assinou previamente o termo de consentimento livre e esclarecido.

Aquisição dos sinais EMG – Utilizou-se um eletromiógrafo modelo ADS 1000 - AC1160 da LYNX®. No cabo do eletrodo havia um circuito pré-amplificador com ganho de 20 vezes, CMRR (Common Mode Rejection Ratio) maior que 80 dB e impedância de 1012Ω. Para captar a atividade elétrica dos músculos VM e VL utilizou-se dois pares de eletrodos com superfície de captação de Ag/AgCl com 10mm de diâmetro. Os eletrodos foram posicionados de acordo com o ponto motor, priorizando o ventre muscular. Os sinais foram captados em uma frequência de amostragem de 4000Hz com um filtro digital Butterworth de 4ª ordem passa-baixa de 500Hz e passa-alta de 20Hz, amplificados com um ganho final de 1000 vezes. A coleta do sinal EMG foi realizada durante a subida e a descida de escada.

A plataforma de força da marca Bertec® (Modelo 4060-08), foi utilizada para determinar o momento em que as voluntárias tocavam o quarto degrau.

Previamente às medidas de EMG, todos os indivíduos foram solicitados a classificar a sua dor no joelho em uma escala visual analógica (EVA) de dor de 10 cm. Nesta escala, as extremidades são definidas como ausência de dor e pior dor possível [13,14].

Procedimentos experimentais - Para determinar a localização dos eletrodos de captação do sinal EMG foram, primeiramente, localizados os pontos motores dos músculos VM e VL. Em seguida, foi realizada a tricotomia e limpeza da pele. Os eletrodos foram posicionados 2cm acima do ponto motor na direção do ventre muscular [15] e separados entre si por 20mm e o eletrodo de referência foi posicionado na tuberosidade da tibia. Após o posicionamento dos eletrodos, as voluntárias foram familiarizadas com o teste de subida de escada. Para o teste foi utilizada uma escada de sete degraus e as voluntárias foram orientadas a subir continuamente, alternando os membros inferiores, com

velocidade e ritmo autocontrolados. Foram realizadas 5 subidas e os valores médios foram utilizados para as análises. A subida era considerada válida quando o participante tocasse a plataforma de força com o membro inferior sintomático avaliado pela EMG.

Em outro dia, as voluntárias foram submetidas ao protocolo de sobrecarga da articulação femoropatelar, o qual consiste em 15 subidas e descidas de escada com carga extra de 35% da massa corporal [16], em uma mochila. Um metrônomo foi utilizado a uma frequência de 96 degraus/minuto para padronizar o ritmo do protocolo [17,18]. Em seguida as voluntárias realizaram o teste de subida de escada nos mesmos moldes do primeiro dia. Após o protocolo, todas as voluntárias tiveram um período de repouso de no mínimo dois minutos para evitar os efeitos da fadiga muscular [19].

A dor foi avaliada nos dois dias, durante o teste de subida de escada, por meio da EVA de dor. As voluntárias foram aconselhadas a evitar o uso de medicamento antes (48 horas) e durante as avaliações.

Processamento dos sinais EMG - Os sinais EMG analisados foram referenciados pela componente vertical da força de reação do solo, fornecida pela plataforma de força. O início e o fim da fase de apoio no quarto degrau definiram a janela de análise dos sinais EMG.

O início da ativação foi determinado como sendo o ponto no qual o sinal EMG apresenta a sua intensidade acima de 3 vezes o desvio padrão do seu ruído de base por mais de 25ms [20,21]. Após identificar os respectivos valores, um algoritmo foi responsável por calcular a diferença entre o início da ativação do VM e do VL (onset), diferenças negativas indicam ativação prévia do VM e diferenças positivas indicam ativação prévia do VL [22].

Análise estatística - Todas as análises foram realizadas utilizando o *Statistical Software for Social Sciences* (SPSS, versão 18.0, Chicago, IL) com nível de significância de 0,05. A normalidade e a homogeneidade dos dados foram testadas por meio dos testes de Shapiro-Wilk e Levene, respectivamente. Dados das variáveis normalmente distribuídas foram reportados como média (desvio padrão).

Testes t pareados foram utilizados para comparar as duas condições (antes e após o protocolo de sobrecarga da articulação femoropatelar). Os resultados reportados fora diferença média (com intervalo de confiança de 95%), valores de t (com graus de liberdade) e valores de p.

Resultados

A média (desvio-padrão) de idade, altura, massa corporal e duração dos sintomas das voluntárias foram 21,6 (2,6) anos, 1,64 (0,06) m, 61,89 (9,91) kg e 5,19 (3,84) anos, respectivamente. Não houve diferença no onset (diferença entre o início de ativação do VM e VL) após o protocolo de sobrecarga da articulação femoropatelar (p= 0,885). Com relação a EVA de dor, os valores aumentaram (p <0,001) após o protocolo (Tabela 1).

Tabela 1: *Onset* e EVA de dor para as duas condições (antes e após o protocolo de sobrecarga da articulação femoropatelar).

	Onset	EVA
Antes	-3,70 (18,89)	1,03 (1,92)
Após	-3,05 (17,49)	3,39 (2,42)
Diferença média	-0,65	-2,37
(IC 95%)	(-9,65; 8,36)	(-2,98; -1,76)
$t_{(37)}$	-0,146	-7,885
p-valor	0,885	<0,001

Abreviações: Onset – diferença no início de ativação entre os músculos vasto medial e vasto lateral; EVA – escala visual analógica de dor; IC 95% - intervalo de confiança de 95%. Os valores médios do onset são expressos em milissegundos e os valores médios da EVA de dor em centímetros.

Discussão

Os resultados deste estudo confirmam que o protocolo de sobrecarga da articulação femoropatelar realizado foi capaz de exacerbar a dor em indivíduos com DFP. Desta forma, foi possível investigar a influência da dor em um dos parâmetros EMG amplamente utilizados nesta população. Os achados revelam que não houve alteração no início da ativação na presença da dor em mulheres com DFP.

Como a etiologia da DFP permanece desconhecida [23] e há ausência de sinais clínicos consistentes [24], a dor referida frequentemente se torna o principal fator para o diagnóstico da DFP [25]. No entanto, a dor apresenta característica intermitente [1,9] e a hipótese deste estudo foi investigar se assim como a dor, os parâmetros EMG também apresentam essa característica. E foi possível observar que a diferença no início de ativação entre os músculos VM e VL não se altera na presença de dor. Tanto antes quanto após o protocolo de sobrecarga da articulação femoropatelar houve atraso na ativação do VL em relação ao VM (-3,70 e -3,05, respectivamente). O estudo de Neptune e colaboradores [26] (2000) que utilizou um modelo musculoesquelético em três dimensões do membro inferior, sugeriu que diferenças em torno de 5ms entre os músculos VM e VL, independente de qual seja ativado previamente, são suficientes para provocar alterações no pico e na média da força de contato lateral da articulação femoropatelar. No entanto, essa diferença parece não ser uma característica exclusiva de indivíduos com DFP, afinal Chester e colaboradores [7] (2008) em sua revisão sistemática revelam a existência de atrasos entre VM e VL, inclusive maiores que os encontrados no presente estudo, em indivíduos assintomáticos.

Outra questão relevante com relação ao *onset* é a variabilidade entre os indivíduos, determinada pelo desvio-padrão. De acordo com Chester e colaboradores [7] (2008), esta variabilidade considerável encontrada no presente estudo assim como nos demais, não parece ser atribuível a outros fatores que não a verdadeira variabilidade dos indivíduos propriamente dita. Nesse caso, a comparação dos valores médios entre os grupos para refletir uma tendência ou indicar uma conclusão

estatisticamente significativa, pode ser apropriado estatisticamente, mas tem relevância clínica questionável [7]. Diante disso, a análise da diferença no início de ativação entre o VM e o VL parece não ser a melhor opção para detectar ou diferenciar indivíduos com DFP de indivíduos assintomáticos e tampouco para avaliar a melhora frente a determinados tratamentos. Os achados deste estudo contribuem de forma importante para a base de evidências da área da DFP, responde-se com um delineamento experimental consistente que a presença de dor não influencia no início de ativação dos músculos VM e VL.

De acordo com os resultados relacionados ao início de ativação muscular na presença de dor e levando em conta que a dor é o principal sintoma e que não há, até o momento, nenhum outro sinal clínico consistente capaz de determinar a presença da DFP, tratamentos com objetivo de antecipar a ativação do VM devem ser desencorajados, já que esta variável não se altera com a presença da dor e, portanto, pode não ser a melhor abordagem para gerenciar a DFP.

O presente estudo foi capaz de revelar como e quanto a presença da dor pode influenciar este parâmetro EMG em indivíduos com DFP. O protocolo de sobrecarga da articulação femoropatelar é capaz de exacerbar a dor específica sentida por estes indivíduos e neste caso, os resultados mostram o comportamento muscular em uma condição real de dor. Apesar de os sinais EMG não se alterarem na presença da dor, seria interessante investigar se a dor influencia outras variáveis biomecânicas como variáveis cinéticas e/ou cinemáticas em indivíduos com DFP.

Conclusão

Em mulheres adultas com DFP, a diferença no início da ativação entre os músculos VM e VL não foi alterada na presença da dor.

Agradecimentos

A Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de São Paulo pela bolsa de estudo (2014/10839-0) e pelo financiamento (2014/24939-7) aprovados.

Referências

- [1] Witvrouw E, Callaghan MJ, Stefanik JJ, Noehren B, Bazett-Jones DM, Willson JD, et al. Patellofemoral pain: consensus statement from the 3rd International Patellofemoral Pain Research Retreat held in Vancouver, September 2013. *British journal of sports medicine* 2014(6);48:411–4.
- [2] Roush JR, Bay RC. Prevalence of anterior knee pain in 18-35 year-old females. *International journal of sports physical therapy* 2012;7(4):396–401.
- [3] Boling M, Padua D, Marshall S, Guskiewicz K, Pyne S, Beutler A. Gender differences in the

- incidence and prevalence of patellofemoral pain syndrome. *Scandinavian journal of medicine & science in sports* 2010;20(5):725–30.
- [4] Crossley KM. Is patellofemoral osteoarthritis a common sequela of patellofemoral pain? *British journal of sports medicine* 2014;48(6):409–10.
- [5] Utting MR, Davies G, Newman JH. Is anterior knee pain a predisposing factor to patellofemoral osteoarthritis? *The knee* 2005;12(5):362–5.
- [6] Hug F, Hodges PW, Tucker K. Muscle force cannot be directly inferred from muscle activation: Illustrated by the proposed imbalance of force between the vastus medialis and vastus lateralis in people with patellofemoral pain. *Journal of orthopaedic and sports physical therapy* 2015;45(5):360–5.
- [7] Chester R, Smith TO, Sweeting D, Dixon J, Wood S, Song F. The relative timing of VMO and VL in the aetiology of anterior knee pain: a systematic review and meta-analysis. *BMC musculoskeletal disorders* 2008;9(64):1–14.
- [8] Grenholm A, Stensdotter A-K, Häger-Ross C. Kinematic analyses during stair descent in young women with patellofemoral pain. *Clinical biomechanics* 2009;24(1):88–94.
- [9] Pazzinatto MF, De Oliveira Silva D, Barton C, Rathleff MS, Briani RV, Azevedo FM. Female adults with patellofemoral pain are characterized by widespread hyperalgesia, which is not affected immediately by patellofemoral joint loading. *Pain medicine* 2016:[Epub ahead of print].
- [10] Hodges P, Mellor R, Crossley K, Bennell K. Pain induced by injection of hypertonic saline into the infrapatellar fat pad and effect on coordination of the quadriceps muscles. *Arthritis and rheumatism* 2009;61(1):70–7.
- [11] Briani R V., de Oliveira Silva D, Pazzinatto MF, Albuquerque CE, Ferrari D, Aragão FA, et al. Comparison of frequency and time domain electromyography parameters in women with patellofemoral pain. *Clinical biomechanics* 2015;30(3):302–7.
- [12] De Oliveira Silva D, Briani RV, Pazzinatto MF, Gonçalves AV, Ferrari D, Aragão FA, et al. Q-angle static or dynamic measurements, which is the best choice for patellofemoral pain? *Clinical biomechanics* 2015;30(10):1083–7.
- [13] Kregel J, van Wilgen CP, Zwerver J. Pain assessment in patellar tendinopathy using pain pressure threshold algometry: an observational study. *Pain medicine* 2013;14(11):1769–75.
- [14] Chesworth BM, Culham EG, Tata GE, Peat M. Validation of Outcome Measures in Patients with Patellofemoral Syndrome. *Journal of orthopaedic and sports physical therapy* 1989;10(8):302–8.
- [15] Hermens HJ, Freriks B, Disselhorst-Klug C, Rau G. Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. *Journal of electromyography and kinesiology* 2000;10(5):361–74.
- [16] Wallace DA, Salem GJ, Salinas R, Powers CM. Patellofemoral joint kinetics while squatting with and without an external load. *Journal of orthopaedic and sports physical therapy* 2002;32(4):141–8.
- [17] Crossley KM, Cowan SM, Bennell KL, McConnell J. Knee flexion during stair ambulation is altered in individuals with patellofemoral pain. *Journal of orthopaedic research* 2004;22(2):267–74.
- [18] Collins NJ, Crossley KM, Darnell R, Vicenzino B. Predictors of short and long term outcome in patellofemoral pain syndrome: a prospective longitudinal study. *BMC musculoskeletal disorders* 2010;11(1):11.
- [19] Paquette MR, Zhang S, Milner CE, Fairbrother JT, Reinbolt J a. Effects of increased step width on frontal plane knee biomechanics in healthy older adults during stair descent. *The knee* 2014;21(4):821–6.
- [20] Cowan SM, Bennell KL, Hodges PW, Crossley KM, McConnell J. Delayed onset of electromyographic activity of vastus medialis obliquus relative to vastus lateralis in subjects with patellofemoral pain syndrome. *Archives of physical medicine and rehabilitation* 2001;82(2):183–9.
- [21] Bolgla L a, Malone TR, Umberger BR, Uhl TL. Reliability of electromyographic methods used for assessing hip and knee neuromuscular activity in females diagnosed with patellofemoral pain syndrome. *Journal of electromyography and kinesiology* 2010;20(1):142–7.
- [22] Uliam Kuriki H, Micolis de Azevedo F, de Faria Negrão Filho R, Alves N. Comparison of different analysis techniques for the determination of muscle onset in individuals with patellofemoral pain syndrome. *Journal of electromyography and kinesiology* 2011;21(6):982–7.
- [23] Powers CM, Bolgla L a, Callaghan MJ, Collins N, Sheehan FT. Patellofemoral pain: proximal, distal, and local factors, 2nd International Research Retreat. *Journal of orthopaedic and sports physical therapy* 2012;42(6):A1–54.
- [24] Nunes GS, Stapait EL, Kirsten MH, de Noronha M, Santos GM. Clinical test for diagnosis of patellofemoral pain syndrome: Systematic review with meta-analysis. *Physical therapy in sport* 2013;14(1):54–9.
- [25] Cook C, Mabry L, Reiman MP, Hegedus EJ. Best tests/clinical findings for screening and diagnosis of patellofemoral pain syndrome: a systematic review. *Physiotherapy* 2012;98(2):93–100.
- [26] Neptune RR, Wright IC, Van Den Bogert AJ. The influence of orthotic devices and vastus medialis strength and timing on patellofemoral loads during running. *Clinical biomechanics* 2000;15(8):611–8.

REDUCED KNEE FLEXION MAY BE A CAUSE OF INCREASED LOADING RATES IN FEMALES WITH PATELLOFEMORAL PAIN

D. O. Silva*, M. F. Pazzinatto*, R. V. Briani*, A.S. Ferreira*, D. Ferrari*, M.C. Waiteman*, M.B. Coura*, J. Pradela*, F. M. Azevedo*

* University of São Paulo State, School of Science and Technology, Physical Therapy Department, Presidente Prudente, Brazil.
e-mail: danilo110190@hotmail.com

Abstract: Stair ascent is an activity that exacerbates symptoms of individuals with patellofemoral pain (PFP). The discomfort associated with this activity usually results in gait modification as reduced knee flexion, which attempt to reduce pain. Although such compensatory strategy is a logical approach to decrease pain, it also reduces the normal active shock absorption increasing loading rates and may lead to deleterious and degenerative changes of the knee joint. Thus, the aims of this study were (i) to investigate whether there is reduced knee flexion in adults with PFP compared to healthy controls; (ii) to analyze loading rates in these subjects, during stair climbing. Twenty-nine females with patellofemoral pain and twenty-five control participated in this study. Each subject underwent three-dimensional kinematic and kinetic analyses during stair climbing. Between groups analyses were performed to identify differences in peak knee flexion and loading rates. PFP group demonstrated significantly reduced peak knee flexion and increased loading rates. Reduced knee flexion during stair climbing as a strategy to avoid anterior knee pain seems not to be healthy for lower limb mechanical distributions. Repeated loading at higher loading rates may be damaging to lower limb joints.

Keywords: Kinetics, anterior knee pain, kinematics, patellofemoral joint.

Introduction

One of the most common knee disorders affecting young individuals is patellofemoral pain (PFP)[1]. Studies have suggested that females have a greater risk of developing this condition[2]. The percentage of young females who initiate physical activity programs and are diagnosed with PFP is up to 10%[2]. Furthermore, PFP affects 1 in 4 subjects in the general population[3]. Clinically, individuals with PFP report limitations in gait, especially during ascending stairs[1]. The discomfort associated with these activities usually results in gait modification, which attempt to reduce pain[4].

A retrospective study design has shown that individuals with PFP may use protection strategies to avoid anterior knee pain[4]. This is highlighted by Crossley and colleagues (2004)[5], who reported reduced peak knee flexion during stair ascent in

individuals with PFP, possibly indicating a compensatory strategy to reduce pain which must be considered when interpreting findings.

In general, decreased knee flexion excursion during the stance phase, increases the peak vertical forces experienced by the lower extremities[6,7]. Strenuous impact loading can evoke joint damage and contribute to the development of knee joint injuries [8]. It has been suggested that vertical ground reaction force loading rates (loading rate) are an important parameter for assessing the overload of lower limb musculoskeletal tissues[6,9–11]. Loading rates are thought to describe the “intensity” with which the force develops at touchdown[12]. In addition, repeated loading at higher physiological loading rates, such as those occurring during stair negotiation, are damaging to lower limb joints[10–13]. One study[14] has reported reductions in loading rates, when individuals produced “soft landings” through increased knee flexion excursion, which is believed to be a shock attenuating mechanism.

The relationship between knee flexion and ground reaction forces was studied by Cook and colleagues[6] during walking, who found that restricted knee flexion, resulted in greater vertical ground reaction forces and rates of lower limb loading in normal subjects. Radin and colleagues (1986)[15] have shown that one in every three asymptomatic pre-stage knee osteoarthritis adults are exposed to repetitive increased loading rates during walking. The loading rates affecting the musculoskeletal system during stair negotiation can be even more forceful[12,13]. Interestingly, it has been recently speculated that PFP in younger individuals may be a precursor to knee osteoarthritis later in life [16,17]. Given the plausible mechanistic link between PFP and knee osteoarthritis, it stands to reason that biomechanical examination of usual locomotion patterns in individuals with PFP may provide valuable information regarding potential deviations and compensations adopted by these individuals[7].

Although such compensatory strategy is a logical approach to decrease pain, it also reduces the normal active shock absorption increasing loading rates and may lead to deleterious and degenerative changes of the knee joint[4,9,10]. Thus, we hypothesized that individuals with PFP would present reduced knee flexion and increased loading rates. To further investigate this hypothesis, the aims of this study were

(i) to investigate whether there is reduced knee flexion in adults with PFP compared to healthy controls; (ii) to analyze loading rates of these subjects, during stair climbing.

Materials and methods

Twenty-nine females with PFP and twenty-five pain free females (Control Group) were recruited. Mean (SD) age, height and mass for the PFP group were 21.7 (2.72) years, 1.65 (0.05) m and 65.72 (10.76) kg respectively and 22.07 (3.67) years, 1.65 (0.04)m and 62.3 (7.3) kg for the control group (CG). Sample size was determined based on predicted power to detect a difference of 2° between the groups with an alpha of 0.05 and 80% power. Based on calculations made in Sample-power (SPSS Inc. Chicago, IL, USA), a minimum sample size of 22 subjects per group was indicated. Diagnosis of PFP was based on definitions used in previous PFP studies [1]. The inclusion criteria were: (1) anterior knee pain during at least 2 of the following activities: remaining seated, squatting, kneeling, running, climbing stairs, and jumping; (2) pain during patellar palpation; (3) symptoms for at least 1 month with an insidious beginning; (4) pain level in the previous month of up to 3cm on a 10cm visual analog scale (VAS); and (5) 3 or more positive clinical signs in the following tests: Clarke's sign, McConnell test, Noble compression, Waldron test and patella in the medial or lateral position. The participants were required to fulfill all 5 requirements to be allocated to the PFP group and could not present any signs or symptoms of PFP or other diseases to be allocated to the CG. The presence of any of the following conditions was considered an exclusion criterion: events of patellar subluxation or dislocation, lower limb inflammatory process, osteoarthritis, patellar tendon or meniscus tears, bursitis, ligament tears or the presence of neurological diseases. Those who had undergone knee surgery or knee treatments such as arthroscopy, steroid injections, oral steroids, opiate treatment, acupuncture or physiotherapy during the preceding 6 months were excluded from this study.

Kinematic and kinetic analysis – Data collection included lower-limb kinetic and kinematic evaluation of each participant's symptomatic limb (those with unilateral symptoms) or most symptomatic limb (in those with bilateral symptoms) during stair climbing. Motion analysis was collected using a three-dimensional motion-analysis system (VICON MX, Vicon Motion Systems Inc.; Denver – EUA) combined with 4 cameras (type Bonita®B10) operating at a sampling frequency of 100 Hz with a resolution of 1 megapixel. Ground reaction forces were collected using a force plate (AMTI, OR6, Watertown, MA, USA) at a sampling frequency of 2000 Hz, synchronized with the motion capture system.

To perform kinematic evaluation of each participant during stair climbing a plug-in gait model (PIG - SACR) was used to perform static calibration[18]. Each participant's height, mass, inter anterior superior iliac

spine distance (ASIS), ASIS to lateral malleolus distance, knee width and ankle width were recorded. Retro reflective markers (9.5mm) were placed by the same investigator on specific anatomical landmarks (outlined below) to form foot, shank, thigh and pelvis segments on both limbs: Markers were placed on right and left ASIS; top of the sacrum (L4-L5), over the greater trochanter, lateral knee at the level of the lateral femoral epicondyle, lateral ankle at the level of the lateral malleolus, first and fifth metatarsal heads and the top of the toe.

A relaxed standing calibration trial was then captured, after which the participants performed practice stair climbing trials to allow familiarization with the instrumentation and environment. The experimental design included a seven step staircase, each step being 18cm high and 28cm deep, with a 2m walkway in front of and behind the staircase. Once participants felt they were comfortable, and the investigator deemed they were climbing the stairs with consistent velocity, data collection commenced. Each participant was asked to climb the staircase at their natural comfortable speed. Five successful trials were collected for each participant. To ensure a natural stair climbing pattern, participants were not aware of the force plate which was hidden within the fourth step; only the investigator knew of its existence and position, the force plate was mechanically coupled to the ground (i.e. independent and uncoupled from the stair structure). The starting positions prior to each trial were the same to optimize the likelihood of a successful trial.

Data Analysis – Each trial was filtered with a fourth-order Butterworth low pass filter with a cut-off frequency of 6 Hz for kinematic data and 10 Hz for kinetic data[19].The retro reflective markers were identified and labeled within the Vicon Nexus® 1.8 (Vicon Motion Systems Inc, EUA) for reconstruction. Heel strike and toe off were identified using force plate data to allow cadence measurement. Data were then exported to a specifically developed Excel template for analysis. The variable of interest was peak knee flexion. Loading rate was calculated as between 20 and 80% of the period between footstrike and first peak of vertical ground reaction force; and the loading rate calculation was the total change in vertical ground reaction force divided by the total change in time over this period [12], vertical ground reaction force was normalized by the body weight of each individual.

Statistical Analysis – Statistical analysis was performed using SPSS (version 18.0, SPSS inc., Chicago, Il), with an a priori level of significance of 0.05. Mean age, height, mass, cadence, peak knee flexion and loading rate were compared between groups using independent-samples t tests. between Control group and PFP group during stair ascent.

Results

There were no significant differences between the groups for age, height, mass or cadence. Peak knee

flexion was statistically 2.51° less in the PFP group (Figure 1) $t_{(52)} = 2.355$ p-value = 0.020. Loading rate was found to be significantly greater in the PFP group compared to control group (Figure 2) $t_{(52)} = 2.908$ p-value = 0.018.

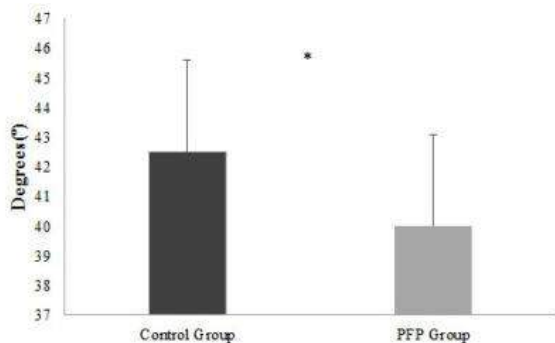


Figure 1: Peak knee flexion means and standard deviations of the control group (CG) and patellofemoral pain group (PFP). * represents statistical difference $p < 0.05$.

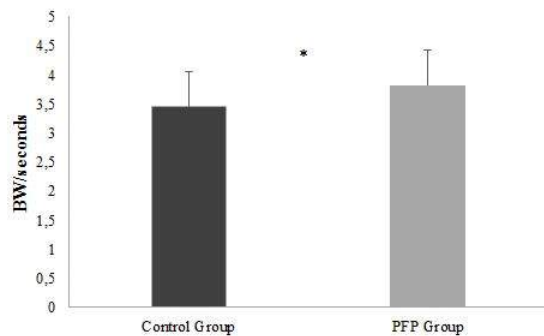


Figure 2: Loading rate means and standard deviations of the control group (CG) and patellofemoral pain group (PFP). * represents statistical difference $p < 0.05$.

Discussion

Several theoretical hypotheses' have been proposed in an attempt to explain the pathomechanisms underlying PFP development[20]. Our findings demonstrate a reduction of 2.51° in knee flexion of individuals with PFP compared to controls during stair climbing. This result is consistent with previously reported findings of a 6.8° reduction in peak knee flexion during stair ascent[5] in individuals with PFP. The 4.2° difference between the studies may be partly explained by differences in step height, which was lower in our study, or could reflect the greater pain severity reported on a 10cm VAS reported in Crossley et al's study (7.5cm) compared to ours (4.9cm), highlighting the reduced knee flexion as a protection mechanism of individuals with PFP.

It is difficult to confront our kinetic findings with the PFP literature. To the best of our knowledge, this is the first study to approach such perspective. However, our findings indicate a difference of 0.57 (N/s, normalized

by body weight) between groups. Another study[21], aimed at identifying differences in loading rate between healthy young females and older females during stair ascent reported a 1.64 (N/s, normalized by body weight) difference magnitude between groups. This higher difference[21] may have occurred due to the sample characteristic being quite different and in our study there were no differences concerning anthropometric data[22].

As we hypothesized, individuals with PFP demonstrated reduced knee flexion compared to pain-free during stair climbing. On the other hand, no study has demonstrated increased loading rates in individuals with PFP during stair climbing. There is some evidence that compensatory reduced knee flexion could generate an increased loading rates[6,7,9,23] and this suggestion was supported by the results of the present study. The total range of motion sustained by the lower extremity during the loading phase may influence the forces experienced by the body[14]. Assuming a given impulse, greater excursions probably result in lower loading rates. A study demonstrated this principle by reporting that lower loading rates were associated with greater hip and knee flexion excursions in controlled landings[14]. These increased excursions may, therefore, reduce the risk of stress on lower limb joints.

Since individuals with PFP have been shown to limit knee flexion and active shock absorbing action of the quadriceps[6], this population may be susceptible to increased vertical ground reaction forces and the consequences of an increased rate of lower limb loading. Thus, compensatory behavior to accommodate PFP may have effect on the tibiofemoral joint, as a result of its horizontal orientation, through axial compression[4]. On the other hand, loading rate would not have strong effects on the patellofemoral joint by nature of its vertical alignment and the fact that patellofemoral compression is primarily dependent on the magnitude of quadriceps force[4,24] and the femur orientation[25]. Additionally, reduced knee flexion angles in both asymptomatic individuals and individuals with tibiofemoral osteoarthritis have also been linked with a more rapid increase in the ground reaction forces and greater rates of lower limb loading, which make the tibiofemoral joint especially susceptible to disease development and/or progression through increased axial compression and impulse loading[6,9]. Given our results, compensatory mechanisms of individuals with PFP to reduce knee pain may have a deleterious effect on the tibiofemoral joint. Our findings seem to be reasonable because it has been recently shown that PFP in younger individuals may be a precursor to knee osteoarthritis later in life[16,17]. In addition, another study has found correlation between increases in the loading rates with the progression of pain and knee osteoarthritis[23]. Therefore, to reduce knee flexion during stair climbing as a strategy to avoid anterior knee pain, seems not to be healthy to lower limb mechanics of females with PFP[9,10,23].

Conclusion

The results of this study has supported the author's hypothesis, females with PFP presented reduced knee flexion and increased values of loading rates compared to pain-free females, during stair climbing.

Acknowledgements

To São Paulo Research Foundation (FAPESP) for a scholarship (2015/11534-1).

References

- [1] De Oliveira Silva D, Briani RV, Pazzinatto MF, Ferrari D, Aragão FA, Albuquerque CE, et al. Reliability and differentiation capability of dynamic and static kinematic measurements of rearfoot eversion in patellofemoral pain. *Clinical Biomechanics* 2015;30:144–8.
- [2] Rathleff MS, Roos EM, Olesen JL, Rasmussen S, Arendt-Nielsen L. Lower mechanical pressure pain thresholds in female adolescents with patellofemoral pain syndrome. *Journal of Orthopedics & Sports Physical Therapy*. 2013;43:414–21.
- [3] Witvrouw E, Callaghan MJ, Stefanik JJ, Noehren B, Bazett-Jones DM, Willson JD, et al. Patellofemoral pain: consensus statement from the 3rd International Patellofemoral Pain Research Retreat held in Vancouver, September 2013. *British Journal of Sports Medicine*. 2014;48:411–4.
- [4] Powers CM, Heino JG, Rao S, Perry J. The influence of patellofemoral pain on lower limb loading during gait. *Clinical Biomechanics*. 1999;14:722–8.
- [5] Crossley KM, Cowan SM, Bennell KL, McConnell J. Knee flexion during stair ambulation is altered in individuals with patellofemoral pain. *Journal of Orthopaedic Research*. 2004;22:267–74.
- [6] Cook TM, Farrell KP, Carey I a, Gibbs JM, Wiger GE. Effects of restricted knee flexion and walking speed on the vertical ground reaction force during gait. *Journal of Orthopedics & Sports Physical Therapy*. 1997;25:236–44.
- [7] Farrokhi S, O'Connell M, Fitzgerald GK. Altered gait biomechanics and increased knee-specific impairments in patients with coexisting tibiofemoral and patellofemoral osteoarthritis. *Gait & Posture* 2015;41:81–5.
- [8] Buckwalter JA, Anderson DD, Brown TD, Tochigi Y, Martin JA. The roles of mechanical stresses in the pathogenesis of osteoarthritis: Implications for treatment of joint injuries. *Cartilage*. 2013;4:286–94.
- [9] Radin EL, Yang KH, Riegger C, Kish VL, O'Connor JJ. Relationship between lower limb dynamics and knee joint pain. *Journal of Orthopaedic Research* 1991;9:398–405.
- [10] Liikavainio T, Bragge T, Hakkarainen M, Karjalainen P a., Arokoski JP. Gait and muscle activation changes in men with knee osteoarthritis. *Knee* 2010;17:69–76.
- [11] Liikavainio T, Isolehto J, Helminen HJ, Perttunen J, Lepola V, Kiviranta I, et al. Loading and gait symmetry during level and stair walking in asymptomatic subjects with knee osteoarthritis: Importance of quadriceps femoris in reducing impact force during heel strike? *Knee* 2007;14:231–8.
- [12] Stacoff A, Diezi C, Luder G, Stüssi E, Kramers-De Quervain I a. Ground reaction forces on stairs: Effects of stair inclination and age. *Gait & Posture* 2005;21:24–38.
- [13] Loy DJ, Voloshin AS. Biomechanics of stair walking and jumping. *Journal of Sports Sciences*. 1991;9:137–49.
- [14] McNitt-Gray JL, Yokoi T, Millward C. Landing strategies used by gymnasts on different surfaces. *Journal of Applied Biomechanics*. 1994;10:237–52.
- [15] Radin EL, Whittle MW, Yang KH, Jefferson RJ, Rodgers MM, Kish VL. The heel strike transient, its relationship with the angular velocity of the shank, and the effect of quadriceps paralysis. In: *Advances in bioengineering*. New York: 1986.
- [16] Utting MR, Davies G, Newman JH. Is anterior knee pain a predisposing factor to patellofemoral osteoarthritis? *Knee* 2005;12:362–5.
- [17] Crossley K. Is patellofemoral osteoarthritis a common sequela of patellofemoral pain? *British Journal of Sports Medicine*. 2014;48:409–10.
- [18] Kadaba MP, Ramakrishnan HK, Wootten ME. Measurement of lower extremity kinematics during level walking. *Journal of Orthopaedic Research*. 1990;8:383–92.
- [19] Winter D. *Biomechanics and motor control of human movement*. 4th ed. New Jersey: 2009.
- [20] Lankhorst NE, Bierma-Zeinstra SM a, van Middelkoop M. Factors associated with patellofemoral pain syndrome: a systematic review. *British Journal of Sports Medicine*. 2013;47:193–206.
- [21] Hamel K a, Okita N, Bus S a, Cavanagh PR. A comparison of foot/ground interaction during stair negotiation and level walking in young and older women. *Ergonomics*. 2005;48:1047–56.
- [22] Grenholm A, Stensdotter AK, Häger-Ross C. Kinematic analyses during stair descent in young women with patellofemoral pain. *Clinical Biomechanics*. 2009;24:88–94.
- [23] Radin EL, Eyre D, Kelman JL, Schiller a L. Effect of prolonged walking on the joints of sheep. *Journal of Biomechanics*. 1982;15:487–92.
- [24] Maquet PG. *Biomechanics of the knee*. 2nd ed. New York: Springer; 1984.
- [25] Liao T, Yang N, Ho K, Farrokhi S, Powers CM, Perry J, et al. Femur rotation increases patella cartilage stress in females with patellofemoral pain. *Medicine in Science and Sports Exercise*. 2015;47:1775–80.

EFICIÊNCIA DE DIFERENTES ALGORITMOS EM MÁQUINA DE VETOR DE SUPORTE PARA DISCRIMINAR DADOS DE BIOMECÂNICA

Adriano P. Rodrigues^{2,3}, Thiago S. Lemes^{2,3}, Marcus Fraga Vieira^{1,2,3}

¹Programa de Pós Graduação em Ciências da Saúde, Universidade Federal de Goiás, Goiânia/GO

²Programa de Pós Graduação em Engenharia Elétrica, Mecânica e de Computação, Universidade Federal de Goiás, Goiânia/GO

³Laboratório de Bioengenharia e Biomecânica, Universidade Federal de Goiás, Goiânia/GO
E-mail: adriano.pericles@gmail.com

Resumo: O objetivo deste estudo foi analisar a eficiência de diferentes algoritmos na implementação de uma máquina de vetor de suporte (SVM) para discriminar dados de diferentes sujeitos com características em comum. Foram utilizados dados previamente coletados de 17 idosos e 18 jovens de ambos os sexos com 3 coletas por sujeito, em um estudo de controle postural na plataforma de força. Os dados foram analisados a partir da densidade espectral de potência (PSD) do centro de pressão (COP) sobre a qual foi aplicada a análise de componentes principais (PCA) para reduzir a dimensionalidade dos dados. A SVM recebe de dados de entrada a PCA com 90% de variância da PSD original e utilizando diferentes núcleos de produto interno foi calculada a eficiência de cada um para diferenciar grupos com características distintas como, por exemplo, olhos abertos de fechados, ou idosos de jovens. O núcleo de produto interno que obteve o melhor desempenho foi o Polinomial, com uma eficiência de 90% aproximadamente, no entanto, o resultado é dependente dos dados a serem classificados, e se faz necessário então uma ferramenta que possa utilizar diferentes núcleos de produto interno.

Palavras-chave: algoritmo, centro de pressão, análise de componentes principais.

Abstract: *The objective of this study was to analyze the efficiency of different algorithms to implement a support vector machine (SVM) to discriminate data from different subjects with common characteristics. We used data previously collected from 17 elderly and 18 young people of both sexes with 3 collections by subject, in a postural control study on a force plate. Data were analyzed from the power spectral density (PSD) of the center of pressure (COP) on which was applied principal component analysis (PCA) to reduce the dimensionality of the data. The SVM receives the PCA input data with 90% of the variance of the original PSD and using different inner product kernels was calculated the efficiency of each one to differentiate between groups with different characteristics, for example, open eyes closed, or elderly young. The inner product kernels that have the best performances was the Polynomial with an efficiency of 90% approximately, however, the result depends on data to be classified and it is necessary*

then a tool that can use different cores inner product.

Keywords: *algorithm, center of pressure, principal component analysis.*

Introdução

Algoritmos de classificação são muito utilizados atualmente no intuito de automatizar processos e melhorar análises de dados. As máquinas de vetor de suporte (SVM) mapeiam vetores de entrada em espaços de características multidimensionais os quais servirão para construir hiperplanos ótimos de separação. Os algoritmos de SVM se diferenciam por seus núcleos de produto interno como, por exemplo, Máquina de aprendizagem polinomial, Rede de função de base radial (RBF) e Perceptron de múltiplas camadas (MLP), os quais definem diferentes superfícies de decisão não lineares[1].

Na máquina de aprendizagem polinomial o usuário deve especificar a potência a ser utilizada. RBF's definem centros em regiões circulares baseados na quantidade de vetores de suporte e o usuário define o raio da região circular. MLP's definem vetores de pesos também pelo número de vetores de suporte.

O uso de redes neurais artificiais (RNA) para diferentes propósitos vem sendo amplamente utilizado em biomecânica. Trabalhos como [3][4][5] se utilizam das RNA em diagnósticos, problemas de separação, predição e classificação de dados. Assim, nesse trabalho nosso objetivo foi analisar a eficiência dos diferentes tipos de algoritmos SVM na classificação de dados biomecânicos.

Tais algoritmos são vantajosos por permitirem automatizar e agilizar processos, auxiliando na tomada de decisões para médicos, fisioterapeutas e demais profissionais da área da saúde. Essas tomadas de decisões são importantes em diagnósticos e pesquisas, que, entretanto, demandam muito tempo e carecem de ferramentas automatizadas.

Materiais e métodos

Nesse trabalho foram utilizados dados previamente existentes no laboratório, relativos à oscilação do centro de pressão (COP) de 17 idosos e 18 jovens coletados 3 amostras de cada situação com uma

plataforma de força AMTI na posição horizontal e posicionada em aclave e declive com inclinação de 14°. Durante os testes os sujeitos ficaram na posição em pé quieta sobre a plataforma por 60 segundos com o olhar fixo em um ponto à distância de 1,20 metros e à altura dos olhos. Os dados do COP foram capturados nas situações de olhos abertos e fechados, declive, aclave e horizontal entre jovens e idosos.

Utilizando o software MATLAB os dados foram processados e, após testes, foi constatado que a maior diferença entre as situações está no domínio da frequência. Fazendo uma análise da PSD foi possível perceber a grande quantidade de dados existentes. Assim realizou-se uma análise de componentes principais (PCA) na densidade espectral de potência (PSD) entre 0.05 e 2.0 Hz para reduzir a dimensionalidade dos dados. As vinte primeiras PCA's, escolhidas por *scree test*, contêm 90% da variância total dos dados. Na Figura 1 são mostradas as duas primeiras componentes principais como exemplo. Em seguida, as PCA's selecionadas foram inseridas nos diferentes algoritmos de SVM contidos na toolbox do MATLAB.

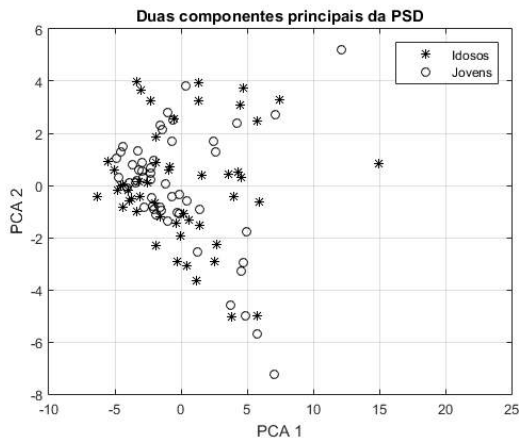


Figura 1. Exemplo de duas componentes principais da PSD na situação aclave de olhos abertos

Inicialmente foi utilizado o algoritmo de SVM com o núcleo de produto interno Polinomial, para a separação entre os grupos jovens x idosos para todos os casos: olhos abertos, fechados, aclave, declive e horizontal. Logo em seguida foi realizada a separação entre as condições olhos abertos x olhos fechados para jovens, idosos, aclave, declive e horizontal. O procedimento se repetiu alterando núcleo de produto interno da SVM para RBF, Quadrática, Linear e MLP.

O núcleo RBF pode ser definido pela seguinte expressão:

$$K(x_i, x_j) = e^{-\frac{|x_i - x_j|^2}{2\sigma^2}} \quad (1)$$

na qual K é o núcleo do produto interno entre o vetor de entrada x_i e vetor de padrão de entrada x_j e σ representa a largura da região gaussiana e tem valor padrão igual a 1 na toolbox.

O núcleo Linear pode ser definido pela

expressão:

$$K(x_i, x_j) = (x_i \cdot x_j) \quad (2)$$

na qual K representa o núcleo do produto interno entre o vetor de entrada x_i e o vetor de padrão de entrada x_j .

O núcleo MLP pode ser definido pela seguinte expressão com uso de tangente hiperbólica (*tanh*):

$$K(x_i, x_j) = \tanh(\beta_0(x_i \cdot x_j) + \beta_1) \quad (3)$$

na qual K é o núcleo de produto interno, x_i é o vetor de entrada e x_j é o vetor de padrão de entrada. Por padrão na toolbox os pesos têm valor 1 e bias igual a -1. β_0 e β_1 são parâmetros que devem ser respectivamente maior do que zero e menor do que zero. Aqui são assumidos por padrão [1 -1].

O núcleo Polinomial pode ser definido pela seguinte expressão:

$$K(x_i, x_j) = ((x_i \cdot x_j) + 1)^p \quad (4)$$

na qual K representa o núcleo do produto interno, x_i é o vetor de entrada e x_j é o vetor de padrão de entrada, p é um valor inteiro, e por padrão igual a 3 na toolbox.

Para o núcleo Quadrático o valor de p é definido como 2 na equação 4.

Em cada caso o objetivo é traçar o hiperplano ótimo que separa melhor os conjuntos. Tal hiperplano pode ser definido pelas seguintes expressões:

$$w^T x_i + b \geq 0 \quad (5)$$

$$w^T x_i + b < 0 \quad (6)$$

separando dois conjuntos em +1 e -1 [2].

Nas equações 5 e 6, w representa o vetor de pesos lineares da máquina, x_i representa o vetor de entradas e b o bias.

Resultados

A Tabela 1 mostra os dados de eficiência de cada núcleo de produto interno. Observa-se que as SVM's com núcleo Polinomial obtiveram a maior eficiência entre todos os testes, atingindo 89.66% de acertos na situação horizontal com olhos abertos separando idosos de jovens. O núcleo MLP, por outro lado, obteve a pior eficiência entre todos os testes, com apenas 46,15% de acertos na situação declive com idosos separando olhos abertos de fechados.

Analisando a média das eficiências de cada rede em separar diferentes características, idosos x jovens e olhos abertos x olhos fechados, os resultados obtidos apontam que o núcleo Linear foi melhor para diferenciar idosos de jovens. Todavia, para diferenciar olhos abertos de olhos fechados o núcleo RBF apresentou uma média melhor, com 60,46%, embora todos os núcleos tenham obtido uma média próxima ou abaixo de 60%.

Tabela 1: Eficiência das diferentes funções núcleo na SVM

	LINEAR	QUAD.	POLI.	MLP	RBF
Idosos vs Jovens					
Declive de olhos abertos	82,76%	65,52%	62,07%	86,21%	72,41%
Declive de olhos fechados	72,41%	65,52%	55,17%	75,86%	51,72%
Hor. de olhos abertos	86,21%	72,41%	89,66%	72,41%	68,97%
Hor. de olhos fechados	86,21%	62,07%	75,86%	65,52%	58,62%
Aclive de olhos abertos	82,76%	75,86%	72,41%	79,31%	86,21%
Aclive de olhos fechados	86,21%	75,86%	72,41%	86,21%	72,41%
Média	84,49%	68,97%	72,41%	77,59%	70,69%
Olhos abertos vs Olhos fechados					
Idosos no declive	61,54%	50,00%	50,00%	46,15%	61,54%
Idosos na hor.	65,38%	50,00%	53,85%	57,69%	61,54%
Idosos no aclive	57,69%	57,69%	53,85%	53,85%	53,85%
Jovens no declive	53,13%	62,50%	62,50%	56,25%	59,38%
Jovens na hor.	53,13%	68,75%	50,00%	50,00%	53,13%
Jovens no aclive	75,00%	71,88%	68,75%	84,38%	71,88%
Média	59,62%	60,10%	53,85%	55,05%	60,46%

A Figura 2 mostra a PSD média anteroposterior de jovens e idosos na condição horizontal de olhos abertos (em cima) e olhos abertos vs fechados de idosos no declive (embaixo), que foram as condições nas quais se obtiveram a melhor e a pior eficiência das SVM's, respectivamente.

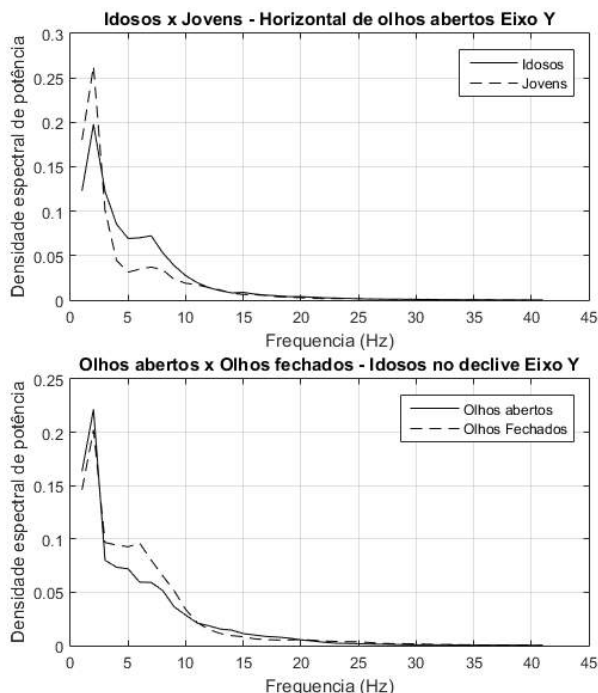


Figura 2. Densidade espectral de potência do melhor e pior resultado respectivamente.

Na condição horizontal com olhos abertos, as curvas médias são visivelmente separáveis entre 0 e 15 Hz o que justifica o bom resultado obtido com a SVM de núcleo Polinomial. Na condição declive com idosos de olhos abertos vs fechados, por outro lado, a separação entre as curvas médias não é tão evidente, o que justifica o resultado insatisfatório obtido com o núcleo

MLP.

Discussão

Como mostrado na Tabela 1, para os dados analisados, o núcleo de produto interno que obteve o melhor desempenho foi o Polinomial, atingindo valores acima de 89% em determinadas condições.

Barton e Lees [6] obtiveram um desempenho de 83,3% utilizando uma rede neural do tipo MLP para diferenciar padrões da marcha de 8 indivíduos caminhando em esteira, um resultado contrastante ao obtido no presente estudo.

Por outro lado, Muniz e seus colegas [3] obtiveram o melhor desempenho na classificação de seus dados com a SVM utilizando um núcleo de produto interno Linear, o que se assemelha com os resultados obtidos pelas médias no presente estudo, levantando a hipótese de que o desempenho da SVM depende, além de seus núcleos de produto interno, dos dados de entrada.

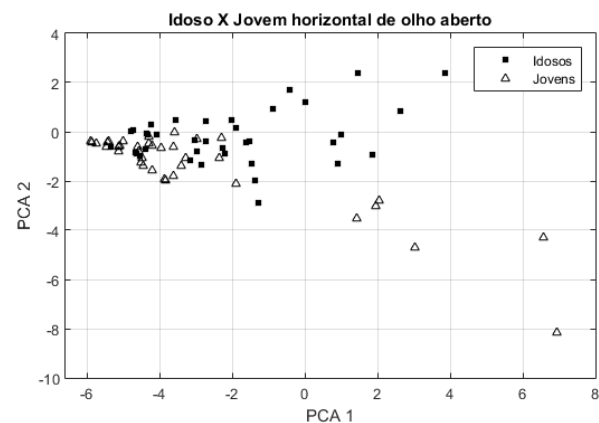


Figura 3. Eficiência na separação dos dados da SVM com função núcleo Polinomial.

A Figura 3 mostra a separação dos dados de teste em um diagrama das componentes principais selecionadas (PC1 x PC2). Observa-se que uma separação linear dos dados não seria adequada. Porém, levando em consideração as 20 componentes principais utilizadas, a separação linear se torna mais eficiente, diferente do trabalho de Barton e Lees [6], o que sugere que os dados influenciam na escolha do núcleo de produto interno da SVM, bem como o número de dados fornecidos para a SVM.

De acordo com Rauber e Berns [7], os resultados numéricos não justificam quaisquer conclusões teóricas sobre o núcleo de produto interno, mas apontam informações interessantes sobre os dados.

Assim, cada situação deve ser cuidadosamente analisada a fim de testar a eficiência de cada núcleo.

Conclusão

Baseado nos dados coletados o que se pode afirmar é que a escolha do núcleo de produto interno depende diretamente de quais são os dados a serem analisados. Desta forma, sugere-se que um sistema automatizado para reconhecimento de padrões em biomecânica contenha várias opções de núcleo para a RNA.

Referências

- [1] VAPNIK VLADIMIR N. The Nature of Statistical Learning Theory. 2nd ed. Springer: New York; 2000.
- [2] HAYKIN SIMON. Rede Neurais Princípios e Prática. 2ª Edição. Bookman: Porto Alegre; 2001.
- [3] MUNIZ, A.M.S. et al. Comparison among neural network, support vector machine and logistic regression for evaluating the effect of subthalamic stimulation in Parkinson disease on ground reaction force during gait. *Journal of Biomechanics*. 2010; 43: 720–726.
- [4] KACZMARCZYK K, WIT A, KRAWCZYK M, ZABORSKI J, PILSUDSKI J. Artificial Neural Networks (ANN) Applied for Gait Classification and Physiotherapy Monitoring in Post Stroke Patients, *Artificial Neural Networks - Methodological Advances and Biomedical Applications*, Prof. Kenji Suzuki (Ed.), ISBN: 978-953-307-243-2, InTech, Available from: <http://www.intechopen.com/books/artificial-neural-networksmethodological-advances-and-biomedical-applications/artificial-neural-networks-ann-applied-for-gaitclassification-and-physiotherapy-monitoring-in-post>.
- [5] DE VRIES W.H.K, VEEGER H.E.J, BATEN C.M.T, VAN DER HELM F.C.T. Determining a Long Term Ambulatory Load Profile of the Shoulder Joint: Neural Networks Predicting Input for a Musculoskeletal Model. *Human Movement Science*. 2012; 31:419-428.
- [6] BARTON J.G, LEES A. An application of neural networks for distinguishing gait patterns on the basis of hip-knee joint angle diagrams. *Gait & Posture*. 1997; 28-33.
- [7] RAUBER THOMAS W, BERNIS KARSTEN. Kernel Multilayer Perceptron. In: *Proceedings of the 2011 24th SIBGRAPI Conference on Graphics, Patterns and Images*; 2011 Aug 28-31; Maceió, Brasil. 2011. p. 337–343.

FABRICAÇÃO DE PALMILHAS PARA PACIENTES HANSENIANOS UTILIZANDO TÉCNICAS DE PROTOTIPAGEM RÁPIDA

A. V. C. Pereira * e L. A. Gómez-Malagón*

*Escola Politécnica de Pernambuco, Universidade de Pernambuco, Recife, Brasil
e-mail: alinevcavalcantip@gmail.com

Resumo: A hanseníase é uma doença infecciosa de evolução crônica, que até hoje, é estigmatizada. Assim, muitas das necessidades desses pacientes são negligenciadas. Esses sofrem transtornos diários devido a essa enfermidade. A úlcera planar é um dos problemas mais graves. Por isso, os sapatos destes pacientes são comumente modificados para colocar palmilhas que permitam a melhor distribuição das forças no pé. Essas palmilhas são fabricadas manualmente de forma artesanal. A fim de otimizar o processo de produção, este artigo propõe desenvolver palmilhas para pacientes hansenianos por meio de técnicas de prototipagem rápida. A técnica utilizada foi a de fabricação aditiva com filamento de Poliuretano. Para determinar as potencialidades dessa tecnologia, foi realizada a comparação de custo, tempo de fabricação e avaliação do paciente com duas palmilhas, uma de EVA e outra de Silicone. A pesquisa foi realizada no Hospital Geral da Mirueira - Pernambuco, localizado no município de Paulista. Ao final do estudo, observa-se que apesar do baixo custo das palmilhas desenvolvidas por prototipagem rápida, o tempo de produção é maior em relação aos outros processos. Ainda, nota-se que a palmilha de silicone obteve o maior nível de satisfação do paciente, seguida pela palmilha de Poliuretano de maior densidade. Enquanto a de menor densidade apresentou maior rejeição do paciente.

Palavras-chave: Hanseníase, palmilha, prototipagem rápida.

Abstract: *The Hansen's disease is an infectious disease of chronic evolution. Still nowadays is stigmatized. Patients suffering from Hansen's disease have to live with daily inconvenience due this disease. The planar ulcer is one of the most serious problems. Therefore the shoes of these patients are often modified to put insoles that allow better distribution of forces in the foot. Those insoles are handmade. In order to optimize the production process, this article aims to present insoles for patients suffering from Hansen's disease through rapid prototyping techniques. The insoles were developed, using additive manufacturing technique with Polyurethane filament. A comparison study with EVA and Silicone insole was accomplished to determine the potential of the Polyurethane insoles. It was analyzed: cost, manufacturing time and patient assessment. The study takes place in the General Hospital of Mirueira, located in Paulista- Pernambuco. With this research it was observed that despite the low*

cost of insoles developed by rapid prototyping, the production takes a long time. Also, the Silicone insole obtains the highest level of patient satisfaction, followed by the polyurethane insole with higher density. The polyurethane insole with lower density showed the highest level of rejection from the patient.

Keywords: *Hansen's disease, insole, 3D printing*

Introdução

A hanseníase data de muito tempo, existindo registros em livros na Índia e na China séculos antes de Cristo. Como seus portadores possuíam deformidades na pele, eles eram excluídos, sem tratamento, em leprosários até a morte.

Ainda hoje, a hanseníase representa um problema de saúde pública apesar da redução progressiva de casos [1]. Segundo a sociedade brasileira de dermatologia, hanseníase é uma doença infecciosa de evolução crônica. Devido ao preconceito e o estigma da sociedade, os hansenianos são, em geral, segregados e suas necessidades negligenciadas. Os pacientes portadores desta doença desenvolvem alterações sensitivas e motoras, podendo levar à instalação de deformidade, assim, como úlceras cutâneas planares [2].

A solução, comumente, praticada é a fabricação de sapatos ou palmilhas por encomenda [3]. O ministério da saúde fornece um manual para fabricação dessas palmilhas e adaptação de sapatos de forma artesanal [4]. O processo de avaliação da geometria e morfologia do pé é realizado de forma manual usando papel, lápis e fita métrica. As medidas de parâmetros geométricos do pé são importantes para realizar uma avaliação preliminar, porém, podem não ser suficiente para descrever completamente a geometria do pé.

Essas palmilhas são fabricadas, hoje, manualmente por pessoas treinadas para esse ofício. Como a produção é manual, o tempo para fabricação não se adequa à demanda de pacientes.

Alguns trabalhos [5-8] já desenvolveram métodos de confecção e fabricação de palmilhas para pacientes com diabetes, utilizando técnicas de CAD (Computer Aided Design), modernizando o processo. Esses mostram que é possível o uso de técnicas de prototipagem rápida para desenvolvimento de órteses, em especial de palmilhas.

Com esse trabalho propõe-se fabricar e avaliar o uso de palmilhas para pacientes com hanseníase, através de técnicas de prototipagem rápida.

Materiais e métodos

Triagem de pacientes – O projeto foi submetido ao Comitê de Ética em Pesquisa da Universidade de Pernambuco HUOC/PROCAPE (CEP-UPE) por se tratar de um trabalho realizado com seres humanos. Após aprovação favorável no CEP com número do parecer 1.483.197, iniciou-se a triagem dos pacientes. Os critérios de inclusão utilizados foram: (a) indivíduos de ambos os gêneros, (b) que sejam portadores de hanseníase (após diagnóstico médico, buscas em prontuário) e (c) que possuam úlceras planares nas solas dos pés. Através da triagem foi selecionado um paciente para realizar o estudo aqui descrito. Esse foi diagnosticado com esporões, necessitando, assim, de palmilha tipo calcanhar – ferradura como na Figura 1.



Figura 1: Palmilha tipo ferradura [4].

Fabricação das palmilhas – Para fabricar a palmilha, utilizando técnicas de prototipagem rápida, foi necessária a aquisição de um molde digital com o escâner 3D o qual permite construir modelos digitais em três dimensões. O escâner utilizado nesse projeto foi o Sense 3D [9].

A imagem do pé do paciente foi obtida como observado na Figura 2.



Figura 2: Escaneamento do pé do paciente.

O molde extraído em formato.stl foi, então, editado com a plataforma CAD (Computer Aided Design), Inventor [10]. Assim, a palmilha, como descrita na Figuras 3, foi gerada para impressão.



Figura 3: Molde da palmilha gerado no Inventor.

A técnica de fabricação utilizada foi a de manufatura aditiva, utilizando a impressora 3D, a qual é capaz de construir um modelo sólido a partir de um modelo virtual. Especificamente, esta técnica consiste na

deposição de camadas do material para criação de um objeto a partir de um modelo digital [11].

Neste trabalho foi empregada a técnica Fused Deposition Modelling (FDM) utilizada na impressora 3D adaptada da RepRap [12].

O *software* utilizado no processo de impressão foi o Pronteface [13]. A partir desse foi possível obter a quantidade de material total utilizada no processo e tempo de fabricação.

O filamento empregado foi o Poliuretano, conhecido comercialmente como Ninjaflex. Esse foi escolhido, devido a suas propriedades mecânicas similares as palmilhas comerciais.

As propriedades mecânicas analisadas foram: Modulo de elasticidade (I), deformação na ruptura (II) e dureza (III). A tabela 1 adaptada [14-16] mostra um comparativo dessas.

Tabela 1: Propriedades mecânicas dos materiais estudados.

Propriedades	EVA [14]	Silicone[15]	Ninjaflex [16]
I	20,4 Mpa	-	12 MPa
II	> 1200%	120%	660%
III	43 HRD	44 HRA	85 HRA

Antes da impressão da palmilha de Poliuretano foram definidos dois valores de densidades. Para decidir esses valores foi realizado um estudo, utilizando o modelo de palmilha descrito no projeto Gyrobot [17]. Esse projeto propôs fabricar palmilhas com densidades variáveis, utilizando prototipagem rápida.

Com intuito de estudar o efeito da rigidez numa palmilha, duas densidades foram escolhidas: 5% e 10%. A seleção dessas densidades se deve a sua similaridade com as propriedades das palmilhas comerciais.

O preenchimento utilizado na impressão foi um hexágono do tipo colmeia. Uma vez que é o preenchimento com menor tempo de impressão combinado com um formato com melhor distribuição de cargas.

Dois palmilhas de Poliuretano foram confeccionadas e testadas. Com o intuito de comparar o desempenho com palmilhas comumente empregadas, duas palmilhas, uma de Acetato de Vinil Etileno (EVA) e outra de Silicone, também, foram avaliadas.

A palmilha de EVA foi fabricada com o auxílio do sapateiro, funcionário do Hospital Geral da Mirueira. Esse adquiriu, primeiramente, o molde do pé do paciente com uma folha de papel ofício. Em seguida o sapateiro desenhou o formato da palmilha tipo ferradura. Esse desenho não é preciso, pois é obtido manualmente. Uma vez definido o formato da palmilha, o molde é transferido primeiramente para uma cartolina, a fim de facilitar o seu manuseio e, após, desenhado no EVA de 8mm de espessura. A palmilha foi, então, recortada e lixada para o acabamento final.

A fabricação da palmilha de Silicone inicia com a extração de um molde. Esse pode ser de gesso ou espuma fenólica. Quando feito de espuma fenólica, utiliza-se o gesso para obtenção do negativo.

Devido o uso do gesso em ambas as técnicas, é preciso um tempo de espera até o endurecimento desse material. Uma vez obtido o molde do pé do paciente, a palmilha é fabricada, inserindo o Silicone liquido no negativo do molde. A palmilha é finalizada com a secagem completa do Silicone. O tempo estimado de fabricação é de um dia e meio [18]. Nesse projeto a palmilha de Silicone foi comprada em uma loja especializada.

Avaliação – Para avaliar as palmilhas foram definidos os seguintes parâmetros: Tempo de fabricação da palmilha; custo palmilha; e o nível de satisfação do paciente.

Para análise do tempo, os procedimentos de cada processo foram cronometrados.

O custo total de cada palmilha foi calculado considerando os gastos envolvidos no processo. Assim, no cálculo de custo foram definidos dois parâmetros: Quantidade de material utilizado; e preço da mão de obra.

Para avaliar o nível de satisfação do paciente, um questionário foi elaborado para o paciente que utilizou cada palmilha. Três pontos principais foram avaliados: Conforto da palmilha (A); fixação da palmilha no sapato (B); ausência de pontos de pressão (C). Todos os critérios foram analisados numa escala de 1 a 5, sendo 1 o pior valor e 5, o melhor.

Resultados

As palmilhas foram avaliadas em três aspectos: Tempo de fabricação da palmilha; custo da palmilha; e o nível de satisfação do paciente.

No caso das palmilhas confeccionadas usando técnicas de impressão 3D, o tempo de fabricação é longo e é inerente ao processo de fabricação. A otimização da velocidade de deposição e temperatura são importantes para minimizar o tempo, e consequentemente o custo de fabricação.

Neste estudo, foram empregadas velocidades típicas iniciais de 8 m/s, aumentando gradativamente para 16 m/s e temperatura do filamento de 210°C.

A figura 4 mostra a impressão da palmilha com densidade de 10%.

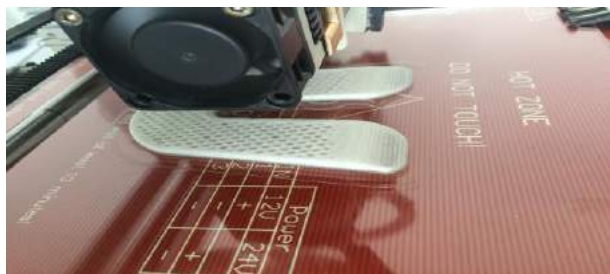


Figura 4: Impressão da palmilha de Poliuretano 10%.

Tempo e custo de fabricação da palmilha – A Tabela 2 mostra o tempo de produção e custo total de cada palmilha descrita nesse projeto.

Tabela 2: Tempo de produção e custo total das palmilhas.

Palmilha	Tempo de produção	Custo
EVA	00:30:00	R\$ 7,10
Silicone	36:00:00	R\$ 60,00
Poliuretano 10%	05:30:00	R\$ 10,86
Poliuretano 5%	04:50:00	R\$ 5,57

A palmilha com maior tempo de produção foi a de Silicone, totalizando trinta e seis horas. E a de menor tempo foi a de EVA, fabricada em meia hora.

Na primeira palmilha produzida, utilizando o Poliuretano foi consumido 13,37 m de material, na segunda de 5% de densidade, foi 5,95 m.

Pela Tabela 2 podemos observar que a palmilha com maior custo foi a de Silicone, enquanto a palmilha de menor custo foi a de Poliuretano produzida com uma densidade de 5%.

Nível de satisfação do paciente – A tabela 3 mostra as avaliações de cada palmilha pelo paciente após o uso.

Tabela 3: Nível de satisfação das palmilhas.

Parâmetro	EVA	Silicone	Poliuretano 10%	Poliuretano 5%
A	3	5	2	1
B	2	4	5	5
C	4	5	3	2
Total	9	14	10	8

Nota-se que a palmilha de Silicone foi a que obteve os maiores níveis de satisfação do paciente, totalizando 14 pontos.

A palmilha de Poliuretano com 10% de densidade obteve uma avaliação melhor que a de EVA.

Já a palmilha que obteve menor somatório de pontos foi a de Poliuretano com 5% de densidade, somando 8 pontos.

Na Figura 5, nota-se a análise geral dos parâmetros para cada palmilha.

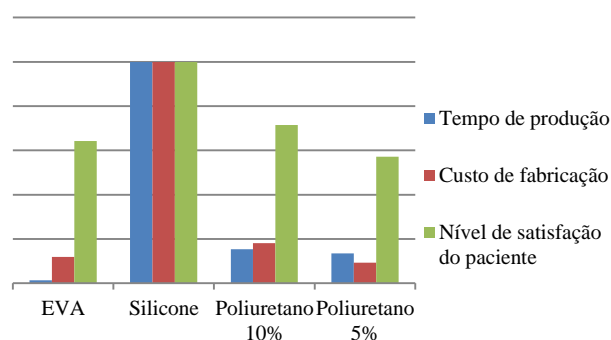


Figura 5: Gráfico geral dos parâmetros.

Discussão

A hanseníase é, até hoje, uma doença estigmatizada e, por isso, muitas das necessidades desses pacientes são negligenciadas.

Normalmente, as pessoas com esta patologia têm problemas para encontrar sapatos adequados que possam se adaptar às deformações de cada paciente. Assim, tem-se a necessidade de órteses, como palmilhas.

Nota-se que dentre o critério de tempo de fabricação, a palmilha com melhor desempenho é a de EVA. Todavia essa palmilha, não possui uma boa avaliação do paciente, uma vez comparada aos demais materiais.

A palmilha com o menor custo foi a fabricada com Poliuretano a uma densidade de 5%. Apesar do preço, essa palmilha possui um tempo de produção alto. Ainda, obteve a pior avaliação com o paciente, com um nível de conforto de apenas 1.

A palmilha que apresenta os maiores valores nos diversos parâmetros é a de Silicone. Observa-se que essa palmilha possui nível de conforto ideal. Todavia o preço e tempo de fabricação dessa é alto em relação às demais.

Já a palmilha de Poliuretano com densidade de 10%, além de bons níveis de satisfação com o paciente, obteve tempo de produção e custo de fabricação intermediários, quando comparados às demais palmilhas.

Estes resultados mostram as potencialidades da técnica de prototipagem rápida na fabricação de palmilhas para pacientes com úlceras plantares.

Apesar da tecnologia de prototipagem rápida já não ser recente, não é utilizada em larga escala para fabricação de palmilhas.

Assim, não foi encontrada literatura expressiva que caracterize o processo de fabricação dessas palmilhas. Contudo, é possível encontrar projetos de fabricação de modelos similares na internet [17].

Como perspectivas futuras, pretende-se melhorar o modelo fabricado de Poliuretano através do arredondamento de cantos vivos e otimização do percentual de preenchimento. Com isso, acredita-se obter uma melhor avaliação de níveis de conforto.

Logo, espera-se desenvolver palmilhas de forma automatizada para beneficiar os pacientes hansenianos do Hospital Geral da Mirueira.

Agradecimentos

Agradecemos à FACEPE pelo apoio financeiro, à ONG *Netherland Hanseniasis Relief - Brasil* (NHR Brasil) e aos profissionais do Hospital Geral da Mirueira pelo apoio durante a pesquisa.

Referências

- [1] Portal da Saúde. Disponível em: <<http://portalsaude.saude.gov.br/index.php/o-ministerio/principal/leia-mais-o-ministerio/705-secretaria-svs/vigilancia-de-a-a-z/hanseniasis/11298-situacao-epidemiologica-dados>> Acesso em: 1 fev. 2016
- [2] Gomes FG, Frade MAC, Foss NT. Úlceras cutâneas na hanseníase: perfil clínico-epidemiológico dos pacientes. *Anais Brasileiros de Dermatologia*; 2007.
- [3] Duerksen F, Virmond M. *Cirurgia Reparadora e Reabilitação em Hanseníase*. Centro de Estudos Dr. Reynaldo Quagliato, Instituto Lauro de Souza Lima, 1997.
- [4] Ministério da Saúde, Secretaria de Políticas de Saúde, Departamento de Atenção Básica. *Manual de adaptações de palmilhas e calçados*. 2. ed. ver. e ampl. – Brasília; 2008.
- [5] Sambhav K, Tandon P, Dhande SG. Computer Aided Design and Development of Customized Shoe Last. *Computer-Aided Design and Applications* 8, 819-826, 2011.
- [6] Telfer S, Woodburn J. The use of 3D surface scanning for the measurement and assessment of the human foot. *Journal of Foot and Ankle Research* 3, 1-9, 2010.
- [7] Zequera M, Stephan S, Paul J. Effectiveness of Moulded Insoles in Reducing Plantar Pressure in Diabetic Patients. *Engineering in Medicine and Biology Society, EMBS. 29th Annual International Conference of the IEEE*, p. 4671-4674, 2007.
- [8] Reis MC, Fleury SSR, Rocha AF. Desenvolvimento de uma palmilha para pé diabético com controle de pressão. VI Congresso Nacional de Engenharia Mecânica; 2010 Ago 18-21; Campina Grande, Paraíba, Brasil.
- [9] 3D Scanner – Sense. Disponível em: <<http://www.3dsystems.com/shop/sense>> Acesso em: 8 de dez. de 2015.
- [10] Inventor | Software de engenharia mecânica e CAD 3D | Autodesk. Disponível em: <<http://www.autodesk.com.br/products/inventor>> Acesso em: 14 de mar. 2016.
- [11] Gibson I, Rose, DW, Stucker B. *Additive Manufacturing Technologies: Rapid Prototyping to Direct*. Digital Manufacturing, Springer, 2010; 459p.
- [12] Reprap.pt. Disponível em: <<http://www.reprap.pt/>> Acesso em: 8 de dez. de 2015.
- [13] Printron: Pure Python 3D printing host software. Disponível em: <<http://www.pronterface.com/>> Acesso em: 8 de dez. de 2015.
- [14] Zattera AJ, Bianchi O. Caracterização de Resíduos de Copolímeros de Etileno-Acetato de vinila – EVA. *Polímeros: Ciência e Tecnologia*, vol. 15, nº 1, p. 73-78, 2005.
- [15] GE Bayer SiliconesR. Product Information sheet of RTV 615. 2005.
- [16] NinjaTek. NinjaFlex 3D Printing Filament - Technical Specifications.
- [17] Gyrobot - Variable Density Insole. Disponível em: <<http://www.gyrobot.co.uk/blog/my-adventures-with-3d-printed-insoles-part-3-4>> Acesso em: 3 mar. 2016.
- [18] Pratt DJ, Rees PH, Butterworth RH. RTV silicone insoles. *Prosthetics and Orthotics International* 8, p.54-55, 1984.

STATIC AND DYNAMIC Q-ANGLE MEASUREMENTS IN FEMALES WITH PATELLOFEMORAL PAIN

M. C. Waiteman*, D. O. Silva*, R. V. Briani*, A.S. Ferreira*, M. F. Pazzinato*, M.B. Coura*, J. Pradela*, Deisi Ferrari*, F. A. Aragão**, C. E. Albuquerque**, F. M. Azevedo*

* University of São Paulo State, School of Science and Technology, Physical Therapy Department, Presidente Prudente, Brazil.

** State University of West Parana, Physical Therapy Department, Cascavel, Brazil
e-mail: mariwaiteman@hotmail.com

Abstract: The elevated Q-angle seems to be one of the most suggested factors contributing to patellofemoral pain. Females with patellofemoral pain are often evaluated through static clinical tests in clinical practice. However, the adaptations seem to appear more frequently in dynamic conditions. Therefore, the aim of this study was to determine the reliability and discriminatory capability of two Q-angle measurements: the peak dynamic knee valgus during stair ascent and a static measurement using a three-dimensional system. Twenty-nine females with patellofemoral pain and twenty-five pain-free females underwent static and dynamic knee valgus measurements during stair ascent, using a three-dimensional system. All measurements were obtained and comparisons between groups, reliability and discriminatory capability were calculated. Peak dynamic knee valgus was found to be greater in the patellofemoral pain group, whereas static measurement was not different between groups. The dynamic variable demonstrated the best discriminatory capability.

Keywords: Patellofemoral joint, quadriceps angle (Q-angle), lateral patellar maltracking, kinematic.

Introduction

Patellofemoral pain (PFP), described as anterior or retropatellar pain, comprises a large portion of orthopedic practice [1]. The estimated prevalence of PFP among females aged 18–35 years is 13% [2] and it is 2.23 times more common than in males [3]. Moreover, it has been shown that PFP can limit participation in sports and daily activities, such as stair negotiation, prolonged sitting with flexed knees, jumping and squatting [4]. Several contributing factors, such as elevated Q-angle, have been cited in order to explain the etiology of PFP, however, its pathological implications have not yet been established [1].

The relationship between Q-angle and PFP is based on the model that an increased Q-angle would translate the patella laterally increasing the retropatellar pressure and, therefore, causing pain [5]. Although it seems to be a reasonable explanation, during weight-bearing activities the patellar lateralization may be a result of femur rotation underneath the patella [6]. In fact, femur internal rotation can occur without any patellar motion

[6]. Thus, to analyze Q-angle in a non-weight bearing activity (i.e., during knee extension in the supine position), as performed in other studies [7], might be a potential source of bias due to the femur remaining fixed during the movement [6]. Additionally, the majority of the studies which aimed to evaluate the relationship between Q-angle and PFP used only static clinical measurements [8,9], which have been advocated as non-reliable measurements [10].

Several studies [11,12] have reported that PFP mechanisms can be better observed in dynamic instead of static situations due to the higher muscular and mechanical demands needed to perform the activity. Dynamic knee valgus (DKV), the dynamic correspondent of the Q-angle, has been proposed to contribute to the development of PFP [6] and may be a useful approach to determine the contribution of the Q-angle during dynamic tasks in females with PFP. For instance, Graci and Salsich [12], in a kinematic study, reported that females with excessive DKV were asked to correct it and, after correction, femur adduction and femur internal rotation decreased, factors highly related to PFP [13]. However, in clinical practice the most commonly available tools to identify such alterations are static clinical tests; therefore, it is important to understand whether this alteration occurs only in dynamic situations or can be identified by clinical tests.

In this context, providing some clarification about the precise relationship between static and dynamic Q-angle measurements in PFP appears to be mandatory. To answer this question, it is necessary to evaluate reliability, precision, sensitivity and specificity of these measurements. Thus, the aim of this study was to determine the reliability, precision and discriminatory capability of two Q-angle measurements: the peak dynamic knee valgus during stair ascent and a static measurement using a 3D system.

Methods

Participants - Twenty-nine females with PFP and twenty-five pain-free females were recruited from the graduate student population at the university, parks and gyms of the city. Mean (SD) age, height and mass for the PFP group were 21.7 (2.72) years, 1.65 (0.05) m and 65.72 (10.76) kg respectively and 22.07 (3.67) years,

1.65 (0.04)m and 62.3 (7.3) kg for the control group (CG). Sample size was determined based on predicted power to detect a difference of 2.1° (4.69° SD) between the groups with an alpha of 0.05 and 80% power. Based on calculations performed in Sample power (SPSS Inc. Chicago, IL, USA), a minimum sample size of 25 subjects per group was indicated. The study was approved by the University of Sao Paulo State Human Ethics Committee, and each participant gave written informed consent prior to participation. Diagnosis of PFP was completed following consensus from two experienced clinicians (>5 years experience) and based on definitions used in previous PFP studies. The PFP group inclusion criteria were (1) anterior knee pain during at least 2 of the following activities: remaining seated, squatting, running, stair negotiation and jumping; (2) pain during patellar palpation; (3) symptoms for a minimum of 1 month with an insidious beginning; (4) worst pain level in the previous month up to 3 on a 10 cm visual analog scale (VAS); and (5) 3 or more positive clinical signs in the following tests: Clarke's sign, McConnell test, Noble compression and the patella in the medial or lateral position. Prospective participants were required to fulfill all 5 requirements to be included in the PFP group and could not present any signs or symptoms of PFP or other musculoskeletal conditions to be included in the control group. Any condition besides PFP was considered as an exclusion criterion, such as: events of patellar subluxation or dislocation, lower limb inflammatory process, osteoarthritis, patellar tendon tendinitis, meniscus tears or ligament tears. Those who had undergone knee surgery or knee treatments such as arthroscopy, steroid injections, oral steroids, opiate treatment, acupuncture or physiotherapy during the preceding 6 months were excluded from this study.

Kinematic measurements - Motion analysis was collected using a three-dimensional motion analysis system (VICON MX, Vicon Motion Systems Inc.; Denver EUA) combined with 4 cameras (type

Bonita®B10) operating at a sampling frequency of 100 Hz with a resolution of 1 megapixel. Ground reaction forces were collected using a force plate (AMTI, OR6, Watertown, MA, USA) at a sampling frequency of 2000 Hz. For the purpose of static calibration, retroreflective markers were placed on anatomic landmarks respecting the Vicon's Plug-in-Gait model. The markers were positioned by the same investigator for all participants: right and left ASIS; top of the sacrum (L4-L5), over the greater trochanter, lateral aspect of the femur, lateral and medial ankle at the level of the lateral malleolus, first and fifth metatarsal heads and the tip of the toe. Additional measurements taken to facilitate kinematic measurements included participant height, leg lengths (ASIS to medial malleolus), inter-ASIS distance, inter-epicondylar distance at the distal thighs and intermalleolar distance at the distal shanks [14]. A relaxed standing calibration trial was then captured and, from this data, it was possible to establish the static Q-angle from the system. The calibration trial was performed according to Guerra and colleagues [15]. In the standing position, the subjects faced forward and aligned the longitudinal axis of the foot (from the mid heel through the second metatarsal and digit) with a line of tape placed on the fourth step of the staircase perpendicular to the coronal plane of the body. The correct standing position was confirmed visually by the researchers. Following this, the participants performed practice stair ascent trials to allow familiarization with the instrumentation and environment. The experimental design included a seven-step staircase, each step being 18 cm high and 28 cm deep, with a 2 m walkway in front of and behind the staircase. These dimensions are according to the Brazilian Regulatory Standards for construction of stairs 9077/2001 (Brazilian Association of Technical Standards). In addition, they are in accordance with [16] and [17] who stated that more than 3 steps are necessary in a staircase to provide proper reliability of the data. Each participant was asked to climb the staircase at their natural comfortable speed.

Table 1 - Values of mean (degrees), standard deviation, ICC and SEM of the static and dynamic kinematic variables and clinical test in the Control and PFP group.

Parameter	PFP Group				Control Group			
	Day 1 Mean (SD)	Day 2 Mean (SD)	ICC	SEM	Day 1 Mean (SD)	Day 2 Mean (SD)	ICC	SEM
DKV	2.09*† (3.85)	2.51*†(2.28)	0.66	2.34	0.65*†(3.48)	0.46*†(3.24)	0.86	1.67
QASM	1.38 (1.01)	1.41 (1.04)	0.94	0.60	0.94(1.46)	0.96(1.68)	0.96	0.46
QA	Rater1:22.29(2.41)	-	0.41	2.89	Rater1:22.78(3.90)	-	0.25	3.33
Inter-rater Clinical test	Rater2:21.74(4.09)	-			Rater2:20.64(2.69)	-		

Kinematic variables (degrees): DKV (Dynamic Knee Valgus), QASM (Q-Angle System Measurement), QA Inter-rater Clinical test (Q-angle between raters Clinical Test – As this measurement was between raters it was executed only on Day 1). * Indicates the statistical significance between groups comparing Day 1 vs Day 1 and Day 2 vs Day 2. † Indicates the statistical significance between groups comparing Day 1 vs Day 2. $P < 0.05$.

Five successful trials were collected for each participant and the average of the five trials was used for data analysis. To ensure a natural stair-climbing pattern,

participants were not aware of the force plate which was hidden within the fourth step, only the investigator knew of its existence and position. For the reliability

analysis, the trials were performed in the same period of the day and in the same manner on 2 separate days, with an interval of 2 to 7 days between the 2 collection periods. The subjects were instructed to maintain their daily life activities and routine physical activity between the two days of data collection. The investigator was blind concerning group allocation.

Data analysis - Each trial was filtered with a fourth-order Butterworth low pass filter with a cut-off frequency of 6 Hz. The retroreflective markers were identified and labeled within the Vicon Nexus® 1.8 (Vicon Motion Systems Inc, EUA) for reconstruction. Gait events (heel strike and toe off) were identified using the force plate data. Data were then exported to a specifically developed Excel template for analysis. The variables of interest were peak knee valgus during stair ascent (DKV) and static knee valgus angle measured from the system (QASM), acquired from static calibration.

Statistical analysis - The descriptive values (mean and SD) were obtained using Statistical Software for Social Sciences Version 18.0 (SPSS Inc, Chicago, IL). The data were analyzed for normal distribution using the Shapiro–Wilk test. Mean age, height and mass were compared between groups using independent t tests. The kinematic variables of interest were compared between periods of time (day 1 and day 2) and groups (PFP and controls) using 2-way mixed ANOVA. The Bonferroni post hoc test was performed for multiple pairwise comparisons. Where appropriate, adjustments for the post hoc tests were made ($\alpha/2$). The data reported from analysis of variance (ANOVA) were the F values (with degrees of freedom), p values and the eta squared (η^2), whereby this last value can range from 0 to 1 and represents the proportion of variance in the dependent variable that is explained by the independent variable. The guidelines for interpreting the η^2 are: 0.01=small effect, 0.06=moderate effect, 0.14=large effect [18]. For a relative measure of reliability, the intraclass correlation coefficient (ICC) (2, k) model was used [19] and guidelines for interpreting the results were according to [20]. The standard error measurement (SEM) was used to express reliability in absolute values, indicating the precision of the measurement [19] which can help distinguish low ICCs caused by large within-subject variability from low ICCs caused by a narrow measurement range. A high SEM indicates a high level of error and implies nonreproducibility of tested values [20]. Receiver operating characteristic (ROC) curves with values of sensitivity, specificity and area under the curve (AUC) were performed to verify the discriminatory capability of each variable. The point on the ROC curve that maximized both sensitivity and specificity was chosen as the cutoff. The Youden index was used in this study as it is a measure which is frequently used to identify this optimal point [21]. For all statistical tests, an alpha level of 0.05 was used.

Results

Table 2 – Values of sensitivity and specificity for the best balanced cut off and area under the curve (AUC) values.

	DKV	QASM	Clinical rater 1	Clinical rater 2
Sensitivity	67%	71%	71%	61%
Specificity	75%	61%	47%	54%
AUC	0.74	0.62	0.50	0.55
(95%CI)	(0.62;0.87)	(0.47;0.77)	(0.34;0.65)	(0.40;0.71)
Standard Error	0.064	0.075	0.080	0.077
P-value	0.001	0.104	0.994	0.434

DKV (Dynamic Knee Valgus), QASM (Q-Angle System Measurement), QA Inter-rater Clinical test (Q-angle between raters Clinical Test), 95%CI (95% Confidence Interval).

Discussion

Our findings indicate that during stair ascent, greater peak DKV exists in females with PFP compared to asymptomatic females. On the contrary, static parameters were not shown to be different between groups. In addition, the dynamic condition discriminated those with PFP most effectively. In accordance with other studies [13,6,10], the findings of the present study sustain the hypothesis that dynamic parameters better correspond to PFP than static measurements. In the present study, a previously established reliable tool was used for kinematic evaluations [14] to determine the static knee valgus angle. However, despite the very high values of reliability obtained, differences between groups were not found and its discriminatory capability was poor. This may reflect that static measurements seem not to be related to PFP. On the other hand, there has been a lot of debate with respect to the relationship between PFP and dynamic variables [13,6]. Excessive peak knee valgus has been shown to be related to diminished hip muscle strength and has been implicated in contributing to numerous knee injuries, including anterior cruciate ligament (ACL) injury and patellofemoral joint dysfunction [13]. As we expected, the DKV demonstrated differences between groups with a large effect size ($\eta^2 = 0.19$) and a great part of the variance was explained by this model ($F(1,52) = 10.59$). In addition, moderate and high values of reliability were found for the PFP and CG groups. Results related to the discriminatory values of peak DKV indicate greater relevance compared to static measurements in females with PFP. Of the kinematic parameters evaluated in our cohort, this parameter possessed the best values of discriminatory capability. These results propose that, in most cases, biomechanical alterations seem to appear in dynamic conditions [11,8].

Conclusion

Our findings indicate that females with PFP climb stairs

with increased peak knee valgus compared to asymptomatic controls and this parameter presented interesting values of discriminatory capability. Despite being reliable, static knee valgus was not different between groups and presented poor values of discriminatory capability.

References

- [1] Witvrouw, E., Callaghan, M.J., Stefanik, J.J., Noehren, B., Bazett-Jones, D.M., Willson, J.D., et al. Patellofemoral pain: consensus statement from the 3rd International Patellofemoral Pain Research Retreat held in Vancouver, September 2013. *British Journal of Sports Medicine*, 2014. 48, 411–414.
- [2] Roush, J.R., Bay, R.C. Prevalence of anterior knee pain in 18–35 year-old females. *International Journal of Sports Physical Therapy*, 2012. 7, 396–401.
- [3] Boling, M., Padua, D., Marshall, S., Guskiewicz, K., Pyne, S., Beutler, A. Gender differences in the incidence and prevalence of patellofemoral pain syndrome. *Scand. Journal of Science and Medicine in Sports*, 2010. 20, 725–730.
- [4] Powers, C.M., La, Bolgla, Callaghan, M.J., Collins, N., Sheehan, F.T. Patellofemoral pain: proximal, distal, and local factors, 2nd International Research Retreat. *Journal Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 2012. 42, A1–A20.
- [5] Herrington, L., Nester, C. Q-angle undervalued? The relationship between Q-angle and medial-lateral position of the patella. *Clinical Biomechanics*, 2004. 19, 1070–1073.
- [6] Powers, C.M. The influence of abnormal hip mechanics on knee injury: a biomechanical perspective. *Journal Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 2010. 40, 42–51.
- [7] Sheehan, F.T., Derasari, A., Fine, K.M., Brindle, T.J., Alter, K.E. Q-angle and J-sign: indicative of maltracking subgroups in patellofemoral pain. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 2010. 468, 266–275.
- [8] Freedman, B.R., Brindle, T.J., Sheehan, F.T. Re-evaluating the functional implications of the Q-angle and its relationship to in vivo patellofemoral kinematics. *Clinical Biomechanics*, 2014. 29, 1139–1145.
- [9] Park, S.-K., Stefanyshyn, D.J. Greater Q angle may not be a risk factor of patellofemoral pain syndrome. *Clinical Biomechanics*, 2011. 26, 392–396.
- [10] Smith, T.O., Hunt, N.J., Donell, S.T. The reliability and validity of the Q-angle: a systematic review. *Knee Surgery, Sports Traumatology. Arthroscopy*, 2008. 16, 1068–1079.
- [11] De Oliveira, Silva D., Briani, R.V., Pazzinatto, M.F., Ferrari, D., Aragão, F.A., de Albuquerque, C.E., et al. Reliability and differentiation capability of dynamic and static kinematic measurements of rearfoot eversion in patellofemoral pain. *Clinical Biomechanics*, 2015. 30, 144–148.
- [12] Graci, V., Salsich, G.B., 2014. Trunk and lower extremity segment kinematics and their relationship to pain following movement instruction during a single-leg squat in females with dynamic knee valgus and patellofemoral pain. *Journal of Science and Medicine in Sports*, 2015. 18(3) 343–347.
- [13] Powers, C.M., The influence of altered lower-extremity kinematics on patellofemoral joint dysfunction: a theoretical perspective. *Journal Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 2003. 33, 639–646.
- [14] Kadaba, M.P., Ramakrishnan, H.K., Wootten, M.E. Measurement of lower extremity kinematics during level walking. *Journal Orthopaedic Research*, 1990. 8, 383–392.
- [15] Guerra, J.P., Arnold, M.J., Gajdosik, R.L. Q angle: effects of isometric quadriceps contraction and body position. *Journal Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 1994. 19, 200–204.
- [16] Yu, B., Kienbacher, T., Growney, E.S., Johnson, M.E., An, K.N. Reproducibility of the kinematics and kinetics of the lower extremity during normal stair-climbing. *Journal Orthopaedic Research*, 1997. 15, 348–352.
- [17] Pazzinatto, M.F., Silva D de, O., Briani, R.V., Ferrari, D., Aragão, F.A., CE De, Albuquerque, et al. Reliability of electromyography parameters during stair deambulation in patellofemoral pain syndrome. *Motriz*, 2015. 21, 207–213.
- [18] Cohen, J., et al., 1988. *Statistical Power Analysis for the Behavioral Sciences*. Routledge, New York, p. 2.
- [19] Weir, J.P. Quantifying test–retest reliability using the intraclass correlation coefficient and the SEM. *The Journal of Strength and Conditioning Research*, 2005. 19, 231–240.
- [20] Kellis, E., Katis, A. Reliability of EMG power-spectrum and amplitude of the semitendinosus and biceps femoris muscles during ramp isometric contractions. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 2008. 18, 351–358.
- [21] Perkins, N.J., Schisterman, E.F. The inconsistency of “optimal” cutpoints obtained using two criteria based on the receiver operating characteristic curve. *American Journal of Epidemiology*, 2006. 163, 670–675.

PRÓTESE DE MEMBRO SUPERIOR COM MOVIMENTOS PRÉ-DEFINIDOS PELO USUÁRIO

R. T. XAVIER*, F. A. BORIS*, F. R. CASTRO*, J. E. BLANCO*, R.M. GIOVANINI* M. A. A. SANCHES*, A. A. CARVALHO*

*Universidade Estadual Paulista “Júlio de Mesquita Filho”, Ilha Solteira, Brasil
e-mail: xavier@dee.feis.unesp.br

Resumo: Este trabalho descreve o desenvolvimento de uma prótese antropomórfica de membro superior, capaz de reproduzir movimentos anatomicamente funcionais, contribuindo assim para habilitação e reabilitação de pessoas amputadas ou com deformidades congênitas. Foi construída com materiais de baixo custo e baseada em plataformas de hardware e software livres (*Open Source*). A prótese apresenta movimentos pré-definidos pelo usuário, armazenados em um banco de dados, com uma rotina de gravação que emprega uma luva sensorizada. Sinais eletromiográficos, capturados pelo *shield EMGLieb* e processados com o microcontrolador Atmega 2560, são utilizados para acionar o mecanismo responsável por produzir os movimentos pré-definidos da prótese. Testes realizados com voluntários hígidos apresentaram bons resultados.

Palavras-chave: Mão Biônica, Prótese, Eletromiografia.

Abstract: *This paper describes the development of an anthropomorphic prosthetic upper limb, able to play anatomically functional movements, thus contributing to habilitation and rehabilitation of amputees or people with congenital deformities. It was built with inexpensive materials, and open source software and hardware-based platforms. The prosthesis has predefined movements by the user stored in a database, with a recording routine that uses a glove with sensors. Electromyographic signals captured by shield EMGLieb and processed with Atmega 2560 microcontroller are used to trigger the mechanism responsible for producing predefined movements of the prosthesis. Tests conducted with healthy volunteers showed good results.*

Keywords: *Bionic Hand, Prosthesis, Electromyography.*

Introdução

A mão é o principal órgão motor do corpo humano, estando presente na maioria das atividades cotidianas [1]. Considerando os numerosos casos de amputações e deformidades congênitas, existe um esforço global para o desenvolvimento de próteses de membro superior (mãos biônicas), mecanismos que auxiliam na mobilidade e no desempenho de atividades da vida diária.

A evolução da tecnologia tornou possível o desenvolvimento de próteses funcionais, dando ao amputado ou ao congênito uma melhor atuação em suas atividades cotidianas. Porém, a grande maioria das próteses existentes no mercado são caras e não possuem mobilidade

adequada, sendo utilizadas como refúgios por uma questão de estética.

Devido à evolução da tecnologia, tornou-se possível o desenvolvimento de próteses mais funcionais, dando ao amputado ou ao congênito uma melhor atuação em suas atividades cotidianas. Ultimamente estes dispositivos estão sendo construídos com diversos tipos de materiais, fontes de energia e comandos [2].

Atualmente a literatura apresenta diversos trabalhos relacionados ao desenvolvimento de próteses de mão, utilizando tecnologias *open source* e prototipagem rápida, tais como, o uso de impressoras 3D e estudos com a plataforma *Inmoov*.

No departamento de Engenharia Biomédica da Universidade de Sidney na Austrália, foi desenvolvida uma mão biônica de baixo custo, visando atender populações de países subdesenvolvidos. Para o controle e acionamento do sistema, desenvolveram um circuito para amplificar e processar o sinal eletromiográfico, de forma a acionar o mecanismo de acordo com a contração muscular do usuário [3].

No Brasil, pesquisadores desenvolveram uma prótese para membro superior de baixo custo comandada por voz. Possui cinco dedos com articulações que simulam movimentos anatômicos. Cada dedo tem sua própria articulação, formando uma mão com vários meios de adaptação [4].

Na Universidade Carlos III em Madri, o desenvolvimento de um mecanismo com sensores flexíveis utilizados para analisar e estudar sistemas de mecanismos dinâmicos, e o mecanismo aplicado a reprodução da mão robótica da plataforma *Inmoov*, resultou um método de controle utilizando sensores diretamente ligados em cada dedo do mecanismo. Essa configuração permitiu aos desenvolvedores analisar e qualificar os movimentos realizados pelo mecanismo [5].

Na Universidade de Dublin, na Irlanda, Uma prótese antropomórfica de membro superior de baixo custo com articulação em todos os dedos. A mão biônica foi confeccionada em impressão 3D, e para o encaixe do coto foi utilizado e adaptado material de garrafa PET. Para a comunicação entre usuário e mão biônica foi utilizado um circuito comercial de captação eletromiográfica junto a um microcontrolador [6].

Na Universidade de Illinois nos Estados Unidos, foi desenvolvida uma comunicação para prótese de membro superior utilizando a plataforma *Inmoov*. O mecanismo é acionado por eletromiografia e apresenta uma interfa-

ce de caracterização para os movimentos programados no sistema. Essa aplicação se limita a é uma ferramenta para o desenvolvimento de comunicação entre paciente e prótese, não sendo assim uma prótese de membro superior [7].

A implementação do modelamento matemático para análise e estudo dos graus de liberdade da plataforma *Inmoov*, foi elaborado com o intuito de desenvolver e aplicar uma prótese de membro superior de baixo custo[8].

Neste trabalho descreve-se uma prótese antropomórfica de membro superior de baixo custo que pode reproduzir movimentos pré-definidos pelo usuário.

Materiais e métodos

Estrutura Mecânica – Foi reproduzida a estrutura mecânica da prótese utilizando-se o conceito extraído da plataforma de hardware e software livre *Inmoov*, estrutura humanoide construída para interações robóticas semelhante às do corpo humano [9].

O mecanismo implementado possui 16 graus de liberdade, cinco dedos com articulações independentes e articulação na palma da mão, sendo assim capaz de reproduzir movimentos de preensões e articulações antropomórficas e antropométricas [10].

Cada dedo é acionado por um tendão mecânico que se liga a um servomotor, sendo este distribuído de forma a representar a estrutura anatômica dos tendões orgânicos existentes no membro superior humano [11]. Na Figura 1 é apresentada a estrutura mecânica da prótese implementada.



Figura 1: Estrutura mecânica da prótese.

Foram feitas adaptações para melhorar o acionamento mecânico da prótese. Originalmente, dois tendões estendiam e flexionavam os dedos. Após as mudanças, apenas um tendão de flexão foi utilizado em cada dedo, sendo o movimento de extensão realizado por meio de molas adaptadas à estrutura interna do mecanismo.

Processamento Analógico e Digital – Para a comunicação entre o usuário e a prótese foi desenvolvido uma placa de circuito impresso, projetada como um *shield* para a plataforma de hardware e software livre *Arduino*, baseada no microcontrolador *Atmega 2560*, responsável pelo processamento dos dados necessários para o acionamento da prótese.

O *shield*, denominado de *EMGLieb*, possui dois canais de aquisição para sinais eletromiográficos, módulo SD para armazenamento, e conector para um sistema eletrônico. O sinal de eletromiografia (EMG) é captado por eletrodos de superfície e enviado ao circuito de

processamento analógico. Após ser devidamente amplificado e filtrado, o EMG é enviado a um conversor analógico-digital. Os valores convertidos são armazenados no cartão SD através do protocolo SPI (*Serial Peripheral Interface*). O módulo SD foi acoplado ao *shield* *EMGLieb*.

Foram utilizados eletrodos Ag/AgCl, descartáveis, passivos e não invasivos, conectados a cabos blindados frequentemente utilizados em equipamentos comerciais.

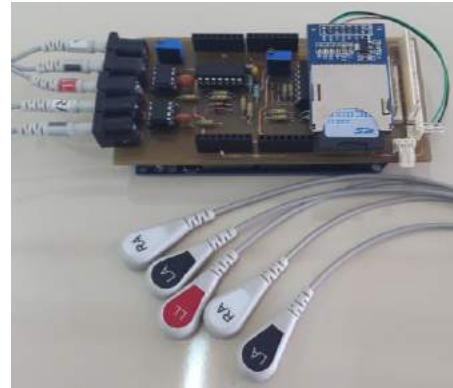


Figura 2: *Shield* *EMGLieb* e cabos blindados para EMG

O EMG capturado pelos eletrodos é enviado a um pré-amplificador implementado com o amplificador de instrumentação AD620, da Analog Devices, que possui elevado CMRR.

Após a pré-amplificação, o sinal passa por um retificador de precisão de onda completa e por um filtro passa-baixas com frequência de corte de 120 Hz, para limitar a banda passante do circuito, diminuindo ruídos de altas frequências. Com o filtro passa-baixas pode-se detectar a envoltória do EMG

O sinal filtrado é amplificado cerca de 500 vezes, atingindo a amplitude de aproximadamente 3 V. É utilizado um amplificador inversor de ganho variável para melhor aproveitar a resolução do conversor A/D de 10 bits, característica do microcontrolador *Atmega 2560*.

Dispositivo Eletrônico – Para o acionamento da prótese, desenvolveu-se um dispositivo eletrônico capaz de capturar movimentos da mão humana e, posteriormente, reproduzi-los como comandos de movimentos para a prótese. Esse dispositivo, denominado luva sensorizada, foi elaborado visando o controle dos movimentos por um sistema de baixo custo [11].

A luva sensorizada tem a função de monitorar os movimentos realizados pela mão de um indivíduo. É confeccionada em neoprene e borracha material aderente e maleável [11]. Possui cinco sensores resistivos flexíveis fabricados pela empresa Spectra Symbol. Estando a luva colocada na mão de um indivíduo, as resistências elétricas dos sensores variam quando os dedos são flexionados. No circuito de condicionamento de sinais, utilizou-se resistores de 10k Ω em série com os sensores flexíveis para limitar a corrente nas entradas analógicas do microcontrolador. O sinal é processado e enviado para armazenamento no cartão SD [11].

Utilizando o cartão SD, o sistema eletrônico gera um banco de dados com diversos movimentos. Estes movi-

mentos podem ser programados e utilizados conforme a necessidade do usuário da mão biônica.

O circuito de condicionamento dos sinais gerados pela luva sensorizada foi desenvolvido na mesma placa de circuito impresso do EMGLieb, diminuindo as dimensões da placa de circuito impresso.

Comunicação – Um protocolo foi desenvolvido para o funcionamento de todo o sistema. Este protocolo se inicia com a formação de um banco de dados gerados pela luva sensorizada. Após isso, é necessário armazenar os sinais de eletromiografia utilizando o EMGLieb. Para parametrização e reconhecimento dos valores capturados, utilizou-se no código fonte um algoritmo contendo o cálculo do valor RMS do sinal. Esse algoritmo conta a quantidade de pulsos gerados pelo usuário e relaciona essa quantidade ao movimento desejado que foi programado.

O cálculo do valor RMS faz com que o microcontrolador reconheça apenas os sinais necessários, eliminando possíveis falsos positivos. O RMS, para uma coleção de N valores $\{x_1, x_2, \dots, x_N\}$ é dado pela equação (1):

$$x_{rms} = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N x_i^2} = \sqrt{\frac{x_1^2 + x_2^2 + \dots + x_N^2}{N}} \quad (1)$$

O valor RMS do sinal captado em cada eletrodo é calculado e armazenado de acordo com a necessidade do acionamento e a quantidade de pulsos a serem contabilizados dentro do mesmo período.

A realização de testes com voluntários foi aprovada pelo Comitê de Ética em Pesquisa da Faculdade de Ciências e Tecnologia do Campus da UNESP de Presidente Prudente e pelo CONEP (Processo No. 15283613.0000.5402).

Resultados

O *shield* de condicionamento dos sinais eletromiográficos foi projetado e simulado utilizando o software ISIS Proteus 8.1. Os resultados mostraram que os requisitos de projeto dos amplificadores e dos filtros foram atendidos.

Os eletrodos foram posicionados no músculo flexor radial do carpo e no músculo flexor unar do carpo. O eletrodo de referência foi conectado próximo ao cotovelo, região com pouca atividade muscular (Figura 3). Fez-se necessário esse posicionamento para que uma tensão de referência fosse gerada para o usuário. Este eletrodo deve ficar em uma área óssea, fora da área de captação dos sinais de eletromiografia captados pelos outros eletrodos.



Figura 3: Distribuição dos eletrodos de superfície

Para que os testes não sejam muito cansativos para o voluntário, o protocolo de testes apresenta a ação com apenas quatro contrações musculares. Considerando que o EMGLieb possui dois canais de aquisição, o número de pulsos por ativação dobra, proporcionando uma quantidade maior de movimentos funcionais na prótese biônica.

O EMG captado é o suficiente para o reconhecimento no algoritmo responsável pela ativação do sistema protético. Na Figura 4 mostra-se os sinais produzidos por uma contração muscular (A) e por três contrações musculares (B).

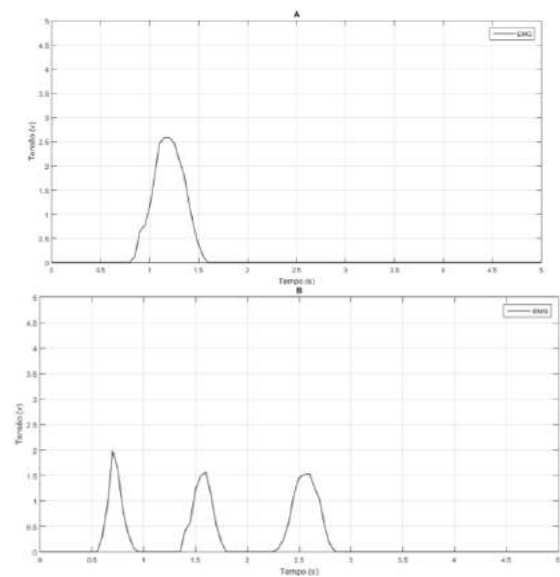


Figura 4: Um pulso EMG resultado de uma contração processada pelo EMGLieb (A), três pulsos EMG resultado de três contrações consecutivas processada pelo EMGLieb (B).

Após aquisição dos sinais, o algoritmo foi capaz de quantificar e parametrizar os pulsos provenientes da contração muscular realizada pelo voluntário hígido. O sinal gerado foi adquirido pelo EMGLieb e processado pelo *Arduino*, onde foi digitalizado e parametrizado a uma resolução de 10bits, com o cálculo do valor RMS quantificando cada pulso. Os gráficos (A) e (B) da Figura 5 apresentam os sinais discretizados com o cálculo do valor RMS no tempo de cinco segundos.

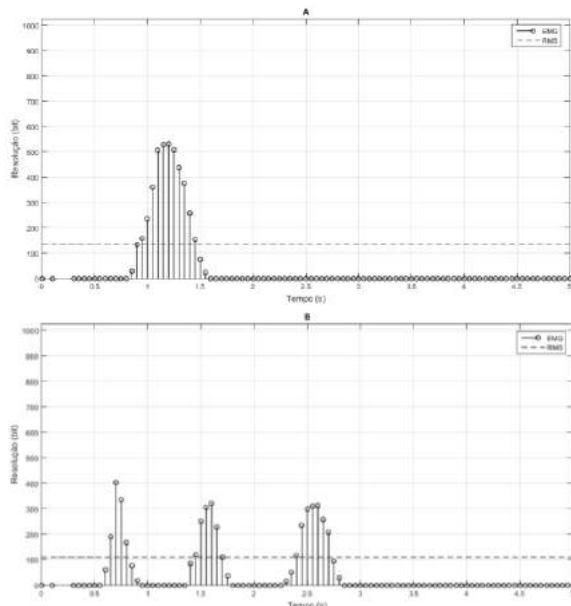


Figura 5: EMG digitalizado resultado de uma contração processada, com valor RMS (A), três pulsos de EMG digitalizado resultado de três contrações consecutivas processada com valor RMS (B).

Discussão

Para validação e otimização do projeto desenvolvido foram realizados alguns testes com voluntários hígidos.

Espera-se que os resultados a serem obtidos com pacientes amputados e pacientes com deformidades congênicas sejam similares aos dos voluntários hígidos. Os músculos a serem analisados nestes pacientes, apresentarão diferenças na composição do sinal eletromiográfico, pois serão analisados músculos com deformações congênicas e atrofiados.

A próxima versão da placa de aquisição de sinais será confeccionada utilizando-se componentes do tipo SMD (*Surface Mount Devices*), diminuindo consideravelmente suas dimensões e possibilitando o embarque do sistema completo no interior da prótese.

Conclusão

A prótese antropomórfica de membro superior implementada foi capaz de reproduzir adequadamente os movimentos da mão realizados pelos voluntários quando estes utilizaram a luva sensorizada.

O shield EMGLieb apresenta estrutura simples, de baixo custo e interface programável pelo usuário. O controle da prótese apresentou bons resultados, com a possibilidade de fornecer ao usuário independência em suas atividades de vida diária.

Referências

[1] AIRES, M. D. M. Fisiologia, Rio de Janeiro, 1, 1991. Disponível em: <https://issuu.com/guanabara_koogan/docs/aires-issuu>.

- [2] POLIS, J. E. Projeto e construção de parte estrutural de prótese de mão humana com movimentos. Campinas: Biblioteca Digital da Unicamp, 2009.
- [3] POLISIÉRO, M. et al. Design and assessment of a low-cost, electromyographically controlled, prosthetic hand. *Medical Devices: Evidence and Research*, Napoli, p. 8, 2013.
- [4] XAVIER, R. T.; XAVIER P. T.; SOUZA R.M.; Aplicações com arduino em eletrodinâmica e biomecânica para comunicação de um mecanismo biônico por comando de voz: protótipo para prótese de membro superior. XIII Congresso Nacional de Iniciação Científica., Campinas, 2013.
- [5] VILLOSLADA, A. et al. High-displacement fast-cooling flexible Shape Memory Alloy actuator: application to an anthropomorphic robotic hand. *IEEE*, Madrid, 18-20 November 2014. 6.
- [6] O'NEILL, C. An Advanced, Low Cost Prosthetic Arm. *IEEE*, Dublin, 2014. 5.
- [7] NGUYEN, M. Perceptual And Comparative Analyses Of A Passive, Linear, Multiple Degree-Of-Freedom Skin Stretch Device For Proprioceptive Substitution. University of Illinois at Urbana-Champaign. Illinois, p. 67. 2015.
- [8] STOPPA, M. H.; CARVALHO, J. C. M. KINEMATIC MODELING OF A MULTI-FINGERED HAND PROSTHESIS. Congresso nacional de Matemática Aplicada a Industria. Caldas Novas : [s.n.]. 2015. p. 10.
- [9] LANGEVIN, G. InMoov. InMoov, 2012. Disponível em: <<http://inmoov.fr/>>. Acesso em: 26 Fevereiro 2016.
- [10] KYBERD, P. J. et al. The design of anthropomorphic prosthetic hands: A study of the Southampton Hand. *Robótica*, v. 19, n. 06, p. 593-600, 2001.
- [11] XAVIER, R. T. et al. Desenvolvimento de uma Mão Biônica e de um Sistema Eletrônico para Estudo dos Movimentos da Mão. VIII Congresso Iberoamericano de Tecnologias de Apoio a la Discapacidad, Punta Arenas, p. 211;214, Novembro 2015. ISSN 978-956-9763-00-7.

QUALIDADE ÓSSEA DE RATAS WISTAR EM CRESCIMENTO ALIMENTADAS COM RAÇÃO HIPERLIPÍDICA

G. R. Yanagihara*, R. C. Shimano*, G.A. Gasparini*, B. B. Brancaloni*, A. C. O. Penoni*, A. P. Macedo**, J. M. R. S. Tavares***A. C. Shimano*

*Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto/Universidade de São Paulo, Ribeirão Preto, Brasil

**Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto, Departamento de Materiais Dentários e Próteses, Ribeirão Preto, Brasil

***Instituto de Ciência e Inovação em Engenharia Mecânica e Engenharia Industrial, Departamento de Engenharia Mecânica, Faculdade de Engenharia, Universidade do Porto, Porto, Portugal
e-mail: gyanagihara@usp.br

Resumo: A relação entre a obesidade e o tecido ósseo permanece contraditória, mesmo após anos de investigações. Os resultados são inespecíficos, sobretudo, quando é avaliado o efeito de dietas ricas em gordura em modelos experimentais. O objetivo desse estudo foi avaliar a qualidade óssea de ratas wistar em crescimento alimentadas com ração hiperlipídica. Foram utilizadas 20 ratas pós-desmame. Elas foram divididas igualmente em dois grupos, sendo PAD: ratas alimentadas com ração padrão AIN-93 e HIP: ratas alimentadas com ração AIN-93 modificada de modo a conter 60% da energia em forma de gordura. O período de tratamento foi de 5 semanas. As ratas foram submetidas à eutanásia por doses excessivas de anestesia e, após necropsia e dissecação, as tíbias foram analisadas quando à Densidade Mineral Óssea (DMO), Resistência Mecânica e Análise microestrutural através da Microscopia Eletrônica de Varredura. A DMO foi estatisticamente maior no grupo HIP em relação ao grupo PAD, entretanto, a resistência mecânica foi estatisticamente igual entre os dois grupos. A microarquitetura permaneceu similar entre os dois grupos após análise quantitativa. Foi possível concluir, portanto, que embora a DMO tenha sido maior no grupo alimentado com ração hiperlipídica, a resistência mecânica e microarquitetura óssea permaneceu intacta após 5 semanas de tratamento.

Palavras-chave: Osso, Dieta Hiperlipídica, Resistência Mecânica

Abstract: *The relationship between obesity and bone tissue remains contradictory, even after years of investigation. The results are non-specific, particularly when it assessed the effect of high-fat diets in experimental models. The aim of this study was to evaluate bone quality of wistar growing rats fed with high-fat diet. 20 post-weaning wistars rats were used in this study. They were equally divided into two groups, PAD: rats fed with standard diet AIN-93 and HIP: rats fed with a modified AIN-93 diet to contain 60% of energy as fat. The exposure period was 5 weeks. The rats were euthanized by overdose of anesthesia and, after autopsy and dissection, tibiae were analyzed when*

the Bone Mineral Density, Mechanical Strength and Microstructural Analysis by Scanning Electron Microscopy. BMD was statistically higher in the HIP group compared to the PAD group. However, the mechanical strength was statistically similar between the two groups. Microarchitecture remained similar between the two groups observed by quantitative analysis. It was concluded, therefore, that although BMD was higher in the group fed high-fat diet, the mechanical strength and bone microarchitecture remained intact after 5 weeks of exposure.

Keywords: *Bone, High-fat diet, Mechanical Strength*

Introdução

A mudança no padrão alimentar mundial gerou aumento no índice de obesidade desde a infância e, hoje, as complicações causadas por essa doença representam um grande impacto clínico e financeiro, afetando mais de 300 milhões de pessoas [1-3]. Por muito tempo, a obesidade foi vista como um fator protetor contra a osteoporose, podendo ser explicado por diversos fatores genéticos e mecânicos [1, 4]. Porém, após anos de pesquisas, a teoria que hoje prevalece é a de que a relação positiva entre a obesidade e osteoporose não existe [5-6]. Ou seja, por mecanismos compensatórios, a obesidade seria capaz de prejudicar o tecido ósseo, acelerando o processo de perda óssea natural do organismo [7-9].

No entanto, quando se associa a dieta hiperlipídica como modelo experimental para obesidade, muitos fatores podem influenciar nos resultados experimentais e por isso esses resultados ainda são controversos.

Os estudos com animais em crescimento se tornam necessários devido aos relatos conflitantes entre o aumento da massa gorda e Índice de massa corpórea (IMC) sobre os riscos de fraturas na infância. Foi observado que crianças obesas poderiam ter um pico de massa óssea mais acelerado, o que muitas vezes poderia fornecer vantagens na proteção do osso no momento de declínio de massa em função da idade. Entretanto, esses dados ainda não são confirmados, o que gera a necessidade dos estudos experimentais [10].

O objetivo desse estudo foi avaliar a qualidade óssea de ratas em crescimento alimentadas com ração hiperlipídica.

Materiais e métodos

O estudo foi, primeiramente, aprovado pela Comissão de Ética em Experimentação Animal da Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto/Universidade de São Paulo (FMRP/USP): 188/2013.

Grupos Experimentais – Foram utilizadas 20 fêmeas *Rattus Norvegicus Albinus*, da variedade Wistar, solicitadas pós-desmame (3 semanas de idade). Elas permaneceram durante todo o experimento em ambiente calmo com condições controladas, e foram divididas igualmente em 2 grupos experimentais (n=10): PAD: Ratas alimentadas com ração padrão AIN-93 e HIP: Ratas alimentadas com ração hiperlipídica (AIN-93 modificada, 60% da energia em forma de gordura saturada).

O período experimental foi de 5 semanas. A ração e água foram fornecidas *ad libitum*.

Eutanásia – Após o período experimental, as ratas foram mortas por excesso de anestesia (combinação de Ketamina e Xilazina) e as tíbias foram extraídas dos segmentos corporais e dissecadas para, posteriormente, serem analisadas. A escolha dessa estrutura óssea foi feita por ser uma estrutura anatômica que permitisse o corte transversal para análise microestrutural de forma a não perder informações importantes.

Densitometria Óssea – A análise da DMO foi realizada no Densitômetro de absorptometria de raios-x de dupla energia (DXA), Lunar®, modelo DPX-IQ. O cálculo da DMO foi realizado pelo software DPX versão 4.7e, especial para pequenos animais. A área da região de análise (ROI) foi padronizada em 0,09cm² e realizada sempre na região proximal da tíbia, abaixo da cartilagem de crescimento, por ser uma região com grande quantidade de osso trabecular.

Análise Mecânica – Os ensaios mecânicos de flexão em 3 pontos das tíbias foram realizados na Máquina Universal de Ensaio, EMIC®, modelo DL10.000. A distância entre os 2 pontos foi padronizada em 25mm e a velocidade de aplicação de força foi de 1,0mm/min. A força foi aplicada no sentido pósterio-anterior da tíbia. Foi utilizada uma pré-carga de 5N e tempo de acomodação de 30s. As propriedades mecânicas avaliadas foram a Força Máxima (N) e a Rigidez Relativa (N/mm).

Microscopia Eletrônica de Varredura (MEV) – Para análise por MEV os ossos passaram por desidratação em álcool 99% durante 7 dias. Posteriormente foram cortados em plano coronal em uma serra de precisão, com cortes padronizados em 1,7mm. Os cortes foram submetidos a um banho utilizando ultrassom por 10 minutos para expelir qualquer resíduo no material. Posteriormente, os cortes foram fixados em porta-amostras, mantidos em desumidificação, e após secos, foram metalizados em ouro 24K na metalizadora Ted Pella®, modelo 108 20

VAC. Posteriormente, as amostras foram inseridas no Microscópio Eletrônico de Varredura, Zeiss®, modelo Evo-MA10e as imagens foram adquiridas com aumento de 200 vezes.

A quantificação das imagens obtidas por MEV foi feita através do programa de computador QI-MEV [11], criado e patenteado pelos autores desse trabalho. Esse programa é capaz de criar um modelo tridimensional através de uma imagem bidimensional utilizando a tonalidade de cinza como padrão de profundidade da imagem (Fig. 2). Desse modo, é possível calcular a área de superfície expressa em píxel. O ROI de análise foi padronizado em todas as imagens.

Análise estatística – A análise estatística foi realizada através do programa SPSS, IBM®, versão 20.0. O teste de Shapiro-Wilk foi aplicado para testar a normalidade dos dados. A comparação entre o grupo PAD e HIP foi feita através do teste *T-student*. Foi considerado resultado significativo quando $p < 0,05$ e os dados apresentados em média±desvio padrão.

Resultados

A Figura 1 apresenta os resultados obtidos. A DMO do grupo HIP foi 18,26% maior do que a do grupo PAD ($p=0,02$). A análise mecânica mostrou não haver diferenças estatisticamente significantes entre os grupos, tanto para a Força Máxima como para a Rigidez Relativa.

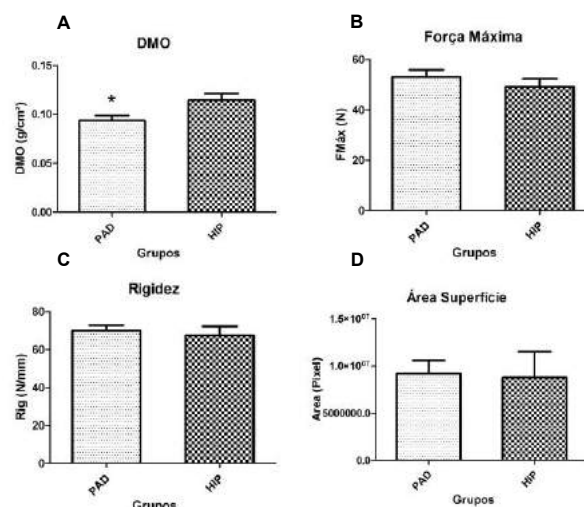


Figura 1: Gráficos dos resultados de A) DMO, B) Força Máxima, C) Rigidez Relativa e D) área de superfície.

A Figura 2 ilustra os modelos tridimensionais reconstruídos a partir do programa Qi-MEV. Não houve diferenças estatisticamente significantes entre os grupos com relação à área de superfície avaliada nas imagens obtidas por MEV (Figura 1D).

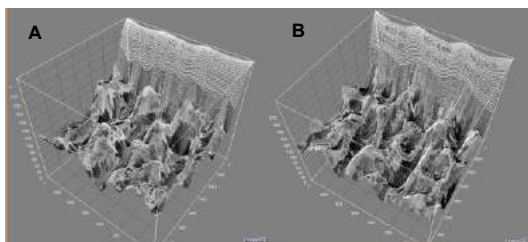


Figura 2: Reconstrução do modelo 3D das imagens obtidas pelo MEV, sendo A) imagem óssea do grupo PAD e B) imagem óssea do grupo HIP.

Discussão

Neste estudo foram avaliadas características estruturais, microestruturais e mecânicas de ossos de ratas em crescimento alimentadas com dieta hiperlipídica. Os resultados demonstram uma influência positiva dessa dieta na DMO, porém sem afetar a microarquitetura e propriedades mecânicas avaliadas.

Por muito tempo a obesidade foi considerada benéfica para os ossos. O efeito positivo do aumento do IMC sobre a massa óssea era explicado basicamente pelo fato do peso corporal aumentar a sobrecarga mecânica nos ossos, fator crucial para o estímulo à formação óssea [12-14]. Além disso, estudos mostraram que a massa gorda e a massa óssea estão sob forte regulação genética [12], pois os osteoblastos e adipócitos dividem os mesmos precursores de células-tronco mesenquimais. Porém, recentemente essa teoria foi contestada e diversos grupos de pesquisa passaram a confirmar cientificamente que o risco de desenvolvimento da osteopenia e osteoporose, bem como de fraturas associadas à baixa massa óssea pode ser maior em indivíduos obesos [6, 15]. Entretanto, nota-se que existe uma escassez de estudos que enfoquem essa relação sobre crianças e adolescentes.

O presente estudo abordou ossos de ratas em crescimento dado ao alto índice de obesidade infantil. Estimativas da Organização Mundial de Saúde indicam que mais de 42 milhões de crianças estão em condições de sobrepeso e obesidade. Além disso, o pico de massa óssea aumentado é fator determinante na qualidade óssea tardia [10].

Alguns estudos mostraram que o Conteúdo Mineral Ósseo (CMO) em crianças obesas é maior do que crianças eutróficas, mas a DMO de fêmur e coluna e o risco de fraturas não se alteram em função do aumento de massa gorda [16-17]. Nosso estudo corrobora com os achados na literatura, pois, embora tenhamos encontrado aumento na DMO de tíbias de ratas alimentadas com ração hiperlipídica, a microarquitetura e resistência mecânica desses ossos não mostraram diferenças estatisticamente significativas.

Os resultados de estudos experimentais, muitas vezes, não podem ser totalmente extrapolados para humanos. Apesar disso, os estudos em animais são justificados, pois, clinicamente a avaliação funcional do osso não consegue explorar mínimas alterações estruturais. Desse modo, os estudos experimentais são

necessários, pois com eles é possível uma avaliação detalhada desse sistema.

Este estudo proporciona novas perspectivas sobre a relação entre alterações metabólicas induzidas pela obesidade, especialmente aqueles que se relacionam com a função e qualidade óssea infantil. Enquanto os estudos futuros são necessários para compreender melhor possíveis alterações tardias nos ossos, os resultados aqui apresentados sugerem que, embora haja um aumento na DMO em resposta a dieta hiperlipídica, essa dieta não exerce influência sobre a qualidade e a função dos ossos.

Conclusão

A alimentação hiperlipídica parece não influenciar na qualidade óssea da tíbia de ratas em crescimento. Ainda que a DMO esteja aumentada, a microarquitetura e resistência óssea permanecem intactas após 5 semanas de tratamento.

Agradecimentos

Agradecimento à Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de São Paulo (FAPESP) pelo financiamento desse estudo.

Referências

- [1] Silva HG, Mendonca LM, Conceicao FL, Zahar SE, Farias ML. Influence of obesity on bone density in postmenopausal women. *Arq Bras Endocrinol Metabol.* 2007; 51:943-949.
- [2] Pereira LO, Francischi RPd, Lancha Jr AH. Obesidade: Hábitos Nutricionais, Sedentarismo e Resistência à Insulina. *Arq Bras Endocrinol Metab.* 2003; 47.
- [3] Pinheiro MM, Schuch NJ, Genaro PS, Ciconelli RM, Ferraz MB, Martini LA. Nutrient intakes related to osteoporotic fractures in men and women--the Brazilian Osteoporosis Study (BRAZOS). *Nutr J.* 2009; 8:6.
- [4] Bandeira F. A Obesidade Realmente Fortalece os Ossos? *Arquivo Brasileiro de Endocrinologia e Metabolismo.* 2007; 51:3
- [5] Azevedo GD, Carvalho MNd, Azevedo J, Fortunato GdG, Ferriani RA, Sá MFSD. Serum leptin levels and bone mineral density in postmenopausal women. *Rev. Bras. Ginecol. Obstet.* 2004; 26:429-433.
- [6] Looker AC, Flegal KM, Melton LJ, 3rd Impact of increased overweight on the projected prevalence of osteoporosis in older women. *Osteoporos Int.* 2007; 18:307-313.
- [7] Zhao LJ, Liu YJ, Liu PY, Hamilton J, Recker RR, Deng HW. Relationship of obesity with osteoporosis. *J Clin Endocrinol Metab.* 2007; 92:1640-1646.

- [8] Morais GQ, Burgos MGPdA. Impacto dos nutrientes na saúde óssea: novas tendências. *Revista Brasileira de Ortopedia*. 2007; 42:189-194.
- [9] Hsu YH, Venners SA, Terwedow HA, Feng Y, Niu T, Li Z, Laird N, Brain JD, Cummings SR, Bouxsein ML, Rosen CJ, Xu X. Relation of body composition, fat mass, and serum lipids to osteoporotic fractures and bone mineral density in Chinese men and women. *Am J Clin Nutr*. 2006; 83:146-154,
- [10] Leonard MB, Shults J, Wilson BA, Tershakovec AM, Zemel BS. Obesity during childhood and adolescence augments bone mass and bone dimensions. *Am J Clin Nutr*. 2004; 80:514-523.
- [11] Gasparini, GA, Yanagihara GR, Shimano AC. Qi-MEV: Quantificação da Imagem de Microscopia Eletrônica de Varredura. BR n. RPI 000255-7, 2 abr. 1980. *Revista de Propriedade Industrial*, n.253, p.1-15348, 2016.
- [12] Nguyen TV, Howard GM, Kelly PJ, Eisman JA (1998) Bone mass, lean mass, and fat mass: same genes or same environments? *Am J Epidemiol*. 1998; 147:3-16
- [13] De Laet C, Kanis JA, Oden A, Johanson H, Johnell O, Delmas P, Eisman JA, Kroger H, Fujiwara S, Garnero P, McCloskey EV, Mellstrom D, Melton LJ, 3rd, Meunier PJ, Pols HA, Reeve J, Silman A, Tenenhouse A. Body mass index as a predictor of fracture risk: a meta-analysis. *Osteoporos Int*. 2005; 16:1330-1338.
- [14] Ravn P, Cizza G, Bjarnason NH, Thompson D, Daley M, Wasnich RD, McClung M, Hosking D, Yates AJ, Christiansen C. Low body mass index is an important risk factor for low bone mass and increased bone loss in early postmenopausal women. Early Postmenopausal Intervention Cohort (EPIC) study group. *J Bone Miner Res*. 1999; 14:1622-1627.
- [15] Lenchik L, Register TC, Hsu FC, Lohman K, Nicklas BJ, Freedman BI, Langefeld CD, Carr JJ, Bowden DW. Adiponectin as a novel determinant of bone mineral density and visceral fat. *Bone*. 2003; 33:646-651.
- [16] Fischer S, Milinarsky A, Giadrosich V, Dib G, Arriagada M, Arinovic R. X-ray absorptiometry of bone in obese and eutrophic children from Valparaiso, Chile. *J Rheumatol*. 2000; 27:1294-1296.
- [17] Hasanoglu A, Bideci A, Cinaz P, Tumer L, Unal S. Bone mineral density in childhood obesity. *J Pediatr Endocrinol Metab*. 2000; 13:307-311.

DELAYED ONSET OF ELECTROMYOGRAPHIC ACTIVITY OF THE VASTUS MEDIALIS RELATIVE TO THE VASTUS LATERALIS MAY BE RELATED TO PHYSICAL ACTIVITY LEVELS IN FEMALES WITH PATELLOFEMORAL PAIN

J. Pradela*, M.F. Pazzinato*, D.O. Silva*, R.V. Briani*, A.S. Ferreira*, D. Ferrari*,**, M.B. Coura*, M.C. Waitemam*, F.M. Azevedo*

**Department of Physiotherapy, University of State of Sao Paulo, UNESP, Presidente Prudente, SP, Brazil

*Department of Bioengineering, University of São Paulo, USP, São Carlos, SP, Brazil
e-mail: jupradela14@hotmail.com

Abstract: The aims of this study were to examine group differences in muscle activation onset of the vastus medialis (VM) in relation to the vastus lateralis (VL) and pain level during stair ascent in females with patellofemoral pain (PFP) who maintain high and moderate levels of physical activity; to determine the association between physical activity level and muscle activation onset. Forty-three females with PFP and thirty-eight pain-free females were recruited and divided into four groups based on their level of physical activity: females with PFP ($n = 26$) and pain-free females ($n = 26$) who practiced a moderate level of physical activity and females with PFP ($n = 17$) and pain-free females ($n = 12$) who practiced an intense amount of physical activity. Participants were asked to ascend a seven-step staircase and the VM and VL activation onset was determined. Females with PFP who practiced high level of physical activity demonstrated delayed onset of VM (4.06 ms) compared to healthy females (14.4 ms). Conversely, females with PFP who practiced moderate level of physical activity did not present VM delay (2.48 ms) in comparison to healthy females (9.89 ms). Furthermore, physical activity significantly correlated to the muscle activation onset difference ($p = 0.005$; $R = 0.60$). These findings may explain why controversial results regarding VM and VL muscle activation onset have been found.

Keywords: Quadriceps, Knee pain, Onset, Muscle activity.

Introduction

Patellofemoral pain (PFP) is often seen in physically active men, women and adolescents, although women are 2.23 times more likely to develop PFP than men [1]. PFP is characterized by anterior knee pain and aggravated by activities that increase patellofemoral joint compressive forces, such as squatting, ascending and descending stairs and prolonged sitting [1,2]. Although this disorder accounts for 25–40% of all knee disorders in sports medicine [3], its etiology remains unclear.

Several contributing factors have been proposed in order to explain the mechanisms underlying PFP devel-

opment. Vastus medialis (VM) delayed onset in relation to vastus lateralis (VL) has arisen as a promissory hypothesis due to the influence of these muscles on patellar stabilization [4,5]. Therefore, the contribution of VM delayed onset to PFP remains unclear [6,7].

Recently, Rathleff et al. (2013) [8] suggested that VM delayed onset may not always be changed in individuals with PFP due to the influence of pain on muscle motor control. As PFP is a condition related to physical activity practice and the average highest level of daily pain is associated with increased physical activity [9], it has been suggested that oscillation exists in the knee pain level according to the exposure of the individuals to pain exacerbating activities during the preceding days [10]. Therefore, it is possible that individuals with PFP who practice higher levels of physical activity could demonstrate elevated levels of pain and thereby, may present VM delay, while individuals who practice lower levels of physical activity may not.

Therefore, the aims of this study were to (1) examine group differences in muscle activation onset of the VM in relation to the VL and pain level during stair ascent in females with PFP who maintain high and moderate levels of physical activity, (2) determine the association between physical activity level and muscle activation onset. We hypothesized that females with PFP who practice elevated levels of physical activity would present VM delay compared to healthy females while females with PFP who practice moderate levels of physical activity would not. In addition, higher levels of pain would be found in females who maintain high levels of physical activity than in the other group.

Materials and methods

Subjects - Forty-three females with PFP and thirty-eight pain-free females were recruited from the graduate student population via advertisements placed at the university, parks and gyms. All participants provided written informed consent and the experimental protocol was approved by the Institutional Review Board of the University of São Paulo State Human Ethics Committee (306.729).

The inclusion criteria were (1) anterior knee pain during at least 2 of the following activities: prolonged sitting, squatting, kneeling, running, climbing stairs, and jumping; (2) pain during patellar palpation; (3) symptoms of insidious onset and duration of at least 1 month; (4) worst pain level in the previous month at least 3 cm on a 10 cm VAS; and (5) 3 or more positive clinical signs in the following tests: Clarke's sign, McConnell test, Noble compression, Waldron test and patellar pain on palpation. The participants were required to fulfill all five requirements to be included in the study. The exclusion criteria were: events of patellar subluxation or dislocation, lower limb inflammatory process, bursitis, ligament tears or the presence of neurological diseases, knee surgery, acupuncture or physiotherapy during the preceding 6 months.

After the screening process, the females with PFP and pain-free females were divided into four groups based on their level of physical activity presented in Table 1.

Table 1: Antropometric data of the subjects.

	Age	Height	Mass	N
MACG	21.33 (2.62)	1.64 (0.07)	59.48 (8.13)	26
IACG	22.21 (3.12)	1.65 (0.05)	63.87 (10.81)	12
MAPFPG	21.79 (1.01)	1.66 (0.08)	60.01 (7.10)	26
IAPFPG	22.77 (2.41)	1.65 (0.04)	61.98 (9.13)	17

Abbreviations: MAPFPG, moderate activity patellofemoral pain group; MACG, moderate activity control group; IAPFPG, intense activity patellofemoral pain group; IACG, intense activity control group; SD, standard deviation. Data are showed in mean (SD). The age are expressed in years, height in meters and the mass in kilogram.

Instrumentation - The experimental design included a seven step staircase, with a walkway in front of and at the top of it. EMG data were collected using a conditioner module (Lynx, Sao Paulo, BRA; model 1000-8-4I) with a fourth order, zero-lag, Butterworth digital filter with cutoff frequencies of 20–500 Hz and an amplifier with a gain of 50. The preamplifier circuit on the electrode cable had a gain of 20, a common mode rejection ratio greater than 80 dB and an impedance of 1012 Ω . The raw EMG signal was recorded at a sampling rate of 4000 Hz [11,12]. Two pairs of bipolar surface-capture Ag/AgCl electrodes (Kendall, Mansfield, MA, USA; model Medi-Trace) with diameters of 10 mm were used to obtain VM and VL EMG data. The data were collected using AqdAnalysis software (Lynx, Sao Paulo, SP, BRA; model EMG 1000-8-4I). An electrostimulation device (Quark, Piracicaba, SP, BRA; model Nemesys 942) was used to find the VM and VL motor points. A force plate (AMTI, OR6, Watertown, MA, USA) was positioned in the center of the fourth step and used to obtain ground reaction force data. The force plate acquisition sampling rate was 4000 Hz and data were collected using the same software AqdAnalysis (Lynx, Sao Paulo, SP, BRA; model EMG 1000-8-4I)[13]. The EMG and force plate data were synchronized and analog-to-digital converted

into 16-bit digital format using a signal conditioner module (Lynx, Sao Paulo, SP, BRA; model ADS 1000-AC1160).

Procedure - After finding the VM and VL motor points, the electrodes were placed 2 cm below the motor point in the direction of the muscle belly, with a 20 mm interelectrode distance [14], according with the Surface Electromyography for the Non-Invasive Assessment of Muscles (SENIAM) [15]. The reference electrode was placed over the tibial tubercle.

Each participant was asked to ascend the stairs at their natural comfortable speed across the staircase and five successful trials were collected and averaged to be analyzed.

EMG analysis - The analyzed EMG signals were referenced by the vertical component of ground reaction force measured by the force plate. Therefore, the EMG signal was considered only while the participant was crossing the fourth step; the vertical component of ground reaction force being a marker of the beginning and end of the EMG data collection. All processing was performed in MATLAB (MathWorks, Natick, MA).

The automatic algorithm [16] was used to determine EMG onset. Initially, a linear envelope was applied to the signal and the data were full-wave rectified and low-pass filtered at 50 Hz. An automatic muscle contraction was quantified as more than three standard-deviations of signal alteration for a minimum of 25 ms above the baseline level of each muscle [17]. After identifying the respective values from the described technique, an algorithm subtracted the VL onset from the VM, where negative differences indicated previous activation of the VM and positive differences indicated previous activation of the VL.

Statistical Analysis - Descriptive values (means (SDs)) of onset and pain were obtained and the Shapiro–Wilk test was used to analyze normal data distribution. The electromyographic variables of interest were compared between groups using univariate analysis of variance (ANOVA), with the dependent variable (onset) having 4 levels/ groups (IAPFP, IACG, MAPFP, MACG). The Bonferroni post hoc test was performed for multiple pairwise comparisons. The data reported from ANOVA were the F values (with degrees of freedom), p values and the eta squared (η^2), whereby this last value can range from 0 to 1 and represents the proportion of variance in the dependent variable that is explained by the independent variable. The guidelines for interpreting the η^2 are: 0.01=small effect, 0.06=moderate effect, 0.14=large effect. A Pearson product moment correlation matrix was used to examine the relationships between the dependent (difference between VM and VL onset) and independent (physical activity level) variables. All statistical tests were performed using SPSS Version 18.0 statistical software (SPSS, Chicago, IL), with an alpha level of 0.05.

Results

Independent t-tests for subject demographics revealed similar age, height, and body mass

characteristics (Table 1). There was a significant interaction of groups on muscle activation onset ($p=0.016$) (Table 2).

Table 2: Temporal delay between VM and VL during stair ascent comparing groups with different levels of physical activity.

Groups	Mean (SD)	F-value	Eta squared
MAPFPG	-2.48 (18.8)	3.653	0.13
MACG*	-9.89 (15.3)		
IAPFPG**	4.06 (13.1)		
IACG*	-14.4(13.4)		

Abbreviations: MAPFPG, moderate activity patellofemoral pain group; MACG, moderate activity control group; IAPFPG, intense activity patellofemoral pain group; IACG, intense activity control group; VM, vastus medialis; VL, vastus lateralis. *indicates statistical difference between IAPFPG and IACG. ** indicates statistical difference between IAPFPG and MACG.

Females with PFP who practiced a high amount of physical activity (IAPFPG) demonstrated VM delayed onset compared to IACG ($p=0.016$) and compared to MACG ($p=0.049$). On the other hand, MAPFPG did not present VM delay in comparison to MACG ($p=0.857$) and in comparison to IACG ($p=0.338$). Interestingly, differences in muscle activation onset were not found when compared IAPFPG and MAPFPG ($p=0.720$). Furthermore, physical activity significantly correlated ($p=0.005$) to the muscle activation onset difference in the IAPFPG, a fact not corroborated by the MAPFPG (Table 3).

Table 3: Pearson correlation matrix between onset and physical activity level.

	Pearson correlation	R	p-value
MAPFPG		0.18	0.184
IAPFPG		0.60	0.005*

Abbreviations: MAPFPG, moderate activity patellofemoral pain group; IAPFPG, intense activity patellofemoral pain group; * statistical significance in Pearson correlation coefficients.

Discussion

Our findings indicate that IAPFPG presents VM delay in relation to VL, while MAPFPG do not. In addition, physical activity significantly correlated to muscle activation onset in females with PFP who practice high levels of physical activity.

Although relatively delayed onset of the VM when compared to the VL in females with PFP has not been found in some studies [18,19], the results from the current and past studies [16,20] support the theoretical model which suggests VM delay in females with PFP, however, our findings demonstrated that only females who practice a high amount of physical activity present VM delayed onset. These findings may shed some light on the controversial results in the literature. Witvrouw et

al. (2000) [21] and Earl et al. (2005) [22] both included a physically active population in their samples and differences between groups were found toward VM delayed onset. In addition, Van Tiggelen et al. (2009) [20] prospectively accompanied men submitted to 6 weeks basic military training (BMT) and found that 57.6% of the men with PFP presented VM delayed onset before the BMT and, interestingly, after the BMT, 100% of the men with PFP demonstrated VM delay. On the other hand, the majority of the studies that did not show differences in muscle activation onset [17–19] provide limited demographic data in terms of recreational pursuits and activity levels, which precludes further conclusions about the physical activity level of the participants.

However, without considering physical activity as a sample discriminator, it is probable that individuals with different levels of physical activity were included in the studies, which may have led to heterogeneous results regarding VM delayed onset. Therefore, a relationship between physical activity and muscle activation onset seems to exist and the controversy regarding VM delayed onset may be a consequence of distinct physical activity levels of the participants included in the studies. This hypothesis is supported by the Pearson correlation matrix analysis of our study who found a positive correlation (0.60) between high levels of physical activity and delayed onset. Nonetheless, care should be taken in interpreting this correlation because, in spite of being significant, the correlation was not strong. This may be partially explained due to the restricted sample size.

Conclusion

Females with PFP who practiced high levels of physical activity present VM delayed onset compared to controls and have higher levels of pain than those females with PFP who practiced a moderate amount of physical activity. In addition, a correlation between physical activity and muscle activation onset exists in females with PFP who maintain high levels of physical activity. These findings may explain why controversial results regarding VM and VL muscle activation onset have been found.

References

- [1] De Oliveira Silva D, Briani RV, Pazzinatto MF, Ferrari D, Aragão FA, de Albuquerque CE, et al. Reliability and differentiation capability of dynamic and static kinematic measurements of rearfoot eversion in patellofemoral pain. *Clinical Biomechanics* 2015;30(2):144–8.
- [2] Willson JD, Sharpee R, Meardon S a., Kernozek TW. Effects of step length on patellofemoral joint stress in female runners with and without patellofemoral pain. *Clinical Biomechanics* 2014;29(3):243–7.

- [3] Freedman B., Brindle TJ, Sheenan FT. Re-evaluating the functional implications of the Q-angle and its relationship to in-vivo patellofemoral kinematics. *Clinical Biomechanics* 2014; 29(10):1139–45.
- [4] Santos M, Semeghini T. Analysis of Localized Muscular Fatigue in Athletes and Sedentary Subjects through Frequency Parameters of Electromyographic Signal. *Revista Brasileira de Medicina E Esporte* 2008;14(6)509–12.
- [5] Uliam Kuriki H, Micolis de Azevedo F, de Faria Negrão Filho R, Alves N. Comparison of different analysis techniques for the determination of muscle onset in individuals with patellofemoral pain syndrome. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 2011; 21(6):982–7.
- [6] Sheehan FT, Borotikar BS, Behnam AJ, Alter KE. Alterations in in vivo knee joint kinematics following a femoral nerve branch block of the vastus medialis: Implications for patellofemoral pain syndrome. *Clinical Biomechanics* 2012; 27(6):525–31.
- [7] Toumi H, Best TM, Pinti A, Lavet C, Benhamou CL, Lespessailles E. The role of muscle strength & activation patterns in patellofemoral pain. *Clinical Biomechanics* 2013; 28(5):544–8..
- [8] Rathleff MS, Samani A, Olesen JL, Roos EM, Rasmussen S, Christensen BH, et al. Neuromuscular activity and knee kinematics in adolescents with patellofemoral pain. *Medicine and Science in Sports and Exercise* 2013; 45(9):1730–9.
- [9] Fairbank JC, Pynsent PB, van Poortvliet J a, Phillips H. Mechanical factors in the incidence of knee pain in adolescents and young adults. *The Journal of Bone and Joint Surgery British volume* 1984; 66(5):685–93.
- [10] Thomeé R, Augustsson J, Karlsson J. Patellofemoral pain syndrome: a review of current issues. *Sports Medicine* 1999; 28(4):245–62.
- [11] Ferrari D, Kuriki HU, Silva CR, Alves N, Micolis de Azevedo F. Diagnostic Accuracy of the Electromyography Parameters Associated With Anterior Knee Pain in the Diagnosis of Patellofemoral Pain Syndrome. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* 2014; 95(8):1521–6.
- [12] Briani R V., de Oliveira Silva D, Pazzinatto MF, Albuquerque CE, Ferrari D, Aragão FA, et al. Comparison of frequency and time domain electromyography parameters in women with patellofemoral pain. *Clinical Biomechanics* 2015; 30(8):302–7.
- [13] Briani RV, de Oliveira Silva D, Pazzinatto MF, Ferreira AS, Ferrari D, de Azevedo FM. Delayed onset of electromyographic activity of the vastus medialis relative to the vastus lateralis may be related to physical activity levels in females with patellofemoral pain. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 2015; 26:137–42.
- [14] Pazzinatto MF, Silva DO, Briani RV, Ferrari D, Aragão FA, Albuquerque CE, et al. Reliability of electromyography parameters during stair deambulation in patellofemoral pain syndrome. *Motriz: Revista de Educação Física* 2015; 21(2):207–13.
- [15] Hermens HJ, Freriks B, Disselhorst-Klug C, Rau G. Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 2000; 10:361–74.
- [16] Cowan SM, Bennell KL, Crossley KM, Hodges PW, McConnell J. Physical therapy alters recruitment of the vasti in patellofemoral pain syndrome. *Medicine and Science in Sports and Exercise* 2002; 34(12):1879–85.
- [17] Cavazzuti L, Merlo A, Orlandi F, Campanini I. Delayed onset of electromyographic activity of vastus medialis obliquus relative to vastus lateralis in subjects with patellofemoral pain syndrome. *Gait and Posture* 2010; 32(3):290–5.
- [18] Brindle TJ, Mattacola C, McCrory J. Electromyographic changes in the gluteus medius during stair ascent and descent in subjects with anterior knee pain. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy: official journal of the ESSKA* 2003; 11(4)244–51..
- [19] McClinton S, Donatell G, Weir J, Heiderscheit B. Influence of step height on quadriceps onset timing and activation during stair ascent in individuals with patellofemoral pain syndrome. *The Journal of Orthopedic and Sports Physical Therapy* 2007; 37(5):239–44.
- [20] Van Tiggelen D, Cowan S, Coorevits P, Duvigneaud N, Witvrouw E. Delayed vastus medialis obliquus to vastus lateralis onset timing contributes to the development of patellofemoral pain in previously healthy men: a prospective study. *American Journal of Sports Medicine* 2009; 37(6):1099–105.
- [21] Witvrouw E, Lysens R, Bellemans J, Cambier D, Vanderstraeten G. Intrinsic risk factors for the development of anterior knee pain in an athletic population. A two-year prospective study. *American Journal of Sports Medicine* 2000; 28(4):480–9.
- [22] Earl JE, Hertel J, Denegar CR. Patterns of dynamic malalignment, muscle activation, joint motion, and patellofemoral-pain syndrome. *Journal of Sports and Rehabilitation* 2005; 14(3):215–33.

DESENVOLVIMENTO DE UM PROTÓTIPO DE PRÓTESE DE MÃO MIOELÉTRICA DE BAIXO CUSTO

M. C. P. Moraes*, D. Rativa* e L. A. Gómez-Malagón*

*Escola Politécnica de Pernambuco, Universidade de Pernambuco UPE, Recife, Brasil
e-mail: clarinhajv@gmail.com

Resumo: A mão é uma das partes do corpo humano mais complexas; importante para a realização de atividades diárias e primordiais para a manutenção da qualidade de vida do ser humano. Pessoas que apresentam algum tipo de amputação possuem dificuldade em se adaptar a sociedade. Contudo, o acesso no Brasil a equipamentos que suprem essa deficiência é muito restrito em decorrência do alto preço de mercado. Visto isso, a proposta desse trabalho foi desenvolver uma prótese mioelétrica de mão de baixo custo capaz de realizar dois movimentos, abertura e fechamento. Para tal fim foi projetada e construída uma prótese de mão usando técnicas de *Computer Aided Design* (CAD) e prototipagem rápida. O acionamento do motor é realizado através da captação de sinais eletromiográficos (EMG) do voluntário, os quais são conduzidos ao microcontrolador Arduino que está associado ao controlador do motor. Foram realizados testes de acionamento da prótese por parte do voluntário. A avaliação da funcionalidade da prótese foi realizada usando um questionário. O protótipo apresentou resultados positivos, fazendo a abertura e o fechamento da mão, além de possuir baixo peso e baixo custo quando comparado às próteses mioelétricas presentes no mercado.

Palavras-chave: Mão, Prótese, Eletromiografia, Membro Superior.

Abstract: *The hand is one of the most complex components of the human body, quite important for daily activities and fundamental to maintain the quality of human life. People who report some kind of amputation have some difficulties of adaptation to the society. In Brazil, the access to prostheses is very restricted to a small population due to its high cost. Therefore, the aim of this work is to develop a low-cost myoelectric prosthetic hand, which is capable to perform two movements, opening and closing movement. For this purpose, it was designed and built a prosthetic hand using Computer Aided Design (CAD) and rapid prototyping techniques. The motor drive was carried by capturing electromyography signals of the volunteer, processed and controlled via an Arduino microcontroller that is connected to the motor controller. The volunteer performed the actuation tests and the evaluation of the functionality of the prosthesis was performed using a survey. The prototype reported great results, with excellent features such as low-cost and low weight if compared with commercial myoelectric prosthesis.*

Keywords: *Hand, Prosthesis, Electromyography, Upper limb.*

Introdução

A amputação de uma mão acarreta diretamente na perda da expressão de individualidade do ser humano. As alterações físicas e psicológicas que o atingem precisam de intervenção rápida a fim de minimizá-las [1]. A amputação pode ter várias causas, dentre elas, congênita, traumática e crônica. Estima-se que no Brasil a incidência de amputações seja de 13,9 por 100.000 habitantes/ano [2]. Contudo existe uma subnotificação desses dados que impossibilitam um número mais fidedigno. Um estudo quantitativo realizado em 2006 demonstrou que de todos os traumas 27,6% corresponde a traumas de mão e dedo, desses 11,5% são diagnosticados com amputação total ou parcial da mão. A maioria dos casos foi em decorrência de trauma, predominando acidentes de trânsito [3].

A amputação é desabilitadora e essa é a principal causa da incessante busca do homem por algum objeto que substitua o membro perdido tanto esteticamente quanto funcionalmente [4]. Apesar dos avanços tecnológicos, ainda há muito para se fazer no âmbito de pesquisas e na prática com direcionamento social quando se trata de próteses [5].

As próteses são classificadas em ativas e passivas quando relacionadas à função a qual se destina. As passivas também são conhecidas como estéticas ou para trabalho e são próteses que não possuem movimentação e tem como finalidade unicamente a reposição do membro. O paciente nesse caso não usufrui das funcionalidades que um dispositivo tecnológico pode trazer. Já as ativas são próteses que permitem alguns movimentos para o usuário. Esse tipo de prótese pode ser acionado de diversas formas, sendo as mais comuns são os por acionamento mecânico (tirantes) e por acionamento elétrico (próteses mioelétricas). Com próteses ativas, o paciente consegue uma maior independência nas suas atividades diárias, aumentando, assim, sua qualidade de vida [6].

Apesar da importância do encaminhamento e da disponibilidade desse tipo de equipamento para os pacientes, o Sistema Único de Saúde (SUS) não disponibiliza as próteses mioelétricas [7]. Além disso, a oferta de produtos de tecnologia assistiva nesta área é bem limitada [8]. O principal motivo é o alto preço de mercado que varia de US\$ 15000 a US\$ 50000

dependendo do tipo prótese [9]. Sendo assim, a proposta desse trabalho foi desenvolver uma prótese mioelétrica de baixo custo, porém com qualidade e funcionalidade, a fim de tornar possível o acesso a esse material pelo maior número de pessoas, melhorando, assim, sua qualidade de vida.

Materiais e métodos

Desenvolvimento do projeto mecânico – O protótipo foi desenvolvido em uma ferramenta CAD a qual auxilia na realização das etapas do processo produtivo. Trata-se de um software de modelagem técnica utilizado para desenvolver desenhos e projetos em duas ou três dimensões, determinando a geometria e a forma da montagem. Esse tipo de tecnologia computadorizada também permite a documentação e a disponibilização de dados referentes ao projeto elaborado [10]. O software utilizado no presente trabalho foi o SolidWorks desenvolvido pela *Dassault Systèmes Solid Works Corp.* Os critérios para o desenvolvimento do protótipo foram: o menor número possível de peças, o baixo peso e também a aproximação ao modelo antropomórfico da mão.

Para fabricação da prótese, utilizou-se uma máquina de prototipagem rápida fabricada pela Stratasys denominada *uprint*. A técnica utilizada foi a *Fused Deposition Modeling* (FDM) a qual consiste em depositar finas camadas do material de baixo para cima, formando o produto através de um processo aditivo de polímero [11]. O material utilizado para impressão da prótese foi o plástico acrilonitrila butadieno estireno (ABS).

O encaixe da prótese foi construído com base no coto do voluntário através de um molde de gesso. A partir do negativo do molde, fez-se o envoltório do coto com polietileno através de sucção a vácuo. Ressaltando que no molde já demarcou-se o posicionamento dos eletrodos dentro do encaixe. Após a finalização do encaixe, recobriu-se o material com espuma e, posteriormente, com tecido para mimetizar a coloração da pele do paciente. Esse encaixe se conectou com a prótese através de um parafuso e uma porca.

Desenvolvimento do projeto eletrônico – O sinal mioelétrico foi captado pelo Kit de eletromiografia Muscle sensor v3 [12]. Foram colocados dois eletrodos de Ag/AgCl na musculatura dos extensores do antebraço presentes no coto do voluntário e um terceiro eletrodo, o de referência, foi conectado a uma região de baixa interferência muscular. O sinal eletromiográfico dos músculos, quando captado por eletrodos de superfície, possui uma faixa entre 0 e 500 Hz, sendo o intervalo entre 50 e 150 Hz, o de maior energia [13]. Quanto à amplitude do sinal, o valor é extremamente baixo variando de 0 – 1,5 mV (rms), podendo atingir um máximo de apenas 3 mV [14, 15]. Dessa forma, os dados adquiridos pelos eletrodos de superfície são muito sensíveis a *crossalking* de sinais de vários músculos que estão no entorno, e também diferem muito entre pessoas com capacidades musculares diferentes.

Esse sinal foi enviado para o microcontrolador Arduino associado ao controlador do motor, uma extensão do Arduino com base no chip L298, para realização do movimento a partir do sinal captado. O Motor escolhido foi um motor DC, 5V, 15rpm com redução e torque de 2N.m. A delimitação do movimento realizada pelo próprio paciente através de um feedback visual.

Calibração – O sistema foi calibrado para se adequar ao sinal produzido pelo paciente. A partir do Kit Muscle Sensor foi possível captar a tensão de contração e relaxamento do músculo do voluntário, selecionando, então, um limiar de ativação do motor. O kit Muscle Sensor disponibiliza um sinal envelopado que passa para o Arduino variando entre 0 – 5 volts, possibilitando a aquisição da tensão necessária para ativação da prótese.

Testes – O projeto foi enviado ao Comitê de Ética (CEP) do Complexo Hospitalar HUOC/PROCAPE por se tratar de um trabalho realizado com seres humanos. Após a aprovação do CEP (CAAE 50970515.5.0000.5192), foi selecionado um voluntário que se disponibilizou a participar da pesquisa e a assinar o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (TCLE). A amputação do paciente é bilateral, mas só foi utilizado o membro superior direito nesse trabalho. O teste consistiu em quatro etapas. A primeira para aquisição do sinal mioelétrico através do kit *Muscle Sensor v3*, a segunda, foram realizados movimentos de abertura e fechamento da prótese com o sinal mioelétrico do paciente a fim de deixá-lo mais confortável com o equipamento e com a forma como ele funciona. Na terceira etapa, o paciente foi estimulado a pegar alguns objetos que foram disponibilizados para ele. Por último, o voluntário respondeu a um questionário rápido e subjetivo para avaliação da prótese desenvolvido no presente estudo.

Avaliação dos custos – O material utilizado para construção da prótese foi discriminado durante o processo de construção para no fim contabilizar os gastos referentes ao projeto. Sendo possível, portanto, a comparação com as próteses comerciais.

Avaliação do peso da prótese – Utilizou-se uma balança para determinar o peso da prótese, possibilitando a comparação com o peso das próteses disponíveis no mercado.

Resultados

A partir de estudos antropomórficos e levantamento bibliográfico, foram realizados diversos rascunhos a fim de definir o melhor modelo para o protótipo. Após definição, projetou-se um modelo virtual na ferramenta de CAD como mostrado na Figura 1.

O tempo gasto para preparação e impressão da prótese foi aproximadamente oito horas. Já o encaixe, por se tratar de um trabalho mais artesanal, demorou aproximadamente cinco horas. Sendo assim, quando a prótese foi associada ao encaixe, a parte mecânica do projeto foi finalizada como mostrado na Figura 2. O

peso aproximado da prótese com o encaixe é de 600g, sendo 230g da mão e 370g do encaixe.

O paciente foi conectado ao dispositivo e captou-se o sinal EMG para obter o estado de relaxamento muscular e de contração muscular, dados importantes para configuração do sinal no código apresentado ao Arduino.



Figura 1: Modelo computacional da prótese.

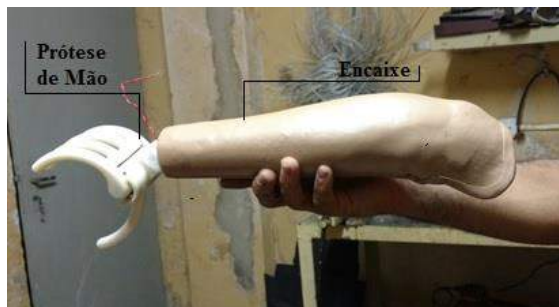


Figura 2: Montagem da prótese.

Após configuração do limiar em 0,684 volts o paciente vestiu o dispositivo. Nesse momento, houve a necessidade de aumentar o limiar de tensão uma vez que os conectores dos eletrodos ficaram apertados dentro do encaixe causando um retesamento muscular. Dessa forma, foi atualizado o limiar para 0,977 volts e a prótese funcionou normalmente, realizando o movimento de abertura e fechamento sempre que ativado.

O paciente foi estimulado a pegar um copo descartável como mostra a Figura 3 e um pote de vidro, obtendo sucesso após duas tentativas.



Figura 3: Teste com copo descartável.

O paciente também respondeu a um questionário desenvolvido pelos pesquisadores com o objetivo de contribuir para o melhoramento do projeto. As perguntas relatadas no questionário assim como as respostas a cada uma delas estão na Tabela 1.

Tabela 1: Questionário aplicado pelos pesquisadores.

Perguntas	Respostas
Você usaria a prótese desenvolvida nesse trabalho no dia-a-dia?	Sim
Você sente algum desconforto no uso da prótese? Quais?	Sim, o encaixe para os conectores ficou pequeno.
Você possui alguma sugestão de melhoria para a prótese que estamos desenvolvendo?	Sim, um melhor posicionamento da mão e uma melhora no controle da prótese.

Os custos da impressão 3D foram estimados, assim como a quantidade de material utilizado (23,3 m) para a impressão da prótese. Os valores são mostrados na Tabela 2.

Tabela 2: Custos diretos.

Material	Valores (R\$)
Custos diretos	
Impressão mão 3D	400,00
Encaixe	450,00
Componentes eletrônicos	730,00
Custos indiretos	
Mão de obra, energia, água, transporte	420,00
Total	2000,00

Discussão

Pacientes que não possuem um membro geralmente apresentam um déficit na qualidade de vida, ocasionadas principalmente pela falta de acessibilidade a uma prótese de qualidade que supra suas novas deficiências. O alto preço de mercado e o peso exacerbado são os principais fatores que desestimulam o acesso a esse tipo de tecnologia. Dessa forma, o paciente acaba por apresentar limitações funcionais e socioeconômicas que dificultam a acessibilidade e estão diretamente relacionadas a um decaimento na aceitação de sua nova individualidade.

Toda essa dificuldade acaba por inviabilizar o processo de adaptação e reabilitação do paciente, impedindo o desenvolvimento de sua autonomia. Tal problemática motivou o desenvolvimento do presente trabalho.

Quando comparou-se o peso da mão e do encaixe nas duas próteses, a desenvolvida neste trabalho e a utilizada pelo paciente (980 g), percebeu-se que o peso da prótese do paciente é maior. Do ponto de vista econômico, foi observado que o valor da prótese desenvolvida neste trabalho chega a ser quase 60 vezes mais barato do que as próteses atualmente comercia-

lizadas. Sendo assim, o trabalho conseguiu produzir um protótipo de baixo custo e de baixo peso.

A título de comparação, os pesos de próteses de mão avançadas são apresentados na Tabela 3. A partir destes valores, podemos observar que a prótese desenvolvida nesse projeto teve peso bem inferior as disponibilizadas no mercado. Por outro lado, a complexidade das mãos prostéticas listadas na tabela 3 é maior.

Tabela 3: Peso das principais próteses de mão avançadas presentes no mercado (sem o encaixe)*

Modelo	Desenvolvedor	Peso (g)
Sensor Hand (2001)	Otto Bock	350-500
iLimb (2009)	TouchBionics	450-615
iLimb pulse (2010)	TouchBionics	460-465
Bebionic (2011)	RSL Steeper	495-539
Bebionic v2 (2011)	RSL Steeper	495-539
Michelangelo (2012)	Otto Bock	~420
Prótese UPE/POLI	UPE/POLI	~230

*Tabela adaptada [16].

Com relação a funcionalidade, o projeto se propunha a desenvolver uma prótese que realizasse dois graus de movimento, abertura e fechamento. O protótipo conseguiu realizar esse tipo de atuação com êxito. Dessa forma, ao questionado, o paciente referiu que usaria a prótese diariamente nas suas atividades. No entanto, algumas melhorias deverão ser realizadas para que o protótipo possa virar um produto, tais como, miniaturização da eletrônica, adaptação dos eletrodos na prótese visando melhorar o conforto do paciente e revestimento cosmético do protótipo.

Agradecimentos

Agradecemos aos integrantes do Núcleo de Engenharia Automação e Robótica (NEAR) da UPE pelo suporte disponibilizado durante o desenvolvimento do trabalho, à FACEPE pelo apoio financeiro, e ao Prof. José Ângelo Peixoto da Costa do Instituto Federal de Pernambuco (IFPE) pela impressão da prótese.

Referências

[1] Farina, D; Aszmann, O. Bionic Limbs: clinical reality and academic promises. *Science Translational Medicine*. 2014; 6(257): 1-4.

[2] Spichler, ERS.; Spichler, D; Costa e Forti, A; Franco, LJ; Laporte, RE. Capture-recapture method to estimate lower extremity amputation rates in Rio de Janeiro, Brazil. *Revista Panamericana de Salud Pública*. 2001; 10(5): 334-340.

[3] Fonseca, MCR.; Mazzer, N; Barbieri, CH; Elui, VMC. Traumas da mão: estudo retrospectivo. *Revista brasileira de ortopedia*. 2006; 41(5): 181-186.

[4] Putti, V. Historical Prostheses. *The Journal of hand surgery*. v.30B, n.3, p. 310-325, 2005.

[5] Ravindra, V. & Castellini, C. A comparative analysis of three non-invasive human-machine interfaces for the disabled. *Frontiers in Neurorobotics*. v.8, p.10, 2014.

[6] Cunha, F.L. (2002) Mão de São Carlos, uma prótese multifunção para membros superiores: um estudo dos mecanismos, atuadores e sensores. 146 f. Tese (Doutor em Engenharia Elétrica) – Escola de Engenharia de São Carlos, Universidade de São Paulo, São Carlos, 2002.

[7] MINISTÉRIO DA SAÚDE. SITAP – Sistema de Gerenciamento da Tabela de Procedimentos, Medicamentos e OPM do SUS, disponível em <<http://sigtap.datasus.gov.br/tabela-unificada/app/seg/inicio.jsp>> acessado em 27/04/2016.

[8] MINISTÉRIO DA CIÊNCIA, TECNOLOGIA E INOVAÇÃO. Catálogo Nacional de Produtos de tecnologia assistiva, disponível em <<http://assistiva.mct.gov.br/cat/iso/218/211>>, acessado em 04/05/2016.

[9] Inglis, T; MacEachern, L. 3D printed prosthetic hand with intelligent EMG control, disponível em <<http://carleton.ca/read/wp-content/uploads/Carleton-U-Inglis-technology-report.pdf>> acessado em 27/04/2016.

[10] Adnan, MF; Daud, MF; Saud, MS. Contextual Knowledge in three dimensional computer aided design (3D CAD) modeling: A literature review and conceptual framework. *International Conference on Teaching and Learning in computer engineering*. 2014; 176-181.

[11] Stratasys. Tecnologia FDM. Acessado em <http://www.stratasys.com/br/impressoras-3d/technologies/fdm-technology>, 2016.

[12] ADVANCER TECHNOLOGIES. Muscle Sensor v3 User Manual. 2013. Acessado em <http://www.advancertechnologies.com/p/muscle-sensor-v3.html>, 2016.

[13] Surface Electromyography: Detection and Recording. De Luca, C.J. 2002, Delsys Incorporated.

[14] Sodeberg, G.L. and T.M., Cook. *Electromyography in Biomechanics*. Physical Therapy. 1984, pp. 485-498.

[15] T.S.M. Godoi, L.H. Duque, F.J.O. Díaz. Prótese mioelétrica controlada por redes neurais. *Universitas Gestão e TI*, v.3, n.2, pp. 1-8, 2013.

[16] Belter, JT; Segil, JL; Dollar, AM; Weir, RF. Mechanical design and performance specifications of antropomorphic prosthetic hands: A review. 2013; 50(5): 599-618.

ASSOCIATION AMONG VERTICAL GROUND REACTION FORCES WITH PAIN AND FUNCTIONAL STATUS IN FEMALES WITH PATELLOFEMORAL PAIN

M. B. Coura*, D. O. Silva*, M. F. Pazzinato*, R. V. Briani*, A. S. Ferreira*, D. Ferrari*, M. C. Waiteman*, J. Pradela*, F. M. Azevedo*

* University of São Paulo State, School of Science and Technology, Physical Therapy Department, Presidente Prudente, Brazil.
e-mail: maira_bergamaschi@hotmail.com

Abstract: Females with patellofemoral pain (PFP) use different motor strategies during unipodal support in stair climbing activities, which may be assessed by vertical ground reaction force parameters. Thus, the aims of this study were to investigate possible differences in first peak, valley, second peak and loading rate between females with PFP and pain-free during stair climbing; to determine the association and prediction capability between these parameters, pain level and functional status in females with PFP. Visual analog scale was used to evaluate the usual knee pain. The anterior knee pain scale was used to evaluate knee functional score. First peak and loading rate were associated with pain ($r=0.46$, $p=0.008$; $r=0.56$, $p=0.001$, respectively) and functional limitation ($r=0.31$, $p=0.049$; $r=-0.36$, $p=0.032$, respectively). Forced entry regression revealed the first peak was a significant predictor of pain (36.5%) and functional limitation (28.7%).

Keywords: functional limitation, kinetics, knee joint, loading rate, visual analog scale.

Introduction

Patellofemoral pain (PFP) is one of the most common knee disorders affecting young and physically active adults [1]. The estimated prevalence of PFP in 18-35 year old females is 13% [2]. Moreover, females are 2.23 times more likely to develop PFP compared to males [3]. Although evidence reveals a multifactorial origin. Emerging evidence suggests that PFP earlier in life increases the risk of developing knee osteoarthritis which may lead to decreased physical activity [4]. The long term reduction in physical activity has significant health care consequences such as an increased risk of developing diabetes and cardiovascular disease [5]. Two of the most painful activities of daily life for individuals with PFP are stair ascent and descent [6].

The Vertical Ground Reaction Force (VGRF) parameters have been used as indicators of overload level in the musculoskeletal system during the stance phase. It has been suggested that VGRF loading rates might be an important parameter for assessing the overload of lower limb musculoskeletal tissues [7]. In addition, repeated unipodal weight-bearing at higher

physiological loading rates than usual, is both damaging to lower limb joints and a pain-generator [8].

Individuals with PFP, as a means of protection and to avoid pain, performed unipodal weight bearing with caution when using the symptomatic leg [9], leading to a diminished VGRF first peak [10]. This is highlighted by Crossley et al., [9] who reported reduced peak knee flexion during stair ascent in individuals with PFP, possibly indicating a compensatory strategy to reduce PFJ stress. Thus, the painful condition is associated with an altered gait pattern in these individuals [10]. Knowledge of the precise relationship between altered VGRF parameters, pain and functional status would assist in the development of optimal rehabilitation strategies for females with PFP.

Therefore, the aims of this study were (1) to investigate possible differences in first peak, valley, second peak and loading rate of VGRF between females with PFP and pain-free controls during stair climbing; (2) to determine the association and prediction capability between VGRF parameters, pain level and functional status in females with PFP. It was hypothesized that the behavior of VGRF parameters of females with PFP would be different than that of pain-free individuals.

Materials and methods

This cross-sectional study was performed at the Laboratory of Biomechanics and Motor Control of the University of São Paulo State. Thirty-one females with PFP and thirty-one pain-free females participated in this study. Physical activity was evaluated with the self-administered International Physical Activity Questionnaire long form [11][12]. All participants were between 18 and 30 years of age. Power calculations for this study were performed using preliminary data for correlation analysis from our laboratory (pilot study with 8 individuals) for VGRF parameters. Sample size was determined based on 80% predicted power, an alpha of 0.05 with an expected $r = 0.6$. Based on calculations made in Sample-power (SPSS Inc. Chicago, IL, USA), a minimum sample size of 25 individuals was indicated.

Diagnosis of PFP was based on definitions used in previous PFP studies [13], [14]. The inclusion criteria were: (1) anterior knee pain during at least 2 of the following activities: remaining seated, squatting, kneeling, running, climbing stairs, and jumping; (2) pain during patellar palpation; (3) symptoms for at least 1 month with an insidious onset; (4) pain level in the previous month at least 3 cm on a 10 cm visual analog scale (VAS); (5) A minimum of 1,500 MET·min·wk⁻¹ was necessary, this inferior boundary was defined in order to equalize the sample and to include only subjects with a high level of physical activity [15].

Prior to kinetic evaluation, the Anterior Knee Pain Scale questionnaire (AKPS) was completed by all participants [16]. The AKPS is a 13-item questionnaire that evaluates subjective symptoms and functional limitations associated with PFP. The questionnaire score ranges from 0 to 100, with the maximum total score of 100 indicating no disability [17]. Next, all individuals were asked to rate their knee pain on a VAS. They were asked to draw a mark along a 10 cm line indicating their usual pain during the previous month. The ends of the scale define the minimum and maximum extremes of perceived pain. A mark indicates the intensity of pain and this is converted to a numerical value [18].

Data collection was performed by a single investigator. The experimental design included a 7 step staircase, each step being 18cm high and 28cm deep, with a 2m walkway in front of and behind the staircase. Each participant was asked to climb the staircase with a cadence defined by a metronome at 74 bpm (74 steps/min), it was reported to be the most efficient interval during stair ascent for individuals with PFP [19]. Five successful trials were collected for each participant. The starting positions prior to each trial were the same to optimize the likelihood of a successful trial. For the reliability analysis, the trials were performed in the same manner on separate days, with an interval of 2 to 7 days between the 2 collection periods. Each trial was filtered with a fourth-order Butterworth low pass filter with a cut-off frequency of 10 Hz. The VGRF parameters of interest were [20]: first peak (weight acceptance), valley (mid-stance), second peak (push-off) and loading rate. Loading rate was calculated as between 20 and 80% of the period between foot strike and first peak of VGRF; and the loading rate calculation was the total change in VGRF divided by the total change in time over this period [21] VGRF was normalized by the body weight of each individual. The mean of the five trials was used for statistical analyses.

The descriptive values (mean and standard deviation (SD)) and all statistical analyses were obtained using the Statistical Software for Social Sciences (SPSS) Version 18.0 (SPSS Inc, Chicago, IL). The kinetic variables and anthropometric data were compared between groups (Control and PFP) using independent-samples t tests. A Pearson product-moment correlation matrix was used to examine the relationships between each dependent variable (usual pain in the last month and AKPS score) and the independent variables (first peak, valley, second

peak and loading rate). All variables found to be significantly correlated with the dependent variables were used in a forced entry multiple regression model. A multiple regression model analysis was carried out to determine which variable set presented the best capability to predict pain and functional limitation.

Results

Significant differences between groups were identified for first peak, valley and loading rate. Regarding reliability, all kinetic parameters demonstrated high to very high values (table 1) [22].

Table 1 - Mean (standard deviation) of the demographics of the participants.

Parameters	Females with PFP	Females pain-free	p-value
Age (years)	21.9 (2.7)	22.0 (3.6)	0.428
Height (m)	1.65 (0.05)	1.65 (0.04)	0.736
Mass (kg)	65.7 (10.7)	63.3 (7.3)	0.198
VAS (cm)	5.3 (1.3)	0.0 (0.0)	<0.001*
AKPS (score)	72.6 (9.2)	100 (0)	<0.001*
Physical activity (MET·min·wk ⁻¹)	3,829.6 (555.6)	4,225.93 (380.0)	0.631
First peak (BW)	9.8 (0.4)	10.3 (0.9)	0.009*
Valley (BW)	7.2 (0.3)	6.77 (0.8)	0.010*
Second peak (BW)	11.0 (0.5)	11.39 (0.9)	0.101
Loading rate (BW)	3.9 (0.6)	3.4 (0.5)	0.008*

BW = Body weight

First peak and loading rate were found to positively correlate with pain. Furthermore, the AKPS was positively correlated with the first peak, but, negatively correlated with loading rate. Valley and second peak did not demonstrate significant correlations (table 2).

Table 2 - Pearson correlation coefficients (r) between VAS, AKPS and kinetic variables.

Pearson correlation	First peak (%BW)	Valley (%BW)	Second peak (%BW)	
VAS				
PFP sub-jects	0.46 (0.008)*	-0.19 (0.463)	-0.06 (0.366)	
AKPS				
PFP sub-jects	0.31 (0.049)*	-0.05 (0.397)	0.29 (0.067)	
Regression Model	Parameters	R ²	R ² Change	p-value
VAS				
†1	First peak	0.105	0.105	0.034
†2	First peak	0.365	0.265	0.030
	Loading rate			0.003
AKPS				
†1	First peak	0.157	0.157	0.034
†2	First peak	0.287	0.130	0.034
	Loading rate			0.020

When the two kinetic parameters were entered into the forced entry multiple regression model, first peak and loading rate emerged as predictors of pain and self-reported functional status in females with PFP. For both dependent variables the regression models were significant. The two kinetic variables were capable of explaining 36.5% of the pain in individuals with PFP and 28.7% of the self-reported functional limitation.

Discussion

Our findings indicate that during stair climbing individuals with PFP present with reduced first peak and increased valley and loading rate compared to pain-free individuals. In addition, the results of the current study support the hypothesis that greater loading rate and reduced first peak were associated with higher levels of pain whereas the valley and second peak were not associated. Lin et al. [23] reported that the gluteus medius, gluteus maximus and vasti contribute significantly to support in the first half of stance, while forward progression in the second half of stance is dominated by the soleus and gastrocnemius.

As altered vastus medialis and lateralis contraction might lead to a more lateral position of patella and gluteus medius dysfunction may provoke femur internal rotation, which both increase patella cartilage stress. Thus, the differences of VGRF between individuals with and without PFP appear to be related to these altered biomechanical parameters. When the first peak and loading rate were entered into the forced entry multiple regression model, they emerged as good predictors of pain (36%).

Regarding self-reported functional status, similar results were found. First peak and loading rate presented significant associations, unlike valley and second peak. However, first peak was positively correlated and loading rate negatively correlated with AKPS. The results of loading rate are in accordance with other studies which reported that repeated loading at higher physiological loading rates are damaging to lower limb joints [7], [8]. Therefore, as higher loading rates generate damage to lower limb joints, the knee functional status is consequently reduced in individuals with PFP, which explains the negative correlation.

Our findings suggest that rehabilitation and prevention strategies aimed at correcting altered VGRF parameters may improve usual knee pain level and self-reported knee function in females with PFP. Randomized clinical trials are necessary to further investigate which treatment approaches are the most efficient for diminishing VGRF loading rates in this population. In addition, it is important to examine if strategies aimed at decreasing the VGRF loading rate in persons with PFP will decrease pain and/or increase function.

References

[1] E. Pattyn, P. Verdonk, A. Steyaert, D. Van

- Tiggelen, and E. Witvrouw, "Muscle functional MRI to evaluate quadriceps dysfunction in patellofemoral pain," *Med. Sci. Sports Exerc.*, vol. 45, no. 6, pp. 1023–1029, 2013.
- [2] J. R. Roush and R. C. Bay, "Prevalence of anterior knee pain in 18-35 year-old females.," *Int. J. Sports Phys. Ther.*, vol. 7, no. 4, pp. 396–401, 2012.
- [3] A. B. et al. M. Boling, D. Padua, S. Marshall, K. Guskiewicz, S. Pyne, "Gender differences in the incidence and prevalence of patellofemoral pain syndrome," *Changes*, vol. 29, no. 6, pp. 997–1003, 2012.
- [4] M. R. Utting, G. Davies, and J. H. Newman, "Is anterior knee pain a predisposing factor to patellofemoral osteoarthritis?," *Knee*, vol. 12, no. 5, pp. 362–365, 2005.
- [5] S. N. Blair, R. E. Sallis, a. Hutber, and E. Archer, "Exercise therapy - the public health message," *Scand. J. Med. Sci. Sport.*, vol. 22, no. 4, pp. 24–28, 2012.
- [6] [6] J. Heino and C. M. Powers, "Patellofemoral joint stress during stair ascent and descent in persons with and without patellofemoral pain," vol. 16, pp. 115–123, 2002.
- [7] C. E. Milner, J. Hamill, and I. Davis, "Are knee mechanics during early stance related to tibial stress fracture in runners?," *Clin. Biomech.*, vol. 22, no. 6, pp. 697–703, 2007.
- [8] E. L. Radin, K. H. Yang, C. Riegger, V. L. Kish, and J. J. O'Connor, "Relationship between lower limb dynamics and knee joint pain," *J Orthop Res*, vol. 9, no. 3, pp. 398–405, 1991.
- [9] K. M. Crossley, S. M. Cowan, K. L. Bennell, and J. McConnell, "Knee flexion during stair ambulation is altered in individuals with patellofemoral pain," *J. Orthop. Res.*, vol. 22, no. 2, pp. 267–274, 2004.
- [10] M. C. Saad, L. R. Felício, C. de L. Masullo, R. F. Liporaci, and D. Bevilaqua-Grossi, "Analysis of the center of pressure displacement, ground reaction force and muscular activity during step exercises," *J. Electromyogr. Kinesiol.*, vol. 21, no. 5, pp. 712–718, 2011.
- [11] T. H. Nakagawa, É. T. U. Moriya, C. D. MacIel, and F. V. Serrão, "Frontal plane biomechanics in males and females with and without patellofemoral pain," *Med. Sci. Sports Exerc.*, vol. 44, no. 9, pp. 1747–1755, 2012.
- [12] D. de Oliveira Silva, R. V. Briani, M. F. Pazzinatto, D. Ferrari, F. A. Aragão, C. E. de Albuquerque, N. Alves, and F. M. de Azevedo, "Reliability and differentiation capability of dynamic and static kinematic measurements of rearfoot eversion in patellofemoral pain," *Clin. Biomech.*, vol. 30, no. 2, pp. 144–148, 2015.
- [13] D. de Oliveira Silva, R. V. Briani, M. F. Pazzinatto, D. Ferrari, F. A. Aragão, C. E. de Albuquerque, N. Alves, and F. M. de Azevedo, "Reliability and differentiation capability of dynamic and static

- kinematic measurements of rearfoot eversion in patellofemoral pain,” *Clin. Biomech.*, vol. 30, no. 2, pp. 144–148, 2015.
- [14] D. Ferrari, H. U. Kuriki, C. R. Silva, N. Alves, and F. M. Colis De Azevedo, “Diagnostic accuracy of the electromyography parameters associated with anterior knee pain in the diagnosis of patellofemoral pain syndrome,” *Arch. Phys. Med. Rehabil.*, vol. 95, no. 8, pp. 1521–1526, 2014.
- [15] S. M. Dyrstad, B. H. Hansen, I. M. Holme, and S. a. Anderssen, “Comparison of self-reported versus accelerometer-measured physical activity,” *Med. Sci. Sports Exerc.*, vol. 46, no. 1, pp. 99–106, 2014.
- [16] U. M. Kujala, L. H. Jaakkola, S. K. Koskinen, S. Taimela, M. Hurme, and O. Nelimarkka, “Scoring of patellofemoral disorders,” *Arthroscopy*, vol. 9, no. 2, pp. 159–163, 1993.
- [17] K. M. Crossley, K. L. Bennell, S. M. Cowan, and S. Green, “Analysis of outcome measures for persons with patellofemoral pain: Which are reliable and valid?,” *Arch. Phys. Med. Rehabil.*, vol. 85, no. 5, pp. 815–822, 2004.
- [18] M. Peat, “Validation of Outcome Measures in Patients with Patellofemoral Syndrome,” *J. Orthop. Sports Phys. Ther.*, no. February, 1989.
- [19] G. B. Salsich, J. H. Brechter, and C. M. Powers, “Lower extremity kinetics during stair ambulation in patients with and without patellofemoral pain,” *Clin. Biomech.*, vol. 16, no. 10, pp. 906–912, 2001.
- [20] M. Bertuccio and P. Cesari, “Dimensional analysis and ground reaction forces for stair climbing: Effects of age and task difficulty,” *Gait Posture*, vol. 29, no. 2, pp. 326–331, 2009.
- [21] C. E. Milner, R. Ferber, C. D. Pollard, J. Hamill, and I. S. Davis, “Biomechanical factors associated with tibial stress fracture in female runners,” *Med. Sci. Sports Exerc.*, vol. 38, no. 2, pp. 323–328, 2006.
- [22] M. S. Rathleff, A. Samani, J. L. Olesen, E. M. Roos, S. Rasmussen, B. H. Christensen, and P. Madeleine, “Neuromuscular activity and knee kinematics in adolescents with patellofemoral pain,” *Med. Sci. Sports Exerc.*, vol. 45, no. 9, pp. 1730–1739, 2013.
- [23] Y. C. Lin, L. A. Fok, A. G. Schache, and M. G. Pandy, “Muscle coordination of support, progression and balance during stair ambulation,” *J. Biomech.*, vol. 48, no. 2, pp. 340–347, 2015.

CONTROLE DE PRÓTESE DE MÃO A PARTIR DA CLASSIFICAÇÃO DE SINAIS ELETROMIOGRÁFICOS UTILIZANDO REDES NEURAIS

M. C. P. Moraes*, I. F. A. Santos*, L. A. Gómez-Malagón* e D. Rátiva*

*Escola Politécnica de Pernambuco, Universidade de Pernambuco UPE, Recife, Brasil
e-mail: clarinhajv@gmail.com

Resumo: No Brasil, estima-se que mais de 7000 pessoas sofrem algum tipo de amputação a cada ano. A partir da necessidade de reaver os movimentos perdidos, essas pessoas podem optar por adquirir próteses, usualmente classificadas em ativas ou passivas. Um dos tipos de próteses ativas são as próteses mioelétricas, onde o sistema de controle é baseado no sinal eletromiográfico que é de baixa intensidade e linearmente inseparável. Dada essa dificuldade a utilização de um classificador robusto e de fácil implementação é necessária. Aqui é proposto um sistema capaz de controlar uma prótese de a partir de sinais de EMG provenientes de sensores de superfície, utilizando uma rede neural MLP como classificador na plataforma Arduino. O sistema foi capaz de classificar sinais de EMG e realizar o controle de um motor com um grau de liberdade, ou seja, um movimento de pinça.

Palavras-chave: Prótese de Mão, Rede Neural Artificial, Eletromiografia.

Abstract: It has been estimated that more than 7,000 people suffer a kind of amputation for year in Brazil. Part of the lost movements may be recovered using active or prosthesis. Myoelectrics prosthesis is one example of active prosthesis, the activation is based on the electromyography signal, which has a low intensity and is linearly inseparable. In this paper, it is proposed a system capable of controlling a myoelectric prosthesis, using a MLP neural network as classifier in Arduino platform. The system was able to classify EMG signals and performing the control of a motor with a degree of freedom.

Keywords: Hand prosthesis, Artificial neural network, Electromyography.

Introdução

No Brasil, estima-se que a incidência de amputações seja de 13,9 por 100.000 habitantes/ano [1]. Contudo existe uma subnotificação desses dados que impossibilitam um número mais fidedigno. Um estudo quantitativo realizado em 2006 demonstrou que de todos os traumas 27,6% corresponde a traumas de mão e dedo, desses, 11,5% são diagnosticados com amputação total ou parcial da mão [2].

Próteses são classificadas em ativas ou passivas, com aquelas, o amputado consegue uma maior independência nas suas atividades diárias. As próteses ativas podem ser controladas de diversas maneiras,

sendo as mais comuns as que são ativadas através de tirantes e de sinais eletromiográficos (EMG). As próteses mioelétricas são acionadas através de biosinais, denominados eletromiográficos usualmente captados através de eletrodos de superfície [3, 4]. Estes sinais são ruidosos devidas a interferências eletromagnéticas e possuem valores de diferença de potencial de no máximo 3mV, essas características dificultam a implementação de técnicas convencionais no sistema de controle, normalmente dados por parâmetros tais como valor médio do sinal, limiar de intensidade, RMS e energia do sinal [5].

Normalmente os biosinais provenientes de eletrodos de superfície são muito sensíveis a crosstalking faz-se necessário a utilização de mecanismos de aprendizado como supported vector machine (SVM), K-Nearest Neighborhood (knn) e discriminância quadrática. Porém esses mecanismos ainda possuem dificuldades de convergência e pouca capacidade de classificação. Dessa forma, a utilização de diversas metodologias de aprendizado computacional é cada vez mais frequente [6, 7, 8]. Dentre as técnicas, pode-se destacar as redes neurais Multi-Layer Perceptron (MLP) que após treinadas conseguem realizar classificações em tempo real [8].

Destarte, esse trabalho teve como objetivo desenvolver uma rede neural Multi-Layer Perceptron que classifique os biosinais a fim de controlar uma prótese de mão de maneira satisfatória, similar ao movimento natural, e de baixo custo.

Materiais e métodos

O método de trabalho utilizado consistiu nas seguintes etapas que podem ser visualizadas através da Figura 1.



Figura 1: Organização Metodológica.

Experimento – A captação dos sinais eletromiográficos foi realizada através do Kit de eletromiografia Muscle Sensor. Os três eletrodos presentes no kit foram conectados na região do antebraço dos voluntários, sendo dois localizados no músculo braquiorradial – na região medial e distal do músculo – e um de referência localizado na região da fossa do olecrano.

Foi construída uma base de dados com os sinais captados pelos eletrodos que serviram de exemplos para o treinamento da rede neural artificial. Constatam nessa base 5 coletas do sinal onde cada voluntário se encontra com a mão aberta e 5 coletas onde cada um se encontra com a mão fechada, sendo o experimento realizado por dois voluntários.

Extração de características - Segundo Hsie-Jen & Kuu-Young [9], as principais características a serem analisadas em um sinal eletromiográfico são Média Móvel e Variância Móvel.

Neste trabalho o sinal EMG foi analisado a partir de sua média e variância, sendo calculados numa janela deslizante, uma série de subgrupos de dados contendo 100 amostras. O tamanho da janela foi estabelecido empiricamente, e este valor foi definido por trazer resultados suficientes e não realizar uma forte filtragem no sinal [10]. Pode-se expressar a média móvel como uma convolução entre o sinal e uma janela $w(n)$ de tamanho N , onde cada elemento tem valor $\frac{1}{N}$ [20]. Assim, a equação da média móvel, expressada como convolução, resulta em

$$MM = (f * w)[k] = \sum_{m=-\infty}^{\infty} f[m]w[k-m]. \quad (1)$$

Onde MM é a média móvel de mesmo tamanho de $f(m)$, que representa o sinal.

Já a variância é uma medida da dispersão de uma variável em torno de seu valor esperado [11]. Quando estimando a variância da população usando n amostras aleatórias x_i onde $i = 1, 2, \dots, n$, a fórmula é dada por

$$s^2 = \frac{1}{n-1}, \quad (2)$$

onde \bar{x} é a média da amostra.

Os extratores foram implementados na linguagem Matlab, para o treino da rede neural, e em C++, para o Arduino, podendo, assim, realizar o controle da prótese.

Classificador - Para escolher os parâmetros da rede neural, testes empíricos foram realizados, observando-se o erro médio quadrático da rede. Já a função de ativação de todos os neurônios foi fixada em tangente hiperbólica, pois com sua utilização só se faz necessário um neurônio na camada de saída, e assim já podemos controlar as duas direções do motor. O valor $[-1, 1]$ característico da tangente hiperbólica permite modelar o valor 1 representando o motor ao girar em uma direção e o valor -1, o motor girando na direção contrária.

Dessa forma, todos os testes foram conduzidos utilizando a tangente hiperbólica como função de ativação. Com isto, encontrou-se de forma empírica que a melhor configuração da rede neural a ser utilizada possui 0,1 de taxa de aprendizado e 10 neurônios na camada escondida. Na Figura 2, pode-se observar a estrutura da rede neural desenvolvida nesse trabalho.

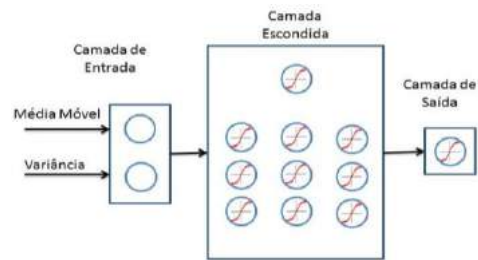


Figura 2: Arquitetura da rede neural.

A notação matricial foi adotada neste trabalho, pois a RNA foi implementada na ferramenta Matlab, a qual possui natureza matricial, facilitando a representação desta entidade na linguagem utilizada pela ferramenta. Desta forma, considerando que as variáveis de entrada são representadas pelo vetor \vec{x} , os pesos sinápticos são representados pela matriz W e a entrada líquida dos neurônios são representadas pelo vetor coluna \vec{net} , então:

$$\vec{net} = W\vec{x}, \quad (3)$$

$$Y = \tanh(\vec{net}). \quad (4)$$

Essas equações representam as entradas líquidas dos neurônios e sua função de ativação. Já para representar a fase de *backpropagation*, adotou-se o cálculo das sensibilidades da camada escondida e da camada de saída, respectivamente:

$$\varepsilon^{saída} = (\text{sech}(Y^{saída})) \circ E, \quad (5)$$

$$\varepsilon^m = (\text{sech}(Y^m)) \circ (W^{m+1} \cdot \varepsilon^{m+1}). \quad (6)$$

A secante hiperbólica nessas equações representa a derivada da tangente hiperbólica, que foi a função de ativação escolhida para a rede neural e a multiplicação definida pelo operador \circ é o produto de Hadamard [12].

Após o cálculo das sensibilidades, podemos enfim realizar o reajuste dos pesos, promovendo, desta forma, o aprendizado da rede neural. A equação matricial que define esta operação é:

$$W_{novo}^m = W_{antigo}^m + \alpha \cdot \varepsilon^m \cdot (Y^{m-1})^T. \quad (7)$$

Onde α é a coeficiente de aprendizado da rede neural, ε^m é um vetor que representa as sensibilidades dos neurônios da camada m e Y^{m-1} é também um vetor que possui os valores de entrada do neurônio, ou seja, os valores de saída dos neurônios da camada anterior.

Com os resultados obtidos na rede neural, calculou-se os seguintes parâmetros estatísticos: (i) taxa de classificação, (ii) taxa de precisão e (iii) taxa de cobertura a fim de validar a qualidade dos resultados disponibilizados pela rede neural.

Prótese - A prótese foi desenvolvida no Programa de Pós-Graduação de Engenharia de Sistemas vinculado a Universidade de Pernambuco. A prótese atual do grupo de pesquisa de Bioengenharia possui um motor DC capaz de realizar o movimento de pinça. O sistema proposto neste artigo é escalonável para outras próteses, servindo como um background a ser utilizado para o controle de vários motores, permitindo, assim, um maior grau de liberdade de movimento.

O microcontrolador escolhido para realizar o controle do motor foi o Arduino em decorrência das seguintes características: (i) facilidade de implementação – IDE, C++ e uma grande comunidade ativa de usuários; (ii) módulo de motor – Motor Shield v3; (iii) baixo custo; (iv) placa de desenvolvimento pronta; (v) open source. Contudo, os microcontroladores possuem um deficit quando referente a presença de memória embarcada. Sendo assim, necessário realizar o treinamento online com o intuito de minimizar o uso desse recurso.

Por se tratar de uma prótese mioelétrica, o Arduino irá trabalhar com base nos sinais eletromiográficos gerados pelo paciente.

Resultados

A amplitude do sinal EMG varia de acordo com o voluntário avaliado, o que pode ser observado claramente na Figura 3.

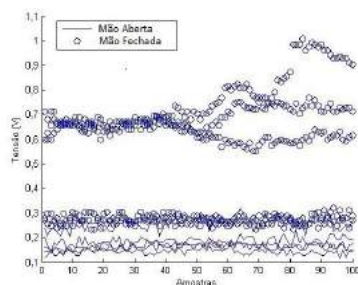


Figura 3: Dados coletados pelo Muscle Sensor V3 dos dois voluntários.

Já na figura 4, pode-se observar as variações das médias móveis do sinal. Elas funcionam como filtros passa-baixa nos sinais, disponibilizando para a rede neural sinais que retratam o nível DC do sensor EMG.

Com relação à variância, torna-se indiscutível a mudança de comportamento na Figura 5. Sendo também importante para o reconhecimento de padrões.

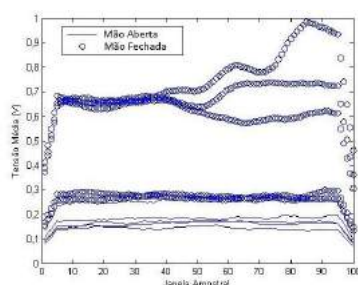


Figura 4: Média Móvel dos dados.

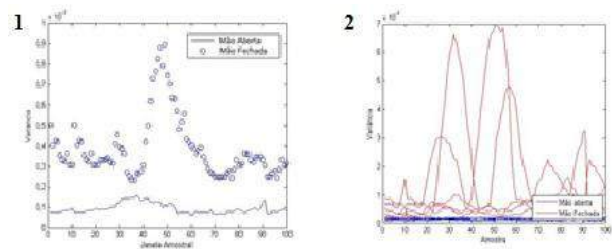


Figura 5: Variância dos dados do voluntário 1 a esquerda e do voluntário 2 a direita.

Algumas configurações de redes neurais foram testadas, afim de mostrar a sua eficiência alterando-se os parâmetros de taxa de aprendizado e número de neurônios na camada escondida. O resultado das combinações pode ser encontrado na Tabela 1, que demonstra o erro médio quadrático para cada uma das configurações testadas da rede em seu último ciclo.

Tabela 1: Erro médio quadrático em diferentes configurações da rede neural permutando taxa de aprendizado (α) e número de neurônios na camada escondida (h).

	$\alpha = 0.01$	$\alpha = 0.1$	$\alpha = 0.5$
$h = 1$	7.96×10^{-2}	6.88×10^{-3}	1.08×10^{-4}
$h = 2$	2.02×10^{-3}	8.33×10^{-4}	1.99×10^{-4}
$h = 5$	3.23×10^{-4}	3.92×10^{-4}	2.79×10^{-4}
$h = 10$	1.51×10^{-4}	3.40×10^{-5}	6.08×10^{-4}

A rede converge rapidamente no segundo ciclo, diminuindo, posteriormente, de forma mais gradual. No ciclo 5 esse erro já não é significativo quando comparado ao ciclo 1. Essa relação pode ser visualizada na Figura 6.

Discussão

A amplitude do sinal EMG apresenta diferenças notáveis entre as amostragens de mão aberta e mão fechada, em torno de 700 mV para o primeiro voluntário contra 300 mV para o segundo voluntário. Esta diferença pode ocorrer por diversos fatores, capacidade de ativação neural, força ou preparação muscular e fadiga são alguns exemplos [13].

Como a média móvel funciona como um filtro passa-baixa, então pode-se observar o nível DC do sinal. Isso permite uma delimitação do sinal com relação a tensão apresentada para realização do movimento. O sinal se apresenta sem as componentes de alta frequência.

A variância apresentada pelos dois voluntários nos mostra a diferença de estrutura muscular presente nos testes. No final, as poucas amostras que foram classificadas erroneamente não interferem no desempenho do sistema, pois cada uma delas representa 1 μ s de atuação no motor e seu momento de inércia não permite que sua rotação seja alterada em tão pouco tempo.

O treinamento foi realizado com *backpropagation* por se tratar de uma técnica bastante utilizada na literatura [14, 15].

Após as 30 execuções, a Rede Neural Artificial obteve uma taxa de classificação média de 0,9875 com desvio padrão de 0,0014, uma taxa de cobertura média de 0,9751 com desvio padrão de 0,0029 e uma taxa de precisão média de 1 com desvio padrão 0.

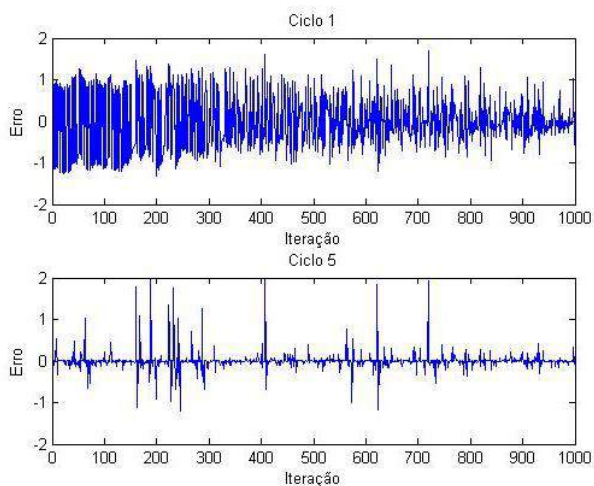


Figura 6: Erro nos ciclos 1 e 5 da Rede Neural.

Dessa forma, O presente trabalho desenvolveu uma rede neural capaz de controlar uma prótese de mão eletrônica dentro do modelo de pinça proposto. O sistema é composto por um Muscle Sensor v3 (um módulo de sensoriamento eletromiográfico), um conjunto de extratores de características (pré-processamento dos dados), uma rede neural MLP (classificador) e um Arduino munido de um Motor Shield v3 conectado ao motor da prótese. Com os testes sendo realizados para dois voluntários, o sistema apresentou boa confiabilidade.

Agradecimentos

Os autores agradecem o apoio financeiro da Fundação de Amparo à Ciência e Tecnologia do Estado de Pernambuco, FACEPE e a Universidade de Pernambuco/Escola Politécnica de Pernambuco.

Referências

- [1] E.R. Spichler, D. Spicheler, I. Lessa, A. Costa e Forti, L.J. Franco, R.E. LaPorte. Capture-recapture method to estimate lower extremity amputation rates in Rio de Janeiro, Brazil. *Revista Panamericana de Salud Pública*. v.10, n.5, p.334-340, 2001.
- [2] M.C.R Fonseca, N. Mazzer, C.H. Barbieri, V.M.C. Elui. Traumas da mão: estudo retrospectivo. *Revista brasileira de ortopedia*. v.41, n.5, pp. 181-186, 2006.
- [3] Cunha, F.L. Mão de são carlos, uma prótese multifunção para membros superiores: um estudo dos mecanismos, atuadores e sensores. São Carlos :

Escola de Engenharia de São Carlos, Universidade de São Paulo, 2002.

- [4] L.G. Portney and S.H. Roy. *Eletromiografia e testes de velocidade de condução nervosa. Fisioterapia avaliação e tratamento*. São Paulo: Manole : s.n., 2004. pp. 213-256.
- [5] Forti, F. *Análise Do Sinal Eletromiográfico Em Diferentes Posicionamentos, Tipos De Eletrodos, Ângulos Articulares E Intensidades De Contração*. Piracicaba : Universidade Metodista de Piracicaba, 2005.
- [6] Subasi, A. Classification of EMG signals using PSO optimized SVM for diagnosis of neuromuscular disorders. 2013, *Computers in biology and medicine*, Vol. 43, pp. 576-586.
- [7] Comparison of k-nearest neighbor, quadratic discriminant and linear discriminant analysis in classification of electromyogram signals based on the wrist-motion directions. KIM, Kang Soo et al. 2011, *Current applied physics*, Vol. 11, pp. 740-745.
- [8] J.U. Chu, I.Moon, M.S. Mun. A real-time EMG pattern recognition system based on linear-nonlinear feature projection for a multifunction myoelectric hand. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, pp. 2232-2239, 2006.
- [9] H.J Liu and K.Y. Young. An Adaptive Upper-Arm EMG-Based Robot. *International Journal of Fuzzy Systems*. v.12, n.3, p.181-189, 2010.
- [10] S.W. Smith. *The Scientist and Engineer's Guide to*. California : Analog Devices, 1997 [Online] Disponível em: <http://www.dspguide.com/pdfbook.htm>.
- [11] G. Singh, R. Kaur. Removal of EMG Interference from Electrocardiogram Using Back Propagation. *International Journal of Innovative Research in Computer and Communication Engineering*. v. 1, n.6 pp. 1300-1305, 2013.
- [12] E. Million. *The Hadamard Product*. 2007. [Online] Disponível em <http://buzzard.ups.edu/courses/2007spring/projects/million-paper.pdf>.
- [13] A.C. Guyton, J.E. Hall. *Tratado de Fisiologia Médica*. 11a Edição. Rio de Janeiro: Elsevier Editora Ltda.; 2006. 1-1128 p.
- [14] G. Singh. Removal of EMG Interference from Electrocardiogram Using Back Propagation., *International Journal of Innovative Research in Computer and Communication Engineering*, Vol. 1, pp. 1300-1305, 2013.
- [15] T. Tsuji, et al. Pattern classification of time-series EMG signals using, *International journal of adaptive control and signal processing*. Vol. 14, pp. 829-848, 2000.

BIOFOTOGRAMETRIA DA REGIÃO LOMBAR EM PRATICANTES DE MUSCULAÇÃO COM LOMBALGIA

K. C. F. X. Maggi¹, H. V. Xavier¹, Y. M. de Oliveira², E. S. Feitosa³,
C. R. T. Ferreira¹, L. E. Maggi¹

¹Universidade Federal do Acre, Rio Branco - AC, Brasil

²Uninorte, Rio Branco - AC, Brasil

³Faculdade Meta, Acre, Rio Branco - AC, Brasil

e-mail: kellyxavierfaria@gmail.com

Resumo: O objetivo desse estudo foi correlacionar, por meio de biofotogrametria, as variações do ângulo lombar, da flexibilidade lombopélvica, da funcionalidade e da intensidade da dor em praticantes de musculação com queixa de lombalgia. Foram avaliadas 13 pessoas entre alunos e funcionários da Universidade Federal do Acre (UFAC) que participavam da academia de musculação da instituição, com idades variando entre 19 e 55 anos. Foi feita uma análise de regressão linear entre a intensidade da dor e o ângulo lombar e o coeficiente de correlação foi baixo com totalidade da amostra. Entretanto, ao retirar as queixas de sensação de agulhada, mantendo-se a sensação pura de dor, o coeficiente R^2 que antes era de 0,08 se elevou para 0,55.

Palavras-chave: lombalgia, planimetria, funcionalidade.

Abstract: *The aim of this study was to correlate, by biophotogrametry, variations of the lumbar angle, lumbo-pelvic, flexibility and functionality of pain intensity in fitness practitioner complaining of back pain. 13 people were evaluated among students and staff of the Federal University of Acre (UFAC) attending in bodybuilding hall of the institution, with ages between 19 and 55 years. A linear regression analysis between pain intensity and the lumbar angle and the correlation coefficient was using the total sample. However, when removing the complaints of feeling of needle, keeping the pure sensation of pain, the coefficient R^2 that before was 0.08 amounted to 0.55.*

Keywords: *low back pain, planimetry, functionality.*

Introdução

A biofotogrametria consiste em aplicações da fotogrametria para extrair medidas das formas e dimensões do corpo humano[1–4]. Dentre as vantagens temos o fato de serem softwares de baixo custo que realizam uma fotointerpretação detalhada do corpo, dando maior precisão e reprodutibilidade dos resultados bem como evita o contato com o paciente, e exposição desnecessária [4–6].

A utilização da biofotogrametria é indicada para a coluna vertebral, pois esta apresenta curvaturas regionais no plano sagital que têm por finalidade absorver os impactos, reduzir a sua rigidez longitudinal, e potencializar a função muscular[7]. Um estudo realizado com 21

indivíduos analisou a reprodutibilidade e a repetibilidade da avaliação postural por fotogrametria e concluiu que o método apresentava significativa confiabilidade, principalmente nos ângulos do plano sagital referentes as curvaturas vertebrais[8].

Pinto *et al.* (2008) analisaram, combinado a fotogrametria, uma amostra composta de 260 indivíduos do sexo masculino com idade média de $27,6 \pm 6,8$ anos, praticantes de musculação com a proposta de avaliar a prevalência de dor lombar. Os resultados demonstraram que a prevalência de lombalgia entre os participantes era de 47,3%, variando quanto a sua intensidade entre suave (39,8%), moderada (51,2%), severa (8,9%) [9].

Oliveira *et al.* (2014) descreveram a prevalência de lombalgia em praticantes de musculação de academias da cidade de Goiânia, e encontraram que 79 % dos voluntários referiram ter dor lombar nos últimos 30 dias[10]. Entretanto, no estudos apresentados não foi feita uma correlação entre a intensidade da dor e angulação da região lombar ou flexibilidade.

O objetivo desse estudo foi correlacionar a presença e intensidade de lombalgias em praticantes de musculação com queixa por meio da aplicação pioneira e combinada da análise biofotogrametrica, das variações do angulação lombar, da flexibilidade lombopélvica e da funcionalidade e intensidade da dor com base em questionários padronizados.

Materiais e métodos

Amostra - Para a realização do estudo foram avaliadas 13 pessoas entre alunos e funcionários da Universidade Federal do Acre (UFAC) que treinavam na academia de musculação da instituição, com idades variando entre 19 e 55 anos, sendo 5 mulheres e 8 homens. Os voluntários foram selecionados de acordo com os seguintes critérios de inclusão: relataram dor na região lombar durante, antes ou depois do treino, não possuem diagnóstico prévio de patologias, cirurgias, lesões ou deformidades na coluna, como pinçamento de raiz nervosa ou compressão medular. Os participantes foram adequadamente informados e esclarecidos sobre os procedimentos utilizados no decorrer do estudo, bem como sobre a confidencialidade da pesquisa. Os que concordaram em participar assinaram e receberam uma via do Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (TLE).

Questionários utilizados - Para a coleta dos dados da anamnese o instrumento utilizado foi um questionário contendo informações referentes a: identificação, histórico de doenças pré-existentes, hábitos, prática de outras modalidades esportivas, além da musculação, e frequência semanal de treino. Na avaliação da dor utilizou-se a Escala Analógica Visual e descrição da dor, conforme Questionário Nórdico.

Os participantes também preencheram o questionário Roland Morris para avaliar a incapacidade funcional dos indivíduos com lombalgia nas suas atividades. Este é constituído por 24 perguntas de auto resposta. As perguntas têm uma resposta dicotômica (sim ou não) e o resultado final corresponde à soma das respostas sim. O resultado pode variar entre 0 e 24, correspondendo o zero a uma pessoa sem queixas e o valor máximo a um paciente com limitações muito graves[11].

Avaliação da mobilidade do segmento lombossacral

Para esta avaliação, foi utilizado o Índice de Schober. Trata-se de uma medida linear, feita com fita métrica, onde solicita-se ao sujeito que fique em posição ortostática e mantenha os pés juntos. A seguir, traça-se uma linha unindo as duas espinhas ílfacas pósterosuperiores e outra linha 10 cm acima. Logo após, pede-se ao indivíduo que faça flexão anterior do tronco. O examinador medirá a distância entre as espinhas e o ponto marcado 10 cm acima. Um parâmetro de normalidade é caracterizado pelo aumento da distância em aproximadamente 5 cm[12].

Biofotogrametria - Os instrumentos usados para o registro das imagens foram: uma câmera fotográfica digital de resolução de 14,2 Megapixel (D3100, Nikon®), posicionada a uma distância de 2 m do indivíduo por meio de um tripé com a metade da altura do sujeito. Uma tela escura na parede de 245x143 cm² foi utilizada como pano de fundo para auxiliar no contraste das imagens. Para padronizar o posicionamento dos pés foi utilizado uma folha de Etileno Acetato de Vinila (EVA) de 50x50 cm². Marcadores de superfície esféricos de 10 e 20 mm e hastes de 5,5 cm foram fixados em regiões estratégicas no corpo. Um fio de prumo com marcadores separados com 1 metro entre si foi empregado para calibrar as imagens.

Os voluntários foram marcados em 4 pontos anatômicos: 1) crista ílfaca pósterosuperior direita, 2) crista ílfaca anterossuperior direita, 3) décima segunda vertebra torácica (T12) e 4) quinta vertebra lombar (L5). Os pés foram posicionados a uma distância de 7,5 cm de um calcanhar ao outro, conforme o protocolo Kendall [13] (Figura 1).

Fotografou-se apenas a vista lateral direita. A análise dos dados foi feita a partir de um software livre denominado SAPO (Software de Avaliação Postural) com objetivo de obter o ângulo de curvatura lombar e a distância entre as espinhas ílfacas anterossuperior e pósterosuperior direitas (Figura 1). A análise estatística foi feita empregando-se o programa Microsoft Excel 2016.

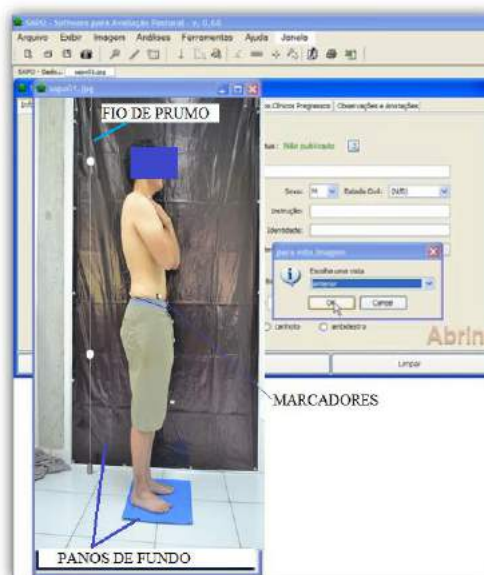


Figura 1: Esquema de análise de imagem empregando o software SAPO com paciente com os marcadores em vista lateral.

Resultados

A correlação entre a intensidade da dor e o ângulo lombar foi baixa na comparação da totalidade da amostra (Figura 2). Entretanto, ao retirar as queixas de sensação de agulhada, mantendo-se a sensação pura de dor, o coeficiente R^2 que antes era de 0,09 passa a 0,56 (Figura 3).

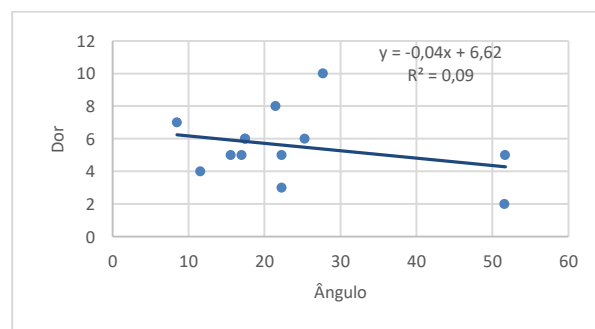


Figura 2: Regressão Linear e coeficiente de correlação entre intensidade de dor e ângulo lombar do todos os participantes.

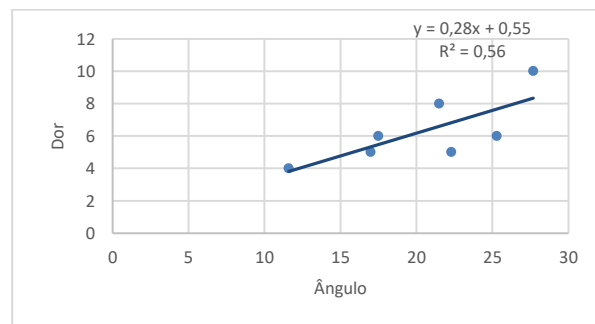


Figura 3: Regressão linear e coeficiente de correlação entre intensidade de dor e ângulo lombar, extraindo-se o grupo sensação de agulhada.

A análise da regressão linear entre a intensidade da dor e o Índice de Schober teve um coeficiente R^2 de 0,16 (Figura 4). Contudo, ao se retirar os indivíduos com queixas unilaterais de dor lombar, mantendo-se os com queixas bilaterais, este sobe para 0,70 (Figura 5).

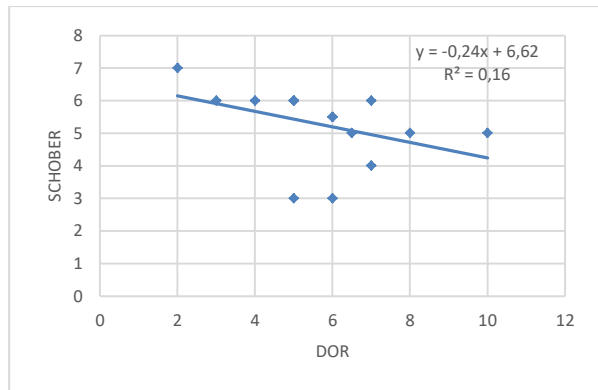


Figura 4: Regressão linear e coeficiente de correlação entre intensidade de dor e Índice de Schober.

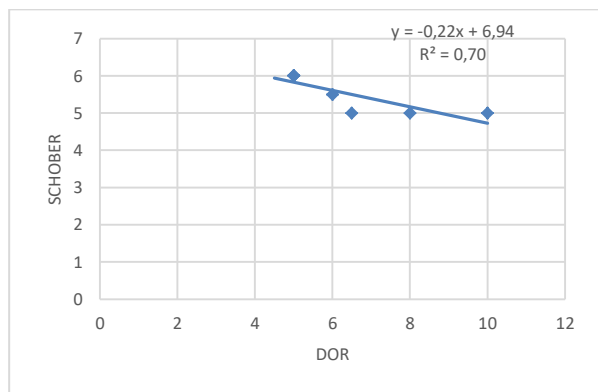


Figura 5: Regressão linear e coeficiente de correlação entre intensidade de dor lombar bilateral e Índice de Schober.

O exame comparativo entre a intensidade da dor e a funcionalidade medida através do questionário de Roland Morris apresentou baixa correlação R^2 de 0,01 (Figura 6). A correlação foi baixa (R^2 de 0,24) entre a intensidade da dor e o tempo de treinamento em dias (Figura 07)

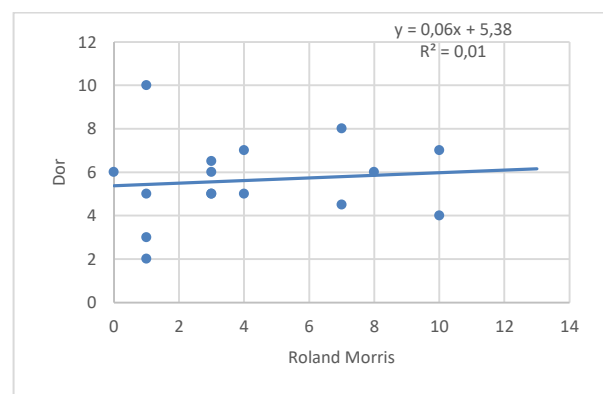


Figura 6: Correlação entre intensidade da dor e funcionalidade (Roland Morris)

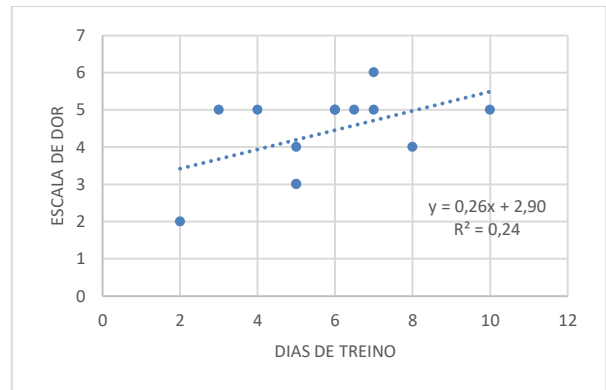


Figura 7: Correlação entre intensidade da dor e dias de treino.

Discussão

Kendall afirma que a postura padrão é o estado de equilíbrio muscular e esquelético onde os músculos funcionaram mais eficazmente, é aquela em que o indivíduo não apresentará dor [13]. Com base nessa afirmativa percebem-se desvios pois, conforme Figura 3, à medida em que o ângulo aumenta, eleva-se também a intensidade da dor. Estudos semelhantes realizados por Graup (2008) [14], Graup *et al.* (2010) [15] encontraram resultados semelhantes, demonstrando relação significativa entre o aumento do ângulo e presença de dor. Entretanto, é importante se observar que a quantidade da amostra foi reduzida para a metade ao se retirar as sensações de agulhadas, sendo necessário outro estudo com maior número de participantes em que se analise a sensação de dor propriamente dita.

A redução de flexibilidade, medida pelo Índice de Schober, normalmente está associada com o aumento da intensidade da dor (Figura 4), podendo inclusive ser uma atitude antálgica. A dor bilateral pode comprometer a amplitude de movimento, levando uma redução da flexibilidade (Figura 5). Entretanto, estudos mostram que o Índice de Schober apresentou baixa validade para medir a amplitude de movimento da coluna lombar[16].

A funcionalidade, medida pelo questionário de Roland Morris, teve pouca relação com intensidade da dor no estudo. Em outros estudos, como o de Mascarenhas & Santos (2011), esse questionário conseguiu apenas detectar incapacidade devido a presença de alguma dor independente da intensidade, mensurando até 23,5% dos indivíduos classificados com lombalgia [17].

Conclusão

Este estudo trouxe indícios da correlação entre intensidade da dor e ângulo lombar, sinalizando que à medida que o ângulo lombar aumenta, há tendência de elevação da intensidade da dor. As correlações entre dor e índice de Schober, bem como entre dor e funcionalidade não foram significativas para este estudo, sendo necessários novos testes com um número de participantes maior e outras ferramentas de análise da flexibilidade lombar.

Agradecimentos

Agradecimentos aos alunos do curso de Fisioterapia da Faculdade Meta, do município de Rio Branco, em especial: Karoline Bucelli Passarini, Luciana Paula dos Santos, Alice Loureto Castro, Francisco John Lima Mendonça, a Professora e fisioterapeuta Patrícia Carneiro, bem como ao aluno do curso de Medicina da UFAC: Nicolas Galdino.

Referências

- [1] M. F. Glaner, Y. L. Mota, A. C. R. Viana, and M. C. Dos Santos, “Fotogrametria: Fidedignidade e falta de objetividade na avaliação postural,” *Motricidade*, vol. 8, no. 1, pp. 78–85, 2012.
- [2] A. Perin, L. Ulbricht, D. D. V. Ricieri, and E. B. Neves, “Utilização da biofotogrametria para a avaliação da flexibilidade de tronco,” *Rev. Bras. Med. do Esporte*, vol. 18, no. 3, pp. 176–180, 2012.
- [3] A. C. A. Dos Santos and A. M. M. Fantinati, “Os principais softwares utilizados na biofotogrametria computadorizada para avaliação postural: uma revisão sistemática,” *Rev. Mov.*, vol. 4, no. 2, pp. 139–148, 2008.
- [4] D. H. Iunes, F. A. Castro, H. S. Salgado, I. C. Moura, A. S. Oliveira, and D. Bevilaqua-Grossi, “Confiabilidade intra e interexaminadores e repetibilidade da avaliação postural pela fotogrametria,” *Rev. Bras. Fisioter.*, vol. 9, no. 3, pp. 327–334, 2005.
- [5] A. Ribeiro, F. Trombini-Souza, D. Iunes, and V. Monte-Raso, “Confiabilidade inter e intra-examinador da fotopodometria e intra-examinador da fotopodoscopia,” *Rev. Bras. Fisioter.*, vol. 10, no. 4, pp. 4–8, 2006.
- [6] M. A. Barauna, G. Morais, Eliane, A. M. de Oliveira, L. G. Domingos, H. M. Sanchez, R. A. V. Silva, R. S. T. Canto, R. C. Guimaraes, and S. Malusa, “ESTUDO CORRELACIONAL E COMPARATIVO ENTRE ÂNGULO AXILAR E ASSIMETRIA DE OMBRO ATRAVÉS DE UM PROTOCOLO BIOFOTOGRAFÉTRICO,” *Fisioter. em Mov.*, vol. 19, no. 1, pp. 17–24, 2006.
- [7] L. H. F. Damasceno, S. R. G. Catarin, A. D. Campos, and H. L. A. Defino, “Lordose lombar: estudo dos valores angulares e da participação dos corpos vertebrais e discos intervertebrais,” *Acta Ortopédica Bras.*, vol. 14, no. 4, pp. 193–198, 2006.
- [8] D. H. Iunes, “Análise da Confiabilidade Inter e Intra- Examinador na Avaliação Postural pela Fotogrametria Computadorizada Análise da Confiabilidade Inter e Intra- Examinador na Avaliação Postural pela Fotogrametria Computadorizada,” 2004.
- [9] S. M. Pinto, M. A. G. da Silva, J. da S. Novaes, and L. A. Batista, “Prevalência de lombalgia em praticantes de musculação,” *Fisioter. Bras.*, vol. 9, no. 3, pp. 189–193, 2008.
- [10] G. D. de Oliveira and A. J. Casa Jr, “Prevalência de Lombalgia e Avaliação da Capacidade Funcional Lombar em Praticantes de Musculação,” *Estudos*, vol. 41, no. 2, pp. 247–258, 2014.
- [11] J. Monteiro, L. Faisca, O. Nunes, and J. Hipólito, “QUESTIONÁRIO DE INCAPACIDADE DE ROLAND MORRIS Adaptação e Validação para os Doentes de Língua Portuguesa com Lombalgia,” *Acta Med. Port.*, vol. 23, no. 5, pp. 761–766, 2010.
- [12] A. P. Marques, *Manual de Goniometria*, 2a ed. Barueri - SP: Manole, 2003.
- [13] F. P. KENDALL and E. K. McCREARY, *Músculos – Provas e Funções*, 5th ed. Rio de Janeiro RJ, 2007.
- [14] S. Graup, “Desvios posturais na coluna lombar e a relação com dor, mobilidade articular e atividade física em adolescentes,” 2008.
- [15] S. Graup, S. G. Dos Santos, and A. R. P. Moro, “Estudo descritivo de alterações posturais sagitais da coluna lombar em escolares da rede federal de ensino de Florianópolis,” *Rev. Bras. Oftalmol.*, vol. 45, no. 5, pp. 453–459, 2010.
- [16] C. Macedo, P. Souza, P. Alves, and J. Cardoso, “Estudo da validade e confiabilidade intra e interobservador da versão modificada do teste de Schöber modificado em indivíduos com lombalgia,” *Fisioter. e Pesqui.*, vol. 16, no. 3, pp. 233–238, 2009.
- [17] C. H. M. Mascarenhas and L. S. Santos, “Evaluation of pain and functional capacity in patients with chronic low back pain,” *J Heal. Sci Inst*, vol. 29, no. 3, pp. 205–208, 2011.

SOBREPOSIÇÃO DE ALTERAÇÕES BIOMECÂNICAS E SUA RELAÇÃO COM A DOR FEMOROPATELAR

D. Ferrari***, F.M. Azevedo**, R.V. Briani**, A.S. Ferreira **, M.F. Pazzinato**, D.O. Silva **, M.B. Coura**, J. Pradela**, M.C. Waitemam** e N. Alves*

*Universidade de São Paulo, Programa de Pós-graduação Interunidades Bioengenharia, EESC/FMRP/IQSC-USP, São Carlos, Brasil

** Universidade Estadual Paulista, Escola de Ciências e Tecnologia, Laboratório de Biomecânica e Controle Motor, Presidente Prudente, Brasil
e-mail: deisiferrari@usp.br

Resumo: Apesar da dor femoropatelar (DFP) apresentar alta incidência, sua etiologia permanece desconhecida e os tratamentos são pouco eficazes no combate da dor. Acredita-se que a causa da DFP seja multifatorial as quais destacam-se alterações proximais (quadril), locais (joelho) e distais (tornozelo) ao joelho. Entretanto, não está claro na literatura se os pacientes com DFP apresentam esta característica multifatorial com sobreposição de disfunções, bem como sua relação com a dor. Desta forma o objetivo do estudo foi investigar se pacientes com dor apresentam sobreposição de disfunções biomecânicas e se existe relação entre a quantidade de disfunções e a intensidade de dor. O estudo foi composto por 50 mulheres divididas em dois grupos: i) grupo com DFP (n = 25) e ii) grupo assintomático (n = 25). Foram investigados, durante a subida de escada, os seguintes parâmetros biomecânicos: valgo dinâmico de joelho (VDJ), banda de média frequência do vasto medial e vasto lateral e amplitude de movimento da eversão do pé (ADME), parâmetros relacionados a alterações proximais, locais e distais respectivamente. Os resultados evidenciaram que 64% dos sujeitos com DFP apresentam pelo menos 2 parâmetros biomecânicos alterados, 28% apresentam 3 e 8% apresentam apenas 1 alteração biomecânica. A correlação de Pearson revelou $r = 0.486$ e $p = 0.01$ para dor e quantidade de alterações. Portanto, conclui-se que os pacientes com DFP apresentam sobreposição de alterações biomecânicas e quanto maior a intensidade da dor maior a quantidade de disfunções.

Palavras-chave: dor patelofemoral, síndrome da dor femoropatelar, eletromiografia, hiperpronação subtalar

Abstract: Although patellofemoral pain (PFP) has high incidence, its etiology remains unclear and the management of the pain is inefficient. It is believed in multifactorial cause, which it is highlighted proximal (hip), local (knee) and distal (ankle) disorders. However, it is not clear in the literature if patients with PFP have this multifactorial disturbs with overlap of disorders, as well their relation with pain. Therefore, the purpose of this study was investigate if patients with PFP have overlapping biomechanics disorders and if there is relation between the quantity of disorders and

the level of pain. Fifty woman were divided in two groups: i) PFP group (n = 25) and ii) pain free group (n = 25). Biomechanics parameters investigated during stair climbing were: dynamic knee valgus, rearfoot eversion range of motion and median frequency band to vastus medialis and vastus lateralis parameters related to proximal, distal and local disorders, respectively. Results shows that 64% of the participants with pain have two altered biomechanics parameters, 28% have 3 and 8% have only one altered biomechanics parameters. Pearson Correlation reveal $r = 0.486$ and $p = 0.01$ to pain and quantity of disorders. Therefore, it is concluded that the patients with PFP have overlapping biomechanics disorders and the greater pain the greater amount of disorders

Keywords: patellofemoral pain, patellofemoral pain syndrome, electromyography, rearfoot eversion

Introdução

A dor femoropatelar (DFP) é caracterizada como dor anterior ao joelho que se exacerba em algumas atividades funcionais como subida e descida de escada, agachamentos, permanecer sentado por tempo prolongado, dentre outras atividades de vida diária [1]. Esta patologia compreende 25 a 40% de todos os problemas de joelhos tratados em clínicas ortopédicas e acomete 1 em cada 4 sujeitos fisicamente ativos [2]. Sua incidência é 2,23 vezes maior em mulheres que em homens [3] e o seu prognóstico pode estar associado com o desenvolvimento de osteoartrites e bursites [4].

Apesar da alta incidência e acometimentos físicos e funcionais presentes nos indivíduos com DFP, não existe um consenso quanto ao seu diagnóstico, tratamento e fatores etiológicos [5]. Acredita-se que as causas sejam multifatoriais, dentre as quais destacam-se alterações musculoesqueléticas proximais, locais e distais ao joelho. Dentre as alterações proximais destacam-se disfunções tais como aumento do ângulo de adução e rotação interna de quadril [6]. Em atividades que requerem descarga de peso unipodal, como subida de escada, essa excessiva angulação provoca um demasiado valgo dinâmico do joelho e gera picos de contato pressóricos, podendo aumentar em 45% a

pressão na articulação femoropatelar. A principal alteração distal é a hiperpronação subtalar [7,8]. De acordo com a literatura, durante a fase de apoio da marcha a hiperpronação pode desencadear um aumento da rotação interna de tibia e, de maneira compensatória, um aumento da rotação interna do fêmur, elevando o stress da articulação patelofemoral. Esta cadeia de eventos é evidenciada principalmente em atividades dinâmicas, onde adaptações compensatórias são visualizadas. Em relação aos fatores locais, hipotetiza-se que alterações no controle neuromuscular dos músculos estabilizadores da patela estejam envolvidos no processo de dor. Mudanças em propriedades espectrais do sinal eletromiográfico destes músculos sugerem a existência de alterações de ativação ou inibição do vasto medial e lateral nestes indivíduos. Dessa forma, alterações no músculo quadríceps podem promover o desalinhamento patelar dinâmico, causando os sintomas da DFP [9,10]. Portanto, observa-se que podem ser inúmeras as alterações encontradas em sujeitos com DFP. Entretanto, não está definido na literatura se os pacientes com DFP apresentam esta característica multifatorial com sobreposição de disfunções biomecânicas. Além disso, é relevante entender se a quantidade de alterações biomecânicas tem relação direta com a dor reportada pelos pacientes. Investigar a sobreposição de alterações e sua relação com a dor, é de suma importância na prática clínica, pois influencia diretamente o processo de tratamento, avaliação e diagnóstico da DFP.

Recentemente a literatura destaca tratamentos multimodais sendo mais eficazes que os unimodais. De acordo com uma revisão sistemática publicada recentemente, exercícios de quadril associados aos de joelho são mais eficazes na redução de dor quando comparado àqueles que tratam apenas joelho [11,12]. Este parece ser um caminho bastante promissor, revelando que uma abordagem que considera alterações multifatoriais pode ser mais eficiente no combate à dor. No entanto, as evidências relacionadas ao tema são de baixa qualidade e os pacientes continuam reportando dor após alguns meses de tratamento. Além disso, não está claro na literatura se todos os pacientes com dor apresentam as mesmas alterações, contribuindo para a ineficiência dos tratamentos a longo prazo. Neste contexto, torna-se relevante investigar se os pacientes com dor apresentam mais de uma alteração e se a quantidade de alterações está relacionada com o nível de dor. Assim, a avaliação dos pacientes seria mais completa e a eficiência dos tratamentos poderia ser alcançada.

Dessa forma, o objetivo do estudo é investigar se pacientes com DFP apresentam sobreposição de disfunções biomecânicas e se existe relação entre a quantidade de disfunções e a intensidade de dor.

Materiais e métodos

Amostra – Cinquenta mulheres foram avaliadas e divididas em dois grupos: grupo controle (GC) e grupo

com dor femoropatelar (DFP). O GC foi composto por 25 mulheres assintomáticas, com idade média de 22.07 ± 2.72 anos, peso médio de 61.39 ± 7.35 Kg e altura média de $1.66 \pm 0,05$ m. O DFP foi composto por 25 mulheres com DFP, com idade média de 22.08 ± 2.67 anos, peso médio de 66.92 ± 10.77 Kg e altura média de $1.66 \pm 0,04$ m. A classificação dos sujeitos foi feita por fisioterapeutas e os critérios de exclusão foram [9, 10]: sinal ou sintoma de qualquer outra patologia no joelho, história recente de cirurgia nessa articulação, história de subluxação patelar, lesão meniscal, instabilidade ligamentar, osteoartrose, patologia no tendão patelar, presença de doença neurológica, presença de processo inflamatório ou sintomas de overuse e fisioterapia prévia (pelo menos 6 meses). Durante a avaliação, utilizou-se a escala visual analógica para coletar informações sobre a intensidade da dor no último mês. Tal informação foi utilizada para correlacionar com as alterações biomecânicas. Todas as voluntárias assinaram o termo de consentimento livre e esclarecido. A pesquisa foi aprovada pelo Comitê de Ética em Pesquisa da FCT/UNESP (processo 16/2011).

Medidas biomecânicas – Foram investigados seguintes parâmetros biomecânicos: i) valgo dinâmico de joelho (VDJ), ii) amplitude de movimento da eversão do pé (ADME) e iii) banda de média frequência do vasto medial e vasto lateral. Tais variáveis foram coletadas durante o movimento de subida de uma escada de 7 degraus. Para as variáveis VDJ e ADME foi utilizado um sistema tridimensional de análise do movimento (VICON MX, Vicon Motion Systems Inc.; Denver EUA), o qual consistia na utilização de 4 câmeras (tipo Bonita®B10) com frequência de amostragem de 100Hz e resolução de 1 megapixel. Os marcadores reflexivos foram posicionados pelo mesmo investigador de acordo com os modelos *Plug-in-Gait* e *Oxford Foot*. O sinal eletromiográfico foi coletado utilizando-se um eletromiógrafo modelo ADS 1000 - AC1160 da LYNX®. Para captar a atividade elétrica dos músculos VM e VL utilizou-se dois pares de eletrodos com superfície de captação de Ag/AgCl com 10mm de diâmetro. Os eletrodos foram posicionados de acordo com o ponto motor, priorizado o ventre muscular. Aplicou-se um filtro digital passa-baixa de 500Hz e passa-alta de 20Hz, amplificados com um ganho final de 1000 vezes. Para o armazenamento e pré-tratamento dos sinais digitalizados foram utilizados os softwares AqDados 7.02 (LYNX®). Uma plataforma de força (AMTI, OR6, Water- town, MA, USA) foi acoplada no quarto degrau da escada para determinar o momento em que sujeito tocava o solo. A plataforma de força e a EMG estavam sincronizados e a frequência de amostragem foi de 2000Hz.

Processamento de sinais – Os sinais EMG foram processados em ambiente MatLab®. Cada ensaio cinemático foi filtrado com um filtro Butterworth de quarta ordem com frequência de corte de 6Hz. Os marcadores foram identificados e intitulados com o Vicon Nexus® 1.8 (Vicon Motion Systems Inc, EUA). O sinal EMG foi referenciado pela componente vertical

(Fz) da força de reação do solo mensurado pela plataforma de força, assim o começo e o final do sinal foram definidos pela Fz. A densidade do espectro de potência do sinal EMG filtrado foi calculado usando a TDF (transformada de Fourier) com uma janela retangular. O espectro de potência normalizado foi dividido em 3 faixas denominadas de baixa (15 a 45Hz), média (45 a 96Hz) e alta frequência (96 a 400Hz) [9]. De acordo com a literatura a banda de média frequência é o parâmetro mais reprodutível e com maior capacidade discriminatória comparado com as outras às outras bandas, portanto, apenas esta banda foi investigada neste estudo [9].

Protocolo experimental – A tarefa de subida de escada foi realizada em ritmo auto-controlado, assemelhando-se à atividade funcional.

Análise estatística – Calculou-se a curva ROC (receiver operating) para identificar a capacidade discriminatória das variáveis testadas. Utilizou-se o ponto de corte com melhor sensibilidade e especificidade para classificar os sujeitos com e sem DFP. Posteriormente, foi contabilizado a quantidade de alterações por indivíduo. A correlação de Pearson foi calculada para investigar a relação entre a quantidade de alterações e o nível de dor. Adotou-se $p > 0,05$.

Resultados

A Tabela 1 apresenta o ponto de corte para cada variável e a sensibilidade e especificidade correspondente.

Tabela 1. Sensibilidade e especificidade dos pontos de cortes das variáveis biomecânicas.

Variáveis	Sens. (%)	Esp. (%)	p - value	Ponto de corte
BMF/VM (n.u.)	64	60	0.039	32.8
BMF/VL (n.u.)	68	60	0.045	31.14
ADME (graus)	72	60	0.054	14.49
VDJ (graus)	68	60	0.005	0.34

Sens. – sensibilidade; Esp. – especificidade; BMF/VM – banda de média frequência para o músculo vasto medial; BMF/VL – banda de média frequência para o músculo vasto lateral; ADME – amplitude de movimento de eversão do pé; VDJ – valgo dinâmico de joelho; u.n. – unidade normalizada

Após a classificação dos sujeitos por meio do ponto de corte apresentado na Tabela 1, os resultados evidenciaram que 64% dos sujeitos com DFP apresentaram pelo menos 2 alterações (8 indivíduos apresentaram alterações distais e locais e 5 apresentaram locais e proximais), 28% apresentaram 3 alterações (7 indivíduos) e 8% apresentaram apenas 1 alteração (1 apresentou alterações locais e 1 apresentou alteração proximal).

Os sujeitos com DFP apresentaram dor média de $5,32 \pm 1,43$. A correlação de Pearson revelou $r = 0.486$ e $p = 0.01$ para alterações e dor referida, ou seja, a quantidade de alterações e a dor apresentaram correlação significativa.

Discussão

Este foi o primeiro estudo a investigar se sujeitos com DFP apresentam sobreposição de disfunções biomecânicas, bem como investigar se a quantidade de disfunções está relacionada com o nível de dor. Os resultados apresentados revelaram que a maioria dos sujeitos com DFP apresentaram mais de uma alteração biomecânica, as quais mesclam alterações proximais, locais e distais ao joelho. Além disso, foi possível observar que quanto maior a dor referida pelos pacientes maior é a quantidade de alterações biomecânicas.

Os resultados evidenciaram que 92% dos sujeitos com DFP apresentaram mais de uma alteração biomecânica. Neste contexto, acredita-se que a avaliação e o tratamento devem ser administrados de maneira mais global, atendendo as alterações proximais, locais e distais. De acordo com revisões sistemáticas publicadas recentemente, intervenções fisioterapêuticas baseadas na associação de exercícios de joelho e quadril são mais efetivos na redução de dor e melhora da função que intervenções isoladas [11,12]. Fukuda et al (2010) distribuiu 70 sujeitos com DFP em três grupos, o primeiro grupo foi submetido à exercícios apenas para o joelho (fortalecimento e alongamento da musculatura do joelho), o segundo grupo foi submetido à exercícios de joelho e quadril (fortalecimento e alongamento da musculatura do joelho e fortalecimento dos abdutores e rotadores externos de quadril) e o terceiro não recebeu tratamento. Os resultados revelaram que ambos os grupos tratados tiveram redução na dor e melhora da função, mas a redução da dor clinicamente significativa foi observada apenas no grupo submetido à exercícios de joelho e quadril [13]. Resultados concordantes foram observados por Nakagawa et al, (2008) o qual evidenciou que o fortalecimento dos abdutores e rotadores laterais de quadril associados ao fortalecimento de quadríceps promoveram redução da dor, a qual persistiu até a sexta semana após o tratamento [14]. Observa-se que a maioria dos estudos que tratam alterações de quadril e joelho apresentam resultados positivos, entretanto os pacientes apresentam recorrência ou piora da dor após alguns meses de intervenção [5]. Uma possível explicação para a recorrência de dor é que apenas 20% dos indivíduos com DFP apresentam alterações proximais e locais. Portanto, sugere-se que as intervenções sejam baseadas em avaliações mais completas, as quais identificam os locais exatos de desordem para propor um tratamento mais específico. Dessa forma, acredita-se que o combate a recorrência da dor seria mais efetivo.

Observa-se que existe uma relação direta entre a quantidade de alterações biomecânicas e a intensidade de dor. Assim, pacientes com maior nível de dor

apresentam mais alterações biomecânicas. Cabe destacar que a dor nestes pacientes intensifica-se ao longo do tempo e, portanto, suspeita-se que as inúmeras alterações observadas nestes pacientes sejam resultado de adaptações compensatórias frente a dor. Teoriza-se que o organismo trabalha para a redução de carga no tecido doloroso por meio de adaptações motoras compensatórias [15]. Desta forma, hipotetiza-se que com o agravamento da doença (aumento da intensidade da dor) os pacientes apresentam adaptações compensatórias que desencadeiam um desarranjo biomecânico do sistema como um todo, que por sua vez intensifica a dor, caracterizando um ciclo de dor-alteração-dor. Este processo é um fator que confunde e dificulta a descoberta da real causa da dor.

Os achados deste estudo são de fundamental relevância uma vez que direcionam o processo de avaliação e tratamento destes pacientes. Evidenciou-se que a maioria dos pacientes apresentam no mínimo duas alterações biomecânicas e, enquanto não se define o que é causa e consequência, sugere-se intervenções multifatoriais, as quais preconizam avaliações e tratamentos de disfunções biomecânicas no membro inferior como um todo. Ainda, baseado nos achados deste estudo, monitorar a dor é essencial para entender a condição clínica do paciente, considerando que a dor é um indicativo de que a avaliação deve ser mais completa, pois maiores níveis de dor parecem estar relacionados a maiores quantidades de alterações biomecânicas.

Conclusão

Os resultados deste estudo permitem afirmar que pacientes com dor femoropatelar apresentam sobreposição de alterações biomecânicas distribuídas em fatores proximais, locais e distais ao joelho. Além disso, pacientes com altos níveis de dor, apresentam maior quantidade de alterações biomecânicas.

Referências

- [1] Morelli V, Braxton TM. Meniscal, plica, patellar, and patellofemoral injuries of the knee: updates, controversies and advancements. *Primary Care* 2013;40:357–82.
- [2] Hiemstra LA, Kerslake S, Irving C. Anterior knee pain in the athlete. *Clinical Journal of Sports Medicine* 2014;33:437–59.
- [3] Boling M, Padua D, Marshall S, et al. Gender differences in the incidence and prevalence of patellofemoral pain syndrome. *Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports* 2011;20:725–30.
- [4] Utting MR, Davies G, Newman JH. Is anterior knee pain a predisposing factor to patellofemoral osteoarthritis? *Knee* 2005;12:362–5.
- [5] Powers CM, Bolgia L a, Callaghan MJ, et al. Patellofemoral pain: proximal, distal, and local factors, 2nd International Research Retreat. *Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy* 2012;42:A1–54.
- [6] Nakagawa TH, Serrão F V, Maciel CD, et al. Hip and Knee Kinematics are Associated with Pain and Self-reported Functional Status in Males and Females with Patellofemoral Pain. *International Journal of Sports Medicine* 2013;34:997–1002.
- [7] De Oliveira Silva D, Briani RV, Pazzinato MF, et al. Reliability and differentiation capability of dynamic and static kinematic measurements of rearfoot eversion in patellofemoral pain. *Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)* 2015;30:144–8.
- [8] Barton CJ, Munteanu SE, Menz HB, et al. The efficacy of foot orthoses in the treatment of individuals with patellofemoral pain syndrome: a systematic review. *Sports Medicine* 2010;40:377–95.
- [9] Ferrari D, Kuriki HU, Silva CR, et al. Diagnostic Accuracy of the Electromyography Parameters Associated With Anterior Knee Pain in the Diagnosis of Patellofemoral Pain Syndrome. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* 2014;95:1521–6.
- [10] Briani RV, Silva DO, Ferraz M, et al. Comparison of frequency and time domain electromyography parameters in women with patellofemoral pain. *Clinical Biomechanical* 2015;30:302-7.
- [11] Alba-Martín P, Gallego-Izquierdo T, Plaza-Manzano G, et al. Effectiveness of therapeutic physical exercise in the treatment of patellofemoral pain syndrome: a systematic review. *Journal of Physical Therapy Science* 2015;27:2387–90.
- [12] Van Der Heijden RA, Lankhorst NE, Van Linschoten R, et al. Exercise for treating patellofemoral pain syndrome: an abridged version of Cochrane Systematic Review. *European Journal of Physical and Rehabilitation Medicine* 2016;52:110–33.
- [13] Fukuda TY, Rossetto FM, Magalhães E, et al. Short-term effects of hip abductors and lateral rotators strengthening in females with patellofemoral pain syndrome: a randomized controlled clinical trial. *Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy* 2010;40:736–42.
- [14] Nakagawa TH, Muniz TB, Baldon RDM, et al. The effect of additional strengthening of hip abductor and lateral rotator muscles in patellofemoral pain syndrome: a randomized controlled pilot study. *Clinical Rehabilitation* 2008;22:1051–60.
- [15] Hug F, Hodges PW, Salomani SE, et al. Insight into motor adaptation to pain from between-leg compensation. *European Journal of Applied Physiology* 2014;114:1057–65.

APLICAÇÕES DO MÉTODO DE ELEMENTOS FINITOS NOS ESTUDOS BIOMECÂNICOS DA COLUNA VERTEBRAL

L. A. Aurich*, H. Vieira Neto* e S. L. Stebel*

*Pós-Graduação em Engenharia Biomédica, UTFPR, Curitiba, Brasil
e-mail: aurich_lucas@yahoo.com.br

Resumo: O método de elementos finitos (EF) é uma técnica numérica que possibilita a construção de modelos computacionais capazes de simular o comportamento de estruturas mecânicas a forças externas. O desenvolvimento de modelos biológicos detalhados por meio desse método trouxe grandes avanços ao estudo da biomecânica. Este artigo analisa as aplicações do método de elementos finitos nos estudos biomecânicos da coluna vertebral, notadamente no crescente desenvolvimento de novas técnicas cirúrgicas.

Palavras-chave: Coluna vertebral, biomecânica, método de elementos finitos.

Abstract: *The finite elements method is a numerical technique, which enables the construction of computer models that simulate the behavior of mechanical structures to external forces. The development of detailed biological models using this method brought great advances to biomechanics. This paper reviews the applications of the finite elements method in biomechanical studies of the spine, especially regarding the increasing development of new surgical techniques.*

Keywords: *Spine, biomechanics, finite elements method.*

Introdução

O método de elementos finitos (EF) é uma técnica numérica amplamente difundida na área de engenharia. Caracteriza-se pela divisão de uma estrutura em partes menores denominadas elementos. Por meio da solução de equações diferenciais parciais, que envolvem várias funções incógnitas com múltiplas variáveis, o método de EF cria modelos computacionais capazes de prever o comportamento de estruturas a ações externas [1].

O desenvolvimento de modelos computacionais detalhados de estruturas biológicas trouxe grandes avanços à engenharia biomédica, especialmente na biomecânica [2]. Na coluna vertebral, estudos biomecânicos são importantes tanto para conhecimento da fisiopatologia das lesões quanto para o desenvolvimento de estratégias de prevenção e tratamento. Usualmente esses estudos são realizados por meio de experimentos *in vitro* aplicados em segmentos da coluna vertebral obtidos de cadáveres. Estudos em seres vivos fornecem informações mais fidedignas e mais próximas da realidade, no entanto aspectos éticos e legislação mais rigorosa exigem redução do uso de modelos que empregam animais vivos [3].

Ao longo das últimas décadas, o método de EF tornou-se uma alternativa importante na avaliação biomecânica da coluna vertebral, com a vantagem de não estar sujeita às restrições éticas relacionadas aos outros métodos. Modelos computacionais da coluna vertebral são desenvolvidos para avaliar de uma série de intervenções, e também para investigar os riscos de fratura das vértebras e de degeneração dos discos intervertebrais.

O objetivo deste artigo é revisar e discutir as aplicações do método de EF nos estudos biomecânicos da coluna vertebral, analisando os modelos computacionais desenvolvidos e os estudos nos quais essa técnica é utilizada para avaliação de novas intervenções cirúrgicas.

Materiais e métodos

Revisou-se artigos recentes que aplicam o método de EF nos estudos biomecânicos da coluna vertebral. A pesquisa foi conduzida no PubMed, utilizando-se as palavras-chave “*finite elements*” e “*spine*”. Foram incluídos artigos originais e de revisão, com enfoque nos estudos que simulam o comportamento biomecânico da coluna vertebral frente a novas técnicas cirúrgicas. Artigos de validação de modelos tridimensionais da coluna vertebral que não avaliavam patologias ou tratamentos específicos foram excluídos. Os modelos tridimensionais desenvolvidos podem ser divididos em modelos de vértebras, de discos intervertebrais e de segmentos vertebrais.

Modelos de Vértebras – Os modelos computacionais de vértebras criados pelo método de EF facilitam a investigação das propriedades do componente ósseo da coluna vertebral, permitindo testes mais elaborados do que aqueles possíveis nos experimentos *in vitro*. Devido à relativa simplicidade anatômica da vértebra, a validação desses modelos computacionais é mais fácil quando comparada aos modelos de discos intervertebrais e de segmentos vertebrais [4].

A vértebra é dividida anatomicamente em duas porções: o corpo vertebral e o arco vertebral. O corpo vertebral apresenta uma série de características que devem ser consideradas na simulação – possui uma camada interna de osso esponjoso, envolvida por uma camada externa de osso compacto, as quais diferem entre si nas suas propriedades mecânicas estruturais.

Como o corpo vertebral é o principal local acometido nas fraturas osteoporóticas, usualmente é exigido que os modelos apresentem estreitamento do osso cortical e redução da densidade do osso esponjoso para simular esta doença [5].

Modelos de corpos vertebrais fornecem informações valiosas da distribuição de carga na coluna vertebral, tanto na simulação de vértebras normais quanto de vértebras degeneradas. Alguns modelos foram construídos simulando a presença de algum material no interior do corpo vertebral, como tumores que podem invadir e alterar as propriedades dos ossos esponjoso e cortical [4].

Os componentes do arco vertebral – porção posterior da vértebra – apresentam geometria complexa, tornando desafiadora a construção de modelos biomecânicos computacionais. Em consequência desse fato, muitos estudos focam no corpo vertebral e excluem o arco vertebral das análises.

Os métodos para criação de modelos de EF das vértebras podem ser divididos entre aqueles em que a geometria coincide com a de um espécime *in vitro* e aqueles em que é desenvolvida uma geometria genérica que representa características médias de várias vértebras. Atualmente, também são empregados métodos que geram modelos específicos do indivíduo por meio da conversão direta de imagens de tomografia computadorizada [6], conforme mostra a Figura 1.

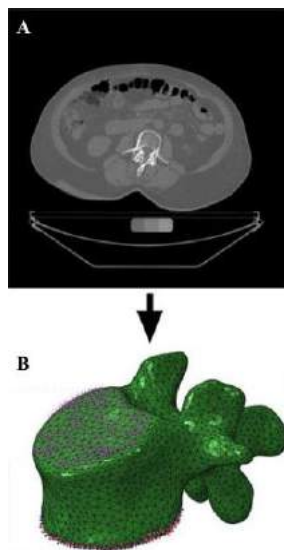


Figura 1: Exemplo de modelo computacional da vértebra L1 (B) desenvolvido de imagens de tomografia computadorizada (A) de um indivíduo [6].

A técnica de fixação vertebral com parafusos pediculares é a mais comumente utilizada nas diversas doenças que necessitam de artrodese da coluna vertebral. No entanto, ocorre a soltura dos parafusos pediculares em alguns casos em que a qualidade óssea do paciente não é favorável, levando à perda da correção e a falhas na fusão óssea. Matsukawa e colaboradores [7] estudaram uma nova técnica de implante de parafusos pediculares através do osso cortical, que apresentaria

menor risco de soltura. Essa técnica foi comparada biomecânicamente com a técnica tradicional em 30 modelos tridimensionais da vértebra L4, gerados a partir de imagens de tomografia computadorizada de pacientes. O trajeto pelo osso cortical demonstrou uma maior capacidade de fixação e maior rigidez na flexão e extensão do que o trajeto tradicional, conforme ilustra a Figura 2.

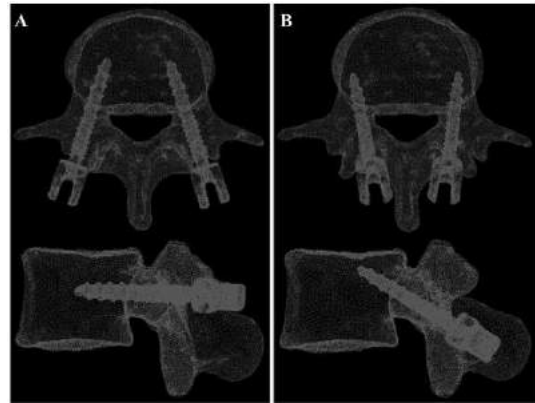


Figura 2: Modelo computacional da vértebra L4 ilustrando o trajeto tradicional (A) e o trajeto pelo osso cortical (B) [7].

Modelos de discos intervertebrais – Os discos intervertebrais são estruturas fibrocartilaginosas complexas que articulam os corpos vertebrais. São compostos por duas porções anatómicas: externamente por um anel fibroso e internamente por um material gelatinoso denominado núcleo pulposo. Os discos sofrem deformações em decorrência de cargas axiais e da mobilização vertebral. A criação de modelos que simulam o disco intervertebral é mais desafiadora, devido à sua complexidade anatômica e funcional.

Assim como na simulação de vértebras, modelos de disco intervertebral foram desenvolvidos no intuito de investigar diferentes patologias. O foco das pesquisas foi na compreensão do processo de degeneração e envelhecimento do disco e seu efeito biomecânico. Modelos computacionais trouxeram conhecimentos importantes sobre mecanismos de funcionamento e de falha discal [8]. Estudos de EF demonstraram risco elevado de ruptura do ânulo fibroso sob grandes cargas simulando trabalho pesado. O risco de ruptura é maior na região póstero-lateral, especialmente quando há degeneração discal, e esse é o local mais comum de ocorrência de hérnia de disco intervertebral, como mostra a Figura 3.

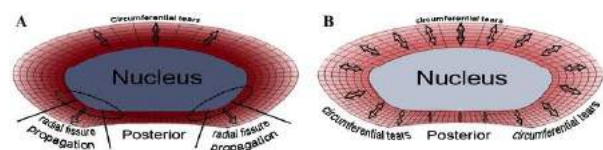


Figura 3: Modelo de disco intervertebral normal (A) e degenerado (B) ilustrando as tensões e os locais com maior risco de ruptura radial do anel fibroso [8].

Alguns estudos avaliaram técnicas cirúrgicas para tratamento de doenças do disco intervertebral utilizando o método de EF. Zhang e Teo [9] revisaram os trabalhos que avaliam a biomecânica de vários procedimentos cirúrgicos para a degeneração discal, incluindo técnicas de fusão vertebral, técnicas de substituição do disco intervertebral e técnicas de estabilização dinâmica. A análise por EF trouxe importantes informações sobre a eficácia biomecânica desses procedimentos.

Modelos de segmentos vertebrais – O segmento vertebral é a unidade funcional da coluna que corresponde a duas vértebras consecutivas, o disco intervertebral e os ligamentos intervertebrais. Modelos computacionais de EF tem sido amplamente utilizados para simular segmentos vertebrais no desenvolvimento de novas técnicas para tratamento de doenças da coluna.

Devido à sua maior complexidade anatômica e funcional, a simulação do segmento vertebral é mais difícil quando comparada aos modelos de vértebras e de discos intervertebrais [4]. Alguns estudos tem utilizado dados de tomografia computadorizada e de ressonância magnética para construção dos modelos.

Em um estudo típico de EF para avaliação de um novo dispositivo, um modelo computacional de segmento vertebral precisa ser inicialmente criado e validado. Para investigar o efeito do implante na coluna vertebral, vários movimentos são simulados no modelo, como flexão, extensão, inclinação lateral e rotação axial.

Nas cirurgias de deformidades vertebrais, a restauração do alinhamento sagital da coluna é o objetivo mais importante do tratamento. As abordagens cirúrgicas classicamente utilizadas neste intuito incluem ressecções amplas do arco e do corpo vertebral (osteotomias de subtração pedicular) e agregam um alto índice de complicações. Várias técnicas minimamente invasivas estão sendo desenvolvidas com o objetivo de reduzir essas complicações e o método de EF tem sido utilizado para avaliar estes novos tratamentos.

Uribe e colaboradores [10] avaliaram uma nova técnica para restauração do alinhamento sagital que utiliza espaçadores hiperlordóticos entre os corpos vertebrais, pelo método de EF. Foi determinada a máxima lordose obtida com diferentes variações da técnica, que incluíam preservação do ligamento longitudinal anterior (LLA), abertura do LLA isolada, abertura do LLA associada a facetectomia e abertura do LLA associada a osteotomia posterior. Um modelo tridimensional do segmento L3-L4 foi criado a partir de dados da tomografia computadorizada da coluna vertebral de um espécime cadavérico, simulando vértebras e principais ligamentos, conforme ilustrado na Figura 4.

O estudo demonstrou aumento da lordose em todos os casos após inserção do espaçador e ressecção do LLA. Facetectomia aumentou a lordose segmentar, porém resultou em contato entre os processos espinhosos. O aumento do tamanho do espaçador tendeu a aumentar a quantidade de lordose obtida, porém em alguns casos foi necessária uma osteotomia posterior adicional para maximizar a lordose.

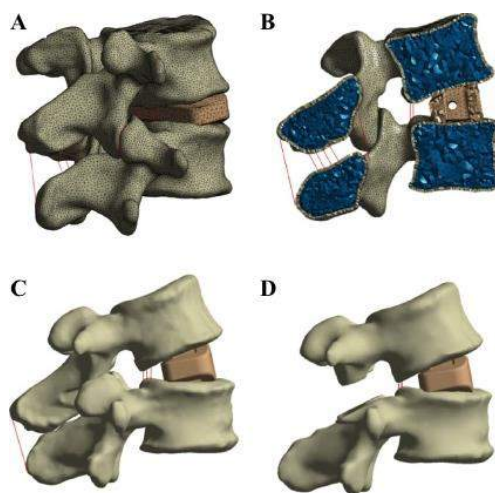


Figura 4: Previsão do aumento da lordose com colocação do espaçador intervertebral por diferentes técnicas [10]: Modelo do segmento vertebral L3-L4 (A); abertura isolada do LLA (B); abertura do LLA associada a facetectomia (C); Abertura do LLA associada a osteotomia posterior (D).

A estenose do canal vertebral lombar é uma doença frequente na população adulta e resulta em dor radicular e claudicação neurogênica. O tratamento cirúrgico padrão é a descompressão do canal vertebral, realizada por meio da ressecção dos elementos posteriores das vértebras. Novas técnicas cirúrgicas menos invasivas foram desenvolvidas com o intuito de se preservar a estabilidade vertebral no segmento operado. Kim e colaboradores [11] avaliaram o comportamento biomecânico da osteotomia dos processos espinhosos, uma nova técnica que preserva o complexo ligamentar posterior. Um modelo computacional do segmento L2-L5 foi criado a partir de dados de tomografias computadorizadas de um paciente e a osteotomia dos processos espinhosos foi comparada com a descompressão padrão, conforme ilustra a Figura 5.

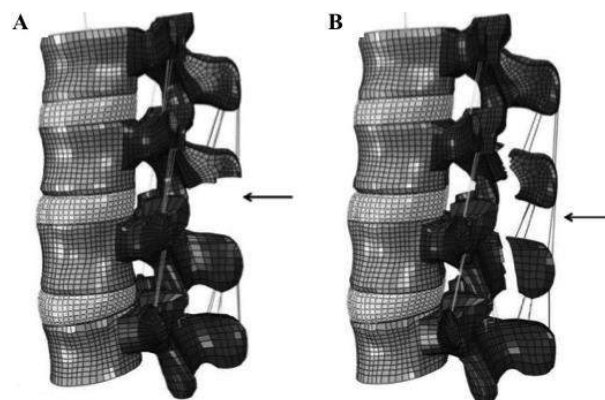


Figura 5: Modelo de elementos finitos dos segmentos L2-L5: na laminectomia convencional (A) observa-se a ressecção do complexo ligamentar posterior (seta); na osteotomia dos processos espinhosos (B) os ligamentos posteriores são preservados (seta) [11].

Ambas as técnicas demonstraram aumento da instabilidade segmentar em comparação ao modelo intacto. Porém, a osteotomia dos processos espinhosos mostrou maior estabilidade quando comparada à descompressão padrão.

Discussão

O método de EF aplicado a modelos isolados de vértebras ajudou no conhecimento da distribuição de cargas, na avaliação dos riscos de fraturas patológicas vertebrais e na investigação de efeitos de procedimentos cirúrgicos. A vantagem desse método é a ausência de tecidos moles como discos intervertebrais e ligamentos, o que torna a criação e a validação do modelo mais simples.

Modelos de discos intervertebrais, apesar de mais complexos, trouxeram conhecimentos importantes da biomecânica do disco normal e de suas alterações com o envelhecimento. Além disso, diversas opções de tratamento cirúrgico da doença degenerativa discal foram adequadamente avaliadas por este método.

Atualmente os modelos de segmentos vertebrais são os mais utilizados para avaliação biomecânica de novos dispositivos e novas técnicas desenvolvidas para o tratamento minimamente invasivo da coluna vertebral. Com o avanço tecnológico dos exames de imagem e dos recursos de computação, espera-se a possibilidade de criação de modelos altamente específicos baseados nas características do indivíduo estudado.

Conclusão

O método de EF é aplicável a uma grande variedade de condições que envolvem a coluna vertebral. O método traz simulações biomecânicas realistas, que contribuam com o desenvolvimento de novas técnicas para tratamento da coluna vertebral, tais como cirurgias menos invasivas para descompressão e dispositivos para correção de deformidades.

Referências

- [1] Kurutz M. Finite Element Modeling of the Human Lumbar Spine. Finit Element Analysis, David Moratal (Ed.). 2010.
- [2] Erdemir A, Guess TM, Halloran J, Tadepalli SC, Morrison TM. Considerations for reporting finite element analysis studies in biomechanics. *Journal of Biomechanics*. 2012; 45(4):625-33.
- [3] Adams M, Dolan P. Spine biomechanics. *Journal of Biomechanics*. 2005; 38(10):1972–83.
- [4] Jones AC, Wilcox RK. Finite element analysis of the spine: towards a framework of verification, validation and sensitivity analysis. *Medical Engineering & Physics*. 2008; 30(10):1287–1304.
- [5] Ara ED, Schmidt R, Pahr D, Varga P, Chevalier Y, Patsch J, Kainberger F, Zysset P. A nonlinear finite element model validation study based on a novel experimental technique for inducing anterior

- wedge-shape fractures in human vertebral bodies *in vitro*. *Journal of Biomechanics*. 2010; 43(12): 2374–2380.
- [6] Carpenter RD. Finite element analysis of the hip and spine based on quantitative computed tomography. *Current Osteoporosis Reports*. 2013; 11(2):156–62.
- [7] Matsukawa K, Yato Y, Imabayashi H, Hosogane N, Asazuma T, Nemoto K. Biomechanical evaluation of the fixation strength of lumbar pedicle screws using cortical bone trajectory: a finite element study. *Journal of Neurosurgery Spine*. 2015; 1–8.
- [8] Schmidt H, Galbusera F, Rohlmann A, Shirazi-Adl A. What have we learned from finite element model studies of lumbar intervertebral discs in the past four decades? *Journal of Biomechanics*. 2013; 46(14):2342–2355.
- [9] Zhang QH, Teo EC. Finite element application in implant research for treatment of lumbar degenerative disc disease. *Medical Engineering & Physics*. 2008; 30(10):1246–1256.
- [10] Uribe JS, Harris JE, Beckman JM, Turner AWL, Mundis GM, Akbarnia BA. Finite element analysis of lordosis restoration with anterior longitudinal ligament release and lateral hyperlordotic cage placement. *European Spine Journal*. 2015; 24(3):S420–S426.
- [11] Kim H, Chun H, Kang K, Lee H, Chang B, Lee C, Yeom JS. Finite element analysis for comparison of spinous process osteotomies technique with conventional laminectomy as lumbar decompression procedure. 2015; 56(1):146–153.

INFLUÊNCIA DO TEMPO DE COLETA NA REPRODUTIBILIDADE DA AMPLITUDE DE OSCILAÇÃO POSTURAL DE INDIVÍDUOS PÓS AVE

S. K. Martello*, T. C. Boumer* e E. F. Manfra*

*Programa de Pós-Graduação em Tecnologia em Saúde, PUCPR, Curitiba, Brasil

E-mail: elisangela.manfra@pucpr.br

Resumo: A amplitude de oscilação postural é uma variável importante na compreensão dos mecanismos envolvidos no controle postural de indivíduos pós Acidente Vascular Encefálico (AVE). Conhecer sua reprodutibilidade e qual o melhor tempo de aquisição é essencial para determinar seu uso clínico. **Objetivo:** Determinar a reprodutibilidade intra-sessão e inter-sessões da variável amplitude de oscilação postural para indivíduos pós AVE em tempos de aquisição de 30 s e 60 s. **Metodologia:** Dezesesseis indivíduos pós AVE realizaram três *trials* de posturografia em posição padronizada, sobre duas plataformas de força, em dois momentos (teste e reteste), no intervalo de 2 a 7 dias. A amplitude de oscilação postural foi calculada por meio do *root mean square* (RMS) nas direções anteroposterior (AP) e médio-lateral (ML). Os cálculos de reprodutibilidade intra-sessão e inter-sessão foram realizados por meio do coeficiente de correlação intraclass (CCI). **Resultados:** Na análise intra-sessão, o CCI do RMS AP foi excelente variando de 0.89 (30 s) a 0.83 (60 s) no teste e, 0.88 (30 s) a 0.77 (60 s) no reteste, enquanto que no RMS ML variaram entre razoável/bom à excelente. A análise inter-sessões apresentou valores superiores à intra-sessão, com CCI do RMS AP de 0.97 (30 s) e 0.91 (60 s), e de 0.84 (30 s) e 0.92 (60 s) para o RMS ML, apresentando excelente confiabilidade para todas as variáveis. **Conclusão:** *Trials* de 30 s são suficientes para obter medidas de RMS confiáveis para indivíduos pós AVE.

Palavras-chave: Reprodutibilidade, centro de pressão, acidente vascular encefálico, posturografia.

Abstract: *The amplitude of postural sway is an important variable in understanding the mechanisms involved in postural control after Stroke, and know its repeatability and the best acquisition time are essential to determine its clinical use. Objective: Determine the within and between sessions reliability of the amplitude of postural sway in individuals post stroke in acquisition times of 30 s and 60 s. Methods: Sixteen individuals post stroke performed three trials of posturography in a standardized position on two plates in two moments (test and retest), with 2 -7 days of interval. The amplitude of postural sway was calculated using the root mean square (RMS) for the anteroposterior (AP) and medial-lateral (ML) directions. The calculations of the within and between sessions reliability were performed by the intraclass correlation coefficient (ICC). Results: In the within*

session analysis, the ICC of the RMS AP was excellent, with values of 0.89 (30 s) and 0.83 (60 s) in the test, and 0.88 (30 s) and 0.77 (60 s) on retesting, while the RMS ML presented variation of fair / good to excellent. In the between sessions the ICC's were higher than within session analysis, in which the values of RMS AP were 0.97 (30 s) and 0.91 (60 s), and 0.84 (30 s) and 0.92 (60 s) to RMS ML. Conclusion: Trials of 30 s are sufficient to get reliable measures of RMS for post stroke individuals.

Keywords: *Reliability, pressure center, stroke, posturography.*

Introdução

O comprometimento do controle postural é um dos déficits mais frequentes após um episódio de Acidente Vascular Encefálico (AVE), evidenciado por assimetria de descarga de peso entre os membros inferiores (MMII), redução e atraso nos ajustes posturais antecipatórios e oscilações posturais anormais [1]. Essas alterações podem ser quantificadas por meio de análises do deslocamento do centro de pressão (CP) obtidas pela posturografia [2].

Na posturografia de indivíduos pós AVE, recomenda-se o uso de duas plataformas de força, a fim de analisar o CP sob cada pé separadamente, e desta forma determinar a contribuição de cada membro inferior (MI) na manutenção do equilíbrio [3]. Uma variável tipicamente utilizada para isso é a amplitude de deslocamento do centro de pressão, que quantifica a oscilação postural tanto no plano anteroposterior (AP) quanto médio-lateral (ML) [4].

A escolha de uma variável na prática clínica deve ser feita de forma criteriosa, seja para quantificar uma alteração como para avaliar protocolos de reabilitação, pois é preciso conhecer sua confiabilidade e qual tempo de aquisição é mais adequado para cada população. Carpenter *et. al.* [5] investigaram a influência do tempo de coleta sobre a reprodutibilidade de medidas tradicionais do CP para indivíduos hígidos, e observaram um aumento progressivo na reprodutibilidade conforme o tempo de coleta aumentou de 15 s para 120 s, recomendando o uso de pelo menos 60 s para essa população. Porém, para indivíduos pós AVE, estudos tem demonstrado que tempos prolongados de coleta podem gerar resultados menos confiáveis, apontado pelos autores como um possível indicativo de fadiga [2].

Gray, Ivanova e Garland [2] realizaram cinco coletas de posturografia na posição ereta semi-estática com duração de 10 s cada, usando duas plataformas de força e concluíram que dois a três *trials* são necessários para alcançar valores médios estáveis de algumas medidas tradicionais do CP para sujeitos pós AVE. Porém, os autores não investigaram qual tempo de coleta é mais confiável, visto que avaliaram somente *trials* com durações de 10 s, e os participantes descansavam sentados entre uma coleta e outra. Sendo assim, é relevante conhecer o tempo de aquisição mais adequado para indivíduos pós AVE, a fim de obter valores confiáveis, minimizar possíveis efeitos ocasionados pela fadiga e oferecer maior segurança no uso clínico dessas variáveis.

O objetivo desse estudo, foi verificar a reprodutibilidade intra-sessão e inter-sessões da amplitude de oscilação postural de indivíduos pós AVE durante a manutenção da postura ereta semi-estática com diferentes tempos de aquisição (30 s e 60 s).

Materiais e métodos

O presente estudo foi aprovado pelo comitê de ética da Pontifícia Universidade Católica do Paraná, nº 256.523.

Amostra - Os indivíduos foram recrutados entre os pacientes do Centro Hospitalar de Reabilitação Ana Carolina Moura Xavier. Os critérios de inclusão foram: ter idade igual ou superior a 18 anos, compreender e executar comandos verbais simples e apresentar pontuação de 1 a 5 na *Functional Ambulation Category* (FAC) [6]. Foram excluídos os indivíduos com déficit sensorio-motor bilateral, diplopia ou distúrbios visuais não corrigíveis, condições cardíacas instáveis e outras alterações neurológicas além do AVE.

A amostra foi composta por dezesseis participantes pós AVE, dos quais sete eram do sexo feminino e nove do sexo masculino, dez apresentavam hemiparesia a direita e seis a esquerda, dez com diagnóstico de AVE isquêmico, quatro hemorrágico e dois não apresentavam a especificação do tipo de AVE em seus prontuários. As demais características da amostra estão apresentadas na Tabela 1.

Tabela 1- Características da amostra

Variáveis	Mediana (mínimo-máximo)
Idade (anos)	55 (33 - 64)
Tempo pós AVE (meses)	6,9 (1,4 - 21,8)
Peso (kg)	67,8 (57,9 - 77,7)
Altura (m)	1,63 (1,50 - 1,71)
IMC (kg/m ²)	25,6 (21,3 - 26,6)
FAC	4 (1-5)

Procedimentos - A avaliação posturográfica foi realizada na postura ereta semi-estática, com a utilização de duas plataformas de força (AMTI, OR6-7-1000), justapostas, com 2 mm de distância entre elas. Os

MMII foram padronizados na seguinte posição: um pé em cada plataforma, com 17 cm de distância entre os centros dos calcâneos, equidistantes da linha média entre as plataformas e angulados a 14° [7]. Os participantes deveriam permanecer o mais quietos possível, olhando para um ponto fixo, distante 1 m da borda anterior do centro das plataformas, seguindo as recomendações de Zok, Mazzà e Capozzo [8] (Figura 1). Foram realizadas três coletas com duração de 60 s (teste), com intervalo de dois minutos entre as coletas, em que o participante descansava sentado. De dois a sete dias após o teste, foi realizado o reteste, seguindo o mesmo protocolo.



Figura 1: Realização da posturografia com a presença de duas pesquisadoras para auxiliar em caso de desequilíbrio.

Os dados foram amostrados a 300Hz e tratados com um filtro passa-baixa, *dual pass*, do tipo Butterworth de 4ª ordem, com frequência de corte de 10Hz. Cada coleta posturográfica teve duração de 60 s, porém, o processamento dos sinais foi realizado de duas formas: com a duração total dos *trials* (60 s), e também com os 30 s iniciais de cada coleta, a fim de comparar os valores obtidos entre as diferentes durações de tempo. A amplitude de oscilação postural nos planos AP e ML foi calculada por meio do RMS (*root mean square*) do deslocamento do CP em uma rotina implementada no *software* MatLab® [9].

Determinação da reprodutibilidade intra-sessão e inter-sessões - Os cálculos de reprodutibilidade foram realizados por meio do coeficiente de correlação intraclass (CCI *two-way mixed*), implementado no *software* estatístico SPSS (v 20.0), seguindo as recomendações de Weir [10]. Todas as variáveis apresentaram variâncias homogêneas, testadas por meio do teste de Lèvene, e com ausência de erro sistemático, verificada pelo teste de ANOVA [10]. O CCI das três repetições posturográficas realizadas no mesmo dia foi empregado para calcular a reprodutibilidade intra-sessão, tanto para o teste quanto para o reteste. A reprodutibilidade inter-sessões, ou seja, entre o teste e o reteste, foi calculada por meio do CCI entre a média das três repetições coletadas em cada dia.

Para a análise dos dados, valores de CCI <0,4 foram

considerados como indicativos de baixa reprodutibilidade, entre 0,4 e 0,75 entre razoável e boa reprodutibilidade e CCI >0,75 como indicativos de reprodutibilidade excelente [11].

Resultados

A amplitude RMS apresentou distribuição normal em todas as repetições e em ambos os tempos de aquisição. Os valores de média e desvio padrão estão apresentados na Tabela 2.

Tabela 2 – Valores médios do RMS AP e ML

Duração	Teste/ Reteste	RMS (mm)	Repetições (média ± DP)		
			1	2	3
30'	Teste	AP	8.63 ±5.22	8.01 ±4.24	8.76 ±4.70
		ML	12.94 ±8.67	13.28 ±8.92	12.69 ±6.10
	Reteste	AP	7.87 ±3.82	8.12 ±3.70	7.99 ±3.84
		ML	13.51 ±6.60	13.43 ±6.44	10.46 ±6.00
60'	Teste	AP	9.05 ±5.11	8.41 ±4.59	8.67 ±4.90
		ML	13.31 ±7.41	14.63 ±9.37	14.37 ±7.95
	Reteste	AP	9.32 ±4.47	8.82 ±3.87	9.68 ±5.02
		ML	15.61 ±8.52	13.91 ±6.22	12.52 ±6.74

Na Tabela 3 estão apresentados os valores de CCI intra-sessão obtidos no teste e reteste, calculados com intervalo de 95% de confiança, nas durações de 30 s e 60 s.

Tabela 3 - CCI intra-sessão

Teste/ Reteste	RMS	30'	60'
		CCI (IC 95%)	CCI (IC 95%)
Teste	AP	0.89 (0.77 – 0.96)	0.83 (0.66 – 0.93)
	ML	0.72 (0.47 – 0.88)	0.79 (0.60 – 0.91)
Reteste	AP	0.88 (0.76 – 0.95)	0.77 (0.56 – 0.91)
	ML	0.60 (0.31 – 0.82)	0.57 (0.28 – 0.80)

Os valores de CCI inter-sessões estão apresentados na Tabela 4, com os respectivos intervalos de confiança, para ambas as durações de tempo.

Tabela 4 - CCI inter-sessões

RMS	30'	60'
	CCI (IC 95%)	CCI (IC 95%)
AP	0.97 (0.92 – 0.99)	0.91 (0.73 – 0.97)
ML	0.84 (0.92 – 0.98)	0.92 (0.78 – 0.97)

Discussão

Ao analisar os valores médios de RMS (Tabela 2), é possível observar valores inferiores para o RMS AP em comparação ao ML, em ambos os tempos de aquisição, indicando uma menor amplitude de oscilação postural no sentido AP. Além disso, é possível observar também que os valores de RMS AP se mantiveram mais estáveis na comparação entre as três repetições do mesmo dia,

indicando uma menor variabilidade.

Este resultado pode ser confirmado com a análise da reprodutibilidade intra-sessão, na qual o RMS AP apresentou-se mais confiável do que o RMS ML, cujos valores de CCI indicaram excelente confiabilidade tanto no teste quando no reteste, o que não foi encontrado para o RMS ML que variou de razoável/bom (30 s) a excelente (60 s) no teste e manteve-se razoável/bom no reteste. Contrapondo os resultados encontrados no presente estudo, analisando os mesmos períodos de aquisição (30 s e 60 s), Carpenter *et al.* (2001) [5] observaram valores de CCI superiores para o RMS ML.

Além disso, os autores [5] encontraram melhores valores de CCI com o aumento progressivo na duração do *trial*, porém a população estudada foi indivíduos hígidos. Lafound *et al.* [12] também verificaram um aumento na reprodutibilidade proporcional à duração do *trial* em uma população de idosos. Além da população dos estudos citados ter sido diferente, a posição dos pés durante as coletas não foi padronizada entre os indivíduos, o que pode ter levado à uma maior variabilidade entre os sujeitos e, conseqüentemente, valores inferiores de CCI em comparação à presente pesquisa, na qual a posição foi padronizada.

Um resultado inesperado foi que os valores de CCI intra-sessão do reteste foram inferiores aos encontrados no teste, para ambas as variáveis, o que pode ser justificado pela familiarização dos indivíduos com a tarefa proposta, havendo menor contribuição do componente cognitivo na realização do reteste [4].

Na análise da reprodutibilidade inter-sessões, o RMS AP apresentou valores superiores de CCI na duração de 30 s, já para o RMS ML a reprodutibilidade foi maior na duração de 60 s. Apesar disso, todos os valores apresentaram excelente reprodutibilidade nos diferentes tempos de aquisição.

Com relação às duas análises de reprodutibilidade, os valores da análise inter-sessões foram superiores à intra-sessão. Este achado justifica-se pelo fato de que no cálculo da reprodutibilidade inter-sessões foram utilizados os valores médios dos três *trials* coletados em cada dia, enquanto que na intra-sessão foram utilizados valores únicos. Gray, Ivanova e Garland [2] relatam que dois a três *trials* são necessários para alcançar valores médios estáveis de algumas medidas tradicionais do CP para sujeitos pós AVE, demonstrando a importância de utilizar valores médios para obter medidas mais confiáveis. Apesar de não comparar diferentes tempos de aquisição, os autores [2] concluem que um tempo de 10 s já seria suficiente para obter valores confiáveis. Porém, sabe-se que tempos de coleta muito pequenos podem apresentar variabilidade e não estacionariedade do sinal do CP, levando a conclusões errôneas [5, 9].

Conclusão

Ambos os intervalos analisados, 30 e 60 s, apresentaram boa a excelente reprodutibilidade, logo, 30 s já seriam suficientes para obter resultados confiáveis, não havendo necessidade de expor o indivíduo a um tempo de coleta maior.

Agradecimentos

Este trabalho teve apoio financeiro da CAPES (PROSUP) e Fundação Araucária (conv. 016/2011-p. 19076; conv. 07/2012; conv. 59/2014).

Referências

- [1] Tasseel-Ponche S, Yelnik AP, Bonan V. Motor strategies of postural control after hemispheric stroke. *Clinical Neurophysiology*, 2015 (45), p. 327–333.
- [2] Gray VL, Ivanova TD, Garland SJ. Reliability of center of pressure measures within and between sessions in individuals post-stroke and healthy controls. *Gait Posture*, 2014 (40) p. 198–203.
- [3] Mansfield A, Danells CJ, Inness E, Mochizuki G, McIlroy WE. Between-limb synchronization for control of standing balance in individuals with stroke. *Clinical Biomechanics*, 2011 (26) p. 312–317.
- [4] De Haart M, Geurts AC, Huidekoper SC, Fasotti L, Van Limbeek J. Recovery of standing balance in postacute stroke patients: A rehabilitation cohort study. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 2004 (85), p. 886–895.
- [5] Carpenter MG, Frank JS, Winter DA, Peysar GW. Sampling duration effects on centre of pressure summary measures. *Gait and Posture*, 2001 (13) p. 35–40.
- [6] Mehrholz J, Wagner K, Rutte K, Meibner D, Pohl M. Predictive Validity and Responsiveness of the Functional Ambulation Category in Hemiparetic Patients After Stroke. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 2007 (88) p. 1314–1319.
- [7] McIlroy WE, Maki BE. Preferred placement of the feet during quiet stance: development of a standardized foot placement for balance testing. *Clinical Biomechanics*, 1997 (12) p. 66–70.
- [8] Zok M, Mazzà C, Cappozzo A. Should the instructions issued to the subject in traditional static posturography be standardised? *Medical Engineering Physics*. 2008 (30) p. 913–916.
- [9] Duarte M., Freitas SM. Revision of posturography based on force plate for balance evaluation. *Revista Brasileira Fisioterapia*, 2010 (14) p. 183–192.
- [10] Weir JP. Quantifying test-retest reliability using the intraclass correlation coefficient and the SEM. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 2005 (19) p. 231–240.
- [11] Fleiss JL. *The Design and Analysis of Clinical Experiments*. 1999.
- [12] Lafond D, Corriveau H, Hébert R, Prince F. Intrasession reliability of center of pressure measures of postural steadiness in healthy elderly people. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 2004 (85) p.896–901.

VARIABILIDADE INTER-EXAMINADORES NOS ÍNDICES *GAIT PROFILE SCORE (GPS)* E *GAIT DEVIATION INDEX (GDI)*

G.F. Devetak*, V. L. Santos *, Márcia Olandoski ** e E. F. Manffra*

* Programa de Pós Graduação em Tecnologia em Saúde da Pontifícia Universidade Católica do Paraná, Curitiba, Brasil.

** Escola de Medicina da Pontifícia Universidade Católica do Paraná, Curitiba, Brasil.
e-mail: elisangelaferretti@gmail.com

Resumo: O presente estudo realizou um teste piloto, submetendo um indivíduo saudável à colocação de marcadores por seis diferentes examinadores, e avaliou qual a variabilidade do *Gait Profile Score (GPS)* e do *Gait Deviation Index (GDI)* calculados a partir dos ensaios de cada examinador. O GPS apresentou coeficiente de variação geral (16%) maior que o GDI (8%). Entretanto, a análise de componentes de variância mostrou que 95.5% da variabilidade do GDI deve-se às diferenças inter-examinadores. Para o GPS, esse percentual foi de 88.6%. O GDI parece ser mais sensível à colocação dos marcadores, enquanto o GPS apresenta-se menos estável entre uma passada e outra dentro de uma mesma avaliação.

Palavras-chave: cinemática, marcha, variabilidade, componentes de variância.

Abstract: *This study conducted a pilot test, a healthy subject was submitted to placing of markers for six different examiners and evaluated the variability of the Gait Profile Score (GPS) and the Gait Deviation Index (GDI) calculated from the trials of each examiner. The GPS showed coefficient of variation (16%) greater than GDI (8%). However, the analysis of variance components demonstrated that 95.5% of the GDI variability was due to the inter-rater differences. For the GPS, the percentual was 88.6%. The GDI appears to be more sensitive to the placement of markers, while the GPS exhibits less stability between the strides in the same session.*

Keywords: *kinematics, gait, variability, variance components.*

Introdução

A grande quantidade numérica de dados produzidos em uma única análise tridimensional da marcha (3DGA) torna difícil sua interpretação até mesmo para profissionais habitualmente envolvidos em pesquisas da área, o que suscitou o uso de medidas sumárias para facilitar o entendimento dos resultados. Dentre as medidas sumárias com aceitação clínica mais generalizada, destacam-se o e o *Gait Profile Score (GPS)* e o *Gait Deviation Index (GDI)*, que baseiam-se em

dados cinemáticos extraídos a cada 2% do ciclo de marcha para as articulações da pelve, quadril, joelho, tornozelo e pé [1-3].

O GPS apresenta-se como medida de pontuação bruta, que quantifica o desvio do indivíduo avaliado em relação a uma população de referência, fazendo uma comparação direta entre os ciclos de marcha [1, 2]. O GDI envolve cálculos mais complexos, utilizando uma base “orthonormal” para calcular a distância euclidiana entre o chamado “vetor marcha” da população de referência, e o vetor do sujeito avaliado [3].

Quando se trata de medidas derivadas da trajetória de marcadores colados sobre a pele do sujeito avaliado, como ocorre com os índices supracitados, é importante dar atenção aos possíveis erros de medição relacionados à precisão na colocação dos marcadores. Dentro de um mesmo laboratório, diferentes examinadores podem ser potenciais contribuintes para os erros de medição e as consequentes diferenças observadas [4]. Esses erros entre examinadores tendem a ser maiores que os erros de medição inter-sessões ou intra-examinador [5]. Além disso, examinadores inexperientes podem apresentar menor confiabilidade das mesmas medições, quando comparados a examinadores experientes [6].

Até nosso conhecimento, estudos sobre o efeito da colocação de marcadores sobre os índices GDI e GPS ainda não foram publicados na literatura. O presente estudo realizou um teste piloto, submetendo um indivíduo saudável à colocação de marcadores por seis diferentes examinadores, e avaliou a variabilidade dos índices calculados a partir dos ensaios de cada examinador. Experimentos desse perfil se justificam, visto que a precisão na mensuração dos movimentos é imprescindível para as pesquisas científicas em análise de marcha [7]. Estando o GDI e o GPS dentre as medidas sumárias mais utilizadas na última década, é importante conhecer qual a influência da colocação de marcadores por diferentes examinadores sobre os seus resultados, o que pode contribuir para a correta interpretação dos valores calculados em diferentes momentos,

laboratórios e/ou por diferentes examinadores.

Método

Este foi um estudo transversal, que analisou dados coletados em 2013 no laboratório de marcha do Centro Hospitalar de Reabilitação Ana Carolina Moura Xavier, Curitiba, Paraná.

Aquisição dos dados - Um único sujeito saudável, do sexo masculino, com 33 anos de idade, 68 kg e 167 cm de altura, foi submetido a 6 sessões de 3DGA em um mesmo dia. Em cada sessão, os marcadores foram colocados por um examinador diferente, totalizando 6 examinadores.

As sessões de 3DGA foram realizadas com auxílio de 6 câmeras de radiação infravermelha, modelo Hawk Digital Real Time System, integradas aos softwares Cortex® (1.1.4.368) e OrthoTrak® (6.5.1) (Motion Analysis Corporation, Santa Rosa, CA). O modelo para colocação dos marcadores seguiu os parâmetros de *Helen Hayes Marker Set*, conforme recomendado pelo *software* do sistema.

O voluntário foi orientado a deambular em velocidade auto selecionada e as fases de aceleração e desaceleração ocorreram fora do espaço de coleta estabelecido em 5.0 x 2.0 m no centro do laboratório. Os ensaios foram repetidos até a obtenção de 6 percursos válidos para cada examinador.

Os dados foram amostrados a 60 Hz e o filtro utilizado foi do tipo Butterworth de 4º ordem, passa-baixa, com frequência de corte de 6Hz. O processamento de todas as análises foi realizado por um único pesquisador, treinado e com experiência nesse tipo de atividade.

Cálculo dos índices - Uma passada (ciclo) direita e esquerda de cada percurso válido foi normalizada (0-100%) e empregada nos cálculos através de uma planilha Excel® disponível na internet para livre download [8]. Detalhes sobre os cálculos dos índices são fornecidos em [1, 3]. Os dados normativos utilizados nesse estudo (n=22) referem-se a adultos hígidos, com média de idade 26.2 anos (± 5.4).

O GPS absoluto (GPS_a) foi calculado a partir dos dados angulares do membro inferior direito (MID) e do membro inferior esquerdo (MIE), sumarizados em um valor médio único por percurso. O GDI, originalmente calculado para o MID e MIE separadamente, foi unificado (GDI_m) através de uma média simples dos dois membros inferiores em cada percurso. Outros autores adotaram estratégia semelhante ao utilizar o GDI em diferentes experimentos [9, 10].

Os dados foram agrupados conforme esquema apresentado na figura 1, onde cada examinador, obteve 6 valores de GPS_a e 6 valores de GDI_m.

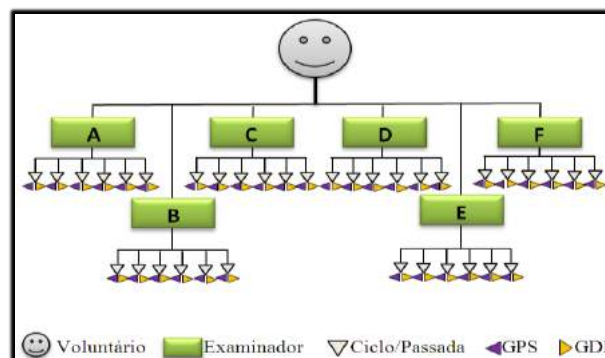


Figura 1. Delineamento do estudo.

Análise estatística - Para cada avaliador e para os resultados gerais foram apresentados os valores de médias, desvios padrões (DP), amplitude (diferença entre mínimo e máximo) e coeficientes de variação (CV), definido pela razão do desvio padrão em relação à média do índice [11]. Para avaliação da variabilidade intra-sujeito e inter-examinador, foi usado o modelo de análise de componentes de variância. Valores de $p < 0,05$ indicaram significância estatística. Os dados foram analisados com o programa IBM SPSS Statistics v.20.0.

Resultados

Na tabela 1 são apresentados os percentuais da variância total que correspondem à variabilidade intra-sujeito e inter-examinador.

Tabela 1. Análise de Componentes de Variância.

Variância	GPS	GDI
Intra-sujeito	11.4%	4.5%
Inter-examinador	88.6%	95.5%

A tabela 2 apresenta os resultados de GPS_a para cada examinador e estatísticas descritivas desses resultados.

Tabela 2. Valores de GPS_a.

GPS _a	Examinadores					
	Ensaio	A	B	C	D	E
1	4.0°	4.7°	3.0°	3.7°	4.5°	5.4°
2	4.5°	6.6°	3.8°	3.9°	5.2°	5.2°
3	4.0°	4.8°	3.6°	3.8°	4.8°	5.5°
4	3.7°	4.7°	3.7°	4.0°	4.9°	5.2°
5	3.8°	4.4°	3.8°	4.3°	5.2°	5.2°
6	5.1°	4.6°	4.6°	4.2°	5.2°	5.4°
Média	4.2°	5.0°	3.8°	4.0°	5.0°	5.3°
DP	0.5°	0.8°	0.5°	0.2°	0.3°	0.1°
CV(%)	11.9	16.0	13.1	5.0	6.0	1.9
Amplitude	1.5°	2.2°	1.6°	0.5°	0.8°	0.3°

Para o GPS_a, a média geral dos examinadores foi $4.5 \pm 0.7^\circ$ e o CV geral ficou em 16%.

A tabela 3 apresenta os resultados de GDI_m para cada um dos examinadores, o CV e as estatísticas descritivas. A velocidade média dos 6 ensaios para cada avaliador também foi incluída nessa tabela.

Tabela 3. Valores de GDI_m.

GDI_m Ensaio	Examinadores					
	A	B	C	D	E	F
1	103.5	95.6	118.4	109.3	97.5	88.8
2	102.4	86.3	107.8	106.3	90.8	91.6
3	106.3	94.4	110.4	107.6	94.4	87.7
4	109.4	96.4	108.3	106.9	93.8	91.0
5	108.4	99.4	106.4	104.1	89.8	90.9
6	98.0	97.4	101.0	103.5	90.3	88.0
Média	104.7	94.9	108.7	106.3	92.8	89.7
DP	4.2	4.6	5.7	2.2	3.0	1.7
CV(%)	4.0	4.8	5.3	2.1	3.2	1.9
Amplitude	11.4	13.1	17.4	5.8	7.7	3.9
V. Média (cm/s)	108.9	107.3	106.1	108.4	109.3	106.7

A média geral de GDI_m para todos examinadores foi 99.5 ± 8.2 , com um CV de 8%.

Discussão

Na análise de componentes de variância realizada sobre os dois índices (tabela 1), o GDI parece ter sofrido maior influência da colocação de marcadores pelos diferentes examinadores, tendo sido a variabilidade inter-examinador responsável por 95.5% da variância total do conjunto de dados, enquanto a variabilidade intra-sujeito respondeu por apenas 4.5%.

Contudo, o GPS apresentou maior CV, chegando a 16% para o montante geral dos dados, que incluiu os 36 ciclos capturados. Ressalta-se que, nessa variação estão incluídas, além da variabilidade entre cada ciclo de marcha (variabilidade intra-sujeito), relacionada às características intrínsecas do sujeito avaliado, a variabilidade entre os seis examinadores, relacionada principalmente com a precisão da colocação dos marcadores.

Desse modo, enquanto o GDI parece ser mais sensível à colocação dos marcadores por diferentes examinadores, o GPS apresenta-se menos estável entre uma passada e outra dentro de uma mesma avaliação, conforme mostrou a análise de componentes de variância, que atribuiu um percentual de 11.4% à variabilidade intra-sujeito, representando mais que o dobro em relação ao GDI.

Nos ensaios em que o CV do GPS foi

significativamente alto, como para o examinador B (16%), pode-se dizer que o voluntário apresentou alta variabilidade entre uma passada e outra. Esse resultado não era esperado, visto que tratou-se de um indivíduo saudável e, portanto, os ciclos de marcha deveriam apresentar um padrão semelhante entre si, já que a variabilidade inter-passada está isenta de erros metodológicos [5], pois a colocação de marcadores e a calibração do sistema foram realizadas uma única vez.

Tamanho variação poderia ser justificada ao reconhecermos essa como uma característica intrínseca do padrão da marcha do voluntário. Todavia, na avaliação conduzida pelo examinador F, o CV foi menor que 2%, demonstrando a presença de baixa variabilidade entre as passadas do mesmo sujeito.

Uma justificativa para a variabilidade observada na avaliação conduzida pelo examinador F, pode estar no fato de que, conforme afirmam Kadaba e colaboradores (1990) [12], é preciso considerar a possibilidade de movimentação da pele em relação às estruturas ósseas subjacentes que serviram de referência para a colocação dos marcadores. Assim, é possível que a técnica de colocação dos marcadores tenha diferido entre os examinadores B e F, o que levou a resultados tão discrepantes.

Ou ainda, e talvez mais importante, a influência da velocidade da marcha, visto que não houve um controle rigoroso dessa variável, sendo o sujeito apenas instruído a deambular em velocidade auto selecionada. A velocidade é considerada um importante fator de influência no padrão e no sincronismo dos dados dos ângulos articulares [5].

Mesmo assim, a maior parte da variância total do GPS (88.6%) foi atribuída às diferenças inter-examinadores, denotando o tamanho da influência da colocação de marcadores sobre os valores calculados para o GPS nesse experimento.

O CV do GDI manteve-se estável entre os examinadores, atingindo um máximo de 5%. Contudo, a diferença entre os valores calculados para os seis examinadores chegou a 32.1 quando as passadas foram comparadas uma a uma. Isso excede 3 desvios padrões em relação ao padrão de normalidade, população para a qual, os valores de GDI devem estar acima de 100 (± 10) [3].

Em um estudo análogo, realizado com o *Gillette Gait Index* (GGI), índice precursor do GPS e GDI [13], um mesmo sujeito foi comparado com vários grupos controle em dois momentos distintos, e os pesquisadores encontraram diferenças que atingiram 21% sobre o valor do índice, levando-os a concluir que o GGI sofre grande influência dos dados controle utilizados no cálculo e também grande variação entre uma avaliação e outra, ainda que o sujeito avaliado e os dados controles sejam os mesmos.

O presente estudo utilizou o mesmo grupo controle para todas as avaliações e focou exclusivamente nas diferenças entre os examinadores. Foi possível constatar que existe grande influência da colocação de marcadores sobre o GPS e o GDI quando um mesmo sujeito é submetido a diferentes examinadores.

Nossos achados denotam ainda que, em um sujeito hígido, onde a variabilidade do padrão de marcha é considerada baixa, a diferença entre os valores dos índices são muito elevadas quando se compara uma única passada aos valores médios obtidos pelo grupo de examinadores. Além disso, ao comparar uma só passada de um examinador em relação a outro, as diferenças podem atingir 53% para o GPS e 27% para o GDI, conferindo alta variabilidade inter-examinadores, principalmente para valores de uma passada isolada.

Em um estudo publicado em 2009 [4], a padronização rígida entre diferentes examinadores quanto à colocação de marcadores, levou a uma redução de quase 30% na variabilidade de variáveis cinemáticas, o que demonstra a expressiva influência da colocação de marcadores sobre esses dados. Sendo assim, protocolos específicos de alinhamento dos marcadores podem ajudar a reduzir significativamente as diferenças entre examinadores na mensuração da cinemática da marcha humana [4].

Outro fator a ser considerado é o número de ciclos da marcha capturados e processados, pois, quando a variabilidade se torna o principal item de medida, aconselha-se que o mínimo de 6 passos sejam coletados para pacientes com baixa variabilidade e 10 passos para pacientes com alta variabilidade do padrão de marcha [14]. Considerando essa afirmação, medidas derivadas da cinemática da marcha preferencialmente devem ser calculadas considerando uma média de, no mínimo, 6 ciclos/passadas.

É importante ressaltar que, para indivíduos com anomalias de alinhamento do esqueleto, a colocação dos marcadores pode ser mais desafiadora ainda, resultando em alta variabilidade inter-examinador [4], o que deve refletir diretamente sobre os índices analisados no presente estudo.

Considerações Finais

Os achados do presente estudo são válidos para o sujeito e o laboratório estudados. Experimentos que utilizem modelos biomecânicos diferentes, com outros sujeitos ou em outros laboratórios, poderão chegar a conclusões díspares. Entretanto, os resultados aqui apresentados mostram tendências que precisam ser mais bem investigadas sobre a variabilidade intra-sujeito e inter-examinador dos referidos índices.

Agradecimentos

Os dados normativos de referência utilizados nesse estudo foram gentilmente cedidos pelo Hospital Israelita Albert Einstein-SP.

Referências

- [1] Baker R, McGinley JL, Schwartz M, Thomason P, Rodda J, Graham HK. The minimal clinically important difference for the Gait Profile Score. *Gait Posture*. 2012; 35:612-5.
- [2] Baker R, McGinley JL, Schwartz MH, Beynon S, Rozumalski A, Graham HK, et al. The gait profile score and movement analysis profile. *Gait Posture*. 2009; 30:265-9.
- [3] Schwartz MH, Rozumalski A. The Gait Deviation Index: a new comprehensive index of gait pathology. *Gait Posture*. 2008; 28:351-7.
- [4] Gorton GE, 3rd, Hebert DA, Gannotti ME. Assessment of the kinematic variability among 12 motion analysis laboratories. *Gait Posture*. 2009; 29:398-402.
- [5] Schwartz MH, Trost JP, Wervey RA. Measurement and management of errors in quantitative gait data. *Gait Posture*. 2004; 20:196-203.
- [6] Fukaya T, Mutsuzaki H, Wadano Y. Interrater Reproducibility of Knee Movement Analyses during the Stance Phase: Use of Anatomical Landmark Calibration with a Rigid Marker Set. *Rehabil Res Pract*. 2013; 2013:1-5.
- [7] Sutherland DH. The evolution of clinical gait analysis. Part II kinematics. *Gait Posture*. 2002; 16:159-79.
- [8] Baker R. GPS, MAP and GDI calculators. <http://wwrichardnet/resources/gps-map-and-gdi-calculators/2014>.
- [9] Maanum G, Jahnsen R, Stanghelle JK, Sandvik L, Larsen KL, Keller A. Face and construct validity of the Gait Deviation Index in adults with spastic cerebral palsy. *J Rehabil Med*. 2012; 44:272-5.
- [10] Molloy M, McDowell BC, Kerr C, Cosgrove AP. Further evidence of validity of the Gait Deviation Index. *Gait Posture*. 2010; 31:479-82.
- [11] Spiegel MR. *Estatística:Resumo da teoria*. 4 ed. São Paulo: McGraw – Hill do Brasil; 1972.
- [12] Kadaba MP, Ramakrishnan HK, Wootten ME. Measurement of lower extremity kinematics during level walking. *J Orthop Res*. 1990; 8:383-92.
- [13] McMulkin ML, MacWilliams BA. Intersite variations of the Gillette Gait Index. *Gait Posture*. 2008; 28:483-7.
- [14] Sangeux, Morgan. Passmore, Elyse. Graham, H.K. Tirosh, Oren. The gait standard deviation, a single measure of kinematic variability. *Gait Posture*. 2016; 46:194-200.

PRÓTESE MECÂNICA TRANSRADIAL INFANTIL PRODUZIDA POR MANUFATURA ADITIVA: DA MODELAGEM À REABILITAÇÃO

A. P. D. Cano*, R. B. Butkeraites*, A. Araujo** e M. E. Kunkel*

*Universidade Federal de São Paulo, São José dos Campos, Brasil

**Unicastelo, São José dos Campos, Brasil

e-mail: ana.dca@hotmail.com

Resumo: No Brasil, geralmente não são disponibilizadas próteses de membro superior para crianças pelo Sistema Único de Saúde (SUS). Nos últimos anos, têm sido criados modelos open design de próteses de mão que podem ser produzidas pela técnica de manufatura aditiva. Esses dispositivos podem ser uma solução para a falta de próteses de membro superior infantil por serem mais leves, de custo mais baixo, e por oferecerem a possibilidade de personalização com diversos modelos e cores. O objetivo desse estudo foi produzir e adaptar um modelo prótese de braço infantil a partir de técnicas de modelagem 3D e manufatura aditiva, acompanhando a reabilitação de uma criança. A metodologia foi dividida em 4 etapas: Modelagem 3D funcional e lúdica, manufatura aditiva das peças, montagem da prótese, e adaptação da prótese para o voluntário. Além disso, foi criado um programa de reabilitação específico para este tipo de prótese, incluindo a realização de atividades diárias. Com as modificações feitas, foi possível produzir uma prótese mais confortável, segura e bonita. Após um curto período de reabilitação, o voluntário mostrou um desempenho muito bom em atividades como segurar um copo, manipular objetos e andar de bicicleta.

Palavras-chave: Prótese, Reabilitação, Impressão 3D.

Abstract: In Brazil, due to the high market prices, usually upper limb prostheses are not available for children by the Unified Health System (SUS). In recent years, have been created open design models of hand prostheses for production by additive manufacturing process. These devices can offer a solution to the lack of infant upper limb prostheses to be lighter, lower cost, and still offer the possibility to be personalized with different designs and colors. The aim of this study was to produce and to adapt an infant prosthetic arm from 3D modeling techniques and additive manufacturing, following the rehabilitation of a child. The methodology was divided into 4 stages: Functional and playful 3D modelling, additive manufacturing of the parts, prosthesis assembly, and adaptation of the prosthesis to the volunteer. Furthermore, a new rehabilitation program for this type of prosthesis was created, including daily activities. With the modifications it was possible to produce a more comfortable, safe and beautiful prosthesis. After a short rehabilitation period, the volunteers showed a very good performance in activities like holding a cup, manipulate objects and cycling.

Keywords: Prosthesis, Rehabilitation, 3D Printing.

Introdução

O conhecimento de mundo da criança se inicia com o contato direto pegando, chacoalhando, empurrando e apertando objetos. Segundo a teoria cognitiva de Piaget, a formação de cada indivíduo é um processo que ocorre durante o desenvolvimento na infância. Em casos de agenesia de mão (ausência congênita da mão e/ou de dedo), malformação congênita e amputação de membro superior, a criança tem sua atuação como agente no mundo diminuída e pode passar a ser simples espectadora da vida [1]. Alguns autores afirmam que esse tipo de deficiência pode levar à frustração, isolamento ou ainda problemas cognitivos [2].

No Brasil, salvo raros casos, as próteses de mão para crianças não são disponibilizadas pelo Sistema Único de Saúde (SUS) por conta do alto preço. Os dispositivos existentes no mercado podem custar até R\$ 400.000,00. Além disso, são pesados e precisariam ser trocados em um curto período de tempo, devido ao crescimento infantil. Assim sendo, pode-se afirmar que crianças não têm acesso aos dispositivos de membro superior e precisam esperar o final da fase de desenvolvimento para utilizar a primeira prótese.

Nos últimos anos foram criados modelos de próteses de mão feitas por manufatura aditiva [3]. A partir de uma impressora 3D usando a técnica de *Fused deposition modeling* (FDM) ou Modelagem por Depósito de Material Fundido é possível criar objetos reais, previamente modelados em softwares de desenho 3D. Desse modo, diversos dispositivos de baixo custo podem ser produzidos, melhorando a relação da criança com o mundo [4], possibilitando que a criança seja agente da sua própria vida. Além disso, a taxa de rejeição de próteses de membro superior em adultos poderia ser reduzida se a reabilitação fosse iniciada na infância [5].

Desde 2013, a Organização Não Governamental (ONG) americana e-Nable promove a fabricação de próteses de mão usando tecnologia de prototipagem rápida. Com auxílio de colaboradores para difundir e disponibilizar os modelos *online*, cerca de 1500 próteses foram entregues [6]. Entretanto, não foram encontrados registros na literatura de que as crianças que receberam os dispositivos estejam sendo acompanhadas ou reabilitadas, desse modo, a continuidade do uso não é atestada.

O objetivo desse estudo foi produzir e adaptar um modelo prótese de braço infantil a partir de técnicas de

modelagem 3D e manufatura aditiva, acompanhando a reabilitação de uma criança.

Materiais e métodos

O desenvolvimento desse projeto foi baseado no modelo de prótese mecânica transradial *open design* Rit Arm (Figura 1a) [6]. Esse estudo foi aprovado pelo Comitê de Ética da Universidade Federal de São Paulo (Número 1.281.792).

Essa prótese é adaptada para pessoas com articulação umerorradial preservada, mas com perda das articulações radio-ulnar distal e rádio-cárpica. O acionamento para fechar e abrir os dedos da prótese é feito a partir dos movimentos de flexão e extensão do antebraço residual que traciona os fios e elásticos (Figura 1b e c).

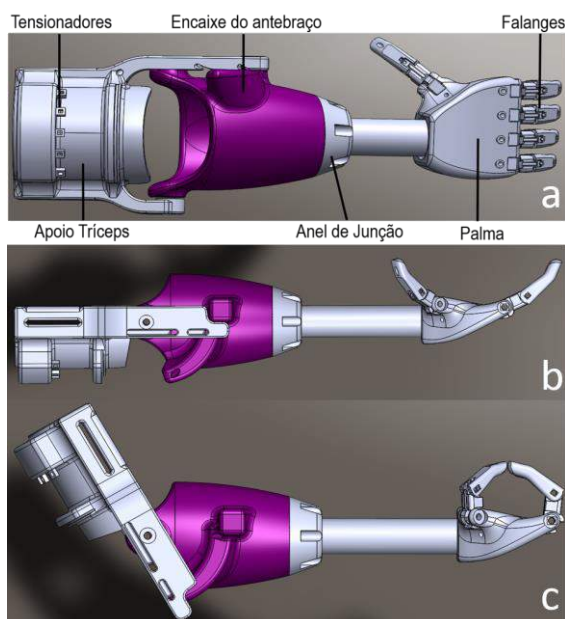


Figura 1: Modelo de prótese Rit Arm. a) Vista superior e vista lateral indicando o movimento de acionamento dos dedos na b) extensão c) flexão do braço

A metodologia adotada consistiu na produção duas próteses: 1) Modelo padrão da e-Nable, usada para fins de comparação e teste e 2) Modelo personalizado para uma criança de sete anos com malformação de membro superior. A prótese do modelo padrão foi produzida de acordo com o modelo 3D disponibilizado pela e-Nable, sem alteração em forma ou tamanho [7]. A fabricação do dispositivo personalizado para o paciente foi feita em 4 etapas:

Modificações estruturais - Com uma fita antropométrica foram realizadas medidas de largura e comprimento nos dois membros superiores do voluntário. Garantindo, assim, proporcionalidade entre braço direito, que não apresenta malformação, e coto do antebraço esquerdo. Para a modelagem 3D foi utilizado o Software SolidWorks (Dassault Systèmes, Massachusetts). Visando a funcionalidade da prótese, diversas modificações estruturais foram realizadas em relação ao modelo padrão da e-Nable: inicialmente, as falanges

foram alteradas em largura e comprimento e o encaixe do antebraço foi personalizado. A segunda parte da modelagem foi realizada objetivando a adaptação lúdica. Foi modelado um suporte na parte externa do encaixe do antebraço da prótese para fixar um escudo do personagem favorito da criança.

Impressão 3D - Após finalizada a modelagem, as peças foram salvas no formato .STL (formato de arquivo nativo de softwares de Desenho Assistido por Computador (DAC), criado pela 3D Systems [8]). Em seguida, os volumes geométricos modelados que representam cada peça da prótese foram fatiados no software livre Slic3r. Este procedimento gerou as instruções das camadas a serem produzidas na impressora 3D. Foi definida a configuração de 0,2 mm de espessura de camada e 35% de densidade de preenchimento. Posteriormente, as partes foram produzidas em uma impressora FDM Sethi3D Aip (Sethi3D, Campinas), com área de impressão de 200 mm x 200 mm x 200 mm. Para a produção foram utilizadas 3 cores de filamento de ácido polilático (PLA) da empresa 3D LAB.

Montagem - Para a montagem estrutural da prótese foram usados parafusos de aço, fios de nylon, luvas metálicas e elásticos. As falanges anteriores e posteriores foram presas com parafusos allen M3 20 mm, porcas sextavadas M3 2 mm e trava química. Os dedos foram fixados na palma com uma barra roscada M3 de 100 mm e porcas autotravantes M3. Para o comprimento do antebraço foi utilizado um cano de policloreto de vinil (PVC) de 3/4" da empresa Tigre® (Tigre, Joinville), tensionadores e o anel de junção presos com parafusos M3 28 mm.

A Figura 2a e b, representa a montagem dos fios de nylon de 0,5 mm responsáveis pelo mecanismo de abrir os dedos (vermelho) e fechar (amarelo). As representações em laranja indicam por onde passam os dois fios (união do vermelho com amarelo). Os fios de nylon são fixados nos tensionadores com luvas metálicas de 3 mm. Os elásticos roliços de 1mm são fixados com nós em cada ponta das falanges (Figura 2c).

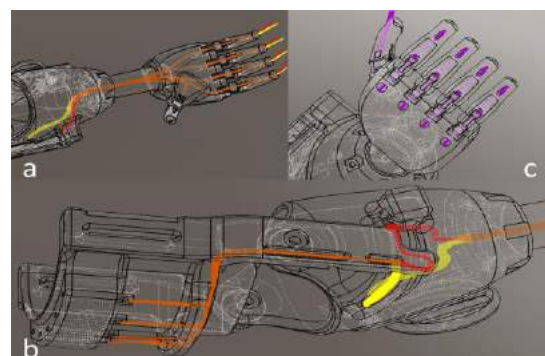


Figura 2: Montagem de fios e elásticos. a) montagem nylon parte superior; b) montagem dos fios de nylon parte inferior; c) montagem dos elásticos roliços.

Adaptação – O procedimento de adaptação do encaixe do antebraço da prótese ao coto do voluntário foi realizado em um centro de reabilitação, acompanhado por um fisioterapeuta. Foi utilizado uma folha de material termoplástico para revestimento do apoio de tríceps, espuma vinílica acetinada (EVA) para forrar a parte interna do encaixe e Velcro® dupla face de 20 mm no apoio de tríceps para fixar a prótese no braço.

Resultados

Foram confeccionadas duas próteses. O protótipo do modelo padrão foi utilizado em testes iniciais com o voluntário para verificar a funcionalidade do dispositivo. A eficiência foi constatada com pequenas tarefas, como segurar um copo e pegar pequenos objetos. A partir da validação, foi produzida a prótese personalizada, que teve um custo de produção de aproximadamente R\$ 250,00.

Modificações estruturais - As alterações foram realizadas de modo assertivo, tanto na adaptação no coto, quanto na estrutura lúdica, não sendo necessárias alterações posteriores na modelagem 3D.

Impressão 3D- A Tabela 1 detalha o tempo para a impressão 3D de cada peça da prótese personalizada, e o tempo total. Algumas peças impressas estão expostas na Figura 3.

Tabela 1: Tempo para impressão de cada peça

Peça	Quantidade	Tempo por peça (h)	Tempo total (h)
Palma	5	3,5	17,5
Falanges	20	0,33	6,66
Encaixe antebraço	2	6,5	13
Apoio Tríceps	2	9,5	19
Tensionadores	5	0,2	1
Escudo + Clipe	2	1	2
Anel de Junção	1	1	1
TOTAL	-	-	60,16



Figura 3: Peças da prótese personalizada impressas

Montagem - A Figura 4 apresenta a vista explodida das peças que formam a estrutura da prótese.

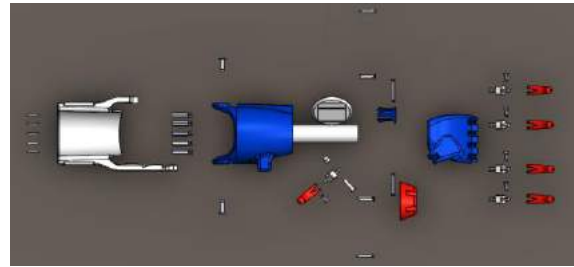


Figura 4: Pré-montagem da prótese: vista explodida dos componentes

Os modelos, inicial, montado como protótipo, e o adaptado, personalizado após as etapas de modificação, impressão e montagem estão apresentados na Figura 5a e b, respectivamente.

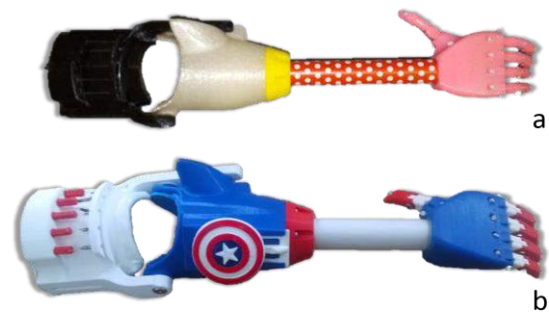


Figura 5: a) Protótipo inicial (modelo 1); b) Prótese personalizada (modelo 2)

Adaptação - Na fase de adaptação (Figura 6), foram corrigidos problemas que o voluntário encontrou para manipular objetos. Dedeiras de silicone foram utilizadas para melhorar a aderência ao segurar peças pequenas. Além disso, foi feita uma cava no encaixe do antebraço a fim de permitir que a criança conseguisse flexionar completamente o braço. A partir de então, foram iniciadas sessões de reabilitação funcional.

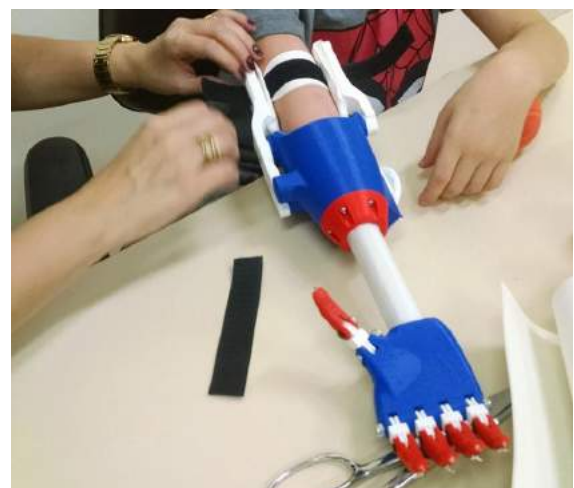


Figura 6: Adaptação da prótese na criança

Discussão

As alterações realizadas nas falanges das próteses permitiram que a criança segure objetos com maior firmeza. A modelagem do encaixe do antebraço propiciou uma melhor acomodação do antebraço na prótese, evitando alguma possível lesão. A etapa das alterações lúdicas, apesar de parecer detalhe estético tem grande importância uma vez que as próteses coloridas e personalizadas incentivam as crianças a usarem e estimula o desenvolvimento das atividades motoras de forma prazerosa.

Analisando os dados da Tabela 1, é possível notar que a maior parte das peças foram impressas 2 ou mais vezes, isso se deve a erros durante a fase de impressão como nós no carreteis de filamento, quebra de partes na montagem ou ainda falhas na calibragem da impressora, levando à obstrução de furos das peças.

Na fase de adaptação, o uso das dedeiras de silicone corrigiu as dificuldades de aderência. Assim, desde o primeiro uso, a criança pôde pegar diversos objetos como copos descartáveis e bolas. A cava no encaixe do antebraço também apresentou resultado positivo, possibilitando, por exemplo, que a mão protética alcance a boca para alimentação.

Após a terceira sessão de reabilitação, a criança pôde utilizar a prótese para funções como andar de bicicleta, jogar vídeo game, alimentar-se utilizando o garfo na mão protética e, além disso, também foi viabilizado o uso em atividades no colégio. Mais detalhes sobre a modelagem e adaptação da prótese podem ser encontrados no link: <https://youtu.be/ragNEbMISz4>

Uma prótese de função semelhante, fornecida para adultos pelo SUS tem preço tabelado de R\$ 3.105,00 [9]. Considerando apenas o gasto com materiais, a prótese personalizada foi produzida nesse projeto com o valor total de R\$ 250,00. Entretanto, o valor da prótese seria de aproximadamente R\$ 140,00 se excluídos os erros do processo de impressão 3D supracitados.

O estudo do caso ressaltou a questão levantada no início, a reabilitação é uma etapa indispensável para a protetização. Por não conhecer os movimentos possíveis com o novo dispositivo, sem o auxílio de um especialista da área da saúde, não é possível desenvolver autonomia na execução de atividades.

Cabe ressaltar que os modelos atuais de prótese produzidos por manufatura aditiva ainda não são capazes de proporcionar ao paciente movimentos finos. Em um teste com um modelo similar, 5 crianças em 20 conseguiram pegar uma moeda e 0 em 20 conseguiram girar uma chave. Entretanto, para movimentos grossos como pressionar botões e segurar objetos, 20 em 20 foram capazes de realiza-los [10]. Desse modo, como visto na literatura [4], o dispositivo protético tem grande potencial para impactar positivamente a qualidade de vida e atividades diárias de uma criança.

O próximo passo de aprimoramento do projeto é protetizar, reabilitar e acompanhar 3 crianças. Nessa etapa futura, serão utilizadas 3 metodologias diferentes para aquisição do modelo 3D dos cotos dos voluntários

com intuito de encontrar a melhor adaptação para o encaixe do antebraço.

Conclusão

A partir da metodologia adotada foi possível produzir uma prótese funcional capaz de auxiliar em atividades básicas infantis. Esse projeto possui alta capacidade de replicação e pode alcançar crianças, anteriormente, com baixas possibilidades de adquirir uma prótese de membro superior.

Agradecimentos

À empresa 3D LAB pela doação de filamentos PLA para impressão das próteses e ao CNPQ pela concessão de bolsa de iniciação científica.

Referências

- [1] Klute GK, Kallfelz CF, Czerniecki JM. Mechanical properties of prosthetic limbs: adapting to the patient. *Journal of Rehabilitation Research & Development*. 2001 August; 38(3): p. 299-307.
- [2] Stokes M. *Neurologia para fisioterapeutas*. 1st ed. São Paulo: Premier; 2000.
- [3] Burn MB, Ta A, Gogola GR. Three-Dimensional Printing of Prosthetic Hands for Children. *The Journal of Hand Surgery*. 2016 May; 41(5) p. e103-e109.
- [4] Zuniga J, Katsavelis D, Peck J, Stollberg J, Petrykowski M, Carson A, et al. Cyborg beast: a low-cost 3d-printed prosthetic hand for children with upper-limb differences. *BMC research notes*. 2015 January; 8(1): p. 1-9.
- [5] Diament AJ, Cypel S. *Neurologia Infantil - 2 Volumes*. 4th ed. São Paulo: Atheneu Rio; 2005.
- [6] Gravida; SKT Themes. *Enabling the future*. [Online].; 2015 [cited 2016 April 27. Available from: <http://enablingthefuture.org>.
- [7] e-NABLE. YouMagine. [Online].; 2014 [cited 2016 Abril 27. Available from: <https://www.youmagine.com/designs/rit-e-nable-arm-v0-43#!design-information>.
- [8] 3D Systems, Inc. , inventor; *StereoLithography Interface Specification*. Valencia/CA. 1988 July.
- [9] DATASUS. SIGTAP - Sistema de Gerenciamento da Tabela de Procedimentos, Medicamentos e OPM do SUS. [Online].; 2016 [cited 2016 Maio 14. Available from: <http://sigtap.datasus.gov.br/tabela-unificada/app/sec/procedimento/exibir/0701020466/05/2016>.
- [10] Dally C, Johnson D, Canon M, Ritter S, Mehta K. Characteristics of a 3D-Printed Prosthetic Hand for Use in Developing Countries. *Global Humanitarian Technology Conference (GHTC)* [Online]. 2015 [cited 8-11 Oct. 2015];5(5):66-70. Available from: <http://ieeexplore.ieee.org/xpl/articleDetails.jsp?arnumber=734395>

RELAÇÃO ENTRE VARIÁVEIS DE SINCRONISMO E VARIÁVEIS DE DESEMPENHO EM BARCOS DE REMO OLÍMPICO

H. L. C. Oliveira, A. V. Pino e M. N. Souza

Universidade Federal do Rio de Janeiro, Rio de Janeiro, Brasil
Programa de Engenharia Biomédica, Rio de Janeiro, Brasil
e-mail: henrique.lelis1@gmail.com

Resumo: O remo olímpico é um esporte que demanda de técnica, coordenação e sincronismo. Apesar de sua importância, a consequência do sincronismo remada a remada, é de difícil avaliação e pouco estudada. Desta forma o objetivo do presente trabalho é verificar se o sincronismo de uma guarnição nos momentos de entrada (*catch*) e saída (*finish*) dos remos na água afetam o desempenho do barco, em especial a sua velocidade. O barco oito com timoneiro, o mais rápido da categoria, foi escolhido para as análises e equipado com o sistema *BioRowTel System*. As análises foram realizadas em treinos técnicos com voga (número de remadas por minuto) mantida baixa e constante. Foram avaliadas 5 guarnições diferentes, de mesmo nível técnico, em um mesmo barco, em dias diferentes, mas em condições semelhantes. A voga não apresentou correlação com o desempenho do barco (velocidade média), mas foram encontradas correlações estatisticamente significativas, entre velocidade e sincronismo de *catch* e *finish* em alguns trechos analisados., sendo as correlações com *finish* maiores do que as encontradas com *catch*. Conclui-se que o sincronismo pode explicar a variação da velocidade quando força e voga são constantes e que o desempenho do barco pode ser influenciado pelo sincronismo da fase *finish*, mais do que o momento de entrada dos remos na água.

Palavras-chave: Remo, Biomecânica, Sincronismo, Desempenho.

Abstract: Rowing is a sport that demands technical, coordination and synchronism. Despite its importance, the result of synchronism stroke to stroke, is difficult to assess and understudied. Thus the aim of this study is to verify that the synchronism of a crew in the entry times (*catch*) and output (*finish*) of the oars in the water affect the boat's performance, especially its speed. The eight boat with coxswain, the fastest in its class, was chosen for analysis and equipped with the system *BioRowTel*. Analyses were performed in technical training with stroke rate (number of strokes per minute) kept low and constant. Were evaluated five different crew, the same technical level in the same boat, on different days, but in similar conditions. The stroke rate was not correlated with the boat's performance (average speed), but statistically significant correlations were found between speed and synchronism of variation to *catch* and *finish* in some parts analyzed, and the

correlations with higher finish than those found with catch. It follows that the synchronism may explain the variation of the speed when strength and stroke rate are constant and the boat performance can be influenced by the synchronism of finish stage, more than the moment of entry of oars in water.

Keywords: Rowing, Biomechanics, Performance, Synchronism.

Introdução

O remo olímpico é um esporte cíclico que demanda técnica, coordenação, sincronismo, resistência e força. Uma prova oficial possui uma distância de 2000 metros que devem ser percorridos no menor tempo possível. Para atingir tal objetivo, idealmente, os atletas devem apresentar uma técnica eficiente, gerando movimentos coordenados e simétricos. Tal técnica começa na aplicação de força pelos membros inferiores contra o finca pé (apoio dos pés para os remadores), se conecta com o movimento de extensão do tronco e movimento de ombros e braços, que comandam os remos durante a entrada do remo na água (*catch*), a aplicação de força e a saída da água (*finish*) durante a fase ativa (fase de *drive*) [1]. Portanto, para atingir altas velocidades e menores tempos, as técnicas devem ser bem aplicadas pelos atletas, vencendo as forças de arrasto da água e do vento [2].

Do ponto de vista biomecânico, além dos atletas executarem uma técnica de remada eficiente, é necessária coordenação entre os remadores e que as forças e a extensão das remadas (da entrada até a saída do remo da água) sejam as mais próximas possíveis.

Apesar de existirem muitos trabalhos dedicados aos fatores biomecânicos que afetam o desempenho de um barco durante uma prova de remo, poucos investigam a influência do sincronismo entre os remadores de uma guarnição, no tempo de prova ou na velocidade média da guarnição [2,6].

Há relato, em um artigo sem revisão [3], de que a variação no sincronismo de doze variáveis (eventos diferentes) durante um ciclo de remada são importantes para o desempenho de uma guarnição. O sincronismo de um determinado evento é computado pela média das diferenças temporais em que este evento ocorre para cada um dos remadores e o remador voga (remador que é responsável por ditar o ritmo, ou voga, do barco). A média dessas diferenças temporais, se positiva ou

negativa, determinam os atrasos ou antecipações dos remadores em relação ao remador voga, e o desvio padrão das diferenças determinam a variação do sincronismo.

Das doze variáveis tidas como importantes, duas são comumente usadas pela literatura como fundamentais para determinar a eficiência da remada: os momentos de entrada e saída dos remos na água (*catch* e *finish*) [5,6]. Neste sentido, o objetivo do presente estudo foi verificar se a variação do sincronismo no (*catch* e no *finish*) influenciam no desempenho do barco [4].

Materiais e métodos

As coletas foram realizadas no clube de Regatas do Flamengo, Lagoa Rodrigo de Freitas, Rio de Janeiro, RJ. Ocorreram entre os meses de Junho a Setembro de 2015, com as condições climáticas e da lagoa as mais assemelhadas possíveis entre os dias de coleta. Tais coletas foram realizadas dentro do escopo do projeto aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa do Hospital Universitário Clementino Fraga Filho, sob o número de protocolo 152/10.

O estudo foi realizado num barco com oito remadores mais o timoneiro (atleta que controla o leme e estimula os remadores). O mesmo barco foi utilizado em todos os dias de treinos, sendo formado por cinco guarnições diferentes. Para isso, quinze atletas do sexo masculino, na categoria peso leve, participaram dos treinos e das coletas de dados, sendo o remador voga e o remador 2 os mesmos em todas as cinco guarnições (GNC) analisadas.

Os dados biomecânicos foram obtidos pelo sistema de aquisição comercial *BioRowTel System*®, com taxa de amostragem de 25 Hz, e, 14 bits de resolução. Este sistema possui uma unidade central contendo um acelerômetro 3D, GPS, giroscópio, bateria recarregável com duração de 4 horas de uso contínuo, e, cartão USB com dois gigabytes de memória. Foram utilizados sensores de força, formados por extensômetros, (*strain gages*) que medem a deformação de corpos. Os sensores de força foram fixados no braço interno do remo, próximo ao fulcro de encaixe com a forqueta. Após fixados, os extensômetros são calibrados utilizando uma célula de carga (comercialmente calibrada).

Os sensores de ângulos de remada do sistema *BioRowTel* são compostos por dois potenciômetros dispostos perpendicularmente um ao outro. Tais sensores foram fixados junto à forqueta, para a aquisição de ângulos horizontais e verticais. Como já mencionado, neste trabalho serão exploradas duas fases do ciclo de remada, que são a entrada (*catch*) e a saída dos remos da água (*finish*) e que podem ser caracterizadas pelos instantes associados aos mínimos e máximos do sinal de ângulo horizontal da remada, como demarcados pelos dois círculos no sinal de ângulo horizontal ilustrado na Figura 1.

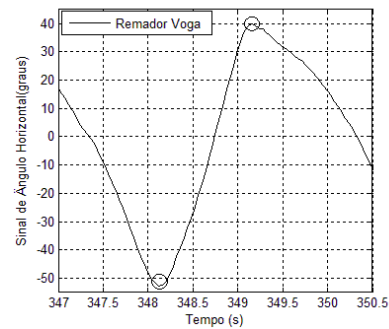


Figura 1: Sinal de ângulo horizontal com demarcação das fases de entrada, ou *catch* (pico negativo), e saída, ou *finish* (pico positivo), dos remos da água.

Os dados coletados foram divididos em variáveis de desempenho da guarnição, representada pela velocidade média do barco e desvio padrão da velocidade do barco, e sincronismo (média quadrática das diferenças de tempo de *catch* e *finish* de cada remador em relação ao remador voga, medida em milissegundos - ms).

As cinco guarnições foram avaliadas em um treino de voga constante e baixa (19 ± 1 remadas por minuto), num trecho de 2000 metros demarcados por uma raia. Dos 2000 metros analisados foram excluídos o primeiro e último trecho (de 0 a 250 metros e de 1750 a 2000 metros), por serem trechos que apresentam maiores variações de voga.

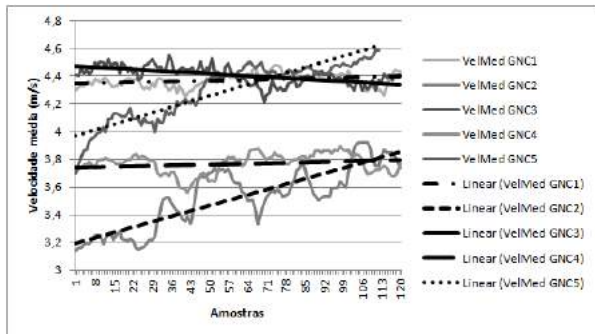
A partir destes trechos selecionados foram calculadas as médias de todas as variáveis de desempenho e de sincronismo para cada guarnição. A média quadrática do sincronismo foi correlacionada com as variáveis de desempenho médio, por meio do coeficiente de correlação de *Spearman*, usando o programa R (R Development Core Team, 2015).

Resultados

Para todas as guarnições, no tipo de treino proposto, as vogas foram mantidas aproximadamente constantes. As guarnições, 1, 2, 3, 4 e 5 tiveram, respectivamente, vogas de $19 \pm 0,13$; $18 \pm 0,25$; $18 \pm 0,23$; $19 \pm 0,09$; $18 \pm 0,37$ remadas/minuto (média \pm desvio padrão).

A Tabela 1 mostra que a guarnição 2 apresentou correlação estatisticamente significativa entre velocidade média, força e voga, enquanto as guarnições 4 e 5 tiveram correlações estatisticamente significativas entre velocidade média e voga, no treino analisado. A ocorrência das correlações significativas entre velocidade média e as variáveis principais- força e voga – indicam que a variação da variável de desempenho - velocidade média – pode ser explicada principalmente devido às variações dessas duas variáveis principais. Pode-se também supor que para as guarnições 1 e 3, possíveis variações de velocidade poderiam estar mais correlacionadas com as variáveis de sincronismo, já que não apresentaram correlações significativas com força e voga.

Gráfico 1: Dados brutos e tendência da velocidade média de cada guarnição.

Tabela 1: Coeficiente de correlação de Spearman (ρ) entre Velocidade média – Força e Velocidade Média - Voga.

	Velocidade	
	Força	Voga
GNC 1	0,0283	0,0667
GNC 2	0,8867	0,4711
GNC 3	-0,2539	-0,0967
GNC 4	-0,0859	0,6054
GNC 5	0,0238	0,7887

Na Tabela 2 é possível observar as correlações entre as variáveis de sincronismo com as variáveis de desempenho (velocidade média – VelMed; desvio padrão da velocidade – DPVel; pico de aceleração positiva – PAP – e pico de aceleração negativa - PAN), para todas as guarnições (GNC). Os valores em negrito representam as correlações estatisticamente significativas.

Tabela 2: Correlações entre a média quadrática de sincronismo nas fases *catch* e *finish* com as variáveis de desempenho.

GNC	Catch				Finish			
	VelMed	DpVel	PAP	PAN	VelMed	DpVel	PAP	PAN
1	-0,0986	0,0742	-0,0252	-0,0347	-0,1863	0,1607	0,0874	-0,0191
2	-0,1545	0,0072	-0,0934	0,1458	-0,3535	-0,1329	-0,3434	0,2559
3	-0,2430	0,0756	-0,1382	0,1980	0,1838	0,0406	-0,0330	-0,0327
4	0,2357	0,1864	0,0775	0,1393	0,1790	0,2300	0,1431	-0,0819
5	-0,1943	-0,0848	-0,1653	0,0401	-0,2738	-0,2580	-0,3213	0,1365

A Tabela 2 corrobora a hipótese que possíveis variações de velocidade nas guarnições 1 e 3 poderiam estar mais correlacionadas com a falta de sincronismo dos remadores. Os valores de correlações estatisticamente significantes para as guarnições 2, 4 e 5 não podem ser adequadamente interpretados uma vez que a Tabela 1 mostrou que para estas guarnições a velocidade média foi influenciada pelas variáveis força e voga.

A Tabela 3 mostra os tempos médios de sincronismo de *catch* e *finish* para cada guarnição durante o treino. Idealmente, quanto menor o tempo médio melhor é o

sincronismo da guarnição. De acordo com a média geral do sincronismo das guarnições, o tempo de *catch* é ligeiramente maior em relação ao tempo de *finish*. A guarnição 3 foi a única que apresentou o tempo de *finish* maior em relação ao *catch*.

Tabela 3: Tempo médio do sincronismo e desvio padrão de *catch* e *finish* de cada guarnição, em milissegundos.

	Sincronismo Médio \pm Desvio Padrão (ms)	
	catch	finish
GNC 1	46,94 \pm 16,98	35,85 \pm 7,98
GNC 2	70,75 \pm 19,19	56,66 \pm 24,53
GNC 3	50,19 \pm 15,41	52,59 \pm 13,35
GNC 4	64,06 \pm 13,90	62,29 \pm 14,53
GNC 5	60,49 \pm 14,55	45,95 \pm 11,66
Média	58,49 \pm 16,01	50,67 \pm 14,41

Discussão

É sabido que a velocidade do barco varia com as mudanças de voga e de força. Apesar dos treinos analisados serem técnicos e com voga constante, a Tabela 1 mostrou que houve correlação estatisticamente significativa entre voga e velocidade entre as guarnições 2, 4 e 5, enquanto as guarnições 1 e 3 não sofreram influências das variáveis força e voga.

Observando a Tabela 2 juntamente com o Gráfico 1, podemos observar que a guarnição 1 sofreu pouca influência das variáveis de sincronismo, apresentando somente significância entre velocidade média e sincronismo do *finish*, e sua velocidade média se manteve constante durante todo o treino. Além disso, a Tabela 3 mostra que esta guarnição apresentou o menor tempo médio, em milissegundos, para *catch* e *finish* (46,94 \pm 16,98 e 35,85 \pm 7,98 milissegundos, respectivamente) do remador voga para os demais remadores, em relação às demais guarnições. Tal resultado indica que o treinamento foi bem sucedido, mantendo praticamente constantes as variáveis voga e força, além de bom sincronismo entre o remador voga e os demais remadores.

Analisando a guarnição 3, é possível identificar maior número de ocorrência de correlações significativas entre as variáveis de sincronismo e desempenho (Catch - Velocidade média – Pico de aceleração positiva; e *Finish* – Velocidade média), além de identificar que a velocidade média do barco diminuiu durante o treino. Então, para esta guarnição, é possível inferir que o sincronismo afeta negativamente o desempenho do barco, visto sua influência através das correlações e as quedas da velocidade.

Apesar das guarnições 2, 4 e 5 estarem sofrendo influência das variáveis força e voga, há correlações estatisticamente significativas e mais fortes entre o desempenho destas guarnições e o sincronismo. As guarnições 2 e 5 tiveram um aumento de 20% e 19%, respectivamente, da velocidade média ao longo do treino. Dessa forma, apesar da velocidade ser influenciada pela voga e pela força, as variáveis de sincronismo podem ter exercido também certa

influência no desempenho do barco. Tais observações levam a ideia de que as variáveis principais possuem certa dependência do sincronismo.

Os achados apontam, de acordo com a Tabela 3, que o sincronismo na fase *finish* é melhor em relação à fase *catch*, devido ao menor tempo médio entre as guarnições, sendo $58,49 \pm 16,01$ ms para a fase *catch* e $50,67 \pm 14,41$ ms para a fase *finish*. Tais tempos de sincronismo e a maior ocorrência de correlações significativas entre a fase *finish* e o desempenho em relação à fase *catch* e desempenho (Tabela 2), colaboram com a hipótese que a saída da água é um momento importante a ser observado. Fato que corrobora com os resultados de Hill [8] e de Kleshnev [7], que apresentam a saída da água como um momento de maior influência no desempenho.

Apesar dos resultados do presente estudo estarem de acordo com a literatura quanto a importância do sincronismo de saída dos remos da água para o desempenho do barco, os tempos encontrados para *catch* e *finish* foram diferentes. No estudo de Kleshnev [7], uma guarnição com boa sincronia apresentou um valor de 20,8 ms na variação do sincronismo associada ao *finish* e 41 ms para uma guarnição assíncrona. Os valores para *catch* em uma guarnição síncrona foram de 5,9 ms, e 25,7 ms para uma guarnição assíncrona. Para Hill [8], a variação do sincronismo muda, dependendo do tipo de treino (*endurance* ou intensidade). Mesmo um treino sendo mais assíncrono que outro, a saída dos remos da água permanece tendo maiores tempos em relação à entrada dos remos na água [6,9].

Conclusão

De acordo com os achados é possível verificar que a avaliação do sincronismo pode explicar variações de velocidade quando as variáveis principais – força e voga – estão constantes. Treinos em voga baixa e constante têm como objetivo melhorar a técnica e a sequência de movimentos síncronos de toda guarnição. Idealmente, só é possível aumentar a força e a voga, mantendo o sincronismo, quando a guarnição é capaz de treinar corretamente nestas condições de voga baixa e constante. Observou-se também que o sincronismo da saída dos remos da água parece ser mais importante de ser bem executado, quando comparado com o sincronismo da entrada na água.

Agradecimentos

A CAPES, FAPERJ e ao CNPq que são os financiadores deste projeto.

Referências

[1] Buckeridge EM, Bull AM, McGregor AH. Biomechanical determinants of elite rowing technique and performance. *Scand J Med Sci Sports*. 2015;25(2):e176–83.

[2] Baudouin A, Hawkins D. A biomechanical review of factors affecting rowing performance. *Br J Sports Med*. 2002;36(6):396–402.

[3] Hill H, Fahrig S. The impact of fluctuations in boat velocity during the rowing cycle on race time. *Scand J Med Sci Sports*. 2009;19(4):585–94.

[4] Smith RM, Loschner C. Biomechanics feedback for rowing. *J Sports Sci*. 2002;20(10):783–91.

[5] Kleshnev. Rowing Biomechanics: Technology and Technique [Internet]. 2004 [citado 12 de agosto de 2014].

[6] Kleshnev V. Timing of synchronisation in a crew. maio de 2014 [citado 4 de julho de 2016];

[7] Kleshnev V. Rowing technique improvement using biomechanical testing. *Rowing Biomech*. 2011;

[8] Hill H. Dynamics of coordination within elite rowing crews: evidence from force pattern analysis. *J Sports Sci*. 2002;20(2):101–17.

[9] Kleshnev V. Case study on synchronization. março de 2015 [citado 4 de julho de 2016];

DESENVOLVIMENTO DE UMA METODOLOGIA DE FABRICAÇÃO DE PRÓTESES E ÓRTESES PARA CÃES

M. H. H. Lage*, A. R. Lamounier** e A. E. M. Pertence***

* Médica veterinária visitante do Laboratório de Projetos Mecânicos, Departamento Engenharia Mecânica UFMG, Belo Horizonte, Brasil

** Medicina Veterinária, Pontifícia Universidade Católica de Minas Gerais, Belo Horizonte, Brasil

*** Engenharia Mecânica, Universidade Federal de Minas Gerais, Belo Horizonte, Brasil
e-mail: mairahl@yahoo.com.br

Resumo: A crescente valorização e importância dos animais de companhia tem possibilitado o avanço em tecnologia e sofisticação da medicina veterinária juntamente com a criação de uma nova indústria denominada órtese e prótese veterinária. Este trabalho teve por objetivo desenvolver uma metodologia de fabricação de prótese e órtese para cães no intuito de viabilizar estes dispositivos na reabilitação canina. As etapas para fabricação da prótese ou órtese descritas foram: avaliação médica veterinária, considerações das indicações para o uso de prótese ou órtese, biofotogrametria, molde negativo, molde positivo, confecção do dispositivo e reabilitação.

Palavras-chave: Prótese, órtese, cães.

Abstract: *The growing value and importance of companion animals has allowed the advance in technology and sophistication of veterinary medicine along with creation of a new industry called veterinary orthotics and prosthetics. This work aimed to develop an orthotics and prosthetics manufacturing methodology for dogs in order to enable these devices in canine rehabilitation. The steps taken to manufacture the prosthetics or orthotics were: veterinary medical evaluation, consideration of the indications for the use of prosthetics or orthotics, photogrammetry, negative mold, positive mold, device manufacturing and rehabilitation.*

Keywords: *sProsthetics, orthotics, dogs.*

Introdução

No século passado, a medicina veterinária avançou em tecnologia e sofisticação juntamente com a crescente valorização e importância dos animais de companhia. O estado da arte da assistência médica veterinária agora inclui uma nova indústria denominada órtese e prótese veterinária [1].

Órtese é definido como um dispositivo utilizado para suportar ou proteger alteração articular. A prótese é um dispositivo designado para substituir a ausência de um membro ou parte do corpo [2].

As técnicas e materiais utilizados em próteses e órteses de humanos são facilmente transferidas para prótese e órtese veterinária com modificações específicas calculadas para a deambulação quadrúpede e

a significativa maior magnitude de força gerada pelos pacientes veterinários em relação aos humanos [2].

Este trabalho teve por objetivo desenvolver uma metodologia de fabricação de prótese e órtese para cães no intuito de viabilizar estes dispositivos na reabilitação canina.

Materiais e métodos

Avaliação médica veterinária – Antes de considerar o uso da prótese e/ou órtese, a compatibilidade com o paciente, proprietário, e condições médicas devem ser avaliadas [3].

A avaliação do paciente inclui cinco exames distintos: bem-estar geral, ortopédico (esquelético/articulações), miofascial (muscular), biomecânico (interação entre as articulações e os músculos) e neurológico [1].

Os parâmetros utilizados durante a avaliação incluem: observar o paciente em estação e locomoção; Definir a deficiência primária em todos os planos (sagital, frontal e transversal); Identificar os movimentos compensatórios [1].

Indicações para o uso de prótese – A prótese pode ser considerada uma forma de manejo em animais de companhia com amputação parcial no terço proximal do antebraço [3], sendo requerida preservação de 40% de rádio e ulna. Para membro pélvico os maléolos lateral e medial devem estar preservados [1] Os pacientes devem ter articulações funcionais dos ombros e cotovelos ou do quadril e joelhos, respectivamente. [3].

As indicações para prótese incluem membro incompleto por falta congênita dos dedos, desenvolvimento incompleto do membro, amputação traumática ou amputação cirúrgica [3].

Indicações para o uso de órtese – As condições ortopédicas passíveis de órtese veterinária estão listadas na Tabela 1.

Biofotogrametria – Aplicação dos princípios fotométricos às imagens obtidas dos pacientes utilizando marcações anatômicas definidas. É realizado por câmera fotográfica em posição perpendicular, na altura do corpo do paciente e em plano sagital.

Tabela 1: Condições ortopédicas passíveis de órtese veterinária [1].

Condições comuns passíveis para órteses no membro torácico

Cotovelo	Instabilidade e osteoartrite
Carpo	Hiperextensão Instabilidade em dois ou três planos Lesão do ligamento colateral Suporte pós-operatório de artrodese Falha na artrodese Suporte profilático para membro contralateral de amputação
Dígitos	Laceração de tendão e amputação de dígito
Outros	Neuropatia periférica Neuropatia distal do plexo braquial

Condições comuns passíveis para órteses no membro pélvico

Joelho	Ruptura ligamento cruzado cranial Luxação patelar (grau 1 e 2) Lesão ligamento colateral
Tarso	Hiperextensão Lesão ligamento colateral Falha no reparo do tendão de Aquiles Suporte pós-operatório de ruptura ou avulsão do tendão de Aquiles “Entorse” tendão de Aquiles (não cirúrgico) sem ruptura ou avulsão Postura plantígrada crônica tendão de Aquiles Neuropatia do ciático (colapso do tarso)
Dígitos	Laceração de tendão ou amputação de dígito
Outros	Mielopatia degenerativa Neuropatia periférica Trauma secundário do nervo ciático por fratura/reparo pélvico Doença do disco intervertebral, estenose do canal espinhal, instabilidade da coluna cervical Embolo fibrocartilaginosa

Os pontos anatômicos definidos para marcações dos membros torácicos foram: espinha da escápula/acrômio, tubérculo maior do úmero (articulação escapuloumeral), epicôndilo lateral do úmero (articulação do cotovelo), processo estilóide da ulna (articulação do carpo) e cabeça do quinto metacarpo (articulação metacarpo falangeana) [4] como ilustrado na Figura 1.

Para marcações dos membros pélvicos foram definidos: crista ilíaca, trocânter maior do fêmur (articulação coxofemoral), côndilo femoral (articulação do joelho), maléolo lateral (articulação do tarso) e cabeça do quinto metatarso (articulação metacarpo falangeana) [4].



Figura 1: Pontos anatômicos de membros torácicos.

Molde negativo– O processo de medida, ou molde negativo, é a etapa em que se realiza a cópia negativa do coto ou membro, bem como as medições de suporte para a confecção do modelo positivo. O membro é protegido com malha tubular ou plástico filme e a modelagem é realizada por atadura gessada de 10 cm a 15 cm [4], demonstrado na Figura 2.



Figura 2: Molde negativo por atadura gessada.

Molde positivo – O molde positivo é a cópia anatômica do membro (Figura 3) obtida pelo preenchimento do molde negativo com mistura de gesso em pó e água na proporção volumétrica de 50% de cada componente [4].



Figura 3: Molde positivo.

Confecção da prótese ou órtese – A partir da cópia anatômica do membro acometido (molde positivo)

deve-se realizar marcações para os alívios das proeminências ósseas com finas camadas de gesso [5].

A parte estrutural do dispositivo pode ser confeccionada por diversos materiais. O grupo dos materiais poliméricos tem propriedades que o torna útil na construção de estruturas e dispositivos por serem leves, flexíveis e apresentarem boa resistência à corrosão. Os plásticos, grande grupo característico dos materiais poliméricos, são fáceis de manipular, possuem um grau de modelagem relativamente alto e curto tempo de endurecimento. Podem ser divididos em dois grupos: termoplásticos- se deformam quando aquecidos e endurecem quando resfriados, podem ser moldados e remodelados com o calor; termorrígidos ou termofixos- apresentam formas acabadas quando aquecidos, não podem ser remodelados quando reaquecidos [6].

No processo de escolha do material a ser utilizado para confecção do dispositivo, muitos aspectos devem ser estudados e vão desde as possibilidades financeiras do cliente até o tipo de doença e o tipo de dispositivo indicado [7].

O acabamento é a etapa final, momento em que as bordas são lixadas, os velcros de fixação colocados e o dispositivo forrado. O primeiro passo do acabamento é lixar as bordas e eliminar quinhas vivas. O material de forração pode ser um pastazote ou EVA com espessuras variando de 1mm a 3mm, de acordo com o tamanho do dispositivo. Este material é recortado com base nas medidas da órtese ou prótese [5].

As correias com velcros de fixação podem ser de diversos materiais, de couro, courvin ou apenas velcros e seu posicionamento é realizado de acordo com a necessidade do paciente. A fixação das correias com velcros no dispositivo bem como as articulações do dispositivo que se fizerem necessárias são realizadas por rebites que podem ser de alumínio, de cobre e/ou ferro niquelado, dependendo da resistência necessária [5].

Por último colocar o forro recortado previamente, utilizando cola adesiva de contato, retirar os excessos e finalizar o dispositivo [5].

Reabilitação – O retorno da independência funcional requer reeducação do corpo como um todo, incluindo músculos, nervos e mente. [1]

Discussão

Utilizando a metodologia descrita foi confeccionada uma prótese metacarpofalangeana para um paciente, cão, macho, adulto, sem raça definida e de pequeno porte. O estudo de caso foi realizado por profissionais credenciados, qualificados e obedeceram todos os preceitos éticos de bem estar-animal. O paciente, por ser muito dócil, não precisou ser sedado, não sentiu dor ou desconforto emocional, sendo manipulado com facilidade. A tutora do paciente autorizou todo o processo para confecção da prótese e divulgação das fotos.

O paciente passou por avaliação clínica e atendia às indicações do uso de prótese. Pela biofotogrametria foi possível realizar as medições entre os pontos

anatômicos, traçar os vetores de força e calcular a distância entre coto e o solo (Figura 4).

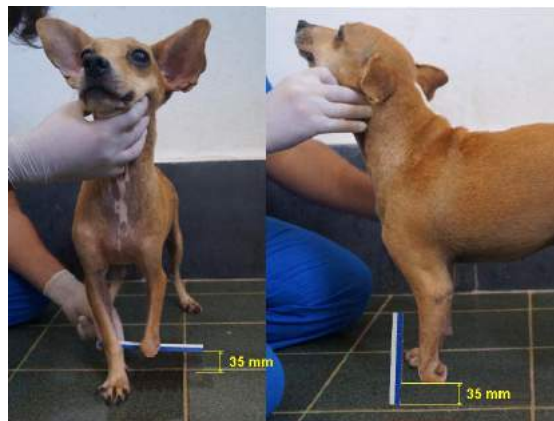


Figura 4 – Distância do coto ao solo.

O material escolhido para compor a parte estrutural da prótese foi o polietileno tereftalado – PET, por possuir como características: leveza, transparência, baixo-custo, segurança, resistência e facilidade de moldagem [7](Figura 5).

O encaixe da prótese é a interface entre o coto e o membro artificial e deve satisfazer requisitos básicos como envolvimento preciso do coto, não permitindo o surgimento de folga entre as paredes do encaixe e o coto; não inibição da circulação sanguínea; contato total, quanto maior a superfície de contato do coto com as paredes de encaixe, melhor é a suspensão da prótese; e não permitir descarga distal, apenas o contato distal, pois a falta de tecido para a proteção do coto, característico das amputações distais, impossibilita a descarga direta do peso [5].

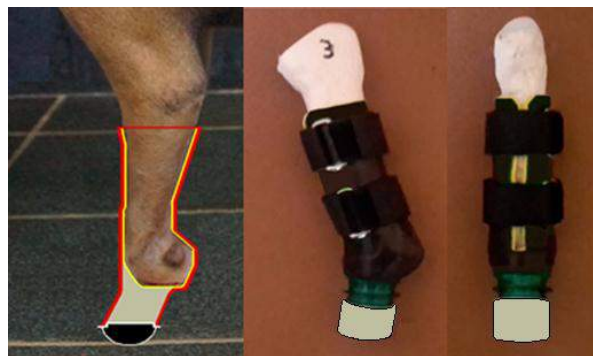


Figura 5 – Prótese metacarpofalangeana.

O paciente, em primeiro contato com o dispositivo, apresentou aceitação satisfatória, realizando apoio em estação (Figura 6). A etapa final será constituída de sessões de fisioterapia.

Conclusão

A metodologia apresentada neste trabalho conduziu ao desenvolvimento e a produção de uma prótese

metacarpofalangeana a baixo custo para um cão.

A presente investigação fundamentou-se na utilização de metodologias de fabricação de prótese e órtese veterinárias internacionais e descritas na reabilitação humana.



Figura 6 – Paciente com a prótese.

Ressalta-se aqui a necessidade de estudos mais aprofundados na elaboração e fabricação de prótese e órtese veterinária, bem como os resultados obtidos no processo de reabilitação dos pacientes caninos.

Referências

- [1] Borghese I, Fair L, Kaufmann M. Assistive devices, orthotics, prosthetics, and bandaging. In: M.C. Zink, editor, JBV Dyke, editor. *Canine Sports Medicine and Rehabilitation*: John Wiley and Sons; 2013. p. 201-22.
- [2] Adamson, C, Kaufmann, M, Levine D, Millis, DL, Marcelin-Little, DJ. Assistive devices, orthotics, and prosthetics. *Vet Clin North Am Small Anim Pract*. 2005; 35:1441-1451.
- [3] Marcellin-Little DJ, Drum MG, Levine D, McDonald SS. Ortheses and exoprotheses for companion animals. *Vet Clin Small Anim*. 2015; 45:167-183.
- [4] Silva, GCA. Análise cinemática de cães da raça Golden Retriever saudáveis [dissertação]. São Paulo: Universidade de São Paulo; 2006.
- [5] Confeção e manutenção de órteses, próteses e meios auxiliares de locomoção: confeção e manutenção de próteses de membros inferiores, órteses suropodálicas e adequação postural em cadeiras de rodas. Ministério da Saúde, Secretaria de Gestão do Trabalho e da Educação na Saúde [internet]. 2013. Disponível em: http://bvsm.sau.gov.br/bvs/publicacoes/confecao_manutencao_orteses_protetes.pdf.
- [6] Agnelli, LB, Toyoda, CY. Estudo de materiais para a confecção de órteses e sua utilização prática por terapeutas ocupacionais no Brasil. *Cadernos de Terapia Ocupacional da UFSCar*. 2003; 11(2):82-94.
- [7] Francisco, NPF. Avaliação das características de três materiais de baixo custo utilizados na confecção de órtese para estabilização de punho [dissertação]. São José dos Campos: Univap; 2004.

COMPARTILHAMENTO DE TORQUE DO TRÍCEPS SURAL E DO TIBIAL ANTERIOR NA DOENÇA DE PARKINSON: UM ESTUDO PILOTO

B. L. Peixoto*, L. F. Oliveira* e L. L. Menegaldo*

* Universidade Federal do Rio de Janeiro, Programa de Engenharia Biomédica, Rio de Janeiro, Brasil

e-mail: brunaluziapeixoto@peb.ufrj.br

Resumo: A Doença de Parkinson (DP) é uma doença neurodegenerativa progressiva e incapacitante. Dentre os sintomas motores na DP, incluem-se o comprometimento da execução do movimento voluntário dos membros inferiores. Um acúmulo de evidências tem demonstrado que há ausência ou redução da atividade eletromiográfica (EMG) em músculos específicos, incluindo o tríceps sural e o tibial anterior durante a marcha. Nosso objetivo é explorar os padrões de torque e distribuição de força isométrica entre os componentes do tríceps sural e seu principal antagonista tibial anterior através do modelo EMG-driven. A eletromiografia foi feita de maneira sincronizada com o dinamômetro. Para estimar o torque individual, aplicou-se um modelo muscular EMG-driven. Com relação a um grupo controle de idade pareada, percebeu-se um possível padrão alterado de ativação dos componentes do tríceps sural para manutenção de um degrau submáximo de flexão plantar. Além disso, observou-se uma maior ativação do antagonista tibial anterior.

Palavras-chave: EMG-driven, tríceps sural, doença de Parkinson.

Abstract: *Parkinson's disease (PD) is a debilitating and progressive neurodegenerative disease. The motor symptoms in PD include the triggering of voluntary movements of the lower limbs. Absence or reduction of electromyographic (EMG) activity in specific muscles including the triceps surae and tibialis anterior have been observed during gait. Our goal is to explore the patterns of torque and isometric force distribution among the components of the sural triceps and its main antagonist tibialis anterior, through an EMG-driven model. EMG and dynamometry data were acquired synchronously. To estimate each individual muscle torque contribution to the total plantar flexion torque an EMG-driven model was used. Relatively to an age-matched group of healthy subjects, an altered triceps surae components torque sharing pattern was observed in a submaximal isometric plantar flexion step contraction. Additionally, a greater co-activation of tibialis anterior antagonist was also observed.*

Keywords: *EMG-driven, triceps surae, Parkinson's disease.*

Introdução

A doença de Parkinson (DP) é uma doença neurodegenerativa progressiva que afeta até 2% de indivíduos com 65 anos ou mais [1]. Está associada com uma complexa fisiopatologia, com degeneração de neurônios dopaminérgicos na parte compacta da substância negra dos núcleos da base [2]. A disfunção motora manifesta-se por uma tétrede clássica: tremor, bradicinesia, rigidez muscular e instabilidade postural. [3]. Os sintomas motores na DP, prejudicam a atividade diária e qualidade de vida dos pacientes, e incluem o comprometimento da execução do movimento voluntário dos membros inferiores, tais como o congelamento da marcha [4].

Um acúmulo de evidências tem demonstrado que há ausência ou redução da atividade eletromiográfica (EMG) em músculos específicos, incluindo o tríceps sural e o tibial anterior durante as fases da marcha [5-7]. Wang e colaboradores [5] indicam que a atividade muscular do gastrocnêmio foi reduzida em pacientes com DP que apresetam episódio de congelamento de marcha, indicando que o EMG poderia ser utilizado na quantificação do congelamento da marcha na DP.

Existem modelos musculares EMG-driven que permitem associar sinais de EMG com parâmetros de arquitetura muscular para estimar a força muscular individual de cada componente [8]. Esta técnica consiste na utilização de um modelo matemático da mecânica muscular, cuja entrada de excitação neuromuscular é obtida a partir do sinal EMG normalizado, retificado e filtrado. As equações diferenciais da mecânica muscular são particularizadas a partir de parâmetros biomecânicos individuais e integradas numericamente a partir da entrada obtida da EMG. Tal abordagem é utilizada na avaliação dos padrões de distribuição das forças musculares em torno de uma articulação, ou estratégias musculares instituídas em doenças [9]. Nosso grupo desenvolveu um software específico para estudos dessa natureza, o EMG-Driven Force Estimator [10]. Nenhum estudo avaliando o padrão de ativação dos componentes desta musculatura nesta população foi encontrado na literatura.

O presente estudo tem como objetivo principal explorar os padrões de torque e distribuição de força isométrica entre os componentes do tríceps sural e seu principal antagonista tibial anterior, através do modelo EMG-driven, em pacientes com DP e comparar com idosos aparentemente hígidos. Trata-se de um estudo

preliminar, com um número reduzido de indivíduos diagnosticados com DP, que será ampliado futuramente.

Materiais e métodos

Amostra – Participaram deste estudo piloto como voluntários dois pacientes diagnosticados com Doença de Parkinson (60±0 anos; 1,68±4 m; 74±0 kg). E um grupo controle com onze idosos aparentemente hígidos (72,66±5,60 anos; 1,54±0,06 m; 68,36±9,83 kg). O presente estudo foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa do Hospital Universitário Clementino Fraga Filho, nº 529.392. Os voluntários foram informados sobre os testes e assinaram um termo de consentimento livre e esclarecido.

Os critérios de inclusão para os pacientes com Doença de Parkinson foram: (1) diagnóstico clínico de DP idiopática, (2) classificação até o estágio 3 na Escala de Hoehn and Yahr (3) capacidade de execução de marcha. Foi utilizada para classificação do acometimento motor a subseção motora (Parte III) da Unified Parkinson's Disease Rating Scale (UPDRS). Os critérios de inclusão para grupo controle com idosos aparentemente hígidos foram: (1) faixa etária de 50 a 80 anos, (2) ausência de comprometimento ortopédico e/ou neurológico que altere o teste de força. Ambos os grupos tiveram o tornozelo do membro inferior direito avaliado.

Protocolo Experimental – Os voluntários foram posicionados sentados em um dinamômetro isocinético (Biodex System 4, New York, EUA), com o membro inferior direito posicionado com a interlinha articular do joelho alinhada ao final do assento, joelho estendido, o centro articular do tornozelo alinhado ao eixo de movimento do aparelho, tornozelo em posição neutra e com o pé fixo à plataforma. O tronco, assim como a coxa do membro direito, foram presos por faixas ao aparelho. O protocolo foi dividido em três fases: (1) duas repetições com contração voluntária máxima (CVM) para dorsiflexão por 10s, para registrar o torque máximo de flexão dorsal do tornozelo, com 1 s de intervalo entre as repetições; (2) duas repetições para contração voluntária máxima para flexão plantar por 10s, para registrar o torque máximo de flexão plantar, com 1 s de intervalo entre as repetições; e (3) manutenção de submáximos (10 e 40%) por 60 s para flexão plantar. Houve um tempo de descanso de 2 min entre os testes e todos ocorreram com estímulo visual e retroalimentação visual na tela do dinamômetro do nível de torque exercido em tempo real.

Aquisição Eletromiográfica – A eletromiografia de superfície foi registrada de forma bipolar para os componentes do músculo tríceps sural (gastrocnêmio medial (GM), gastrocnêmio lateral (GL) e sóleo (SOL), bem como do principal antagonista, o tibial anterior (TA). Houve a marcação dos pontos de colocação dos eletrodos, seguindo as referências do SENIAM. Para melhor acoplamento do eletrodo e redução do ruído no sinal, a pele foi preparada (tricotomia e limpeza do local com sabão e bucha) com redução da impedância do tecido, sempre com atenção à sensibilidade da pele de cada

voluntário. Uma pulseira condutiva em torno dos maléolos do tornozelo contralateral foi utilizada como eletrodo de referência. A coleta dos dados do Biodex e do eletromiógrafo (OTBioelettronica, Itália) foi feita de maneira sincronizada. O eletromiógrafo foi ajustado para operar com uma frequência de amostragem de 2048 Hz por canal, modo diferencial, filtro passa-banda analógico de 10 – 500 Hz, ganho de 2.000 V/V, conversor A/D de 12 bits. O sinal de EMG foi também retificado e filtrado por um filtro passa-baixa digital (6ª ordem Butterworth, 2 Hz). O sinal de entrada do EMG submáximo foi normalizado pelo teste de CVM.

Modelagem – Para estimar o torque individual de cada músculo, utilizou-se um modelo de estimativa de força EMG-driven. A força estimada foi multiplicada pelo braço de momento do músculo, resultando um torque individual estimado. O processo de modelagem da força foi intermediado pelo software EMG Driven Muscle Force Estimator (EMGD-FE) [10]. Os modelos EMG-driven utilizados neste trabalho possuem duas etapas de processamento: a dinâmica da ativação neuromuscular e a dinâmica da contração muscular. Na dinâmica da ativação sinal de excitação neural é utilizado para calcular a ativação muscular. Com a integração da dinâmica da contração muscular, a força nos tendões é calculada a partir da ativação. O torque articular é calculado multiplicando a força muscular pelo braço de momento de cada músculo [11] (Figura 1).

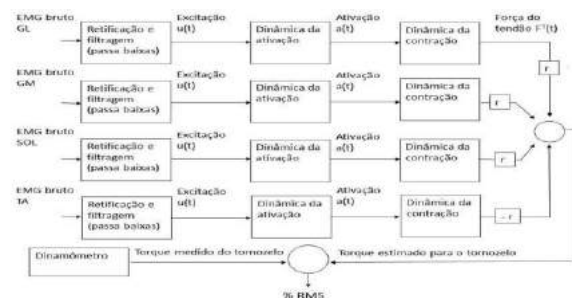


Figura 1: Estrutura do modelo EMG-driven

O torque estimado total do modelo foi calculado pela soma dos valores obtidos para o torque de cada componente do tríceps sural. O torque do tibial anterior foi considerado como contrário ao movimento (co-contração) durante a tarefa de manutenção de torque de flexão plantar em valores submáximos.

O erro médio quadrático entre o torque estimado pelo modelo e o torque medido pelo Biodex™ (torque medido) foi calculado, obtido segundo a equação (1). Este erro foi utilizado como uma métrica da precisão do modelo em reproduzir o torque medido diretamente.

$$RMSE(\%) = \frac{1}{TM_{max}} \sqrt{\sum_{i=1}^N \frac{(TM(i) - TS(i))^2}{N}} \times 100\% \quad (1)$$

onde TM é o torque medido pelo Biodex™, TMmax é o maior valor obtido no degrau avaliado, TS é o torque estimado pelo modelo e N é número de amostras avaliadas.

Análise dos dados – As variáveis medidas previamente foram: Idade dos indivíduos (Idade); pico de torque para flexão plantar e flexão dorsal (pico P e pico D); compartilhamento de torque de cada componente do TS e TA em percentuais (Sol, GL, GM e TA - 10 e 40 % da CVM); torque estimado pelo modelo (TestSol, TestGL, TestGM, TestTA - 10 e 40% da CVM); EMG normalizado (EMGSol, EMGGL, EMGGM, EMGTA - 10 e 40% da CVM); percentual do erro médio quadrático entre os torques medido e estimado pelo modelo (RMS10 e RMS40). A análise descritiva dos dados incluiu valores de média e desvio padrão do grupo dos pacientes com DP e do grupo controle.

Resultados

Os valores de torque total estimado, medido pelo dinamômetro e estimado para cada músculo podem ser observados a 10% (Figura 2) e 40% (Figura 3) da CVM para flexão plantar, num teste piloto, para um indivíduo com Doença de Parkinson.

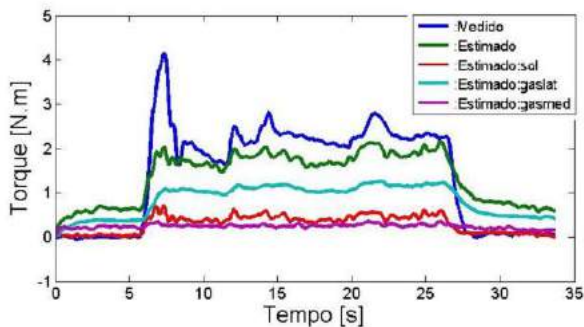


Figura 2: Torques estimados individuais do TS – Degrau 10%

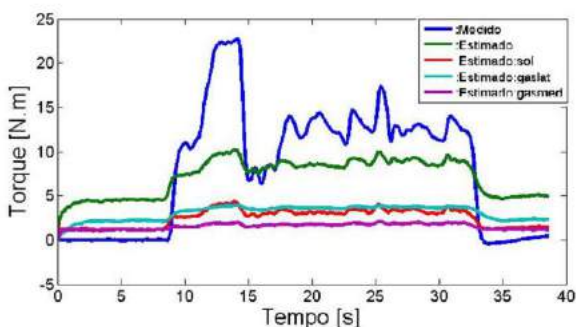


Figura 3: Torques estimados individuais do TS - Degrau 40%

Os dados medidos nos dois voluntários com DP estão na tabela 1. Na tabela 2 estão mostrados a média (\pm desvio padrão) das características dos voluntários do grupo controle (n=11).

Tabela 1: Dados dos pacientes com Doença de Parkinson

Variáveis	Paciente 1	Paciente 2
Idade (anos)	60	60
Duração da doença (anos)	1	6
H&Y	2	2
UPDRS III – Exame Motor (0-108)	14	24
Pico de Dorsi (Nm)	21	31
Pico Planti (Nm)	65	36
RMS 10 (%)	6,09	7,34
RMS 40 (%)	8,28	5,88
Tensão Máxima (TS)	6,24	3,46

Tabela 2: Dados do grupo controle

Variáveis	Média	Desvio Padrão
Idade (anos)	72,66	5,60
Duração da doença (anos)	NA	NA
H&Y	NA	NA
UPDRS III – Exame Motor (0-108)	NA	NA
Pico de Dorsi (Nm)	22,22	5,89
Pico Planti (Nm)	65,00	20,25
RMS 10 (%)	18,82	7,88
RMS 40 (%)	11,90	6,26
Tensão Máxima (TS)	19,12	5,98

NA= NÃO APLICADO

A figura 4 mostra o padrão do compartilhamento de torque para o degrau de 10% dos componentes do tríceps sural e do tibial anterior.

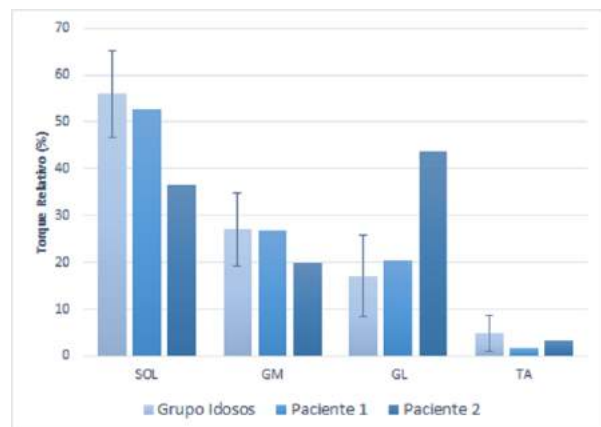


Figura 4: Compartilhamento de Torque - Degrau 10%

Na figura 5 pode-se observar o padrão de compartilhamento de torque para o degrau de 40% dos componentes do tríceps sural e do tibial anterior.

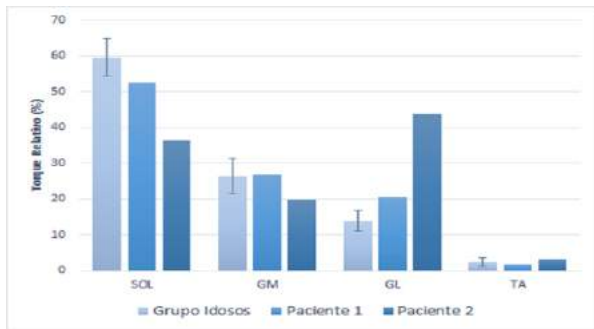


Figura 5: Compartilhamento de Torque - Degrau 40%

Discussão

A média do pico de torque máximo para a flexão plantar do grupo de controle, comparado aos pacientes com DP sugerem uma diminuição do torque máximo de flexão plantar nos pacientes com DP. De fato, está estabelecida na literatura uma redução da força muscular nos membros inferiores em pacientes com DP [12]. No entanto, para a média do pico de torque máximo para a flexão dorsal, os pacientes com DP parecem apresentar valores superiores ao grupo controle, coincidindo com os resultados apresentados por Tracy [13].

A sequência de contribuições para o torque total dos componentes do TS observado no grupo controle e no Paciente 1 coincidem com adultos jovens realizando a mesma tarefa [8]. Já o Paciente 2, apresentou uma menor participação relativa do GM. Tal característica pode ser esperada nos pacientes com DP, já que na literatura descreve-se uma reduzida e/ou ausente atividade deste músculo durante as fases de marcha [5]. Este paciente apresenta um padrão alterado do encontrado na literatura para saudáveis, com ativação decrescente $GM < GL < SOL$. Além disso, o paciente tem um maior tempo de diagnóstico da doença e pior escore na escala unificada de avaliação da DP (tabela 1), sugerindo uma provável alteração do padrão de ativação com a progressão da doença. Ainda, através do modelo EMG-driven, foi possível observar uma provável maior contribuição do músculo tibial anterior para o grupo DP. A literatura confirma que pacientes com DP, comparados a idosos neurologicamente saudáveis, apresentam uma maior ativação do TA durante a contração voluntária máxima [14]. O escopo deste teste piloto foi verificar a viabilidade da aplicação do método na população estudada. Pretende-se dar continuidade ao estudo, com aumento do N amostral para validar a conclusão.

Conclusão

Quando comparado com idosos aparentemente hígidos, observou-se nos DP um padrão diverso de participação dos componentes do tríceps sural no torque de flexão plantar isométrico, utilizando um modelo EMG-driven. Ao mesmo tempo, observou-se uma possível maior co-ativação do tibial anterior.

Agradecimentos

Agradecimentos ao CNPq, à CAPES, à FAPERJ e à FINEP pelo apoio financeiro.

Referências

- [1] Rijk MC, et al. "Prevalence of parkinsonism and Parkinson's disease in Europe: the Europarkinson collaborative study. European community concerted action on the epidemiology of Parkinson's disease". *J. Neurol. Neurosurg. Psych.* 62, 10-15, 1997.
- [2] Less AJ, et al. "Parkinson's disease." *Lancet Neurol.* v.373, pp. 2055-2066, 2009.
- [3] Salgado S, et al. "An evidence-based exercise regimen for patients with mild to moderate Parkinson's disease." *Brain Sci.* v.3, pp. 87-100, 2013.
- [4] Soh SE, et al. Determinants of health-related quality of life in Parkinson's disease: a systematic review. *Parkinsonism Relat Disord*;17:1-9, 2011.
- [5] Wang XY, et al. Using gastrocnemius sEMG and plasma α -synuclein for the prediction of freezing of gait in Parkinson's disease patients. *PLoS One*;27:9:e89353, 2014.
- [6] Nieuwboer A, et al. Electromyographic profiles of gait prior to onset of freezing episodes in patients with Parkinson's disease. *Brain* 127: 1650–1660, 2004
- [7] Albani G, et al. (2003) Differences in the EMG pattern of leg muscle activation during locomotion in Parkinson's disease. *Funct Neurol* 18: 165–170, 2003.
- [8] Menegaldo LL e Oliveira LF. Effect of muscle model parameter scaling for isometric plantar flexion torque prediction. *Journal of biomechanics*, v.42, n.15, pp.2597-2601, 2009.
- [9] Menegaldo LL e Oliveira LF. The influence of modeling hypothesis and experimental methodologies in the accuracy of muscle force estimation using EMG-driven models. *Multibody System Dynamics*, pp.1-16, 2012.
- [10] Menegaldo LL et al. EMGD-FE: an open source graphical user interface for estimating isometric muscle forces in the lower limb using an EMG-driven model. *BioMedical Engineering OnLine* 13:37,2014.
- [11] Menegaldo LL e Oliveira LF. The influence of modeling hypothesis and experimental methodologies in the accuracy of muscle force estimation using EMG-driven models. *Multibody System Dynamics*, pp.1-16, 2011.
- [12] Paul SS et al. Reduced muscle strength is the major determinant of reduced leg muscle power in Parkinson's disease. *Parkinsonism Relat Disord*; 18: 974–977, 2012.
- [13] Tracy BL. Force control is impaired in the ankle plantarflexors of elderly adults. *EUR J Appl Physiol*, v.101, pp.629-636, 2007.
- [14] Corcos DM, et al. "Strength in Parkinson's disease: relationship to rate of force generation and clinical status". *Ann Neurol.* 39: 79–88, 1996.

ADAPTAÇÃO DE UM PROJETO DE ROBÔ HUMANÓIDE IMPRESSO EM 3D EM UMA PRÓTESE SENSORIAL DE MEMBRO SUPERIOR

G. P. O. Celani, M. B. Silvério, R. L. A. Pinheiro, F. A. Freitas, F. V. Carvalho, R. S. Alves, F. E. C. Costa, E. R. C. Dester

Centro de Desenvolvimento e Transferência de Tecnologia Assistiva (CDTTA), Instituto Nacional de Telecomunicações (INATEL), Santa Rita do Sapucaí, MG, Brasil.

E-mail: gustavopasqua@gec.inatel.br

Resumo: Este artigo aborda a possibilidade de adaptar um projeto *open source* do braço de um robô humanoide em uma prótese impressa em 3D. Foram impressas a mão, pulso e antebraço em filamento de ABS branco, aos quais foi introduzido um sistema de sensoriamento para captação do toque e desenvolvido um *software* responsável por apresentar a leitura das informações captadas. Realizou-se um teste de resistência do protótipo, que suportou uma média de $3,86 \pm 0,22\text{kg}$ e um teste de captação de dois tipos de sensores (piezoelétrico e resistivo) no qual o resistivo se mostrou mais eficiente para a proposta.

Palavras - chave: Prótese de mão e antebraço, sensoriamento, impressão em 3D.

Abstract: This article discusses the possibility of adapting an open source project arm of a humanoid robot in a printed prosthesis in 3D. Hand, wrist and forearm were printed in white ABS filament that was introduced into a sensing system that captures the touch and software responsible for presenting the reading of the information. We made a prototype of the resistance test, which bore an average of $3.86 \pm 0.22\text{kg}$ and uptake test two types of sensors (piezoelectric and resistive) at which the resistor is more efficient for the proposal.

Keywords: hand and forearm prosthesis, sensing, 3D printer

Introdução

Por definição, amputação é a perda segmentar ou total de um membro. Suas consequências não se restringem ao comprometimento anatômico, sendo causas também das alterações de imagem corporal e desempenho funcional do amputado [1].

As próteses possuem funções muito além da restauração física e sua necessidade foi percebida há milhares de anos. Os relatos das primeiras próteses de membro superior (mmss) datam de cerca de 200 d.C., feitas em aço [2]. No ano de 2011, Ivan Owen desenvolveu uma prótese para uma criança sul africana e percebeu que logo teria que trocá-la em decorrência do seu crescimento. Por este motivo, Ivan começou a estudar impressoras 3D para desenvolver próteses que pudessem ser impressas. Ele desenvolveu o primeiro modelo funcional de prótese impressa em 3D [3]. Desde então, uma série de estudos foram iniciados

mundialmente e percebeu-se que o elevado custo de produção poderia ser reduzido a partir da utilização da impressão 3D na confecção das partes mecânicas das próteses. Atualmente, na internet, existem diversos projetos abertos para impressão de próteses de mmss de baixo custo, como por exemplo a ONG *Enabling the Future* [3], que disponibiliza alguns tipos de próteses com acionamento mecânico, em sua maioria para pessoas com a articulação do punho intacta.

Diante do exposto, o objetivo foi adaptar um projeto de braço mecânico de um robô humanoide impresso em 3D para ser utilizado como uma prótese sensorial.

Materiais e métodos

Protótipo – Para a construção do protótipo foi escolhido o projeto *open source* de um robô humanoide INMOOV [4]. O protótipo foi totalmente impresso em 3D utilizando-se a impressora *prt1* (B3D). Usou-se como material a acrilonitrilbutadieno estireno (do inglês, *acrylonitrilebutadienestyrenes* – ABS), sendo gastos 884g de ABS, sendo necessárias aproximadamente 67h de impressão. O protótipo da prótese possui 50cm de altura, 13cm de largura e 22cm de mão, como pode ser observado na Figura 1.

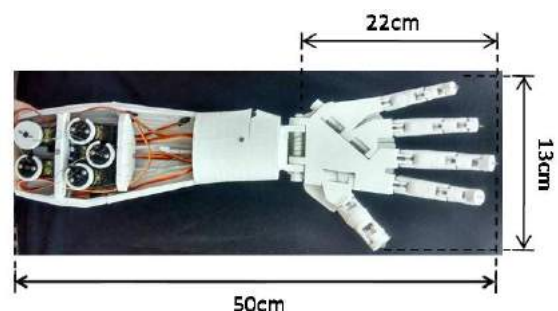


Figura 1– Dimensões do protótipo e disposição de 5 servo motores no antebraço, responsáveis pela movimentação dos dedos.

Para realizar os movimentos dos dedos e do pulso, foram utilizados, ao todo, 6 servo motores (*Tower Pro*[®]). Cinco foram fixados no antebraço (Figura 1) e eram responsáveis pela movimentação dos dedos de forma independente (um motor para cada um dos

cinco dedos) e o sexto motor, responsável pela movimentação do pulso, foi fixado no próprio pulso. Quando o motor é configurado para 0°, o dedo fica completamente estendido, enquanto a configuração de 180° o flexiona por completo, nas configurações entre 0° e 180° o dedo fica em uma posição intermediária.

Presos aos eixos dos motores existem fios de nylon (Dourado[®]), com espessura de 0,6mm constituídos 100% de poliamida com resistência de 17kgf, responsáveis por ligar os dedos aos seus respectivos motores para que ocorra o movimento. Já no processo de junção dos dedos foi utilizada uma solução preparada (Tigre[®]) constituída de acetona dissolvida em ABS.

O teste de resistência foi realizado em quintuplicata utilizando novos conjuntos de dedos impressos nas mesmas condições, sendo: 70% de densidade e 0,84mm de camada. Foram gastos 62g e 20,28m de filamento de ABS totalizando 9h44min para imprimir cada conjunto. O teste se consistiu na aplicação de massas sobre os dedos simulando o ato de carregar uma sacola plástica.

Com o protótipo ortogonal ao chão segurando uma sacola plástica de massa desprezível foram adicionadas, gradualmente, massas de 50g. Para cada adição de massas, o protótipo era submetido a 3 minutos ininterruptos de suporte, com intervalo de 1 minuto de descanso. Durante o descanso, a sacola contendo as massas era totalmente removida e o protótipo permanecia na mesma posição com os dedos completamente flexionados. Foram anotados a massa suportada e o tempo do teste a cada alteração estrutural (trincas no ABS). O teste foi continuado até a impossibilidade estrutural do protótipo de segurar a sacola.

No experimento foram estudados os seguintes parâmetros: a massa suportada até o trincamento de pelo menos um dos dedos (massa de trincamento), massa total suportada até a queda da sacola, bem como os tempos nos quais ocorreram cada evento e os comprimentos dos fios de nylon.

Os valores relacionados à massa de trincamento e a máxima massa suportada passaram por estatística descritiva e foram comprovados pelo teorema de *Chebyshev*. Os dados referentes ao comprimento dos fios apresentaram distribuição normal e foram comparados por meio do teste *t-student* com intervalo de confiança de 5% ($p \leq 0,05$).

Sensoriamento – Para o sensoriamento do protótipo foram estudados dois tipos de sensores de pressão, o sensor piezoelétrico MEAS[®], normalmente, utilizado para mensurar flexão, toque, vibração ou choque e com um menor custo, e o sensor resistivo *InterlinkElectronics*[®] (do inglês, *force sensing resistor - FSR*). Os sensores possuem, respectivamente, 3,125cm² [5] e 3,23cm² [6] de área tátil.

Para definir qual sensor se adequaria melhor a proposta, foi realizado um teste no qual, gradualmente, foram aplicados corpos de prova de ferro com massas de 50g sobre a área sensível do sensor. Cada corpo de prova permaneceu em contato com o sensor por 1 minuto e analisou-se a média da tensão de sua resposta

em uma faixa de 50g até 950g. Para analisar uma possível diferença de comportamento, os testes foram realizados com dois tipos de materiais. O ferro foi utilizado para representar materiais condutores, e para a simulação de materiais isolantes, foi colocada uma fina borracha de massa desprezível entre o sensor e o corpo de prova.

Para quantizar o toque, a variação de tensão sobre o sensor foi lida pelo microcontrolador (Arduino[®] *Due*[®]) analogicamente.

Software – Foi desenvolvido um *software* em Java que permite o acompanhamento de cada sensor. Ele fornece informações como o *status* do sensor (ativo ou inativo) e a intensidade do toque em uma escala de 0 a 100, sendo 0 a ausência de toque e 100 a intensidade máxima captada pelo sensor (Figura 2).

Na Figura 2, à esquerda, tem-se a disposição dos sensores (numeração feita para facilitar a identificação e tornar a interface gráfica do *software* mais clara ao usuário), sendo que em vermelho são sensores inativos, enquanto em verde, aqueles que estão em contato com alguma superfície. A representação da intensidade também é feita por meio de esferas na região do toque, que têm raios proporcionais à intensidade aplicada.

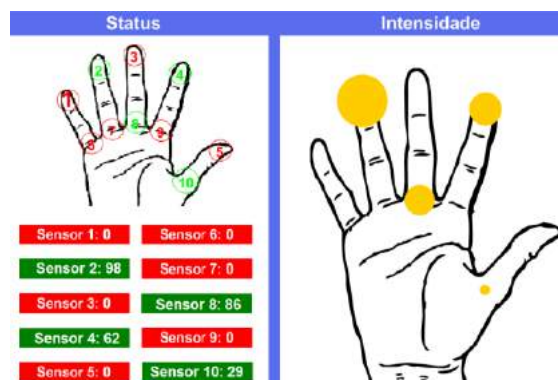


Figura 2 - Interface gráfica do software. Exemplo de ativação dos sensores 2, 4, 8 e 10 com diferentes intensidades.

Resultados

Protótipo – O protótipo tem uma massa total de 902g, sendo capaz de movimentar independentemente seus 5 dedos e pulso utilizando 6 servo motores. Isto possibilita o manuseio de inúmeros objetos.

Resistência – Em todos os cinco experimentos observou-se que o dedo mínimo trincou (Figura 3), sendo que em três, o dedo chegou a soltar a sacola.

Pela estatística descritiva, constatou-se que o protótipo resiste a uma carga média de $3,86 \pm 0,22$ kg (mediana de 3,90kg). O tempo total médio para que a sacola viesse ao chão foi de 2h52min42s, com desvio padrão de 13min46s.



Figura 3 - Distribuição desigual da tensão da carga sobre os dedos da prótese.

Na Tabela 1, apresentam-se os valores das massas e os tempos de trincamento do dedo mínimo, a carga máxima e o tempo total em que a carga foi suportada pelo protótipo para cada teste.

Tabela 1: Teste de resistência do protótipo. Apresenta-se a massa e o tempo de trincamento do dedo mínimo, o tempo e valor da carga máxima suportada e o tempo total de duração do teste.

Teste	Massa trinc. mínimo (kg)	Tempo trinc. mínimo (h)	Carga máxima (kg)	Tempo total (h)
1	3,55	2:35:10	3,95	2:59:10
2	3,25	2:15:17	3,50	2:30:17
3	3,65	2:40:25	3,90	2:55:25
4	3,90	2:55:02	4,10	3:07:02
5	3,60	2:36:35	3,85	2:51:35

trinc: trincamento;

A média da carga máxima suportada pelo protótipo foi 3,86Kg, com desvio padrão de 0,22Kg e variância de 0,05Kg². Utilizando o intervalo das massas obtidas no teorema de *Chebyshev* (3,50Kg a 4,10Kg), constatou-se uma confiabilidade dos resultados de 89,48% (Figura 4).

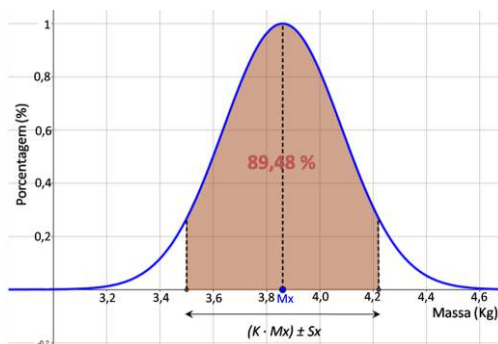


Figura 4 - Gráfico de análise das cargas máximas suportadas. Onde Mx é a média (3,86Kg), Sx é o desvio padrão (0,22Kg) e K é a constante proveniente do teorema de *Chebyshev* (1,39 para este caso).

Os dados referentes ao comprimento dos fios apresentaram distribuição normal e suas variações não foram significativas.

Sensoriamento – Quando em contato direto com apenas 1 corpo de prova de 50g (condutor), o sensor piezoelétrico atingiu seu máximo de tensão mensurável. E quando colocado um material isolante (borracha) entre o sensor e o corpo de prova, não houve resposta do sensor.

Entretanto o sensor resistivo, apresentou um comportamento logarítmico semelhante para os ambos tipos de materiais (isolante e condutor). As respostas médias medidas no intervalo de tempo dos dois tipos de sensores são demonstradas na Figura 5.

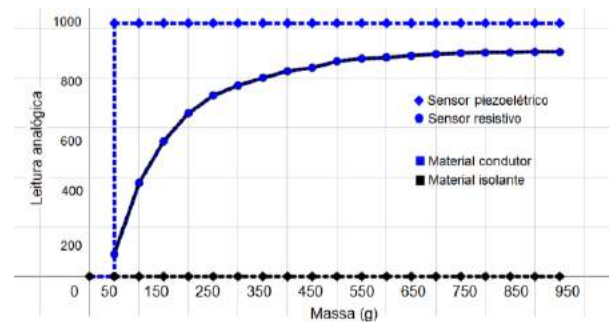


Figura 5 - Comportamento dos sensores de pressão resistivo e piezoelétrico para o contato com corpos de prova.

Discussão

Houveram alguns parâmetros passados pelo projeto que foram alterados para uma otimização do protótipo. Dentre eles, dois se destacam: a densidade, que precisou ser aumentada de 30% [4] para 80% devido à fragilidade e deformação das peças impressas; e as espessuras de algumas peças que tiveram que variar de 0,84mm a 1,68mm, dependendo da necessidade.

Como a configuração de posição dos dedos pode ser feita de 0° a 180°, existem 180 posições diferentes em que o dedo pode se encontrar. Isto proporciona uma maior precisão em seus movimentos.

Com a realização do teste de resistência, observou-se que este modelo do protótipo não está adequado para um modelo funcional. A partir da visualização da Figura 3, pode-se constatar que a anatomia da prótese fez com que a carga não se distribuisse igualmente entre os quatro dedos, tensionando mais os dedos indicador e mínimo. Possivelmente, o rompimento da articulação proximal do dedo mínimo se deu ao fato deste dedo ser menos resistente que o dedo indicador, uma vez que possui menos material e também pelo efeito de alavanca causado pela anatomia do protótipo.

Quando comparada sua resistência com a resistência de próteses existentes no mercado, o protótipo chega a ter uma resistência 11 vezes menor que uma prótese de mão biônica [6]. Porém, é válido levar em consideração que os materiais utilizados em

sua confecção são diferentes do protótipo testado. Isto mostra que, possivelmente, além da anatomia do protótipo o seu material também contribuiu para sua baixa resistência. Todavia, testes funcionais de resistência são ainda necessários para avaliar o real desempenho do protótipo.

A partir do teste realizado com os sensores, foi constatado que o sensor resistivo (*InterlinkElectronics*[®]) seria a melhor escolha se comparado ao sensor piezoelétrico (MEAS[®]). Isto se deu ao fato do sensor resistivo apresentar um comportamento logarítmico preciso [7] para ambos os tipos de materiais, enquanto o sensor piezoelétrico não ter respondido adequadamente aos materiais, corroborando com a literatura [8]. Isto pode ter ocorrido pelo fato da borracha possuir certa elasticidade, o que, conseqüentemente, amortece a deformação do sensor e impede o efeito piezoelétrico [10]. A partir da determinação do melhor tipo de sensor, serão acoplados 10 sensores resistivos no protótipo, sendo 5 nas falanges distais e 5 nas falanges proximais a fim de conferir um amplo sensoramento e melhor controle dos movimentos.

A variação de tensão provocada por um dos sensores é lida pelo microcontrolador Arduino[®] Due[®] analogicamente, ou seja, em uma escala que varia de 0 a 1023, devido ao fato deste microcontrolador possuir um conversor analógico/digital (A/D) de 10-bits [9]. Observou-se que entre 50g e 200g o sensor resistivo obteve um comportamento próximo de linear, indicando melhor desempenho nesse intervalo. Isto ocorreu porque no circuito divisor de tensão, presente na leitura do sensor, foi utilizado um resistor de 10k Ω , porém, este valor de resistência pode ser alterado a fim de se obter uma resposta mais precisa para diferentes faixas de massa [7].

Para realizar o *feedback* sensível ao usuário, pretende-se usar estimulação eletrotátil, como sugerido por Nohama, Lopes e Cliquet [11]. Pretende-se também implantar um sistema de controle eletromiográfico que permitirá que o usuário controle o protótipo por estímulos musculares. Almeja-se produzir uma nova prótese otimizando suas características como, por exemplo, seu peso e sua resistência, além de sua anatomia para que ela se encaixe melhor em um modelo funcional. A partir de testes em pacientes amputados, deseja-se avaliar a funcionalidade do protótipo.

Conclusão

Pode-se concluir que o protótipo ainda não está adequado para substituir um membro superior amputado. Isto se evidencia em decorrência de sua elevada massa total e sua baixa resistência. O sensor resistivo *InterlinkElectronics*[®] foi escolhido para o sensoramento do protótipo uma vez que apresentou melhores resultados se comparado ao sensor piezoelétrico MEAS[®]. Futuramente, o software passará por um processo de melhorias e detalhamentos, além disso, outros testes serão realizados no protótipo, tais como resistência mecânica, peso e funcionalidade anatômica.

Agradecimentos

Os autores agradecem à FAPEMIG pelas bolsas de estudo da pesquisa e o CDTTA pela disponibilidade de recursos, equipamentos e infraestrutura.

Referências

- [1] Spence AP. Anatomia humana básica. São Paulo: Manole; 2000.
- [2] Silva E. Amputados de Membros Superiores, em Terapia Ocupacional [internet]. 2008. Disponível em: <https://tocupacional.wordpress.com/2008/08/10/amputados-de-membros-superiores-mmss/> Acessado em: 27/10/2015.
- [3] Enabling the future [internet]. Acessado em: 20/02/2016. Disponível em: <http://enablingthefuture.org/>.
- [4] Langevin G. Hand and Forarm - InMoov Open Source 3D Printed Life-Size Robot [internet]. Acessado em: 18/11/2015. Disponível em: <http://www.inmoov.fr/hand-and-forarm>.
- [5] Measurement. S.LTD with Crimps Vibrations Sensor/Switch.LTD0-028k piezo vibration rev1. 2008.
- [6] Bebionic. Technical Information [internet]. Acessado em: 29/01/2016. Disponível em: http://bebionic.com/distributor/documents/bebionic3_Tech_Manual_web.pdf.
- [7] Interlink Electronics. FSR - Force Sensing Resistor, Integration Guide and Evaluation Parts Catalog. Version 1.0. Rev D.
- [8] Camargo DR. Desenvolvimento de um Protótipo de uma Prótese Antropomórfica para Membros Superiores. Universidade de São Paulo. pp. 124, 2008.
- [9] ATMEL, ATmega 640/V - 1280/V - 1281/V 2560/V - 2561/V 8-bit Atmel microcontroller with 16/32/64KB In-System Programmable Flash Datasheet. pp. 268
- [10] Massucato F, Martins GL, Silva H, Paula TR. Análise das Propriedades Mecânicas de Materiais Poliméricos [internet]. Universidade Estadual de Campinas. Acessado em 10/07/2016. Disponível em: <http://www.fem.unicamp.br/~assump/Projetos/2010/g5>.
- [11] Nohama P, Lopes AV, Cliquet AJr. Electrotactile Stimulator for Artificial Proprioception - Artificial Organs. ISSN: 0160.564-X. pp. 225-230, 1995.

INTRAMEDULLARY NAILING: ANALYTICAL AND FINITE ELEMENT APPROACHES

P. P. Kenedi^{***}, L. L. Vignoli^{***}, D.K.S. Oliveira^{**}, V.H.D. Santos^{**}

* PPEMM- Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica e Tecnologia de Materiais - CEFET/RJ - Av. Maracanã, 229 - Maracanã - RJ - CEP 20271-110, Brazil

** DEMEC - Departamento de Engenharia Mecânica - CEFET/RJ - Av. Maracanã, 229 - Maracanã - RJ - CEP 20271-110, Brazil

*** Department of Mechanical Engineering, COPPE/UFRJ, Federal University of Rio de Janeiro, Rio de Janeiro, RJ, Brazil
e-mail: paulo.kenedi@cefet-rj.br

Abstract: Intramedullary nailing has been used to fix broken bones during healing process. The intramedullary nailing is placed inside a long bone, like a human femur, sharing forces and moments with it. In this paper, an intramedullary nailing diaphysis cross section stress distribution was analyzed, through the presentation of an analytical model, based on mechanics of solids. A finite element model was used as well, as reference, to compare von Mises stress distribution estimates. The results show that the analytical model could be used, with caution, to support preliminary intramedullary nailing stress failure analysis.

Keywords: intramedullary nailing, stress analysis, analytical model, long bones, finite element model

Introduction

Intramedullary nailing has been used to stabilize broken bones, minimizing the patient recovery time, by sharing the bone load, helping the fracture consolidation. Mechanics of solids was used to relate external forces, as the joint reaction force and three muscles loads, acting at proximal human femur, with the internal loads acting at a human bone/intramedullary nailing set diaphysis cross section. The analytical calculations are presented, in addition to the utilization of well-established finite element method, to obtain a better understanding of internal loadings share between bone and intramedullary nailing at a general diaphysis cross section. Fig. 2 shows, schematically, the loading model configuration with four external static forces applied at femur's head, adapted from the Taylor's fourth load case of human left femur's head [1]. The external forces are named: (A) Joint Reaction - P_1 , (B) Abductors - P_2 , (C) Iliopsoas - P_3 and (D) Ilio-Tibial Tract - P_4 . See [2] for more complete muscle loading cases descriptions, which is a simplification of real human's femur bone external loading.

Analytical Model

To implement the analytical model few hypotheses must be used in order to simplify the mechanical model

construction as: No bone side ligaments are recognized, the load is shared between intramedullary nailing and bone. Its cross sections are assumed to be hollow circular for both intramedullary nailing and bone tissue cross sections. The screw holes are not modeled. Also the bone tissue is assumed to be cortical and the intramedullary nailing material made of stainless steel, both supposed as isotropic.

Two coordinates systems were considered, the local and the global, as showed in Fig. 1. Their origins are located at intramedullary nailing centroid. The local axes, x and y , are placed at θ degrees, in counterclockwise direction, from global axis, x_g and y_g .

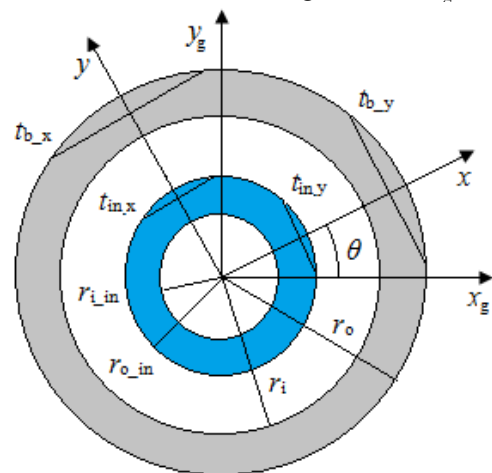


Figure 1: Diaphysis intramedullary nailing and bone cross sections.

Where r_o and r_i are, respectively, the bone external and internal radii, r_{o_in} and r_{i_in} are, respectively, the intramedullary nailing external and internal radii; t_{b_y} and t_{b_x} are the bone width of the section at a distance, respectively, y and x from set cross section centroid (bone/ intramedullary nailing). t_{in_x} and t_{in_y} are the same variable for the intramedullary nailing. The forces P_n and the distances d_n from each force to the cross section centroid can be written as vectors, in index notation as

$$P_n = P_{n,x_g} \hat{e}_{x_g} + P_{n,y_g} \hat{e}_{y_g} + P_{n,z_g} \hat{e}_{z_g} \quad (1)$$

$$d_n = d_{n,x_g} \hat{e}_{x_g} + d_{n,y_g} \hat{e}_{y_g} + d_{n,z_g} \hat{e}_{z_g} \quad (2)$$

Where, g subscripts are referenced to global system coordinates. \hat{e}_{x_g} , \hat{e}_{y_g} and \hat{e}_{z_g} are the unit vectors. The index n ranges from 1 to 4, because of the four external forces. The forces ($V_{n,x}$, $V_{n,y}$, $V_{n,z}$) and moments components ($M_{n,x}$, $M_{n,y}$, $M_{n,z}$), written in local coordinates, at centroid set cross section are:

$$\begin{pmatrix} V_{n,x} \\ V_{n,y} \\ V_{n,z} \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \cos(\theta) & \sin(\theta) & 0 \\ -\sin(\theta) & \cos(\theta) & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} P_{n,x_g} \\ P_{n,y_g} \\ P_{n,z_g} \end{pmatrix} \quad (3)$$

$$\begin{pmatrix} M_{n,x_g} \\ M_{n,y_g} \\ M_{n,z_g} \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} d_{n,y_g} P_{n,z_g} - d_{n,z_g} P_{n,y_g} \\ d_{n,z_g} P_{n,x_g} - d_{n,x_g} P_{n,z_g} \\ d_{n,x_g} P_{n,y_g} - d_{n,y_g} P_{n,x_g} \end{pmatrix} \quad (4)$$

$$\begin{pmatrix} M_{n,x} \\ M_{n,y} \\ M_{n,z} \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \cos(\theta) & \sin(\theta) & 0 \\ -\sin(\theta) & \cos(\theta) & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} M_{n,x_g} \\ M_{n,y_g} \\ M_{n,z_g} \end{pmatrix} \quad (5)$$

To get more compact expressions (8) and (9), the stiffnesses k are provided at Table 1:

Table 1: Bone and intramedullary nailing stiffnesses.

	Bone	Intramedullary nailing
Axial	$k_a^b = \frac{A^b E^b}{L_c}$	$k_a^{in} = \frac{A^{in} E^{in}}{L_c}$
Bend x axis	$k_{bx}^b = \frac{I_x^b E^b}{L_c}$	$k_{bx}^{in} = \frac{I_x^{in} E^{in}}{L_c}$
Bend y axis	$k_{by}^b = \frac{I_y^b E^b}{L_c}$	$k_{by}^{in} = \frac{I_y^{in} E^{in}}{L_c}$
Torsion	$k_t^b = \frac{J^b G^b}{L_c}$	$k_t^{in} = \frac{J^{in} G^{in}}{L_c}$

Where b and in superscripts refers, respectively to bone and intramedullary nailing. Also A is the area; I is the second moment of area, J is the polar second moment of area, E is the modulus of elasticity and G is the shear modulus. Each load, the equivalent stiffness k^{eq} consists of the algebraic sum of intramedullary nailing and bone stiffnesses, because it's parallel arrangement. L_c is the vertical distance between each applied forces P_n and the diaphysis set cross section centroid.

It is necessary to evaluate load shares for the sum of forces (V_x , V_y , V_z) and the sum of moments (M_x , M_y , M_z) that are acting at the diaphysis set cross section centroid. Using geometric compatibility: the transversal displacements and slopes must be the same for bone and intramedullary nailing.

$$V_x = \sum_{n=1}^4 V_{n,x} \quad V_y = \sum_{n=1}^4 V_{n,y} \quad V_z = \sum_{n=1}^4 V_{n,z} \quad (6)$$

$$M_x = \sum_{n=1}^4 M_{n,x} \quad M_y = \sum_{n=1}^4 M_{n,y} \quad M_z = \sum_{n=1}^4 M_{n,z} \quad (7)$$

$$V_x^{in} = \left(\frac{k_{by}^{in}}{k_{by}^{eq}} \right) V_x \quad V_y^{in} = \left(\frac{k_{bx}^{in}}{k_{bx}^{eq}} \right) V_y \quad V_z^{in} = \left(\frac{k_a^{in}}{k_a^{eq}} \right) V_z \quad (8)$$

$$M_x^{in} = \left(\frac{k_{bx}^{in}}{k_{bx}^{eq}} \right) M_x \quad M_y^{in} = \left(\frac{k_{by}^{in}}{k_{by}^{eq}} \right) M_y \quad M_z^{in} = \left(\frac{k_t^{in}}{k_t^{eq}} \right) M_z \quad (9)$$

Note that each L_c distances are canceled when applying equations (8) and (9). The stresses are estimated by the following expressions (10 - 16).

The intramedullary nailing axial stress is estimated as [5]:

$$\sigma_{z_{axial}}^{in} = \frac{V_z^{in}}{A^{in}} \quad (10)$$

The intramedullary nailing bending stresses are estimated as [5]:

$$\sigma_{z_{bend}}^{in}(x, y) = \frac{M_x^{in}}{I_x^{in}} y - \frac{M_y^{in}}{I_y^{in}} x \quad (11)$$

Where x is a distance, parallel to x axis, from centroid to a generic point and y is a distance, parallel to y axis, from centroid to a generic point. The intramedullary nailing transverse shear stresses are estimated as [5]:

$$\tau_{zx}^{in}(x) = \frac{V_x^{in} Q_{in-y}(x)}{I_y^{in} t_{in-y}(x)} \quad \tau_{zy}^{in}(y) = \frac{V_y^{in} Q_{in-x}(y)}{I_x^{in} t_{in-x}(y)} \quad (12)$$

Where Q is the first moment of area. The torsion shear stress is estimated as [5]:

$$\tau_{zz}^{in}(\rho) = \frac{V_z^{in} \rho}{J^{in}} \quad (13)$$

Where ρ is generic radius between $r_{i_{in}}$ and $r_{o_{in}}$. The von Mises criterion is estimated as [5]:

$$\sigma_z^{in}(x, y) = \sigma_{z_{axial}}^{in} + \sigma_{z_{bend}}^{in}(x, y) \quad (14)$$

$$\tau^{in}(x, y) = \tau_{zx}^{in}(x) + \tau_{zy}^{in}(y) + \tau_{zz}^{in} \quad (15)$$

$$\sigma_{eq} = \{ [\sigma_z^{in}(x, y)]^2 + 3[\tau^{in}(x, y)]^2 \}^{\frac{1}{2}} \quad (16)$$

See Tab.2, in Appendix, for geometric expressions.

Numerical Model

The numerical model was built up using the finite element software ANSYS, to simulate the effect of the muscles loads acting on the bone/ intramedullary nailing set. The forces were applied as shown at Fig. 2. The simulations were carried out using the following

hypothesis: the contact between intramedullary nailing and bone not have relative movements because the rough bone surface, which also is equivalent to a high friction coefficient; the screw surface was considered smooth but the contacts were set without allowing any relative movements too [6].

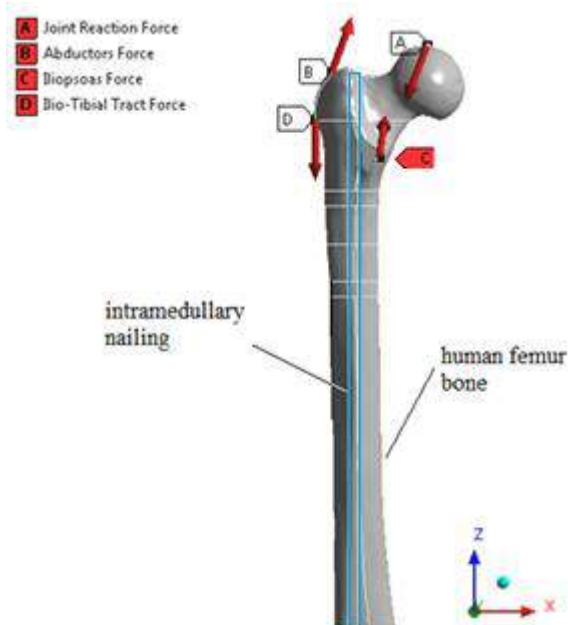


Figure 2: Schematic sketch of a femur loading model. Adapted from [3-4].

The external forces values are (N): $P_1 = (-1,062; -130; -2,800)$, $P_2 = (430; 0; 1,160)$, $P_3 = (78; 560; 525)$ and $P_4 = (0; 0; -1,200)$. The distances between forces point of application and the set cross section centroid are (mm): $d_1 = (50; -6.7; 183)$, $d_2 = (-14; -10; 165)$, $d_3 = (18; -33; 109)$ and $d_4 = (-25; -8.2; 133)$. The cross section bone geometry is defined by $r_o = 15.5$ mm and $r_i = 7.75$ mm, and the cross section intramedullary nailing is defined by $r_{o_in} = 5$ mm and $r_{i_in} = 2.5$ mm.

The bone was modeled as linear, elastic and isotropic, with $E^b = 20$ GPa, $G^b = 8.1$ GPa, $\nu^b = 0.236$. The intramedullary nailing was modeled with an elastoplastic bilinear behavior with isotropic hardening, with $E^{in} = 190$ GPa, $G^{in} = 73$ GPa, $\nu^{in} = 0.3$.

The bone mesh (2.0 mm) is shown at Fig. 3.a and the intramedullary nailing mesh (0.6 mm) is shown at Fig. 3.b. These average mesh dimensions were adopted after a convergence study. 371190 solid elements (SOLID185, SOLID186 and SOLID187) and 81854 contact elements (CONTA174 and TARGE170) were used, as well as 503123 nodes.

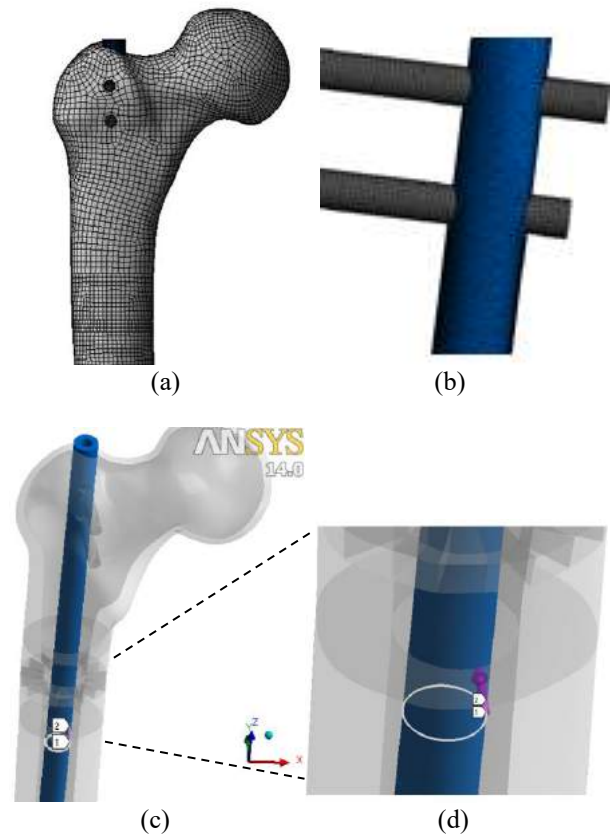


Figure 3: (a) bone mesh, (b) intramedullary nailing and screws mesh, (c) intramedullary nailing and (d) intramedullary nailing cross section path detail.

Note that the path at Fig. 3.d begins at point 1 and ends at point 2 (both points on x_g axis), and the purple arrow points the counterclockwise direction of angle γ increasing.

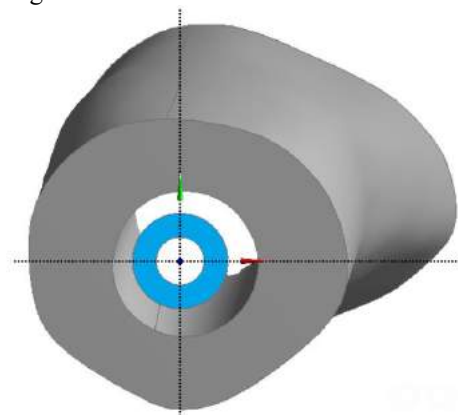


Figure 4: Bone/intramedullary nailing cross section geometry.

At Fig. 4, the path cross section of Fig.3.d is shown transversally, the intramedullary nailing and the bone cross sections are shown, respectively, in blue and gray colors. Note at this cross section the bone internal diameter is pretty circular, on the contrary to the external diameter that is not.

Results

Fig. 5 shows the intramedullary nailing von Mises stress distribution.



Figure 5: Intramedullary nailing von Mises stresses.

MathCad software was used to implement the analytical model expressions. To improve the conditions to compare analytical and numerical models, a path was created at intramedullary nailing diaphysis cross section as shown at Figs. 3.c and 3.d. The von Mises stress results, at this path, was plotted at Fig. 6.

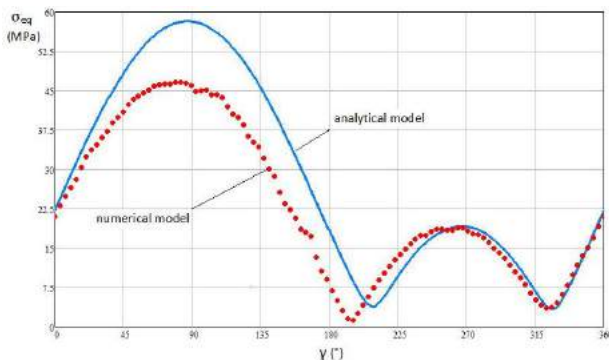


Figure 6: von Mises stress results for analytical and numerical models.

The von Mises results at the path, plotted in Fig. 6, for analytical and numerical models were quite similar, in fact with pretty good performance for $\gamma > 180^\circ$. For the adopted loading and distances, at the set diaphysis cross section, the von Mises stresses varied up to 45 and 60 MPa, according to, respectively, the numerical and analytical models. The maximum von Mises stresses was localized around $\gamma = 90^\circ$ whereas the von Mises minimum stresses was localized around $\gamma = 200^\circ$.

Conclusion

A simplified analytical model was developed, based on mechanics of solids, to estimate von Mises stress distribution at general intramedullary nailing diaphysis cross section inside a human femur bone. The explicit relationship between loads and stresses were obtained and implemented by utilization of an analytical model and compared to F.E. model, used as reference. The obtained results can be used, with caution, to support preliminary intramedullary nailing failure stress analysis.

Acknowledgements

D.K.S. Oliveira and V.H.D. Santos participated of PIBIC Program of CEFET/RJ.

References

- [1] Taylor, M.E., Tanner, K.E., Freeman, M.A.R. and Yettran, A.R. Stress and strain distribution within the intact femur: compression or bending? Med. Eng. Phis., Vol.18, n°2, pp. 122-131; 1996.
- [2] Bitsakos, C., Kerner, J., Fisher, I., Amis, A.A. The effect of muscle loading on the simulation of bone remodelling in the proximal femur. J. of Biomechanics, Vol. 38,p. 133-139; 2005.
- [3] Kenedi, P.P. and Vignoli, L.L., Intramedullary nailing: Analytical and Finite Element Approaches. In Proc. of CBEB 2014. Uberlândia, Brazil; 2014.
- [4] Kenedi, P.P., Vignoli, L.L., Furtado, L.A., Riagusoff, I.I.T. Osteosynthesis Plate Analytic Model. In Proceedings of CONEM 2012. Sao Luis, Brazil; 2012.
- [5] Crandall, S.H., Dahl, N.C., Lardner, T.J. An introduction to the Mechanics of Solids.2nd Edition with SI units, Mc Graw Hill Int. Editions; 1978.
- [6] Lee, H. H., Finite Element Simulations with ANSYS Workbench 14, SDC Publications .

Appendix

Table 2: Geometric expressions.

Bone	Intramedullary nailing
$A^b = \pi(r_o^2 - r_i^2)$	$A^{in} = \pi(r_{o,in}^2 - r_{i,in}^2)$
$I_x^b = \frac{\pi}{4}(r_o^4 - r_i^4)$	$I_x^{in} = \frac{\pi}{4}(r_{o,in}^4 - r_{i,in}^4)$
$I_y^b = I_x^b$	$I_y^{in} = I_x^{in}$
$J^b = \frac{\pi}{2}(r_o^4 - r_i^4)$	$J^{in} = \frac{\pi}{2}(r_{o,in}^4 - r_{i,in}^4)$
$Q_{b,x}(y) = \frac{2}{3}[(r_o^2 - y^2)^{3/2} - (r_i^2 - y^2)^{3/2}]k_r$	$Q_{in,x}(y) = \frac{2}{3}[(r_{o,in}^2 - y^2)^{3/2} - (r_{i,in}^2 - y^2)^{3/2}]k_r$
$(k_r = 0 \text{ for } r_i \leq y \leq r_o, k_r = 1 \text{ otherwise})$	$(k_r = 0 \text{ for } r_{i,in} \leq y \leq r_{o,in}, k_r = 1 \text{ otherwise})$
$Q_{b,y}(x) = \frac{2}{3}[(r_o^2 - x^2)^{3/2} - (r_i^2 - x^2)^{3/2}]k_r$	$Q_{in,y}(x) = \frac{2}{3}[(r_{o,in}^2 - x^2)^{3/2} - (r_{i,in}^2 - x^2)^{3/2}]k_r$
$(k_r = 0 \text{ for } r_i \leq x \leq r_o, k_r = 1 \text{ otherwise})$	$(k_r = 0 \text{ for } r_{i,in} \leq x \leq r_{o,in}, k_r = 1 \text{ otherwise})$
$t_{b,x}(y) = 2\sqrt{r_o^2 - y^2} - 2\sqrt{r_i^2 - y^2}k_r$	$t_{in,x}(y) = 2\sqrt{r_{o,in}^2 - y^2} - 2\sqrt{r_{i,in}^2 - y^2}k_r$
$(k_r = 0 \text{ for } r_i \leq y \leq r_o, k_r = 1 \text{ otherwise})$	$(k_r = 0 \text{ for } r_{i,in} \leq y \leq r_{o,in}, k_r = 1 \text{ otherwise})$
$t_{b,y}(x) = 2\sqrt{r_o^2 - x^2} - 2\sqrt{r_i^2 - x^2}k_r$	$t_{in,y}(x) = 2\sqrt{r_{o,in}^2 - x^2} - 2\sqrt{r_{i,in}^2 - x^2}k_r$
$(k_r = 0 \text{ for } r_i \leq x \leq r_o, k_r = 1 \text{ otherwise})$	$(k_r = 0 \text{ for } r_{i,in} \leq x \leq r_{o,in}, k_r = 1 \text{ otherwise})$

CONFIABILIDADE DA ESTIMATIVA DO MÓDULO TANGENTE DO TENDÃO CALCANEAR

M. S. Pinto*, N. S. F. Martins*, L. L. Menegaldo*, L. F. de Oliveira*[†]

* Programa de Engenharia Biomédica, COPPE/UFRJ, Rio de Janeiro, Brasil

[†]Departamento de Biociências da Atividade Física, EEFD/UFRJ, Rio de Janeiro, Brasil
e-mail: marianasp@peb.ufrj.br

Resumo: O Módulo Tangente parece ser a forma mais adequada para analisar as propriedades mecânicas do tendão calcanear, cuja a metodologia foi recentemente publicada (Oliveira *et al.*, 2016). O objetivo do trabalho é investigar a confiabilidade das medidas utilizadas no cálculo do módulo tangente pela metodologia proposta: ângulo de repouso do tornozelo, braço de momento do tendão, comprimento da perna, comprimento do tendão calcanear, área de secção transversa do tendão, ângulo máximo de dorsiflexão e pico de torque passivo. As medidas foram realizadas em duas visitas ao laboratório em dez indivíduos saudáveis. A confiabilidade dos parâmetros analisados variou de razoável (com CCI de 0,523) a excelente (com CCI de 0,952) e a consistência interna encontrada foi de “moderada” a “muito alta” (alfa de Cronbach variando de 0,687 a 0,975). Os resultados indicam a possibilidade de reproduzir a metodologia e garantir resultados confiáveis na estimativa do módulo tangente.

Palavras-chave: módulo tangente, tríceps sural, tendão calcanear.

Abstract: *The Tangent Modulus seems to be the most appropriate way to analyze the mechanical properties of the Achilles tendon, which methodology was recently published (Oliveira et al., 2016). The purpose of this study is to investigate the reliability of the measurements used to calculate the tangent modulus by the proposed methodology: ankle angle, tendon moment arm, leg length, length of the Achilles tendon, tendon cross-sectional area, maximum dorsiflexion angle and maximum passive torque. Measurements were performed on two visits to the laboratory in ten health subjects. The reliability of the parameters analyzed varied from reasonable (with ICC 0.523) to excellent (with ICC 0.952) and with an internal consistency from "moderate" to "very high" (Cronbach alfa ranging from 0.687 to 0.975). The results indicate the possibility of reproducing the methodology and ensure reliable results in the estimation of the tangent modulus.*

Keywords: *tangent modulus, triceps surae, achilles tendon.*

Introdução

As propriedades mecânicas da Unidade Músculo Tendão (UMT) do tríceps sural são frequentemente estudadas por meio da análise da curva torque x ângulo

de dorsiflexão do tornozelo durante uma mobilização passiva. O coeficiente angular da parte linear desta curva é definido como índice de rigidez passiva (IRP) da UMT [1,2].

Avanços nas técnicas de imagem, em especial a ultrassonografia (US), permitiram acompanhar estruturas músculo tendíneas em tempo real. Monitorando o deslocamento da junção miotendínea (JMT) obtém-se, pela inclinação de uma curva ‘deslocamento JMT’ x torque passivo de dorsiflexão, dados que permitem aprimorar o cálculo do IRP e, assim, identificar o comportamento das propriedades mecânicas dos tecidos (músculo e tendão) individualmente [1,2].

No entanto, para caracterizar tendões de diferentes indivíduos e em diferentes condições e tamanhos, o Módulo de Young (E), parece ser a propriedade mecânica mais adequada a ser avaliada, quando comparada ao IRP global da estrutura [3]. Poucos estudos estimaram o módulo de Young do tendão calcanear (TC) e estes, apresentaram certas limitações e resultados controversos. Alguns estudos incluem o braço de momento (BM) e a área de secção transversa (AST) do TC no cálculo do módulo de Young e consideram tais parâmetros com valores constantes [4,5]. Todavia, levando em conta a geometria anatômica do TC, sabe-se que deformações longitudinais decorrentes de uma força de tração implicam diretamente na dimensão da AST. Ademais, é sabido ainda que o BM do TC varia em função do ângulo articular [6]. Vegari *et al.* [7] observaram o comportamento não-linear do tendão e sua capacidade de grandes deformações *in vitro*. Desta forma, um valor constante de E não seria apropriado para representar esta propriedade mecânica do material do tendão de Aquiles.

De maneira alternativa, o módulo tangente pode ser definindo como a derivada local da tensão em função da deformação [8]. Para o cálculo do módulo tangente, Oliveira *et al.* [3] apresentaram valores de BM e AST variando em função do ângulo do tornozelo durante a mobilização passiva. A AST variável foi obtida pelo coeficiente de Poisson aplicado na AST de repouso e a variação do BM por equações de regressão propostas por Menegaldo *et al.* [6]. A tensão foi calculada como a razão entre a força axial e a AST. A deformação, por sua vez, foi calculada como a integral das deformações em função da mudança de comprimento do TC. Até o presente momento, esta parece ser a forma mais adequada para analisar as propriedades mecânicas do TC.

Para garantir a consistência interna e a repetibilidade

das medidas dos parâmetros utilizados para compor o cálculo do módulo tangente, faz-se necessário a realização de estudos de confiabilidade da estimativa do módulo tangente. É preciso ainda, identificar o erro presente nas medidas, indicando a variabilidade dos parâmetros, a fim de que se conclua se a metodologia é capaz de replicar resultados confiáveis.

Deste modo, o objetivo do trabalho é investigar a confiabilidade da estimativa do módulo tangente pela metodologia proposta por Oliveira *et al.* [3] e, portanto, dos parâmetros empregados para o cálculo do mesmo: ângulo de repouso do tornozelo (ART), BM, comprimento da perna (CP), comprimento do tendão calcanear livre (CTC), AST, ângulo máximo de dorsiflexão (AMD) e pico de torque passivo (PTP).

Materiais e métodos

Amostra – A amostra foi composta por indivíduos de ambos os sexos (n=10), com idade média de 25,35±4,81 anos, peso médio de 65,55±12,58 kg e altura média de 1,67±0,08m. Todos os indivíduos assinaram o termo de consentimento livre e esclarecido (TCLE). A pesquisa foi aprovada pelo Comitê de Ética em Pesquisa do Hospital Universitário Clementino Fraga Filho da UFRJ.

Equipamentos – O sinal de torque e o sinal eletromiográfico (EMG) do gastrocnêmio lateral foram adquiridos de forma sincronizada através de um sistema de aquisição de dados, durante o movimento executado por um dinamômetro isocinético Biodex 4 System Pro (Biodex Medical Systems Inc, Nova Iorque, EUA). Para monitorar o deslocamento da JMT, foi utilizado um aparelho de ultrassom (modelo EUB-405, Hitachi Medical Corporation, Tóquio, Japão), com um transdutor linear de 80 mm (frequência fundamental de 7,5MHz, campo de imagem de 65,0 x 80,3mm).

Procedimentos – Cada indivíduo fez duas visitas ao laboratório, com intervalo mínimo de um dia, para a realização dos mesmos procedimentos. A primeira medida adquirida foi o comprimento da perna (CP), considerado o comprimento total da JMT [9]. Com uma fita métrica, o mesmo avaliador mediu a distância entre a interlinha articular do joelho e o ápice do maléolo lateral. Logo após, o indivíduo era posicionado em decúbito ventral com o tornozelo relaxado, e então uma foto era adquirida com o auxílio de um nível prumo para garantir a captura adequada. Em seguida, eram adquiridas por US duas imagens transversais a 2 cm da inserção do TC (para medir a AST) e duas imagens longitudinais do TC (para medir a espessura para o cálculo do BM). Ainda com o auxílio do ultrassom, eram identificadas a inserção do TC e a JMT do músculo tríceps sural (TS), sendo a medida da distância entre essas duas estruturas o comprimento do tendão (CT). No próximo passo, os indivíduos foram posicionados sentados no dinamômetro, mantendo o joelho direito em extensão completa, o quadril fletido e o tronco com inclinação de 85°. O pé direito foi preso à plataforma do equipamento com tiras de velcro mantendo o maléolo lateral alinhado com o centro de rotação do equipamento. O teste consistiu de 5 ciclos de

mobilizações passivas consecutivas do tornozelo, partindo da amplitude de 30° de flexão plantar até o limite de dorsiflexão (DF) de cada indivíduo, em uma velocidade de 0,087 rad/s (5°/s). Os participantes foram orientados a não realizar qualquer resistência ao movimento. Os sinais de EMG e torque foram sincronizados. Para o monitoramento do deslocamento da JMT, foi gravado um vídeo de US e o transdutor se manteve manualmente fixado à pele do indivíduo, sempre pelo mesmo avaliador, na mesma posição em que foi medido o comprimento do tendão.

Análise dos parâmetros – Os parâmetros avaliados para este estudo de confiabilidade foram adquiridos e medidos de diferentes modos. Os valores do deslocamento da JMT durante a mobilização passiva da DF do tornozelo foram incluídos posteriormente para o cálculo do módulo tangente. O vídeo do deslocamento foi desfragmentado em quadros de 0,5 em 0,5 segundos e cada quadro foi medido com o auxílio do software livre *ImageJ* (NIH, Maryland, USA). Foi medida a distância horizontal da JMT até a borda direita da imagem em cada quadro, fornecendo os valores de deslocamento da JMT por ângulo de cada indivíduo.

O ângulo de repouso do tornozelo (ART), foi medido na foto adquirida durante a coleta, por ferramenta do *software ImageJ* (NIH, Maryland, USA). Assim como a AST do TC, cada imagem da AST foi medida duas vezes, totalizando 8 medidas para cada indivíduo (2 imagens por dia, 2 medidas por imagem) e a média de cada dia foi considerada para o cálculo final do módulo tangente. Para a análise do BM, empregou-se o protocolo de Zhao *et al.* [4]. A mesma foto do tornozelo foi utilizada, e também com ferramenta do *software*, mediu-se a distância entre o ápice do maléolo lateral e pele. Desse valor, era subtraído a distância entre a pele e a metade da espessura do TC (obtida pela imagem longitudinal de US e medida com a mesma ferramenta do *Image J*). O resultado da subtração foi definido como BM (Figura 1). A amplitude máxima de dorsiflexão (AMD) e o pico de torque passivo nesse ângulo (PTP) foram fornecidos pelo dinamômetro.

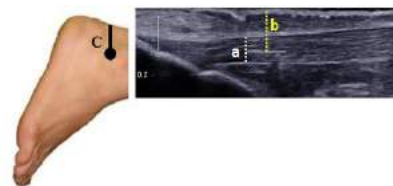


Figura 1 – Estimativa do BM do TC (BM= c – b)

Análise do Módulo Tangente – O módulo tangente (E_t) de uma estrutura é definido como a derivada local da tensão axial (σ_{true}) relativa à deformação axial (ϵ_{true}) [3]:

$$E_t = \frac{d\sigma_{true}}{d\epsilon_{true}} \quad (1)$$

A tensão verdadeira é definida como:

$$\sigma_{true} = \frac{F}{AST_{true}} \quad (2)$$

Sendo F a força do tendão e AST_{true} a área de secção transversa verdadeira. Já a força do tendão é calculada como $F = \frac{M}{BF(AA)}$, em que M é o torque passivo articular, BM é o braço de momento do tendão relacionado com o centro articular, e AA é o ângulo do tornozelo [3].

A AST_{true} é estimada considerando uma forma elíptica com semi-eixos a e b , sendo $AST = \pi ab$. A dimensão da AST varia de acordo com as deformações do TC durante mobilização do tornozelo, sendo possível estimá-la a partir da definição do Coeficiente de Poisson como descrito na metodologia de Vegari *et al.* [7].

A deformação verdadeira (ε_{true}) é então calculada integrando $d\varepsilon_{true} = \frac{dL^T}{L^T}$, em que L^T é o comprimento do tendão após determinado incremento axial [3].

Análise Estatística – Para a análise estatística foi utilizado o programa SPSS, versão 21 (SPSS IBM, New York, U.S.A). O nível de significância estabelecido foi $\alpha=0,05$. A confiabilidade das medidas dos parâmetros analisados foi determinada pelo CCI (mínimo e máximo) e *alfa de Cronbach*. O teste *Kolmogorov Smirnov* constatou a distribuição normal dos dados ($p>0,05$). Para verificar as diferenças das medidas interdias aplicou-se o teste paramétrico ANOVA one-way. O teste Levene indicou homocedasticidade em todos os parâmetros (valor de F variando de 0,062 para ângulo de repouso a 2,079 para ângulo máximo de dorsiflexão; e valores p de 0,68 a 1,0). Neste caso, a medida utilizada para verificar a variabilidade dos valores das medidas foi o erro típico da medida (ETM) obtido pela raiz quadrada do *Mean Square Error*, o erro quadrático médio fornecido pela estatística da ANOVA, conforme sugerido por Palmer *et al.* [10].

Resultados

Os valores de média e desvio padrão dos parâmetros analisados nos dias 1 e 2 estão apresentados na Tabela 1. A ANOVA não detectou diferenças significativas entre nenhum dos parâmetros analisados.

Quanto à análise de confiabilidade, o CCI variou de razoável (BM com CCI de 0,523) a excelente (AST com CCI de 0,952). A consistência interna dos parâmetros testados foi de “alta” a “muito alta” (com *alfa de Cronbach* variando de 0,801 a 0,975), com exceção do BM, em que o *alfa de Cronbach* foi 0,687, indicando consistência moderada. Os valores de CCI (mínimo e máximo) e *alfa de Cronbach* estão discriminados na Tabela 2.

Constatada a ausência de heterocedasticidade (pelo teste de Levene), a variabilidade dos dados foi estimada pelo cálculo do ETM. Os valores absolutos e relativos de erro típico da medida para cada parâmetro estão descritos na Tabela 2.

Tabela 1: Valores de média e DP dos dias 1 e 2 dos parâmetros analisados.

Parâmetros	Média D1	Média D2
Ângulo de Repouso (°)	22,17 ± 4,35	21,73 ± 4,09
Braço de momento (m)	0,03 ± 0,007	0,030 ± 0,008
CP (cm)	38,9 ± 1,37	38,9 ± 1,79
CT (mm)	174,8 ± 15,99	173,5 ± 20,68
AST (mm ²)	45 ± 4,55	44,68 ± 4,04
AMD (°)	-31,6 ± 7,42	-32,8 ± 5,43
PTP (Nm)	24,39 ± 6,98	23,77 ± 5,13
Módulo Tangente (Mpa)	365,21 ± 149,03	360,87 ± 147,75

CP (comprimento da perna), CT (comprimento do tendão calcanear), AST (área de secção transversa do tendão), AMD (ângulo máximo de dorsiflexão), PTP (pico de torque passivo).

Tabela 2: Coeficientes da confiabilidade interdias (CCI, mínimo e máximo e *alfa Cronbach*) e valores de variabilidade (ETM, absoluto e relativo) de todos os parâmetros analisados.

Parâmetros	CCI	α Cronbach	ETM
Ângulo de Repouso (°)	0,802 (0,386-0,947)	0,890	4,12 (13,76%)
Braço de momento (m)	0,523 (0,115-0,856)	0,687	0,005 (0,69%)
CP (cm)	0,921 (0,712-0,980)	0,954	1,55 (3,78%)
CT (mm)	0,888 (0,613-0,971)	0,940	18,01(8,78%)
AST (mm ²)	0,952 (0,820-0,988)	0,975	4,19 (8,26%)
AMD (°)	0,738 (0,245-0,928)	0,849	6,36 (19,75%)
PTP (Nm)	0,668 (0,111-0,906)	0,801	5,97 (15,68%)
Módulo Tangente (Mpa)	0,769 (0,311-0,973)	0,870	144,45 (22,21%)

CP (comprimento da perna), CT (comprimento do tendão calcanear), AST (área de secção transversa do tendão), AMD (ângulo máximo de dorsiflexão), PTP (pico de torque passivo).

Discussão

A confiabilidade da estimativa dos parâmetros aqui analisados variou de razoável (BM com CCI de 0,523) a excelente (AST com CCI de 0,952). O valor mínimo de CCI foi referente ao BM e isso pode ser justificado pelo modo como é calculado (Figura 1), dependente de outras variáveis que podem incluir diferentes fontes de erro. Embora a confiabilidade tenha sido razoável e a consistência interna moderada para este parâmetro, o ETM foi baixo (0,69%).

Os valores de ETM indicaram baixa variabilidade das medidas, e o maior valor relativo encontrado foi 22%, referente a confiabilidade da estimativa do módulo tangente.

A estimativa da consistência interna que verifica a correlação das medidas tem sido negligenciada em vários estudos sobre o tecido muscular [10]. Com exceção do BM, em que o *alfa de Cronbach* foi 0,687 (indicando consistência moderada), todos os outros parâmetros testados apresentaram consistência interna de “alta” a “muito alta” (com *alfa de Cronbach* variando de 0,801 a 0,975).

Alguns desses parâmetros, ou seja, algumas das propriedades morfológicas, mecânicas e de materiais do TC, foram avaliados por outros estudos que apresentaram valores próximos aos encontrados no presente trabalho [1,2]. O BM do TC em repouso, medido conforme protocolo de Zhao *et al.* [4], apresentou média de 0,03 m, o mesmo valor de média reportado por Oliveira *et al.* [3].

Quanto aos parâmetros AMD e PTP, os valores de médias obtidos no presente estudo foram de 21,95° e 24,08 Nm, respectivamente (média entre os 2 dias). Tais valores são próximos aos apresentados por Oliveira *et al.* [9] (24° e 32,17 Nm, respectivamente) e Abellaneda *et al.* [1], que para 24° de amplitude de dorsiflexão, apresentaram um PTP de 30 Nm.

Sobre a AST do tendão em repouso, o presente trabalho demonstrou valores médios de 44,84 mm², valores estes inferiores aos descritos por Arya and Kulig [5] (56,23 mm²). Tal fato pode ser explicado por diferenças na amostra que compõe os dois estudos, uma vez que o trabalho citado utilizou uma amostra com média de idade bem superior (44,83 anos) à média de idade da amostra deste trabalho (25,35 anos). Segundo Magnusson *et al.* [11] indivíduos mais velhos apresentam AST do tendão maior que indivíduos mais jovens. Isso é ratificado por Tweedell *et al.* [12] que em seu estudo apresenta valores de média da AST do TC maiores em homens idosos (64,49 mm²) que em homens jovens (44,12 mm²), sendo os últimos similares aos valores encontrados no presente estudo (45 mm²).

Já o módulo tangente do TC, *in vivo*, só foi relatado na literatura, até então, por Oliveira *et al.* [3]. Os autores apresentam média de 312,38 Mpa, enquanto neste estudo, a média de valores foi de 363,04 Mpa. Resultados semelhantes eram esperados, uma vez que a metodologia empregada foi a mesma e a amostra similar.

Poucos estudos avaliaram a confiabilidade da estimativa de parâmetros que representem propriedades mecânicas do TC. Tweedell *et al.* [12] avaliaram a confiabilidade das medidas da AST do TC. Os autores encontraram excelente confiabilidade (CCI de 0,80 a 0,98) e ETM máximo de 8,68%, valores análogos aos apresentados no presente trabalho para esse parâmetro (CCI de 0,820 a 0,988) e ETM de 8,26%.

Uma breve confiabilidade foi realizada na pesquisa de Oliveira *et al.* [3]. Os autores testaram a confiabilidade do módulo tangente repetindo o protocolo empregado em 4 indivíduos e encontraram CCI de 0,952. O valor de CCI apresentado pelos autores é próximo ao encontrado no presente estudo, indicando excelente confiabilidade nas duas pesquisas (CCI de 0,769).

Conclusão

A confiabilidade determinada pelo CCI indicou excelente reprodutibilidade para a maior parte dos parâmetros (com exceção do BM que indicou reprodutibilidade razoável) e a reprodutibilidade, determinada pelo alfa de Cronbach, mostrou excelente consistência (também com exceção do BM que foi moderada). Isso indica que se deve dedicar maior atenção

às medidas do BM e a realização de um futuro estudo de sensibilidade dos parâmetros para estimativa do módulo tangente.

A metodologia proposta por Oliveira *et al.* [3] para o cálculo do módulo tangente do tendão calcâneo, empregada nesse estudo, mostrou-se reprodutível, apresentando excelentes indicadores de confiabilidade.

Agradecimentos

Os autores agradecem o apoio financeiro das instituições agências CNPq, CAPES, FINEP e FAPERJ.

Referências

- [1] Abellaneda, S., Guissard, N., Duchateau, J. "The relative lengthening of the myotendinous structures in the medial gastrocnemius during passive stretching differs among individuals", *Journal of applied physiology*, 106, 169-77, 2009.
- [2] Nakamura, M., Ikezoe, T., Ichihashi, T. "Effects of a 4-week static stretch training program on passive stiffness of human gastrocnemius muscle-tendon unit *in vivo*," *European journal of applied physiology*, 112, 2749-55, 2012.
- [3] Oliveira, L.F., Peixinho, C., Silva, G., Menegaldo. "In vivo passive mechanical properties estimation of Achilles tendon using ultrasound". *Journal of Biomechanics*, V5, 133-141, 2016.
- [4] Zhao, H., Ren, Y., Wu, Y., Liu, S.Q., Zhang, L., "Ultrasonic evaluations of Achilles tendon mechanical properties poststroke. *Journal of Applied Physiology* 106, 843-849, 2009.
- [5] Arya, S., Kulig, K. "Tendinopathy alters mechanical and material properties of the Achilles tendon", *Journal of Applied Physiology*, 108, 670-675, 2010.
- [6] Menegaldo, L.L., Fleury, A.T., Weber, H.I. Moment arms and musculotendon lengths estimation for a three-dimensional lower-limb model. *Journal of Biomechanics* 37, 1447-1453, 2004.
- [7] Vergari, C., Pourcelot, P., Holden, L., Ravary-Plumioën, B., Gerard, G., Laugier, P., Mitton, D., Crevier-Denoix, N. "True stress and Poisson's ratio of tendons during loading. *Journal of Biomechanics* 44, 719-724, 2011.
- [8] Popov, E.P. *Engineering Mechanics of Solids*. Prentice-Hall, New York, 1990.
- [9] Magnusson, S. "Passive properties of human skeletal muscle during stretch maneuver", *Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports*, 8, 65-77, 1998.
- [10] Palmer, T.B., Akehi, K., Thiele, R.M., Smith, D.B., & Thompson, B.J. Reliability of Panoramic Ultrasound Imaging in Simultaneously Examining Muscle Size and Quality of the Hamstring Muscles in Young, Healthy Males and Females. *Ultrasound in Medicine & Biology*, 41(3), 675-684, 2015.
- [11] Magnusson SP, Beyer N, Abrahamsen H, Aagaard P, Neergaard K, and Kjær M. Increased cross-sectional area and reduced tensile stress of the Achilles tendon in elderly compared with young women. *J Gerontol* 58: 123-127, 2003.
- [12] Tweedell AJ, Ryan ED, Scharville MJ, Rosenberg JG, Sobolewski EJ, Kleinberg CR. The influence of ultrasound measurement techniques on the age-related differences in Achilles tendon size. *Exp Gerontol*, 2016.

ANÁLISE ELETROMIOGRAFICA DOS MÚSCULOS ENVOLVIDOS NO EXERCÍCIO SUPINO RETO NAS FASES EXCÊNTRICA E CONCÊNTRICA

L. A. Rodrigues*, A. A. Pereira*, S. S. Santos**, I. M. Oliveira*, D. A. Furtado**, B. G. Silva*

* Faculdade de Engenharia Elétrica, Universidade Federal de Uberlândia, Uberlândia, Brasil.

** Faculdade de Educação Física, Universidade Federal de Uberlândia, Brasil.

e-mail: lisiaarodrigues@hotmail.com

Resumo: O exercício supino reto é um dos mais utilizados para desenvolvimento de força da parte superior do corpo, em que algumas pesquisas realizadas vêm usando a eletromiografia de superfície (EMG) para sua análise. Essa vem sendo uma ferramenta amplamente utilizada na biomecânica esportiva, cujos músculos deltoide anterior (DA), peitoral maior (PM) e tríceps braquial (TB), são os mais estudados neste movimento. Porém, são encontrados poucos estudos que analisam a participação e atividade elétrica do músculo bíceps braquial (BB), músculo antagonista do movimento. Com isso, este trabalho tem como objetivo avaliar por meio da EMG os músculos DA, PM, TB e BB no exercício supino reto em atleta de alto rendimento. O voluntário foi instruído a realizar uma repetição do movimento de supino (subida e descida da barra) com 95% da carga máxima (1RM) estabelecida na última competição da última temporada. Os valores de RMS (% CIVM) encontrados foram. Os valores encontrados para os músculos do lado direito foram de 58,68 ($\pm 1,35$) para o músculo TB; 5,62 ($\pm 1,09$) para BB; 89,94 ($\pm 1,54$) para DA; e 71,24 ($\pm 9,96$) para PM, na fase excêntrica. Na fase concêntrica foram encontrados os valores de 38,91 ($\pm 14,59$) para TB; 11,66 ($\pm 6,28$) para BB; 99,21 ($\pm 24,29$) para DA; e 74,71 ($\pm 7,53$) para PM. Para os músculos do lado esquerdo foram de 99,23 ($\pm 14,27$) para o músculo TB; 15,06 ($\pm 8,47$) para BB; 60,31 ($\pm 2,16$) para DA; e 67,92 ($\pm 4,29$) para PM, na fase excêntrica; enquanto que na fase concêntrica foram de 58,94 ($\pm 141,16$) para TB; 31,99 ($\pm 23,52$) para BB; 77,45 ($\pm 21,00$) para DA; e 99,32 ($\pm 35,82$) para PM. Na comparação dos lados direito e esquerdo, percebeu-se um valor RMS (% CIVM) mais alto nos músculos do lado esquerdo, quando comparado com o direito, com exceção do músculo DA que teve seu RMS (% CIVM) maior do lado direito. Comparando os testes, o músculo TB teve uma queda na ativação, diferente do músculo BB que teve um aumento na sua ativação, ambos nas fases excêntricas e concêntricas do movimento supino reto.

Palavras-chave: Supino Reto, Eletromiografia, Biomecânica Esportiva.

Abstract: The bench press exercise is one of the most used for upper body strength development, in which some research carried out have been using surface electromyography (EMG) for analysis. This has been a widely used tool in sports biomechanics, whose previous deltoid muscles (AD)), pectorals major (PM) and triceps

(BT) are the most studied in this movement. However, they are found few studies that analyze the participation and electrical activity of the biceps muscle (BB), movement of the antagonist muscle. Thus, this study aims to evaluate the EMG through the muscles AD, PM, BT and BB in the bench press exercise in high-performance athlete. The volunteer was instructed to perform a repetition of the bench press movement (up and down the bar) with 95% of the maximum load (1RM) established in the last race of last season. The RMS values (% CIVM) were found. The values found for the muscles on the right side were 58.68 (± 1.35) for TB muscle; 5.62 (± 1.09) to BB; 89.94 (± 1.54) for AD; and 71.24 (± 9.96) for PM, the eccentric phase. The concentric phase were found values of 38.91 (± 14.59) for TB; 11.66 (± 6.28) for BB; 99.21 (± 24.29) for AD; and 74.71 (± 7.53) for PM. For the muscles of the left side were 99.23 (± 14.27) for the TB muscle; 15.06 (± 8.47) for BB; 60.31 (± 2.16) for AD; and 67.92 (± 4.29) for PM in eccentric phase; while the concentric phase were 58.94 (± 141.16) for TB; 31.99 (± 23.52) for BB, 77.45 (± 21.00) for DA, and 99.32 ($\pm 35,82$) for PM. In comparing the right and left, it was realized an RMS value (% CIVM) higher in the left side muscle when compared to the right, with the exception of DA muscle that had its RMS (% CIVM) higher right. Comparing the tests, the TB muscle had a decrease in activation, unlike the BB muscle that had an increase in their activation, both the eccentric and concentric phases of bench press movement

Keywords: Bench Press, Electromyography, Sports Biomechanics.

Introdução

Sabe-se, por meio de estudos científicos já realizados, que o exercício supino reto é um dos mais utilizados para desenvolvimento de força de membro superior do corpo, em que algumas pesquisas realizadas vêm usando a eletromiografia de superfície (EMG) com o intuito de medir e avaliar a atividade elétrica de diferentes músculos durante a execução do movimento de descida e subida de barra, com o objetivo de investigar qual a melhor prescrição do mesmo de acordo com a variação do banco, diferenças de pegadas na barra, assim como melhor recrutamento muscular [1,2].

EMG é uma ferramenta para avaliação da atividade elétrica do músculo e utilizada na biomecânica esportiva e suas áreas de conhecimento aplicadas auxiliam na

análise de causas e parâmetros relacionados ao movimento esportivo, analisando seus efeitos produzidos em relação à otimização do rendimento [3]. O exercício supino reto se inicia com a descida da barra, ocorrendo uma contração excêntrica onde o atleta sai da posição inicial, levando a barra ao peito, seguida da fase concêntrica, havendo a subida da barra, dada pela extensão completa dos cotovelos [4].

Os movimentos articulares envolvidos na ação excêntrica do movimento são: retração das escápulas, abdução horizontal dos ombros, flexão dos cotovelos, adução dos ombros, extensão da coluna. Já na ação concêntrica se tem: abdução dos ombros, adução horizontal dos ombros, extensão dos cotovelos, extensão da coluna [5]. As ações musculares tanto na ação excêntrica e ação concêntrica envolvem os músculos tríceps, peitoral maior, deltoide anterior e bíceps.

Em muitas pesquisas relacionadas ao movimento supino reto, encontra-se diversos testes (força, velocidade) envolvendo tais músculos. São poucos destas pesquisas que analisam a participação e atividade elétrica do músculo bíceps braquial. São encontrados resultados de valores de RMS, indicando variações na frequência de disparo e amplitude da atividade muscular [6].

Com isso, este trabalho tem como objetivo avaliar através da EMG o valor RMS dos músculos deltoide anterior (DA), peitoral maior (PM), tríceps braquial (TB) e bíceps braquial (BB), no exercício supino reto, realizado por um atleta de alto nível, comparando os valores obtidos entre eles, e com os achados na literatura bibliográfica.

Materiais e métodos

Trata-se de um estudo observacional transversal, onde os testes foram realizados no Laboratório de Biomecânica da Faculdade de Educação Física e Fisioterapia da Universidade Federal de Uberlândia com aprovação do Comitê de Ética em Pesquisa da citada instituição (CEP/UFU 735.019).

Participou deste estudo 1 indivíduo com idade de 43 anos, peso 96,6 kg, com estatura de 1,79 m, sendo considerado atleta de alto rendimento, possuindo pontuação no ranking mundial de levantamento de peso.

Para a realização do movimento supino reto, foram utilizadas 12 anilhas oficiais – 2 anilhas de 5 kg, 2 anilhas de 10 kg, 2 anilhas de 15 kg, 2 anilhas de 20 kg e 4 anilhas de 25 kg –; um banco oficial de competição com 2,10 m de extensão e 61 centímetros de largura, na extremidade do banco e em direção a cabeça, o banco estreita-se para menos de 30 centímetros e com altura variada entre 45 e 50 centímetros do solo; um suporte para barra; uma barra de 20 kg, 2,20 m de comprimento e 28 mm de diâmetro; e duas presilhas de 2,5 kg colocadas nas extremidades da barra para segurar as anilhas.

Foram realizadas as coletas da contração isométrica voluntária máxima (CIVM), sendo três tentativas para cada músculo envolvido na pesquisa, com duração de 10 segundos em cada teste e 2 minutos de intervalo. O teste foi realizado com o voluntário em decubito dorsal no

banco de competição, realizando sua força máxima contra uma resistência.

Posteriormente, o voluntário foi familiarizado com a carga a ser levantada, 95% da carga máxima (1RM) estabelecida na última competição da última temporada, e após foi instruído a realizar uma repetição do movimento de supino. O mesmo executou três tentativas com um intervalo de cinco minutos entre elas.

Dados do EMG foram coletados para os músculos peitoral maior (PM), tríceps braquial (TB), deltoide anterior (DA) e bíceps braquial (BB) de ambos os lados, através do aparelho EMGsystem SAS1000V16 (EMG System do Brasil).

Os eletrodos eram ativos simples diferenciais de Ag/AgCl e foram devidamente colocados nos músculos de ambos os membros superiores (esquerdo e direito), com uma distância de 20 mm entre os mesmos, de acordo com as recomendações estabelecidas pelo SENIAM (Surface Electromyography for the Non-Invasive Assessment of Muscles) desenvolvidas pela ISEK (International Society of Electrophysiology and Kinesiology). O eletrodo de referência foi posicionado no Acrômio

Após a coleta, foi utilizado o programa Matlab® para calcular os valores Root Mean Square (RMS) dos músculos envolvidos na pesquisa. Os dados foram passados para txt. e plotados no programa, onde o mesmo já mostrava os resultados, através de algoritmos matemáticos implementados no software.

Os resultados foram utilizados para comparações entre fases excêntrica e concêntrica, assim como comparações entre os valores RMS somente na fase excêntrica e somente na fase concêntrica. Para normalização dos dados, foi adotada um valor de 100% da CIVM, determinada pela média dos 3 valores dos músculos direito e dos 3 valores dos músculos esquerdo, obtidos em cada músculo avaliado

Resultados

Após a normalização dos dados, foi realizado uma média dos valores de RMS (% CIVM) para todas as três tentativas realizadas pelo voluntário, tanto para a fase excêntrica quanto para a fase concêntrica

Os valores encontrados para os músculos do lado direito foram de 58,68 (\pm 1,35) para o músculo TB; 5,62 (\pm 1,09) para BB; 89,94 (\pm 1,54) para DA; e 71,24 (\pm 9,96) para PM, na fase excêntrica. Já na fase concêntrica foram encontrados os valores de RMS (% CIVM) de 38,91 (\pm 14,59) para TB; 11,66 (\pm 6,28) para BB; 99,21 (\pm 24,29) para DA; e 74,71 (\pm 7,53) para PM (Figura 1).

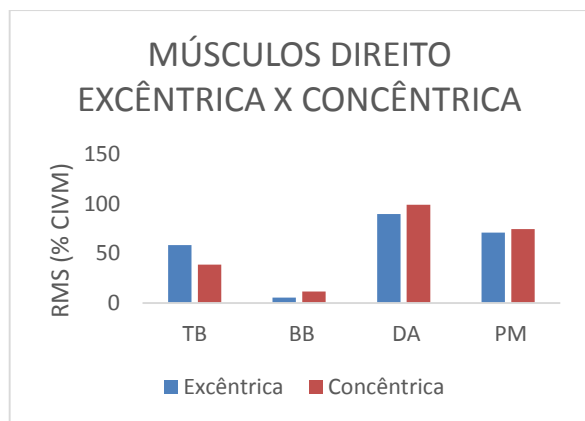


Figura 1: Comparação valor médio de RMS dos músculos direitos nas fases excêntricas e concêntricas.

Os valores de RMS (% CIVM) encontrados para os músculos do lado esquerdo foram de 99,23 ($\pm 14,27$) para o músculo TB; 15,06 ($\pm 8,47$) para BB; 60,31 ($\pm 2,16$) para DA; e 67,92 ($\pm 4,29$) para PM, na fase excêntrica; enquanto que na fase concêntrica foram encontrados os valores de RMS (% CIVM) de 58,94 ($\pm 141,16$ para TB; 31,99 ($\pm 23,52$) para BB; 77,45 ($\pm 21,00$) para DA; e 99,32 ($\pm 35,82$) para PM (Figura 2).

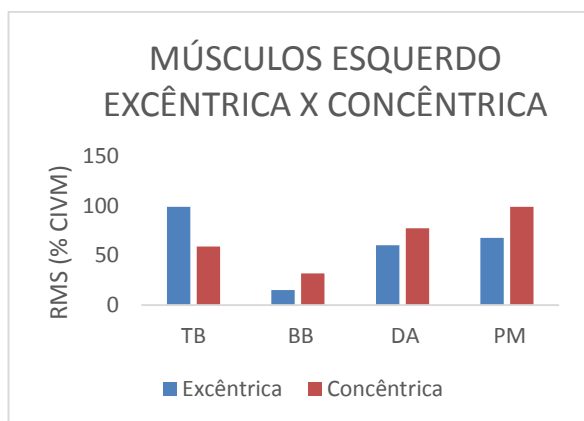


Figura 2: Comparação valor médio de RMS dos músculos esquerdos nas fases excêntricas e concêntricas.

Os resultados das análises do movimento supino reto completo apresentaram valores RMS (% CIVM) de 48,7069 ($\pm 13,85$) para TB direito e 79,09 ($\pm 28,49$) para TB esquerdo. Para BB direito 8,64 ($\pm 4,26$) e 23,53 ($\pm 11,96$) para BB esquerdo. Valor de 94,57 ($\pm 6,55$) para DA direito e 68,89 ($\pm 12,10$) para DA esquerdo. Para os músculos PM direito e esquerdo, foram obtidos os valores de 72,97 ($\pm 2,45$) e 83,62 ($\pm 22,20$), respectivamente (Figura 3).

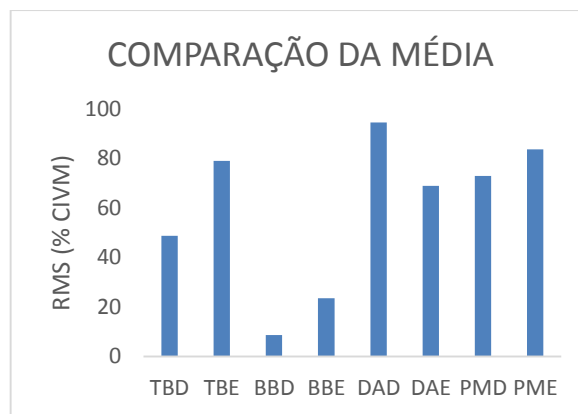


Figura 3: Comparação valor médio de RMS dos músculos esquerdos e direitos do movimento supino reto completo.

Discussão

De acordo com os valores RMS (% CIVM) encontrados, pode-se observar que houve uma maior ativação de DA direito e esquerdo na fase concêntrica, quando comparado à fase excêntrica do mesmo músculo. Isso se deve ao fato de que quando se tem uma flexão horizontal, rotação medial e abdução de ombro, o músculo atuante é o deltoide; e esses movimentos são encontrados na fase concêntrica [6].

O músculo TB direito e esquerdo foi mais ativado durante a fase excêntrica, podendo ser explicado pelo fato da necessidade de segurar o movimento de descida da barra, e por possuir um volume médio (cm^3) e comprimento (cm) maior em relação aos demais músculos [7].

Os valores encontrados para PM esquerdo indicam que o mesmo teve maior ativação tanto na fase excêntrica quanto na concêntrica vão de acordo aos estudos encontrados na literatura bibliográfica [8, 9, 10, 11], que indicam que existe uma maior ativação do mesmo em relação aos demais músculos, pois ele tem o papel de desacelerar o movimento durante a abdução horizontal do ombro. Esta função é influenciada pela postura em decúbito dorsal do atleta e pelo acréscimo de carga.

A ativação do músculo BB foi maior na fase concêntrica do exercício do que quando analisado na fase excêntrica, de ambos os lados, indicando um resultado diferente quando comparado ao estudo de Schutz et. all. (2012), em que encontravam-se alguns voluntários sedentários, podendo este parâmetro ter influenciado nos resultados, pois os mesmos apresentaram um controle motor diferenciado aos dos treinados [12].

Comparando os valores obtidos nos três testes realizados pelo atleta pode-se notar que houve uma queda na ativação do músculo TB tanto na fase excêntrica quanto na fase concêntrica, podendo ter surgido com a fadiga muscular, o que explica o aumento da atividade do músculo BB nas fases excêntricas e concêntricas, visto que é um músculo antagonista do movimento, sugerindo que um atleta de alto rendimento e com anos de treinamento pode recrutar músculos antagonistas para auxiliar no movimento, explicando assim a correlação

positiva entre TB e BB.

A maior ativação dos músculos DA e PM, ambos direito e esquerdo, em comparação com os demais músculos, se dá pelo fato de que na fase concêntrica do exercício os movimentos realizados são de flexão e adução do ombro à 90 graus, onde se encontra maior torque dos músculos PM e DA [13].

Conclusão

Através dos resultados encontrados na pesquisa, conclui-se que a ativação do músculo PM é maior na fase concêntrica, já na fase excêntrica é encontrada maior ativação do músculo DA. O músculo TB teve uma ativação maior na fase excêntrica comparando com os demais músculos, já na fase concêntrica foi o menos ativado.

Comparando os testes, o músculo TB teve uma queda na ativação, diferente do músculo BB que teve um aumento na sua ativação, ambos nas fases excêntricas e concêntricas do movimento supino reto.

É necessário a realização de mais estudos envolvendo o BB, visto que o que se encontra na literatura é que o mesmo é pouco ativado no exercício de supino reto.

Na comparação dos lados direito e esquerdo, percebeu-se um valor RMS (% CIVM) mais alto nos músculos do lado esquerdo, quando comparado com o direito, com exceção do músculo DA que teve seu RMS (% CIVM) maior do lado direito.

É de grande importância a realização de novos estudos envolvendo atletas de alto rendimento comparados a não treinados, para observarmos a diferença que um treinamento pode fazer no recrutamento muscular com o objetivo de otimização do movimento, podendo assim evitar a fadiga muscular.

Agradecimentos

Agradecemos as agências financiadoras CNPq, CAPES e FAPEMIG, ao Programa de Pós Graduação da Engenharia Biomédica, ao atleta voluntário que realizou os testes, e aos professores e colegas que colaboraram para que este trabalho pudesse ser concluído.

Referências

- [1] Barnett C, Kippers V, Turner P. Effects of variations of the bench press exercise on the EMG activity of five shoulder muscles. *J. Strength Cond. Res.* 9 (4): 222-227. 1995
- [2] Glass SC, Armstrong T. Electromyographical activity of the pectoralis muscle during incline and decline bench presses. *J. Strength Cond. Res.* 11 (3): 163-167. 1997.
- [3] Amadio AC, Serrão JC. Contextualização da biomecânica para a investigação do movimento: fundamentos, métodos e aplicações para análise da técnica esportiva. *Rev. Bras. Educ. Fís. Esp.*, 21. 61-85. 2007.
- [4] Sakamoto A, Sinclair P. Effect of movement velocity

on the relationship between training load and the number of repetitions on bench press. *J. Strength Cond. Res.*, 20 (3). 523-527. 2006.

- [5] Manual do Halterofilismo. Comitê Paralímpico Brasileiro, V.1. 75. 2015.
- [6] Hanninen O, Airaksinen O, Karipohja M, Manninen K, Sihvonen T, Pekkarinen H. On-line determination of anaerobic threshold with rms-EMG. *Biomed. Biochim. Acta*, 48. 493-S503, 1989
- [7] Marchetti PH, Arruda CC, Segamarchi LF, Soares EG, Ito DT, Junior DAL, Pelozo O, Uchida MC. BENCH PRESS EXERCISE: a brief review in The biomechanical aspects. *Brazilian Journal of Sports and Exercise Research.* 2010.
- [8] Welsch EA, Bird M, Mayhew JL. Electromyographic activity of the pectoralis major and anterior deltoid muscles during 3 upper-body lifts. *J Strength Cond Res.* 9. 449-52. 2005.
- [9] Kendall HO, Kendall FP, Wadsworth GE. *Músculos porvas e funções.* São Paulo: Editora Manole. 1980.
- [10] Cachio A, et. al., Effects of 8 week strength training with two models os chest press machines on muscular activity pattern and strength. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 2007.
- [11] Silva SRD, Gonçalves M. Supino plano com halteres: um estudo eletromiográfico. *Rev. Motriz.* 7 (1). 1-5. 2001.
- [12] Schutz GR, Piucco T, Hoefelmann CP, Campos F. Análise eletromiográfica do método de treinamento de força Drop-Set executado no exercício supino reto. *EFDeportes.com, Revista Digital.* Buenos Aires. Nº 174. 2012.
- [13] Kapandji IA. *Fisiologia articular.* São Paulo: Manole. 1 (5). 1987.

VIDEO IMAGE ENVIRONMENT FOR MECHANICAL EVALUATION OF TRACHEAL TISSUE IN RATS

M. H. Valenga*, F. G. Aoki*, T. G. Rodrigues*, P. F. G. Cardoso**, R. Pazetti**, and H. T. Moriya*

* Universidade de São Paulo, Biomedical Engineering Laboratory, São Paulo, Brazil

** Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo, Thoracic Surgery Research Laboratory (LIM 61), São Paulo, Brazil
e-mail: htmoriya@usp.br

Abstract: The progress of tissue engineering technique and its promising application in experimental and clinical environment makes it necessary to develop appropriate tools to monitor the mechanical properties during the growth and reshape of these implants in a particular organ and establish indicators that allow evaluating the efficacy of a given tissue generation technique. We present an in vivo evaluation system of mechanical variations of trachea based on acquisition and post-processing of video images captured from exposed tracheas of five rats, during mechanical ventilation. Images from a video camera attached to a stereomicroscope were recorded for 90 seconds. Video images were post-processed to isolate the trachea and detecting the displacements of the walls of the organ (i.e., the two dimensions' area of image projection). The results show that respiratory frequency can be detected and it is possible to measure the variations in the diameters of the trachea (less than 1%), along the distal and proximal segments, during the inspiratory and expiratory movements. We believe that this measurement technique can be used to establish standards for tissue elasticity and thus create an indicator to assess the evolution of tissue implants in animal models in different stages of growth and remodeling.

Keywords: Respiratory mechanics, Video image segmentation, Tracheal tissue, Mechanical ventilation.

Introduction

The transplantation of organs and tissues generated from tissue engineering techniques is a clinical reality and, in some areas, like airway tissue, it may soon become a routine procedure [1].

Nevertheless, there are many challenges that must be overcome before this approach can be safely and effectively translated into patients suffering from diseases that can not be treated with other conventional methods.

Tissue engineering can be divided into several distinct categories. Briefly, tissue engineering technique comprises seeding cells (along the spectrum of stem cells to differentiated) on a biodegradable scaffold; the cell/scaffold composite is then matured in a bioreactor to produce a tissue or organ. The last step is the transplantation of tissue from an in vitro to in vivo environment, where it will grow and reshape.

Several investigators have sought to optimize each of

these processes to ensure structural and functional quality of the implanted tissues during the life of the body [2-4].

A key issue to accelerate the evaluation of these techniques is the real-time non invasive and non destructive assessment of mechanical properties of engineered tissue both in vitro and in vivo. Each researcher must choose a tool to assess the resultant structural integrity before and after implantation [5].

This study presents the preliminary results from a new technique for evaluating tracheas in vivo. The images of the exposed trachea of rats with mechanical ventilation were captured with a video camera and post-processed. Our main purpose is to evaluate whether with this technique would be possible to establish quantitative indicators of the mechanical properties of tissues, which could be used for the structural evaluation of implants in animal models.

Materials and methods

A. Animals

Five male Wistar rats (289 ± 24 g, mean \pm SD), ten weeks old, received food and water ad libitum and were housed in a 12-12h light-dark cycle.

Animals were anesthetized with ketamine (75 mg/kg intraperitoneally) and xylazine (10 mg/kg intraperitoneally). Following, the animals were orotracheally intubated in a supine position, tightly adjusted with a polyethylene cannula, and a jugular vein was cannulated for the infusion of additional supplementary anesthesia.

A longitudinal incision of 2 cm was made on the anterior-cervical region to expose the trachea (Figure 1). A small piece of black paper (20 g/m^2) was placed between the trachea and the others tissues, creating a contrast background to improve the movement detection process during the ventilation.

Initially, the lungs were homogenized by two deep inflations of $30 \text{ cmH}_2\text{O}$, and followed by conventional mechanical ventilation maintained with a SAV using a tidal volume of 10 mL/kg , a frequency of 90 breaths per minute, and a positive end-expiratory pressure (PEEP) set at $3 \text{ cmH}_2\text{O}$. Four quasi-sinusoidal volume perturbations (90 breaths per minute or 1.5 Hz), in which a piston simulates inspiration and expiration within a closed pneumatic circuit, were applied at intervals of 30 s.

All animals were handled humanely in accordance with international standards for animal care [6]. This

study was approved by the Research Ethics Committee of the School of Medicine of the University of São Paulo, Brazil (CAPPesq – 0057/12).



Figure 1: Longitudinal cervicotomy

B. Experimental Setup

The measurement system developed is shown in Figure 2. Wistar rats were orotracheally intubated with a polyethylene cannula (ID = 3mm, L = 85mm) and mechanical ventilation was maintained with a small animal ventilator (SAV) (flexiVent, SCIREQ Inc., Canada). A mono color video camera (scA640-70fm, BASLER, Germany) was fixed on a stereomicroscope (SZ61, OLYMPUS, Japan) to acquire images from exposed tracheas. The stereomicroscope lenses allowed 40x zoom in the image of the trachea.

The camera control was done by an image acquisition board (NI PCI-8252, NATIONAL INSTRUMENTS, USA), installed on a computer, where a dedicated software implemented in a virtual instrumentation environment (LabVIEW, NATIONAL INSTRUMENTS, USA) capture and store the video images. The images were acquired with a resolution of 640x480 pixels at frequency acquisition of 50 frames per second, and recorded for approximately 150 s, in an Audio Video Interleaved (AVI) full frame format.

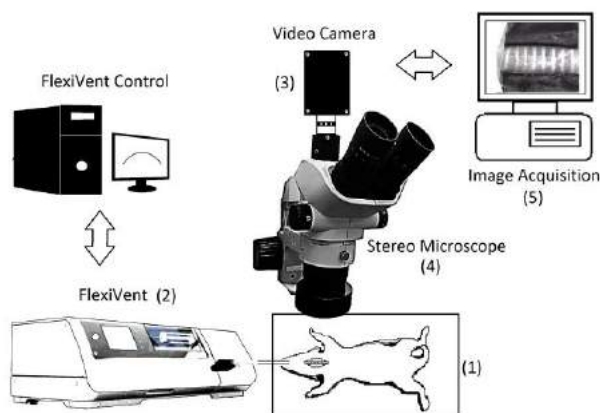


Figure 2: Experimental setup. (1) rats orotracheally intubated; (2) mechanical ventilator; (3) video camera fixed on a stereomicroscope (4); (5) image acquisition: camera control, capture and storage of video images.

C. Data Processing

Video images were post-processed in a computational routine using a mathematical programming environment (Matlab R2010a, THE MATHWORKS Inc., USA).

Each video frame was segmented to delimit only the trachea. We used two strategies for this task. The first step was to set a pixel grayscale threshold that defines the interface between the tracheal tissue and the background. As the grayscale images of the trachea were well-defined spectra (light tones for cartilage tissue and dark tones for soft tissue) and with the black background, it was possible to use the Otsu algorithm [7] to establish the optimal threshold to delimit the edges.

In the second step, a pixel-by-pixel scan from the central axis of the trachea was carried out until the edge defined by the calculated threshold was found. This procedure was repeated throughout the length of the trachea (from distal to proximal extremity) in order to obtain the total area of the section, similar to the seeded region growing segmentation technique [8]. The delimitation process of the tracheal tissue and calculated areas of the sections were repeated for all the 7500 video frames.

Results

Figure 3 shows an image of a tracheal video frame divided into five segments - cartilage and soft tissue -, that can be identified by light and dark gray on tracheal tissue. The segments were differentiated by five colors: yellow for the most distal segment, red, blue and green for the central segments and magenta for the most proximal segment. Each segment has a width of 70 pixels.

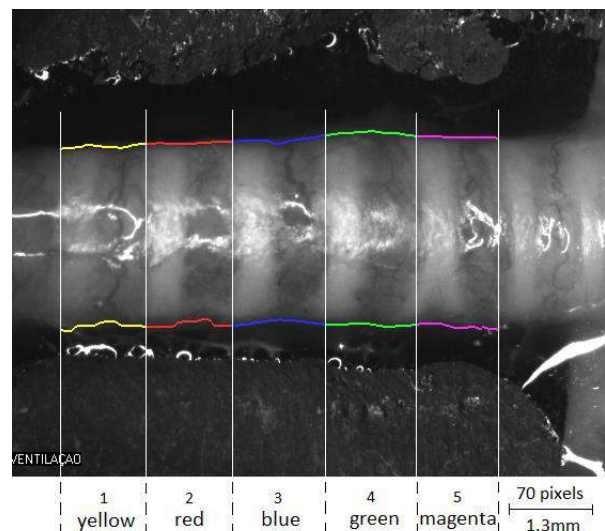


Figure 3: Image of video frame trachea, divided into five segments -cartilage (light gray) and soft tissue (dark gray)-. The colored lines represent the edges of the trachea defined by segmentation technique.

The changes in tracheal section area during mechanical ventilation can be seen in Figure 4.

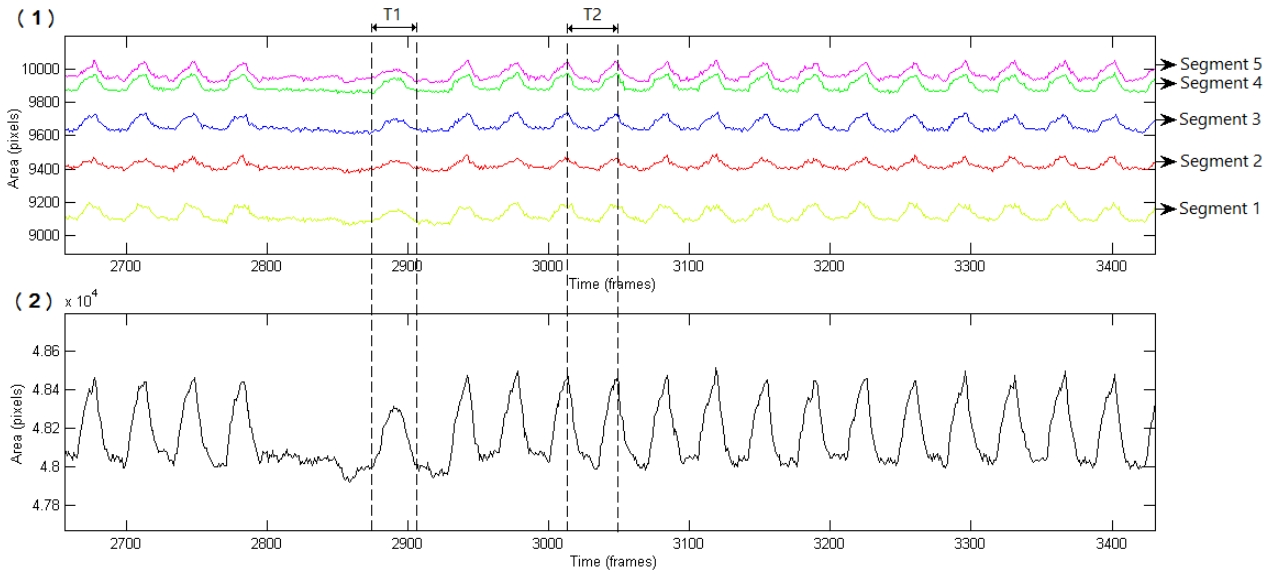


Figure 4: Variation of cross-sectional tracheal area. The colored graphics lines (1) represent the variations of each of the five segments and the black line graphic (2) represents the total variation. T1 is the quasi-sinusoidal period and T2 is the conventional ventilation period.

The colored graphics represent the variation of cross-sectional area of each of the segments described in Figure 2, and the black line represents the total variation of the analyzed area of the trachea, equivalent to the sum of the five segments.

Through changes in tracheal sections area, shown in Figure 4, it is possible to identify the inlet air movements, represented by the ascending phases of the graph lines, and outlet air movements, represented by descending phases, until its return to the minimum value, the rest position. Around the frame 2800 initiates a rest period, followed by a quasi-sinusoidal stimulus (between the dotted lines). This maneuver is used by the SAV to assess the respiratory mechanics of the respiratory system calculating the parameters of the single compartment model at sampling frequency of 256 Hz, for approximately 0.71s.

In five animals, the rat D had the highest variation of the trachea section area, as shown in Figure 5.

Although this animal had the lowest area of the trachea section at rest (48501 ± 68 pixels) its amplitude variation during ventilation was 347 ± 54 pixels, which represents 0.72% of the total cross-sectional area. The lowest amplitude variation was the rat B (161 ± 24 pixels), representing 0.29% of the total section area at rest (55561 ± 29 pixels). Rat D had the highest area of trachea section at rest (59708 ± 29 pixels) and the second largest amplitude variation during ventilation (407 ± 53 pixels). As can be seen in Figure 4, the periods between two breathing cycles are constant, and this stability was observed in all five animals throughout the experiment. Table 1 shows the periods average values (mean \pm SD) of the breathing cycles (T2 in Figure 4) and quasi-sinusoidal stimulus during the experiments (T1 in Figure 4).

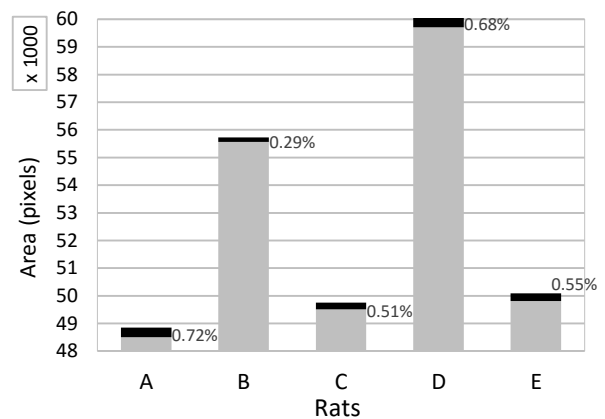


Figure 5: Total area of the trachea section (gray color) with the representation of its variation (%) during ventilation (black color).

Table 1: Periods values during experiments

Rat	Respiratory cycles (T2) (mean \pm SD)		Quasi-sinusoidal (T1) (mean \pm SD)	
	frames	bpm ^a	frames	seconds
A	35.36 \pm 1.14	84.83 \pm 2.65	35.25 \pm 0.96	0.71 \pm 0.02
B	35.64 \pm 3.86	84.16 \pm 8.22	35.50 \pm 1.73	0.71 \pm 0.03
C	35.44 \pm 2.02	84.65 \pm 4.57	35.50 \pm 0.58	0.71 \pm 0.01
D	35.63 \pm 2.95	84.21 \pm 6.45	35.00 \pm 0.82	0.70 \pm 0.02
E	35.37 \pm 1.84	84.81 \pm 4.20	34.50 \pm 1.29	0.69 \pm 0.03

a. breath per minute.

Discussion

The main challenge of this work is to analyze the small variations in mechanical movements of tracheas during ventilation. With only one camera was possible to obtain a two-dimensional projection of a three-dimensional tissue movement.

The use of a camera with a resolution of 640 x 480 pixels and an image magnification of 40x enabled us to view images at a resolution of 18.5 μm .

Figures 4 and 5 showed that it was possible to measure small changes (less than 1%) in different areas of the tracheal segments and these results suggest that it is possible to use this system to study evolution of transplanted grafts in rats.

We observed that the image segmentation strategy is suited for short experiments. When the experiment extending over some minutes, there is a gradual accumulation of liquid (mucus) over paper background, changing the values of the pixels on the edge, causing incorrect measurements during the experiment. For longer experiments, there is a need to find a contrast background that allows continuously drain the mucus and, simultaneously, do not change the tracheal physiology.

It can be seen in Table 1 that the respiratory frequency calculated by the video frames were very similar in the five rats. The small differences were probably caused due to the low frequency acquisition supported by the video camera. The calculated mean value of 84.5 bpm differs from the 90 bpm set on the SAV, and we attribute this difference to the uncertainty of the SAV accuracy and the variation in the frequency acquisition of the video camera, that was controlled by software rather than a hardware trigger, that would allow a more accurate rate.

The most accurate results were observed in the measurement of periods of the quasi-sinusoidal stimulus, given that the pressure values at the airways input are acquired by SAV with a higher resolution (256 Hz), generating a good reference time. As shown in Table 1, the average number of frames during the stimulus were 35.15 ± 0.41 that in the timescale is 0.70 ± 0.01 s. These values are very close to 0.71 ± 0.01 s measured by the SAV.

These results were better than the *in vitro* measurement system previously developed in our laboratory [9] in which it was difficult to put the trachea in the measurement system and to maintain a distension of the tissue, similar to the physiological patterns.

Conclusion

We believe that this *in vivo*, real-time and non destructive assessment technique could allow the researches to evaluate the evolution of physical properties of implanted tissues during their consolidation period. We also intend to improve the lighting system to reduce the reflections of light in the video camera to allow a study of changes in soft tissue between the cartilages and assess tissue elasticity in a second dimension.

From the results of this work, we intend to advance in the validation of this tissue assessment methodology. The next step will be to compare the results of changes in normal tissue trachea with trachea tissue removed and re-implanted in the animals themselves (autotransplantation), to evaluate the behavior of tissue whose vascularization was sectioned.

Finally, we intend to use this technique for the evaluation of neo-trachea implant, achieved using compounds that combine autologous trachea tissue with a collagen framework, consisting of a decellularized allograft repopulated with recipient cells *in situ*, in order to assess the evolution and consolidation of the tissue, which it is currently one of the major challenges of tissue engineering projects.

Acknowledgements

The authors thank the Thoracic Surgery Research Laboratory (LIM 61) support for the experiments. F. G. Aoki thanks the “National Council of Technological and Scientific Development” (CNPq - process number 140726/2013-6) for providing his scholarship.

References

- [1] Macchiarini P, Wallis T, Biancosino C, Mertsching H. “First human transplantation of a bioengineered airway tissue”. *J Thorac Cardiovasc Surg.* 2004; 128 (4):638-41.
- [2] Tuzlakoglu K, Reis RL: Biodegradable polymeric fiber structures in tissue engineering. *Tissue Eng B* 2009, 15:17-27.
- [3] Owen SC, Shoichet MS: Design of three-dimensional biomimetic scaffolds. *J Biomed Mater Res Part A* 2010, 94A:1321-1331.
- [4] Syedain ZH, Weinberg JS, Tranquillo RT: Cyclic distension of fibrin-based tissue constructs: evidence of adaptation during growth of engineered connective tissue. *Proc Natl Acad Sci USA* 2008, 105:6537-6542.
- [5] Frederick JS, “Heart valve tissue engineering: quo vadis?” *Current Opinion in Biotechnology.* 2011, 22:1–8.
- [6] National Research Council (U.S.). *Guide for the Care and Use of Laboratory Animals.* Washington, D.C.: National Academies Press; 2011.
- [7] Otsu, N., “Threshold selection method from gray-level histograms”. *IEEE Transactions on Systems Man and Cybernetics*, 9, 62-66, 1979.
- [8] Rolf A and Bischof L. “Seeded Region Growing”. *IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence.* Vol. 16, n. 6, June 1994.
- [9] Silva TH, Pazetti R, Aoki FG, Cardoso PF, Valenga MH, Deffune E, et al. “Assessment of the mechanics of a tissue-engineered rat trachea in an image processing environment”. *Clinics.* 2014; 69 (7): 500-503.

ANÁLISE COMPUTACIONAL DA RESISTÊNCIA MECÂNICA DE UMA PRÓTESE DE MEMBRO SUPERIOR FEITA POR MANUFATURA ADITIVA

T. A. F. Ganga e M. E. Kunkel

Universidade Federal de São Paulo, São José dos Campos, Brasil
e-mail: biomecanica.unifesp@gmail.com

Resumo: No Brasil, dificilmente uma criança tem acesso à uma prótese mioelétrica de membro superior. Esse tipo de prótese é importado, caro, pesado e apresenta alto índice de rejeição no processo de reabilitação do usuário. Alguns estudos indicam que a falta do membro superior pode prejudicar o desenvolvimento cognitivo infantil. Outros indicam que quando o início do processo de reabilitação ocorre na infância, os índices de rejeição ao uso da prótese durante a fase adulta podem diminuir. O objetivo deste estudo foi investigar uma forma de se diminuir o custo do processo de manufatura de uma prótese mioelétrica usando o Método dos Elementos Finitos (FEM). A metodologia foi baseada no modelo open source de prótese de membro superior *The Limbitless Arm*, suportado pela fundação *e-NABLE*. O modelo foi manufaturado, montado, otimizado e analisado computacionalmente com o uso do FEM. A análise mostrou que a manufatura aditiva é uma técnica satisfatória para produzir próteses de membro superior mais leves e resistentes com baixo custo de produção.

Palavras-chave: prótese de membro superior.

Abstract: In Brazil, children hardly have access to upper limbs myoelectric prostheses. These kind of prosthesis are imported, expensive, heavy and present high rejection rates in the rehabilitation process. Some studies show that the lack of upper limbs can impair children's cognitive development. Others studies indicated that early childhood rehabilitation process reduces the rejection rates during adulthood. This study aims to investigate a way to reduce the cost of the manufacturing process in prosthesis aided by Finite Element Method (FEM). The methodology was based on the upper limb prosthesis open source model *The Limbitless Arm* supported by the foundation *e-NABLE*. The model was manufactured, assembled, optimized and a computational analysis of its structure was conducted by FEM. The analysis showed additive manufacturing to be a satisfactory technique for obtaining prostheses that are light, resistant and have low production costs.

Keywords: upper limbs myoelectric prostheses.

Introdução

As próteses mioelétricas disponíveis no mercado nacional são pesadas, de alto custo e importadas, pois não existe indústria nacional que as produza [1, 2]. Um dispositivo desse custo cerca de 100 mil dólares. Isto é um fator problemático na reabilitação de crianças, pois

devido ao crescimento as próteses devem ser trocadas a cada dois anos. Alguns estudos afirmam que quando o processo de reabilitação se inicia ainda durante a infância, o índice de rejeição ao uso de prótese de membro superior diminui cerca de 20% [3, 4]. Atualmente, a rejeição do usuário em relação ao uso deste tipo de prótese ocorre em mais de 50% dos casos de amputação [1]. A falta de membro superior durante a infância também pode prejudicar o desenvolvimento cognitivo, principalmente em caso de biamputação. Por rotina o Sistema Único de Saúde (SUS) brasileiro não fornece próteses mioelétricas de membro superior para crianças. O sistema de saúde do Reino Unido, por exemplo, fornece próteses mecânicas de membro superior a partir dos 18 meses de idade e mioelétrica a partir dos 3 anos e meio [4].

A mão e o cérebro são os órgãos motores mais importantes do corpo humano [5]. A mão fica na parte mais distal do corpo, proporcionando alta mobilidade e alcance. Ela é formada por 27 ossos, 19 músculos, 17 articulações e 17 tendões. A configuração da mão humana resulta em um sistema de 27 graus de liberdade (GDL): punho (6), cada dedo (4) e o polegar (5) [6]. Devido a sua alta mobilidade, a mão é capaz de executar uma vasta gama de configurações. Sua movimentação é controlada pelo sistema nervoso [7]. A manifestação elétrica do potencial de ação, que se propaga através de uma fibra muscular, gera um sinal mioelétrico (SME) que pode servir como sinal de controle para uma prótese mioelétrica de membro superior [8].

Apesar dos avanços tecnológicos de hoje, a construção de prótese de membro superior ainda é feita de forma semiartesanal, processo que requer longo tempo e encarece o produto final. A modelagem por fusão e deposição (*Fused Deposition Modeling* - FDM) é um processo de manufatura aditiva usado para modelagem, prototipagem e produção [9]. Apesar dos avanços tecnológicos de hoje, a construção de prótese de membro superior ainda é feita de forma semiartesanal, processo que requer longo tempo e encarece o produto final. Testes computacionais realizados por softwares de desenho e manufatura assistida (CAD/CAM) diminuem gastos na produção e prototipagem.

Nesta pesquisa o modelo *open source* *The Limbitless Arm* (TLA) suportado pela fundação *e-NABLE* foi produzido, analisado e aperfeiçoado. O objetivo foi investigar uma forma de se diminuir o custo do processo de manufatura da prótese auxiliado por uma análise pelo Método de Elementos Finitos (*Finite Elements Method* - FEM).

Materiais e métodos

A metodologia da pesquisa foi baseada no projeto *open source* TLA e incluiu cinco etapas. A Figura 1 apresenta a lista de materiais utilizados.

LISTA DE MATERIAIS	
200 g de Ninjaflex (d = 1,2 g/cm ³)	1 sensor <i>Muscle Sensor V3</i>
700 g ABS (d = 1,06 g/cm ³)	1 servo motor <i>TowerPro MG995</i>
1 Arduino Nano/Micro	4 parafusos ISO 1207 M3x14
1 carregador de celular (5 V, 1 A)	4 porcas ISO 4036 M3
1 carregador de notebook (19 V)	1 alicata de bico meia cana
1 carretel de fio de nylon (10 mm)	1 balança digital SF-400
Kit de eletrodo universal <i>Red Dot 2560</i> (Ag/AgCl, 3,5 x 4,0 cm, gel <i>Sticky</i>)	1 notebook Vostro Dell, Intel i7, 2,2 GHz, 8GB-RAM e Windows 8.1 Pro
<i>Jumpers</i> de tamanhos variados	1 chave de fenda simples, M3
1 multímetro digital HYX DT830D	1 impressora <i>Sethi3D AiP</i>
2 resistores de 1k Ω , 5%	1 protoboard

Figura 1: Itens usados para a produção, montagem e análise da prótese mioelétrica. As ferramentas utilizadas estão destacadas.

Análise cinemática - Inicialmente, o modelo 3D da prótese foi obtido no site *Thingiverse* [10]. O software *Meshmixer* (Autodesk, São Francisco) foi usado para a visualização da estrutura mecânica da prótese, na estimativa de mobilidade do sistema mecânico e para auxiliar no entendimento do funcionamento da prótese.

Manufatura e montagem – As partes que formam o antebraço, cotovelo, mão e falanges foram produzidas por manufatura aditiva com filamento de ABS com 35% de densidade. As juntas dos dedos foram produzidas por manufatura aditiva com filamento *Ninjaflex* (*Fenner Drives*, Manheim) com 35% de densidade. Para a montagem, as juntas flexíveis foram encaixadas um lado na falange e outro na palma, formando a mão. O antebraço, o braço e a mão foram fixados com parafusos ISO 1207 M3x14 e porcas ISO 4036 M3. Um fio de nylon (10 mm) foi passado por cada dedo e foram presos ao motor, localizado dentro da peça que corresponde ao antebraço.

Eletrônica – O sensor mioelétrico de baixo custo utilizado para a montagem da prótese foi o *Muscle Sensor V3* (*Sparkfun Electronics*, Niyot) que utiliza o SME como variável de controle do sistema, ativando o mecanismo abre-fecha da mão. O SME é captado por três eletrodos adesivos fixados no braço do paciente: positivo (inserido no meio de um músculo), negativo (inserido no final do músculo) e neutro (inserido numa região onde o osso esteja mais próximo a pele). O SME captado pelos eletrodos foi amplificado e filtrado analogicamente pelo sensor, que foi alimentado por um carregador de notebook ligado a um divisor de tensão (2 resistores de 1 k Ω). O acionamento da prótese foi feito com o servo motor *TowerPro MG995*, um *Arduino nano* e um carregador de celular. O sinal obtido através do sensor mioelétrico foi enviado para o *Arduino*. O microcontrolador foi programado para acionar o movimento do motor de acordo a amplitude do sinal

mioelétrico, através de um *threshold*. A tração gerada nos fios com o movimento do motor, faz com que a mão se feche.

Otimização da estrutura – O arquivo da mão disponível no site *Thingiverse* está no formato .stl que não permite edição ou uso para se realizar a análise FEM. O software *open source FreeCAD* foi utilizado para converter o arquivo da prótese em um sólido. Com auxílio do software *Inventor Pro Student 2015* (Autodesk, São Francisco) foram feitas alterações estruturais no modelo 3D da mão. Furos nas peças do antebraço, mão e cotovelo foram criados para simplificar a montagem da prótese e uma peça foi projetada para fixar a mão à estrutura do braço.

Análise FEM – O método dos elementos finitos é uma forma de resolução numérica de um sistema de equações diferenciais parciais. Ele permite o estudo de tensões e deslocamento em peças mecânicas. Neste estudo, o software *Inventor Pro Student 2015* foi usado para a análise de tensão da estrutura do braço por FEM. A simulação representou um ensaio de dobramento e flexão. As propriedades materiais utilizadas na simulação do material ABS foram recolhidas da base de dados *MatWeb* [11]. A parte do braço da prótese foi considerada como uma viga em balanço com engaste rígido, fletido por uma força \vec{F} . O fator de segurança (FS) é um índice adimensional utilizado a fim de evitar maior possibilidade de falha na estimativa de tensão suportada. Conforme a intensidade de \vec{F} aumenta, o FS diminui. A intensidade da força foi variada observando o decaimento de FS, que é utilizado a fim de evitar maior possibilidade de falha. Segundo a norma NBR 6122/1996 o FS deve ser maior que 3. Essa simulação permite compreender o comportamento da estrutura mecânica da prótese quando segurando um objeto de diferentes massas. Também é possível estimar o limite de peso suportado pelo modelo da prótese.

Resultados

O modelo 3D que faz parte do arquivo obtido no *Thingiverse*, pertence ao projeto *Flexy Hand* [12]. A visualização no software *MeshMixer* possibilitou desenhar o diagrama cinemático da prótese e aplicar a equação de Grebler para o cálculo da mobilidade do sistema. O polegar da prótese possui 2 GDL e cada dedo possui 3 GDL, tendo-se um sistema de 14 GDL (Figura 2).

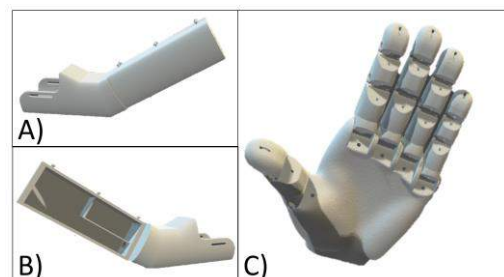


Figura 2: Modelo 3D da estrutura mecânica da prótese no software *MeshMixer*. a) vista lateral do braço; b) vista lateral do braço com a tampa aberta e c) vista da mão.

Após a manufatura e montagem da prótese, observou-se que o tamanho da mão do projeto *Flexy Hand* não é proporcional ao braço da prótese do projeto TLA (Figura 3a). Também não existem furos para fixação da mão no braço, sendo necessário se fazer adaptações no desenho. Referente a parte eletrônica, constatou-se que o *Muscle Sensor V3* é sensível a interferência e que os eletrodos perdem a aderência em poucas horas. O motor usado possui torque de 13 kg.cm (4,8 V) sendo capaz de acionar apenas o movimento de um dedo (Figura 3b). A massa da estrutura mecânica montada da prótese foi de 542,00 g.

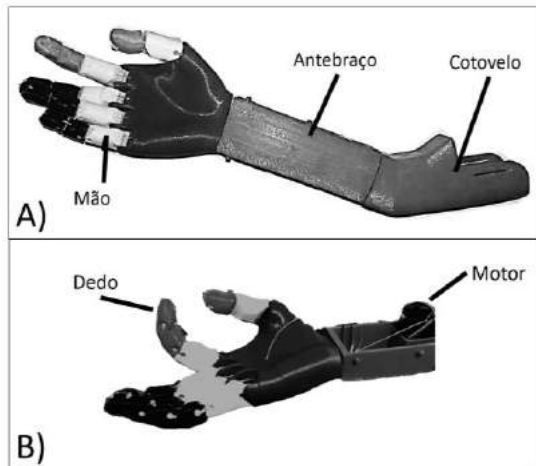


Figura 3: Estrutura mecânica da prótese de membro superior obtida após o processo de manufatura aditiva e montagem. a) Prótese em posição inicial (observar que a mão indicada pelo projeto TLA não é proporcional a estrutura do braço) e b) Prótese executando o mecanismo de abrir e fechar a mão.

O software *Inventor Pro Student 2015* foi utilizado para projetar uma peça que fizesse a ligação entre a mão e o antebraço (Figura 4a). Para fazer adaptar a mão ao projeto TLA, o arquivo *stl* foi convertido em sólido com o software *FreeCad* e editado no *Inventor Pro Student 2015* (Figura 4b). A nova estrutura mecânica da prótese foi modelada com a função de montagem do software *Inventor Pro Student 2015* e foram inseridos novos furos onde era necessário (Figura 4c). A massa estimada pelo software para o novo modelo foi de 572,00 g e apenas a mão apresenta massa de 287,00 g.

Para a realização das simulações mecânicas, a partir da geometria 3D do braço, foi construída uma malha de 69.318 elementos. A geometria da mão foi representada por um cubo de 285,00 g, onde foi aplicada a força fletora (\vec{F}) em um ponto a 19,06 cm do ponto fixo na região do cotovelo (Figura 5a). O engaste rígido foi feito na face interna do cotovelo, onde o coto do usuário se encaixa à prótese. Cada simulação foi composta por três testes: Tensão de *Von Mises*, determinação do fator de segurança e teste de deslocamento. O primeiro teste realizado foi o cálculo da tensão de *Von Mises* e o resultado indicou que a maior tensão foi encontrada na região onde as peças se unem aos parafusos (Figura 5b). No segundo teste o fator de segurança mínimo foi determinado para o mesmo local que a tensão máxima de *Von Mises*. Portanto, essa é a região que possui maior

energia de deformação na peça (Figura 5c). Por fim, o teste de deformação indicou deslocamento máximo na extremidade do antebraço e outras regiões sem deslocamento, como no encaixe do coto (Figura 5d).

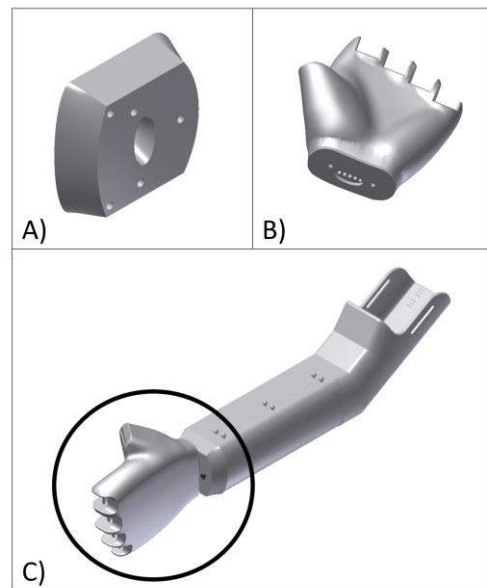


Figura 4: Adaptações feitas no modelo TLA e *Flexy Hand* para desenvolvimento da prótese mioelétrica de membro superior. a) Conexão entre a mão e o antebraço, b) Adaptações no modelo da mão e c) Prótese mioelétrica de membro superior com novas alterações.

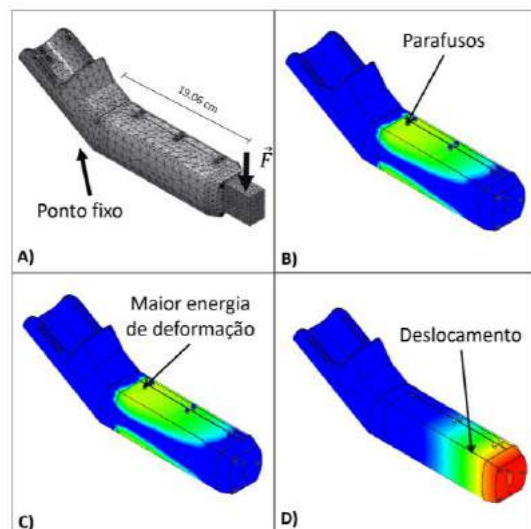


Figura 5: Simulação mecânica realizada na região do antebraço da prótese usando FEM. a) Malha de nós; b) Tensão de *Von Mises*; c) Fator de segurança e d) Teste de deformação.

Foram realizadas 110 simulações para encontrar o limite de tensão a fratura da peça. Para cada simulação a força aplicada foi variada com acréscimo de 5 N até 550 N. Quando o teste foi realizado com uma força aplicada de 5 N, o FS mínimo foi igual a 15. Conforme a intensidade da carga foi aumentada o FS diminuiu de forma não linear. A maior carga admissível pela estrutura da prótese com $FS > 3$ foi de 550 N (Tabela 1).

Tabela 1: Resultados obtidos através da análise de tensão com uma força aplicada de 550 N.

Resultados	Mínimo	Máximo
Tensão de <i>Von Mises</i> (MPa)	0,00	14,12
Fator de segurança	3,01	15,00
Deslocamento (mm)	0,00	1,86

Discussão

Uma prótese de membro superior ideal deveria oferecer alta mobilidade ao usuário possibilitando diferentes configurações de movimento. A prótese investigada nesse estudo permite um movimento único de todos os dedos ao mesmo tempo, com punho e cotovelo fixos. O modelo da mão possui 17 GDL, apresentando uma alta mobilidade. Se cada GDL for controlado por um motor, a prótese será capaz de realizar movimentos mais precisos.

A manufatura aditiva mostra-se como uma boa opção para diminuir tanto o custo quanto a quantidade de material usado na produção de próteses de membro superior. As próteses disponíveis no mercado são produzidas de forma semiartesanal, demorando até seis meses para serem fabricadas [1]. Nesse estudo foram necessários apenas dois dias para a produção da estrutura mecânica por FDM.

Em relação à parte eletrônica, os eletrodos adesivos captam muito ruído quando perdem a aderência. Além disso, o sensor mioelétrico de baixo custo utilizado é sensível à interferência eletromagnética e difícil de ser encontrado no Brasil. Como continuidade deste projeto será desenvolvido um sensor nacional mais preciso. A alimentação da prótese também é um problema, pois o dispositivo precisa ser leve, portátil e autônomo, porém baterias que supram a demanda energética são caras e pesadas.

O braço da prótese é a região que sofre maior influência de tensões. A fim de simplificar os cálculos, a geometria da mão foi desconsiderada na análise FEM e somente a sua força peso foi considerada. A análise FEM foi feita utilizando $FS > 3$, pois é indicado na literatura como um fator alto, significando que a região de cisalhamento comporta pelo menos três vezes a tensão resultante antes de fraturar [13]. A força aplicada de 520 N equivale a carregar um objeto de aproximadamente 52,00 kg. Apesar de um fator de segurança alto ter sido utilizado, testes físicos são necessários para que o modelo usado na análise FEM possa ser validado.

O material utilizado para produzir a prótese é um polímero e conforme ele sofre deformação, suas propriedades físicas e mecânicas são alteradas. As características do processo de manufatura aditiva – feito em camadas e por extrusão – alteram as propriedades do material devido ao aquecimento e as diferentes conformações. As peças devem ser produzidas em ambiente controlado para que se possa garantir que suas características mecânicas serão similares [14].

Conclusão

Os testes computacionais indicam que a manufatura aditiva por FDM possibilita o desenvolvimento de próteses de membro superior mais baratas e leves, permitindo maior praticidade e reprodutibilidade. Ainda existem muitos problemas relacionados com a eletrônica e com o processamento do sinal mioelétrico que podem ser resolvidos para tornar realidade o desenvolvimento de próteses mioelétricas infantis de baixo custo.

Agradecimentos

Ao Claudio Luís Marques Sampaio pelo auxílio na impressão, ao Dr. Marcelo Archanjo da Escola Politécnica da USP pelo sensor e a empresa Boa Impressão.

Referências

- [1] Carey SL, Lura DJ, Highsmith MJ. Differences in myoelectric and body-powered upper-limb prostheses: systematic literature review. *J Rehabil Res Dev*. 2015; 52(3):247-62.
- [2] Childress DS. Historical aspects of powered limb prostheses. *Clin prosthetics Orthot*. 1985;9(1):2-13.
- [3] Patton JG. Upper-limb deficiencies: developmental approach to pediatric upper-limb prosthetic training. 2011; 1-20.
- [4] Datta D, Ibbotson V. Powered prosthetic hands in very young children. *Prosthet Orthot Int*. 1998;22:150.
- [5] Longo MR, Haggard P. Weber's illusion and body shape: anisotropy of tactile size perception on the hand. *J Exp Psychol Hum Percept Perform*. 2011;37(3):720-6.
- [6] Chao E, An K-N, Conney W, Linscheid R. Biomechanics of the hand: a basic research study. Singapore World Sci Pub Co. 1989.
- [7] De Luca CJ, Adam A, Wotiz R, Gilmore LD, Nawab SH. Decomposition of surface EMG signals. *J Neurophysiol*. 2006;96(3):1646-57.
- [8] Waris MA, Jamil M, Ayaz Y, Gilani SO. Classification of functional motions of hand for upper limb prosthesis with surface electromyography. *Int J Biol Biomed Eng*. 2014; 8(1):15-20.
- [9] Weller C, Kleer R, Piller FT. Economic implications of 3D printing: Market structure models in light of additive manufacturing revisited. *Int J Prod Econ*. Elsevier; 2015;164:43-56.
- [10] UCF Armory. Limbitless arm for alex (V1) [Internet]. 2014 [cited 2016 Apr 19]. Available from: <http://www.thingiverse.com/thing:408641>.
- [11] Matweb. Matweb LCC [Internet]. 2016 [cited 2016 May 16]. Available from: <http://www.matweb.com/>
- [12] Gyrobot. Flexy Hand 2 [Internet]. 2014 [cited 2016 Apr 26]. Available from: <http://www.thingiverse.com/thing:380665>.
- [13] Newman JC, Raju IS. Stress-intensity factor equations for cracks in three-dimensional finite bodies subjected to tension and bending loads. Vol. 2, *Computational methods in the mechanics of fracture*. 1986. p. 311-34.
- [14] Tymrak BM, Kreiger M, Pearce JM. Mechanical properties of components fabricated with open-source 3-D printers under realistic environmental conditions. *Mater Des*. Elsevier Ltd; 2014; 58:242-6.

SIMULADOR DE APNEIA E HIPOPNEIA

TERSARIOLLI, C.A.M; DE LIMA, F. F.; MORIYA, H. T.

Laboratório de Engenharia Biomédica, Universidade de São Paulo, São Paulo, Brasil
e-mail: htmoriya@usp.br

Resumo: A Síndrome da Apneia e da Hipopneia Obstrutiva do Sono (SAHOS) é uma doença recorrente na sociedade atual. Ela é associada com o stress, aumento de peso, problemas cardíacos, entre outras condições. O seu principal tratamento é feito com a utilização de um equipamento chamado APAP (do inglês, *Automatic Positive Airway Pressure*), que nada mais é do que um pequeno compressor que gera uma pressão positiva no sistema respiratório. Em testes realizados em equipamentos APAP existe a dificuldade de simular a SAHOS de forma eficiente, pois não se consegue interromper completamente o fluxo de ar e/ou manter o fluxo por longos períodos de tempo. O presente trabalho desenvolveu um simulador de SAHOS capaz de sanar essas dificuldades. Utilizou-se para limitar o fluxo de ar uma válvula borboleta eletrônica empregada em sistemas de injeção eletrônica de automóveis. Seu acionamento e seu controle foram feitos através de um microcontrolador e de um circuito auxiliar conectado a uma interface homem-máquina em um computador. Para o teste do funcionamento do conjunto, foram realizados dois ensaios. Um de intervalo de tempo de estabilidade e outro de distorção em frequência. O maior intervalo de tempo de estabilidade obtido no ensaio não corresponde a 10 % do período médio de uma inspiração ou expiração humana. A maior frequência sem qualquer distorção foi de 3 Hz. Os dois ensaios em conjunto demonstram a eficiência do equipamento, já que o mesmo está condicionado para trabalhar acima do que será exigido nos testes com o APAP.

Palavras-chave: SAHOS, APAP, Simulação, CPAP.

Abstract: *The Sleep Apnea-Hypopnea-Syndrome (SAHS) is a very common illness in current society. It may cause stress, weight gain, heart problem and other conditions. The main treatment for SAHS is done using APAP (Automatic Positive Airway Pressure). It is an airflow generator create a positive pressure in the respiratory system. In tests of APAP equipments there is the difficulty to simulate the SAHS in an efficient way, this because it is not possible to completely disrupt the air flow and/or maintain the flow for extended periods of time. This study developed a SAHS simulator able to resolve these problems. The interruption of the airflow is generated by an electronic butterfly valve used in automotive electronic fuel injection systems. A microcontroller with an auxiliary circuit connected to a man-machine interface on a computer is responsible to control the valve. To test the operation of the simulator, two tests were conducted. A time stability test and a*

frequency distortion test. The highest time obtained in the time stability test does not correspond to 10% of the average period of a human inspiration or expiration. The highest frequency with any distortion was 3 Hz. These two tests together demonstrate the equipment efficiency, since it is conditioned to work above what is required in the APAP test.

Keywords: SAHS, APAP, Simulation, CPAP

Introdução

A Síndrome da Apneia e da Hipopneia Obstrutiva do Sono (SAHOS) é uma condição caracterizada por repetidos episódios de obstrução das vias aéreas superiores durante o sono [1].

Associa-se a SAHOS frequentemente com doenças cardiovasculares e neurocognitivas. Estima-se que cerca de 40% dos pacientes portadores de hipertensão arterial apresentam SAHOS, não diagnosticada e não tratada [2].

Atualmente, o principal tratamento para a SAHOS é a aplicação de uma pressão positiva contínua e constante nas vias aéreas durante o sono do paciente, evitando assim o colapso de regiões colapsáveis e consequentes interrupções no fluxo de ar.

O equipamento responsável por fazê-lo chama-se CPAP (do inglês, *Continuous Positive Airway Pressure*). Ele consiste de um pequeno compressor que fornece a pressão positiva e contínua para as vias aéreas do paciente. O CPAP é ajustado com uma pressão fixa. Se a pressão crítica para abertura da obstrução diminuir ou aumentar, o paciente receberá excesso ou carência de pressão do CPAP. Isso pode acarretar em um tratamento não efetivo para a SAHOS.

O APAP (do inglês, *Automatic Positive Airway Pressure*) é um equipamento que propõe a solução para essa situação. Ele possui a mesma função que o CPAP e seu funcionamento ocorre da mesma maneira, entretanto a pressão positiva fornecida varia de acordo com a intensidade da pressão crítica para a abertura da obstrução.

Por isso, estudar o algoritmo de funcionamento de equipamentos de APAP é de crucial importância [3]. Já existem trabalhos que simularam a SAHOS. Exemplos deles foram os trabalhos de [4], [5] e [6]. [4] simularam a SAHOS através de um pistão que era controlado por um servomecanismo ligado a um computador. [6] usaram um pulmão artificial ligado a um compressor de ar para limitar o fluxo. A montagem do trabalho de [5] simula a SAHOS através de uma membrana na ligação entre o gerador de fluxo e o APAP. Isso permitia que o

diâmetro das ligações fosse alterado através dela. Com isso, comprimindo e relaxando a membrana pode-se controlar o fluxo. A principal dificuldade desses estudos foi simular de forma eficiente a SAHOS. Essa dificuldade reside no fato de que os simuladores propostos não conseguem interromper completamente o fluxo de ar e/ou não mantêm o fluxo por longos períodos de tempo.

A proposta desse trabalho foi desenvolver um simulador de Apneia e Hipopneia que permita testar os algoritmos de APAP.

Materiais e métodos

Propõe-se um simulador que possa regular o fluxo que passa pelo mesmo, de modo a simular a interrupção parcial ou total do fluxo de ar, que caracteriza a hipopneia e a apneia, respectivamente. Pretende-se usá-lo na configuração da Figura 1.

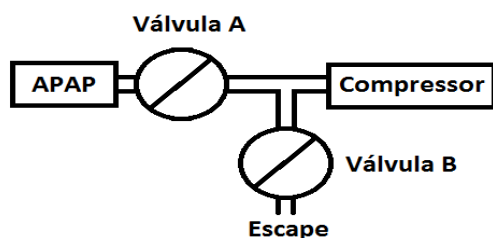


Figura 1: Esquema de testes para o APAP (do inglês, *Continuous Positive Airway Pressure*). A válvula A faz a regulação da obstrução e a válvula B é um escape necessário para o funcionamento do compressor.

A válvula A representa o simulador que foi desenvolvido durante o projeto e é controlando sua abertura que se simula as várias intensidades da SAHOS. A válvula B não tem função na simulação. Ela serve como uma válvula de escape, já que a interrupção total do fluxo do de ar pode danificar o compressor utilizado nos testes.

Para a simulação da interrupção parcial ou total do fluxo de ar utilizou-se uma válvula de ar eletrônica empregada no sistema de injeção eletrônica de automóveis (corpo de borboleta FOX 1.0, Volkswagen, Brasil). Um esquema do funcionamento dessa válvula é apresentado na Figura 2.

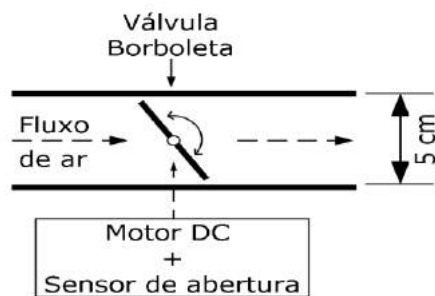


Figura 2: Esquema da válvula de ar. O motor DC (do inglês, *Direct Current*) controla a abertura e o fechamento da válvula borboleta para a interrupção do fluxo de ar. O sensor de abertura mede a abertura e envia o valor para o circuito de controle.

O duto de ar dessa válvula possui um diâmetro de 5 cm e um comprimento de 8 cm. O acionamento da sua abertura é feito através de um motor DC (do inglês, *Direct Current*) de 12 V. Seu fechamento acontece devido a uma mola em espiral que recua a borboleta à posição fechada. O sensor de abertura da válvula é constituído por dois potenciômetros conectados ao eixo de rotação formando um circuito elétrico do tipo ponte de Wheatstone. A diferença de tensão elétrica gerada nesse circuito determina o nível de abertura da válvula.

Para o controle e acionamento da válvula foi desenvolvido um circuito eletrônico. Um esquema geral desse circuito é mostrado na Figura 3.

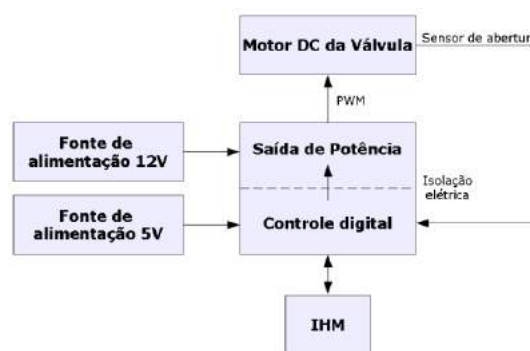


Figura 3: Esquema do circuito eletrônico. Fontes de alimentação energizam o sistema e uma IHM (Interface Homem Máquina) controla as posições da válvula. O circuito de *controle* lê a posição da válvula e através das saídas de potência aciona o motor DC (do inglês, *Direct Current*) e conseqüentemente abre a válvula na posição requerida.

Nesse circuito o acionamento do motor é realizado por uma saída de potência acionada por PWM (do inglês, *Pulse Width Modulation*) operando em 15 kHz. A saída de potência é isolada através de optoacopladores da parte digital de controle. O sinal do sensor de abertura é aplicado a um circuito do tipo buffer elaborado com amplificadores operacionais, para então ser injetado em uma das entradas analógicas de um microcontrolador. O controle digital é feito por um microcontrolador de 32 bits operando a 80 MIPS (Milhões de Instruções Por Segundo) (PIC32MX440F512H, Microchip, EUA). Esse microcontrolador possui arquitetura de 32 bits, clock máximo de 80 MHz, 32 KB de RAM, barramento SPI, barramento USB, conversor A/D (Analogico/Digital) com 8 canais de 12-bits.

A programação do firmware do microcontrolador foi feita em linguagem C utilizando a IDE (do inglês, *Integrated Development Environment*) fornecida pelo fabricante (MPLAB X, Microchip, EUA). Programou-se um controle PID (Proporcional Integral Derivativo) para o controle da abertura da válvula. A regulação do controle PID (*Tunning*) foi feita empiricamente.

Visando a utilização prática desse simulador, foi necessário desenvolver uma interface homem-máquina (IHM) de modo a facilitar a utilização do mesmo. O código foi elaborado em C# (Visual Studio 2015,

Microsoft, EUA).

A válvula possui uma abertura máxima e uma abertura mínima. Na abertura máxima, a oposição que ela faz a passagem de fluxo de ar é a menor possível. Na abertura mínima, a válvula não permite o fluxo de ar por ela. Para o desenvolvimento do sistema, definiram-se as aberturas da válvula em um intervalo de 0%-100%, onde 0% significa a válvula na abertura mínima e 100% significa a válvula na abertura máxima.

O esquema geral do firmware desenvolvido pode ser visto na Figura 4.

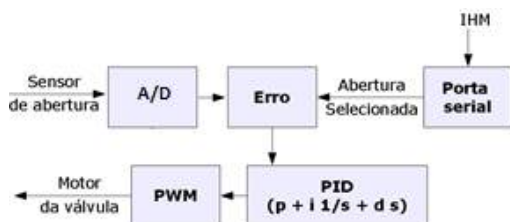


Figura 4: Esquema do firmware de controle. Através da porta serial a IHM (Interface Homem-Máquina) comunica o sistema da posição requerida. Com o sensor de abertura, através do conversor A/D (Analogico/Digital), o sistema calcula o erro e calcula a atuação do PWM (do inglês, *Pulse Width Modulation*).

Para verificar a eficiência do algoritmo de controle, realizaram-se dois ensaios. Um ensaio de intervalo de tempo de estabilização e um ensaio de distorção em frequência.

Para o ensaio de intervalo de tempo de estabilização, a entrada do sistema foi submetida a degraus de amplitudes variadas e observou-se, com um osciloscópio conectado ao sensor de abertura, o intervalo de tempo que o sistema levava para se fixar na posição requerida. Para o ensaio foram adotadas as amplitudes 20%, 50% e 80% de abertura. A abertura inicial para os três testes foi de 0%. Foram tomadas 5 medidas para cada um dos valores para a obtenção do valor médio. Adotou-se como critério de estabilidade o momento em que a posição da válvula não variou mais do que 1% da posição requerida.

Para o ensaio de distorção em frequência, colocou-se na entrada do sistema uma senoide de amplitude 100% e variou-se sua frequência de 1 Hz até 10 Hz ao passo de 1 Hz e verificou-se através do sensor de abertura a presença de possíveis distorções em frequência na saída do sistema. Entende-se, para essa aplicação, que distorção em frequência é o aparecimento de qualquer frequência diferente da frequência de entrada na saída do sistema.

A placa de circuito impresso foi manufaturada em uma empresa especializada e os componentes elétricos foram montados no Laboratório de Engenharia Biomédica da Universidade de São Paulo.

Resultados

Após a confecção da placa e a soldagem dos componentes, a mesma foi conectada a válvula de ar,

como ilustra a figura 5. Por fim a placa foi conectada às fontes de alimentação.

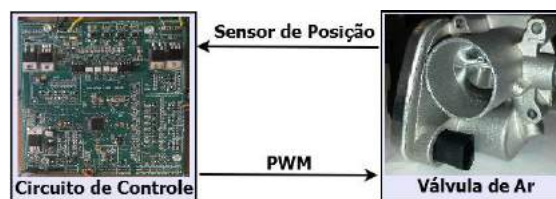


Figura 5: Esquema de conexão da Válvula de Ar ao Circuito de Controle. O Circuito de Controle atua na Válvula de Ar através do PWM, e a mesma responde ao Circuito de Controle através do Sensor de Posição.

Após alguns testes iniciais, adotaram-se os valores mostrados na Tabela 1 para o controlador PID. Esses valores, empiricamente, mostraram ser satisfatórios para o controle do sistema, como os testes de intervalo de tempo de estabilidade e o de distorção em frequência mostram.

Tabela 1: Constantes do PID

Constante	Valor
Proporcional	16,0
Integrativa	4,0
Derivativa	2,0

Para o ensaio de intervalo de tempo de estabilidade, obtiveram-se os resultados mostrados na tabela 2. Os intervalos de tempo apresentam a média \pm desvio padrão das 5 medidas realizadas.

Tabela 2: Intervalo de tempo de estabilidade

Abertura	Intervalo de tempo (s)
20%	0,28 \pm 0,03
50%	0,23 \pm 0,04
80%	0,21 \pm 0,2

Para o ensaio de distorção em frequência, obteve-se que a maior frequência em que não houve distorção foi de 3 Hz.

Discussão

A válvula escolhida possui um diâmetro de 5 cm e o diâmetro de saída da tubulação do APAP é de \sim 2,4 cm (1 polegada). Portanto, o diâmetro da válvula é de tamanho adequado para a aplicação, não gerando uma queda de pressão grande para a passagem do fluxo.

O microcontrolador do projeto foi escolhido de modo a possuir as especificações necessárias para o projeto, o que permitiu com facilidade a implementação do controle da válvula, a leitura do sensor de abertura e a comunicação com a IHM.

O sistema da válvula eletrônica não é um sistema linear devido ao acionamento unidirecional do motor e ao atrito mecânico estático. Entretanto, o algoritmo PID

mostrou um bom desempenho para controlar o sistema.

O sistema trabalha com períodos da mesma ordem de grandeza da respiração humana (6 s~8 s). Dessa forma, um tempo de estabilidade de ordem de grandeza 10 vezes menor mostra que o sistema está adequado para sua aplicação. Nesse sistema percebe-se que a relação entre a diferença da posição inicial-final e o tempo de estabilidade não são independentes, como seria em um sistema linear. Isso acontece devido a não linearidade do sistema. Mesmo assim, para aberturas menores do que 80%, o sistema apresentou tempo de estabilidade adequado.

O ensaio de distorção em frequência mostrou que para frequências maiores do que 3 Hz ocorreram distorções em frequência. Essas distorções podem ser provocadas pela não linearidade do sistema em conjunto com a configuração do controle PID adotada. Há a possibilidade de que, mudando o algoritmo de controle usado, a válvula responda a maiores frequências.

[4] por usar um pistão para a geração do fluxo de ar, limita a intensidade do fluxo de ar pelo período adotado para a oscilação do mesmo, tornando assim inviável o mantimento de um fluxo de ar por um longo período de tempo. A implementação de [6] utiliza um compressor como gerador de fluxo. Isso não permite a interrupção total do fluxo de ar, por uma limitação do compressor, tornando-o um simulador de hipopneia somente. [5] não pode interromper completamente o fluxo de ar já que a atuação na membrana é feita externamente a ela, fazendo com que não se consiga seu total fechamento.

A principal diferença entre o simulador aqui proposto e outros simuladores apresentados na literatura reside no uso de uma válvula borboleta para o controle do fluxo e, com isso, na facilidade de se conseguir interromper completamente o fluxo de ar e, como para simular a SAHOS não se usa elementos geradores, é possível manter o fluxo de ar por longos períodos de tempo. Também foi desenvolvido uma IHM, de modo que usuários sem conhecimento prévio de engenharia possa utiliza-lo.

No futuro pretende-se fazer um ajuste mais sofisticado das constantes do controlador para melhorar a distorção em frequência do sistema. Além disso, pretende-se construir uma caixa metálica para acomodar a placa de circuito eletrônico e a válvula borboleta de forma a melhorar a forma de utilização do sistema e aplicar o simulador em testes em equipamentos de APAP.

Conclusão

Um simulador de SAHOS foi elaborado com a utilização de uma válvula eletrônica do tipo borboleta empregada em sistemas de injeção eletrônica de automóveis.

O circuito eletrônico desenvolvido foi capaz de acionar e controlar a válvula eletrônica. Com apenas uma configuração simplista das constantes do controle PID, obteve-se um tempo de estabilidade menor do que 10 ordens de grandeza do tempo da respiração humana,

permitindo a utilização desse sistema para elaboração do simulador de SAHOS.

Agradecimentos

C.A.M. Tersariolli agradece ao CNPq pela bolsa de Iniciação Científica (Processo 151823/2015-4).

Referências

- [1] Dalto C.H.C; Fontes F.H.O; Jesus R.S; Gregorio P. B; Araújo L.M.B. Síndrome da apnéia e hipopnéia obstrutiva do sono: associação com obesidade, gênero e idade. Em: Arquivos Brasileiros de Endocrinologia & Metabologia. Salvador, 2006, vol 50, n. 1, p. 74-81.
- [2] Cintra F.D; Poyares D.; Guilleminault C.; Carvalho A.C.; Tufik S.; de Paola A. A. V. Alterações cardiovasculares na síndrome da apnéia obstrutiva do sono. Em: Arquivos Brasileiros de Cardiologia, São Paulo, 2006, vol. 86, n. 6, p. 399-407.
- [3] Meoli A.L; Casey K.R.; Clark R.W.; Coleman Jr J. A.; Fayle R.W.; Troell R.J.; Iber C. Hypopnea in Sleep-Disordered Breathing in Adults. In: SLEEP Journal, Minneapolis, 2001, vol. 4, No 4, p 469-470.
- [4] Navajas D.; Pinto P.; Trepast X.; Rigau J. Monsterrat J. M.; Farré R. Response of Automatic Continuous Positive Airway Pressure Devices to Different Sleep Breathing Patterns. In: American Journal of Respiratory and Critical Care Medicine, Barcelona, 2002, vol. 166, p. 469-473.
- [5] Abdenbi F.; Chambille B.; Chambille B.; Escourrou P. Bench testing of auto-adjusting positive airway pressure devices. In: European Respiratory Journal, Paris, 2004, vol. 24, p 649-658.
- [6] Lofaso F.; Desmarais G.; Leroux K.; Zalc V.; Fodil R.; Isabey D.; Louis B. Bench Evaluation of Flow Limitation Detection by Automated Continuous Positive Airway Pressure Devices. In: CHEST Journal, 2006, vol. 130, p343-349

DESENVOLVIMENTO DE UM SENSOR PARA CAPTURA DE MOVIMENTOS DE UMA MÃO HUMANA

P. H. C. Gonçalves*, F. V. Cacique*, F. T. C. Lorenzeto *, J. M. Silva*, V. M. Nunes*, S. A. Santos Filho *, **, ***.

*Pontifícia Universidade Católica de Minas Gerais - PUCMINAS, Belo Horizonte, Brasil

**Centro Federal de Educação Tecnológica de Minas Gerais - CEFET-MG, Belo Horizonte, Brasil

*** Centro Universitário Newton Paiva - Belo Horizonte, Brasil

e-mail: pedrohc_goncalves@hotmail.com

Resumo: Sistemas para interpretar os movimentos do corpo humano e transformá-los em sinais de comando para um computador, máquina ou robô, têm sido aplicados em diversos campos de atuação para controlar equipamentos de maneira intuitiva, oferecer segurança ao operador, auxiliar os movimentos do corpo ou oferecer meios alternativos de interação com a tecnologia. Existem diversas abordagens para a construção desses sistemas, mas a maioria, das utilizadas atualmente, são baseadas em tecnologias complexas e de alto custo. Este projeto visa o desenvolvimento de um sensor de baixo custo para a captura dos movimentos da mão, que poderá ser utilizado em uma luva, para fornecer sinais de comando para um dispositivo eletromecânico, como por exemplo uma mão mecânica. Os testes realizados utilizaram além do sensor, uma placa de prototipagem Arduino e um servomotor. Os Resultados obtidos, quando se comparou o ângulo formado pela flexão do dedo indicador, com o sensor, numa luva, e o ângulo de rotação de um servomotor foram similares (erro máximo de $5,375^\circ$). Assim, os resultados obtidos associados ao baixo custo, o tamanho reduzido do sensor e a facilidade de aquisição dos componentes necessários para a sua construção, torna o sensor desenvolvido uma boa opção para a captura de movimentos da mão humana a partir de uma luva.

Palavras-chave: sensor ótico, servomotor, movimento da mão.

Abstract: *Systems to interpret the human body movements and turn them into control signals to a computer, machine or robot, have been applied in various fields of activity to control intuitively equipment, provide safety to the operator, assist body movements or provide alternative means of interaction with technology. There are several approaches to this construction, but the majority of the currently used are based on complex and costly technologies. This work aims at developing a low cost sensor for estimating the movements of the hand, which can be used in a glove, to provide control signals to an electromechanical device, such as a mechanical hand. The tests used in addition to the sensor, an Arduino prototyping plate and a servomotor. The results obtained when comparing the angle formed by flexing the index finger, with the sensor*

in a glove, and the rotation angle of a servomotor were similar (maximum error $5,375^\circ$). Thus, the results associated with low cost, small size of the sensor and the ease of acquisition of the necessary components for its construction makes the sensor developed a good choice for capturing movements of the human hand as a glove

Keywords: *optical sensor, servo motor, hand movement.*

Introdução

Sistemas de detecção de movimentos humanos têm sido utilizados em diversas aplicações. Na medicina, cirurgias são feitas remotamente, nas quais os movimentos do médico são imitados por robôs [1]. O controle remoto de robôs manipuladores também é aplicado visando à segurança do operador ao lidar com materiais tóxicos ou radioativos [2]. Além disso, alguns sistemas podem ser utilizados para auxiliar pessoas com alguma dificuldade de movimento ou deficiência, por exemplo, no controle de uma cadeira de rodas por movimentos da mão [3].

São várias as tecnologias aplicáveis no desenvolvimento de um sistema de captura de movimentos, dentre estas, se destacam: rastreamento óptico por câmeras [4]; captura de movimentos com acelerômetros ou sensores flexíveis [5]; e determinação de posição angular com fibras ópticas [6].

A maior parte dos dispositivos utilizados em luvas para captura de movimentos da mão fazem uso de medições elétricas, magnéticas ou ópticas para a estimativa de movimentos das articulações dos dedos. Sistemas, tais como o CyberGlove e Luva de Dados 5DT, são equipados com transdutores piezo-resistivos e fibra óptica [7]. Alternativamente, dispositivos magnéticos de indução montados perto de articulações dos dedos podem ser utilizados para detectar os movimentos da mão, com base na variação da força eletromotriz induzida devido a mudanças na posição relativa dos transdutores [8]. No entanto, a maioria dessas abordagens são suscetíveis a interferências eletromagnéticas, e pode apresentar limitações em termos de linearidade da resposta.

Embora tais tecnologias sejam adequadas para aplicações em teleoperações e aplicações médicas, o

custo relativamente elevado, destas tecnologias, pode ser um fator limitante para um uso generalizado.

Este trabalho visa a construção de um sensor de baixo custo capaz de capturar os movimentos de uma mão humana, para que possam ser convertidos em informação que permita controlar um dispositivo eletromecânico, como por exemplo uma mão mecânica.

Reflexão e Refração - A ótica geométrica é o tratamento aproximado da luz, no qual as ondas luminosas são representadas como raios que se propagam em linha reta [9].

Quando um raio luminoso encontra uma interface entre dois meios de propagação, transparentes, e com densidades diferentes, em geral, aparecem um raio refletido e um raio refratado, como mostrado na Figura 1. Estes dois raios sempre estarão no plano de incidência, que é o plano formado pelo raio incidente e a normal a superfície de interface entre os meios [9]. O ângulo de reflexão (θ'_1) é igual ao ângulo de incidência (θ_1), e o ângulo de refração (θ_2) está relacionado ao ângulo de incidência (θ_1) por meio da lei de Snell:

$$n_2 \text{sen}(\theta_2) = n_1 \text{sen}(\theta_1) \quad (1)$$

Onde:

- n_1 é o índice de refração do meio 1;
- n_2 é o índice de refração do meio 2;
- θ_1 é o ângulo que o raio de incidência faz com a normal à interface dos meios;
- θ_2 é o ângulo que o raio refratado faz com a normal à interface dos meios.

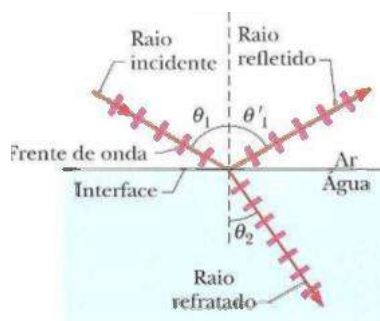


Figura 1: Ângulos de incidência, reflexão e refração

Materiais e métodos

Sensores infravermelhos - Um raio luminoso é uma onda progressiva de campos elétricos e magnéticos. As ondas com comprimento maior do que, aproximadamente, 700 nm são chamadas de ondas infravermelhas, pois, possuem frequência de propagação menor do que as ondas de cor vermelha (650nm) [9]. Os sensores que utilizam este tipo de onda em seu princípio de funcionamento, são chamados de sensores infravermelhos.

Estes sensores utilizam componentes eletrônicos sensíveis somente a este tipo de luz, que variam seu

sinal de saída, na forma de corrente ou tensão, proporcionalmente a intensidade da luz infravermelha incidente sobre eles, podendo ser ativos ou passivos. Sensores ativos, possuem um arranjo onde há um emissor de ondas infravermelho. Já os sensores do tipo passivo, somente captam esta luz do ambiente.

Com base nas tecnologias normalmente utilizadas, na reflexão da luz, e no princípio de funcionamento dos sensores óticos, partiu-se para o desenvolvimento de um sensor infravermelho de baixo custo, cuja tensão de saída variasse com a incidência de luz no mesmo. Para tal, foram utilizados um diodo emissor de luz infravermelho (LED-IR) e um fotodiodo, que compõem o sensor infravermelho TCRT5000. Esses componentes foram fixados nas extremidades de um tubo vazado de silicone, como mostrado nas Figuras 2 e 3.

O sensor infravermelho foi escolhido por apresentar pouca ou nenhuma interferência da luz ambiente; pela sua pequena dimensão; fácil obtenção e baixo custo. O tubo de silicone foi escolhido por sua alta flexibilidade. Baseado nas teorias de ótica e na hipótese de que quando o tubo estiver alinhado, alta luminosidade proveniente do LED emissor incidirá sobre o fotodiodo, e este fornecerá um valor máximo de tensão, a medida que se criar uma curvatura no tubo, a luz deixará de incidir diretamente, no receptor e conseqüentemente a tensão diminuirá. Uma parte dessa luz sofrerá uma mudança de meio, saindo do tubo, outra parte será absorvida, ou seja, uma parte sofrerá reflexão difusa e uma outra sofrerá reflexão especular. Parte da luz refletida pela parede do tubo incidirá sobre o receptor, e quanto maior a curvatura, menor a intensidade de luz recebida.

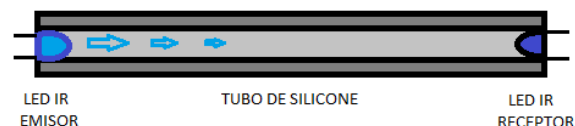


Figura 2:1 Esquema do Sensor Ótico desenvolvido



Figura 3: Montagem do sensor ótico

O circuito elétrico para a polarização do sensor é composto de apenas dois resistores, como mostrado na Figura 4.

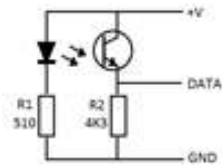


Figura 4: Circuito elétrico de polarização do sensor

Variando os valores dos resistores, pode-se aumentar ou diminuir a luminosidade do LED infravermelho ou a sensibilidade do receptor. Os resistores que deram melhores resultados foram: $R1 = 510 \Omega$ e $R2 = 4700 \Omega$, para um tubo de silicone de comprimento 35mm.

O sensor construído foi fixado em um dispositivo articulado, como mostrado na Figura 5 e conectado a uma plataforma de desenvolvimento Arduino, que recebe o sinal do sensor e o converte em sinal digital para acionar um servomotor numa faixa de 0 a 90°, de 1 em 1°.



Figura 5: Posicionamento do sensor no dispositivo articulado

Teste de repetibilidade e histerese - O primeiro teste teve como objetivo verificar a repetibilidade dos valores recebidos do sensor, não só para um mesmo tipo de movimento, mas também para movimentos de sentidos contrários, como a flexão (descida) e extensão (subida) do sensor. A Figura 6 mostra um gráfico do Valor do Sensor pelo Ângulo do servomotor, em um movimento de descida (variando o ângulo de 0 a 90°) e de subida (90° a 0°). O eixo valor do sensor se refere a um valor de 10bits, que varia de 0 a 1023, obtido através de uma conversão proporcional do sinal analógico do sensor (0 a 5V), para um sinal digital (0 a 1023), feita pelo conversor analógico/digital do arduino.

Entre os ângulos de 0 a 20° observa-se que a tensão não varia, ou varia muito pouco, uma vez que o valor do sensor fica próximo de 1000, correspondente a uma tensão de aproximadamente 5V. Isso se deve à saturação do sensor. Isto pode ser resolvido alterando os valores dos resistores do circuito.

Calibração - Os dados obtidos, referentes à tensão e ângulo dos sensores, foram enviados ao software Origin (Originlab -2015). Alguns tipos de modelos de regressão, disponíveis no software, foram testados e o que melhor representou o conjunto de dados obtidos foi o modelo de regressão de decaimento exponencial de 2ª ordem. O gráfico da curva e a equação obtida podem ser

vistos na Figura 7. A expressão obtida foi implementada no arduino, de maneira que a posição do sensor gerasse o respectivo ângulo no servomotor.

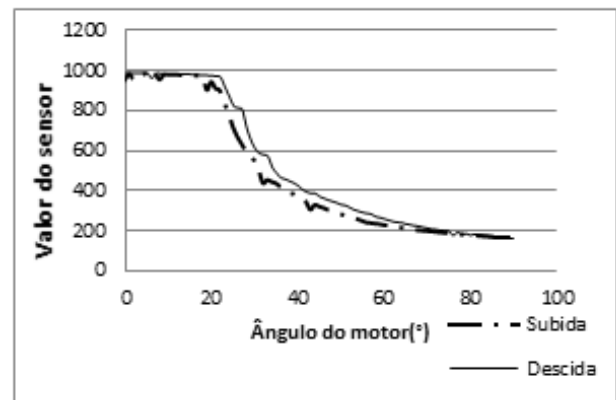


Figura 6: Gráfico de percursos de subida e descida do sensor ótico

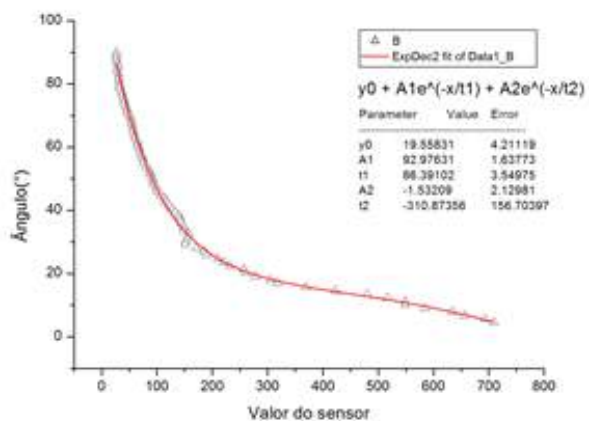


Figura 7: Gráfico da curva e equação para calibração

Resultados

O gráfico apresentado na Figura 6, mostra que o sensor respondeu de forma similar para movimentos descida e de subida. Pode-se observar, também, que houve uma ligeira diferença entre os valores de tensão, para a faixa compreendida entre 20° e 30°, aproximadamente. Uma explicação para isso se baseia no fato em que movimentos de descida são mais fáceis de se realizar, enquanto que no movimento de subida há o peso da haste, que é contrário ao torque do motor.

As medidas dos ângulos do servomotor em função das medidas do ângulo do sensor podem ser vistas na Figura 8. O erro absoluto para medidas entre 0° e 90° variou entre 1,65° e 5,375°.

A aplicação do sensor em uma luva mostrando a posição do sensor (luva) e o respectivo ângulo gerado no servomotor (haste), para as posições de 0° e 45°, pode vista nas Figura 9a e 9b, respectivamente.

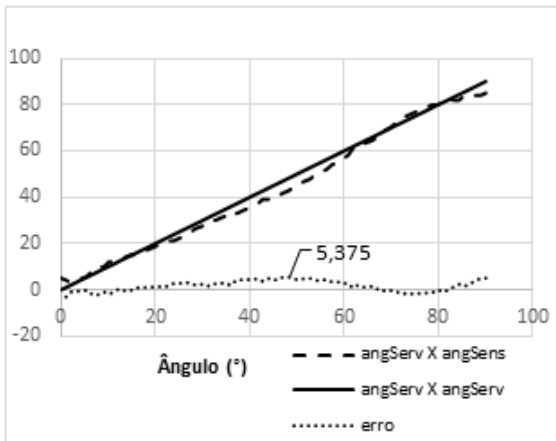


Figura 8: Gráfico do ângulo do servomotor em função do ângulo do sensor e do erro obtido entre estas medidas



Figura 9: Movimentos do sensor (luva) e do dispositivo eletromecânico (haste) para ângulo 0° (a) e 45° (b).

Discussão

O sensor desenvolvido mostrou-se útil para estimativa do ângulo de flexão e extensão do dedo indicador. Na faixa de 0 a 90° , o dispositivo apresentou uma faixa de erro de $1,65^{\circ}$ a $5,375^{\circ}$ corroborando com resultados obtidos por [6].

Como o dispositivo apresentado por [6], o sensor também apresenta restrições para aquisições de movimentos com ângulos inferiores a 10° , considerando que o erro máximo apresentado foi de $5,375^{\circ}$. Contudo, estas restrições podem ser minimizadas ajustando o comprimento do tubo de silicone do sensor, pois este comprimento é um fator fundamental para a obtenção de uma resposta mais linear do sensor.

Tubos mais curtos limitam o raio de curvatura do sensor, evitando que a curvatura se forme em pontos diferentes do tubo, que não sejam na região central do tubo, afetando a resposta do sensor. Para evitar ou minimizar esse problema, as extremidades foram revestidas com um tubo de material que proporcionou maior rigidez, limitando o raio de curvatura e forçando que o mesmo ocorra na região central do tubo.

Sensores com diferentes comprimentos do tubo de silicone apresenta diferentes respostas. Quanto maior o comprimento do tubo, menos linear se torna a tensão gerada em relação à curvatura do mesmo.

O sensor desenvolvido também apresentou uma boa resposta para a captação de movimentos dinâmicos e simultâneos das articulações da mão, o que corrobora com os resultados apresentados por [10].

Conclusão

O sensor desenvolvido com um emissor e um receptor de sinal infravermelho posicionados nas duas pontas de um tubo de silicone, mostrou-se útil para a captura dos movimentos da mão humana. O baixo custo de fabricação e a facilidade de obtenção dos componentes necessários, em comparação com as outras tecnologias normalmente utilizadas, são os principais atributos do sensor para utilização em uma luva, com o objetivo de se capturar os movimentos da mão humana. Além disso, o sensor possui tamanho reduzido, comparado com o tamanho dos dedos, tornando-o apropriado para a fixação na luva.

Referências

- [1] Satava RM. Robotics in colorectal surgery: telemonitoring and telerobotics. *Surg. Clin. North Am.*, 2006. 86(4): 927-36.
- [2] Costa LRG, Pires EVM, Borges MG, Ferreira RAA, Mauricio de Sousa F, Santos Filho SA. Controle de um braço mecânico por meio de movimentos reais de um braço humano. *Anais do XXIV Congress Brasileiro de Engenharia Biomédica – CBEB 2014, Uberlândia, MG, Brasil.* 2014. p. 2560 - 2563.
- [3] Silva AN, Morére Y, Naves ELM, de Sá AAR. Virtual electric wheelchair controlled by electromyographic signals. *Biosignals and Biorobotics Conference (BRC).* 2013. Feb. 18-20. p. 1-5.
- [4] Chua CS, Guan H, Ho YK. Model-based 3D hand posture estimation from a single 2D image. *Image and vision computing.* 2002. 20(4): p. 191-202.
- [5] Dunne LE, Smyth B, Caufield B. A Comparative Evaluation of Bend Sensors for Wearable Applications. *11th International Symposium on Wearable Computers.* 2007. Oct. 11-13; Boston, MA. 2007. p. 121-122.
- [6] Fujiwara E, Marques dos Santos MF, Suzuki CK. Flexible optical fiber bending transducer for application in glove-based sensors. *IEEE Sensors Journal.* 2014. 14(10): 3631-6.
- [7] Dipietro L, Sabatini AM, Dario P. A survey of glove-based systems and their applications. *IEEE Trans. Syst., Man, Cybern. C, Appl. Rev.* Jul. 2008. 38(4): 461-482.
- [8] Fahn CS and Sun H. Development of a data glove with reducing sensors based on magnetic induction. *IEEE Trans. Ind. Electron. Apr.* 2005. 52(2): 585-594.
- [9] Halliday D, Resnick R, Walker J. *Óptica e Física Moderna.* LTC (GRUPO GEN). 8ª ed.; Vol. 4. 2009.
- [10] Wise S, Gardner W, Sabelman E, Valainis E, Wong Y, Glass K, Drace J, Rosen JM. Evaluation of a fiber optic glove for semi-automated goniometric measurements. *J. Rehabil. Res. Develop.* Mar./Apr. 1990, 27(4): 411- 424.

COMPARAÇÃO ENTRE AS MEDIDAS DA LORDOSE LOMBAR EM DOIS PROTOCOLOS DE AVALIAÇÃO POSTURAL

M.C. Paula*, M.H. Campos**, L.C. Paula* e R. Brenzikofer***

*Instituto Federal de Educação, Ciência e Tecnologia de Goiás, Goiânia, Brasil

** Universidade Federal de Goiás / FEF, Goiânia, Brasil

***Universidade Estadual de Campinas / FEF, Campinas, Brasil

e-mail: marcelo.costa.paula@gmail.com

Resumo: O objetivo do estudo foi analisar e comparar as medidas estáticas e dinâmicas da curvatura lombar em indivíduos saudáveis. Uma análise de movimento da coluna vertebral foi realizada com videogrametria em 16 voluntários saudáveis (quatro mulheres e doze homens). A posição espacial de marcadores retrorrefletivos fixados no dorso dos voluntários foi mensurada e funções polinomiais foram ajustadas para quantificar a curvatura geométrica bidimensional no plano sagital. Um instante da postura estática e a postura média apresentada no ciclo da marcha, a Curva Neutra da coluna vertebral, foram analisadas. O pico de curvatura geométrica na região lombar foi computado e o teste t pareado ($p < 0,05$) foi utilizado para comparar a postura estática e a Curva Neutra. O processamento e a análise de dados foram realizados em Matlab. Os resultados mostraram uma lordose maior durante a postura ortostática. Esperamos que a locomoção requer uma postura mais adequada do que a posição estática, a fim de preservar as estruturas intervertebrais durante o movimento.

Palavras-chave: Biomecânica, Cinemática, Lordose Lombar.

Abstract: The aim of the study was to analyze and compare the static and dynamic measures of the lumbar curvature in healthy individuals. Spine motion was collected via videogrammetric analysis in 16 healthy volunteers (four women and twelve men). The spacial position of retrorreflective markers attached to the back of the volunteers were measured and polynomial functions were adjusted to quantify the two-dimensional geometric curvature in the sagittal plane. A single instant of the static posture and the average posture during walking cycle, the Neutral Curve of the spine, were analysed. The geometric curvature peak in the lumbar region was computed and the paired t-test ($p < 0.05$) was used to compare the static posture and the Neutral Curve. Data processing and analysis were done in Matlab. The results showed a higher lordosis during orthorstatic posture. We speculate that locomotion requires a more appropriate posture than the one seen in orthorstatic position, in order to preserve the intervertebral structures during movement.

Keywords: Biomechanics, Kinematic, Lumbar Lordosis.

Introdução

A avaliação quantitativa da coluna vertebral é de grande importância para o ambiente clínico, pois permite diagnosticar as disfunções vertebrais, verificar a eficácia do programa de reeducação postural e estabelecer critérios de referência para discriminação da população sintomática e assintomática [1]. Portanto, a análise objetiva do alinhamento vertebral pode ser considerada um dos principais parâmetros na avaliação da postura humana, pois os desvios na coluna normalmente estão associados ao surgimento de dores e/ou deformidades e, em alguns casos, podem provocar até mudanças no comportamento e nas relações sociais dos indivíduos acometidos [2].

Tal fato ilustra a importância de se realizar um diagnóstico precoce e fidedigno acerca da condição postural do paciente e, por isto, a escolha adequada do protocolo de avaliação pode ser um fator determinante na qualidade das informações. Há vários protocolos descritos na literatura para a análise da coluna, dentre eles podemos destacar os que investigam a geometria vertebral na postura ereta em pé e durante a locomoção [3,4,5]. Os resultados obtidos através destes protocolos de avaliação têm ampliado o entendimento acerca das adaptações e da funcionalidade da coluna vertebral [6].

Sabe-se que a análise da coluna na situação ortostática é a mais empregada tanto no âmbito clínico como científico, devido à praticidade na obtenção dos dados. Além disto, as medidas posturais em ortostase estão relacionadas à postura imanente ao sujeito, ou seja, as medidas nesta condição são utilizados para a formação de banco de dados e/ou estabelecimento de critérios de referência. No entanto, especula-se que as informações obtidas em ortostase tenham como desvantagem uma maior variabilidade dos valores posturais – o que pode comprometer a qualidade dos resultados obtidos. Portanto, o objetivo do estudo é analisar e comparar as medidas estáticas e dinâmicas da lordose lombar de indivíduos saudáveis.

Materiais e métodos

Sujeitos – A amostra foi composta por dezesseis voluntários de ambos os sexos (4 mulheres e 12 homens com $21,6 \pm 6,1$ anos de idade, $1,73 \pm 0,11$ m de estatura e 68 ± 14 kg de massa corporal). Os participantes não

tinham histórico de disfunção neurológica, cardiovascular e/ou ortopédica e foram orientados acerca de todos os procedimentos, riscos e benefícios associados à participação no estudo. Esta pesquisa foi aprovada pelo comitê de ética institucional.

Cinemática da coluna vertebral – Para a análise postural os voluntários utilizaram calçado esportivo, bermuda ou short e, quando necessário, uma touca de natação para contenção dos cabelos. Os homens realizaram o teste sem camisa e as mulheres vestiram um top adaptado que permitiu a visualização do dorso desnudo. Foram fixados marcadores não alergênicos, retro refletivos, planos e retangulares (10 x 12 mm) sobre o dorso do participante enquanto o mesmo permanecia na postura ortostática. Primeiramente foram localizadas e marcadas as projeções cutâneas dos processos espinhosos de cinco vértebras tidas como referência: T1, T6, T12, L4 e S2. Posteriormente, foram fixados cinco pares de marcadores bilaterais na altura das respectivas vértebras. E, por último, foram fixados marcadores adesivos, regularmente espaçados em 2,0 a 2,5 cm, sobre a pele, ao longo da linha definida pelos processos espinhosos da região sacra até a cervical, conforme Figura 1.



Figura 1: Modelo anatômico para representação da coluna vertebral.

O teste teve início com a filmagem do calibrador e, na sequência, o registro do dorso dos voluntários durante a postura dinâmica, ou seja, o avaliado caminhou no solo numa direção predefinida, por um espaço de 10 metros, em velocidade auto selecionada, para posteriormente fazer uso de apenas uma passada completa. Após o registro dinâmico, o participante retornou ao ambiente calibrado para a filmagem do dorso na postura ortostática. Para cada avaliado, ambos os procedimentos foram realizados vinte e quatro vezes e, sempre, de forma pareada.

As sequências de imagens oriundas das três câmeras utilizadas no estudo foram sincronizadas através de um sinal visual, isto é, a partir de uma batida de palmas. As câmeras foram posicionadas posteriormente ao sujeito para registrar a movimentação da coluna e possibilitar a reconstrução 3D dos marcadores. A frequência de amostragem das câmeras foi de 60 Hz. Todas as etapas do processamento dos dados cinemáticos (calibração, rastreamento automático e reconstrução 3D dos marcadores refletivos) foram realizadas no sistema Dynamic Posture [6]. As coordenadas 3D dos marcadores foram suavizadas, em função do tempo (ao longo de uma passada do ciclo de marcha), por meio de um filtro digital passa baixa do tipo Butterworth de quarta ordem e frequência de corte de 6 Hz [7], pois o movimento humano apresenta sinais de baixa frequência.

O modelo biomecânico utilizado para analisar a postura vertebral consistiu em ajustar, aos marcadores fixados ao longo da coluna, uma função polinomial $P(z)$ através do método dos mínimos quadrados. O grau do polinômio (9°) foi definido por meio do teste qui-quadrado reduzido e através de suas duas primeiras derivadas foi possível quantificar as curvaturas geométricas bidimensionais (2D), no plano sagital [8]. A curvatura geométrica 2D (K) foi calculada através da equação:

$$K = P''(z) / \{1 + [P'(z)]^2\}^{3/2} \quad (1)$$

Para a análise estática estes procedimentos foram suficientes para a obtenção das variáveis de interesse. No entanto, para a análise dinâmica foi necessário calcular a Curva Neutra da coluna que é a curva média de todas as curvas medidas ao longo do ciclo da passada. A redução dos dados dinâmicos é essencial para possibilitar a comparação entre o registro estático com aquele em movimento, pois a postura média adotada durante a locomoção é equivalente ao registro postural estático, ou seja, a curva média da coluna durante o ciclo da passada elimina o componente oscilatório do movimento locomotor – evidenciando somente o componente inerente à postura do sujeito [6,9]. A partir da curva estática e dinâmica (Curva Neutra) foi identificado e selecionado, para cada voluntário, a região de maior curvatura lombar. Portanto, para analisar a lordose foram utilizadas somente as informações da região do pico de curvatura geométrica lombar.

Análise estática – A comparação entre a postura estática e dinâmica foi feita individualmente, através dos 48 registros posturais (24 em ortostase e os outros 24 da Curva Neutra obtida na marcha). Portanto, para verificar as diferenças nas medidas estáticas e dinâmicas utilizamos o teste t pareado para cada sujeito. O tratamento e as análises dos dados foram feitos em ambiente Matlab e a significância estatística adotada foi menor que 5% ($p < 0,05$).

Resultados

A Tabela 1 mostra os valores mensurados para a lordose lombar de todos os participantes, nos dois protocolos de avaliação utilizados. É possível observar que a

lordose lombar apresenta uma alta variabilidade inter-sujeitos e, por este motivo, optamos por analisar individualmente os dados e de forma pareada, ou seja, comparando o sujeito com ele mesmo (situação estática com a dinâmica). Note que somente 3 voluntários (sujeito 6, 7 e 8) não apresentaram diferenças estatisticamente significativas na curvatura lombar da postura ortostática com àquela mensurada na marcha (Curva Neutra). Na tabela podemos observar também que apenas 3 sujeitos (voluntários 2, 6 e 14) apresentaram valores mais elevados da lordose lombar na situação dinâmica. Além disto, é nítida a maior variabilidade das medidas posturais na condição estática.

Tabela 1: Caracterização da amostra (média \pm DP).

Sujeitos	Lordose Lombar (1/m)	
	Estático	Dinâmico
1	-16,4 \pm 4,5 *	-14,4 \pm 2,3
2	-7,1 \pm 1,6 *	-8,9 \pm 0,6
3	-5,1 \pm 1,1 *	-4,5 \pm 0,3
4	-13,3 \pm 1,7 *	-12,3 \pm 1,3
5	-4,4 \pm 1,0 *	-3,9 \pm 0,8
6	-6,6 \pm 0,9	-6,8 \pm 0,4
7	-7,8 \pm 1,4	-7,5 \pm 1,0
8	-5,0 \pm 1,0	-4,5 \pm 0,5
9	-10,6 \pm 2,1 *	-9,3 \pm 0,6
10	-15,3 \pm 1,9 *	-13,7 \pm 0,6
11	-3,3 \pm 0,6 *	-2,8 \pm 0,3
12	-4,5 \pm 0,8 *	-2,9 \pm 0,2
13	-8,4 \pm 1,2 *	-6,4 \pm 0,6
14	-4,3 \pm 0,3 *	-4,5 \pm 0,4
15	-6,1 \pm 0,7 *	-5,4 \pm 0,2
16	-3,6 \pm 1,0 *	-2,7 \pm 0,5

* $p < 0,05$

Discussão

A proposta da presente pesquisa foi comparar os valores da lordose lombar da curvatura geométrica obtida na postura ereta em pé com àquelas mensuradas na

marcha. Sabe-se que ambas as tarefas motoras apresentam características bem distintas entre si no que se refere às adaptações posturais [10]. Além das diferenças na especificidade motora destas duas atividades, é importante destacarmos que os estudos que investigam as variáveis posturais na condição estática, por meio do registro videográfico e/ou fotográfico, fazem a captura e a análise postural através de um único instante [4,5,11]. Em contrapartida, as pesquisas que analisam a geometria vertebral durante a locomoção possibilitam a obtenção de vários registros posturais ao longo do ciclo da passada [8,9].

Portanto, para possibilitar a comparação entre as variáveis posturais obtidas na condição estática com a dinâmica é necessário fazer a redução dos dados obtidos durante a marcha. Como já foi mencionado na metodologia, na presente pesquisa utilizou-se a postura média adotada pelo participante durante o ciclo da passada de marcha já que esta é equivalente à postura ortostática. Este procedimento elimina o componente oscilatório da coluna ocasionado pela atividade locomotora e ressalta a postura inerente ao sujeito [6,9] – o que viabiliza a confrontação entre os dois protocolos de avaliação.

No nosso estudo encontramos valores mais acentuados para a curvatura lombar na situação estática. Estes achados corroboram com os resultados de outros estudos, pois há relatos na literatura de que a postura ortostática ocasiona uma maior anteversão pélvica, o que pode justificar o aumento da lordose. Além disto, há evidências de que, durante a locomoção, os voluntários mantêm a coluna vertebral mais alongada do que na postura ortostática [4]. Este argumento aliado ao fato de que a caminhada exige um recrutamento mais efetivo da musculatura do tronco [12] pode justificar a menor variabilidade dos dados dinâmicos já que a locomoção não permite que o indivíduo adote uma postura mais “relaxada”, como acontece na condição estática.

Esta teoria pode estar relacionada com a zona neutra da coluna sugerida por [13]. Pesquisadores estimaram, in vivo, a faixa angular onde se encontra a zona neutra da coluna lombar, no plano sagital, durante a postura ortostática e a marcha. Os resultados permitiram inferir que, ao contrário da condição estática, a marcha proporciona uma postura vertebral mais próxima do centro da zona neutra [3]. Estes achados sugerem que o movimento locomotor atua como um mecanismo regulador do estresse mecânico das estruturas intervertebrais.

Conclusão

O protocolo de avaliação em ortostase apresentou medidas estatisticamente distintas daquelas obtidas na análise em movimento. Especula-se que, durante a locomoção, a coluna adota uma postura mais apropriada, com o intuito de amenizar as cargas nos componentes passivos. No entanto, as diferenças estatisticamente significativas na lordose lombar de alguns voluntários da pesquisa devem ser vistas com cautela, pois podem não apresentar significância e/ou relevância clínica. Tal fato pode estar associado à capacidade da metodologia

empregada em descrever o alinhamento vertebral e distinguir as suaves adaptações na geometria da coluna.

Agradecimentos

Agradeço ao Instituto Federal de Educação, Ciência e Tecnologia de Goiás pela concessão de auxílio financeiro para participação neste evento.

Referências

- [1] Vrtovec T, Pernus F, Likar B. A review of methods for quantitative evaluation of spinal curvature. *European Spine Journal*. 2009; 18(5): 593-607.
- [2] Roussouly P, Nnadi C. Sagittal plane deformity: an overview of interpretation and management. *European Spine Journal*. 2010; 19(11): 1824-36.
- [3] Scannel JP, McGILL S. Lumbar Posture – Should It, and Can It, Be Modified? A Study of Passive Tissue Stiffness and Lumbar Position During Activities of Daily Living. *Physical Therapy*. 2003; 83(10): 907-17.
- [4] Frigo C, Carabalona R, Mura, MD, Negrini, S. The upper body segmental movements during walking by young females. *Clinical Biomechanics*. 2003; 18(5): 419-25.
- [5] Levine D, Colston, MA, Whittle MW, Pharo, EC, Marcellin-Little DJ. Sagittal lumbar spine position during standing, walking, and running at various gradients. *Journal of Athletic Training*. 2007; 42(1): 29-34.
- [6] Campos MH. Sistema de análise de movimento para avaliação da postura vertebral durante a corrida no teste de esforço máximo incremental [tese]. Campinas: Universidade Estadual de Campinas; 2010.
- [7] Winter DA. *Biomechanics and Motor Control of Human Movement*. 2th ed. New York: Published by John Wiley & Sons; 1990.
- [8] Brenzikofer R, Barros RML, Lima Filho EC, Toma E, Bordini LS. Alterações no dorso e coluna vertebral durante a marcha. *Revista Brasileira de Biomecânica*. 2000; 1(1): 21-6.
- [9] Campos MH, Paula, MC, Deprá PP, Brenzikofer, R. The geometric curvature of the spine of runners during maximal incremental effort test. *Journal of Biomechanics*. 2015; 48(6): 969-75.
- [10] Leroux A, Fung, J, Barbeau, H. Postural adaptation to walking on inclined surfaces: I. Normal strategies. *Gait and Posture*. 2002; 15(1): p.64-74.
- [11] Leroux MA, Zabjek K, Simard G, Badeaux J, Coillard C, Rivard CH. A noninvasive anthropometric technique for measuring kyphosis and lordosis: an application for idiopathic scoliosis. *Spine*. 2000; 25(13): 1689-94.
- [12] Anders C, Wagner H, Puta C, Grassme R, Petrovitch A, Scholle HC. Trunk muscle activation patterns during walking at different speeds. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. 2007; 17(2): 245-52.
- [13] Panjabi M. Clinical spinal instability and low back pain. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. 2003; 13(4): 371-9.

DIFFERENCE IN BODY STABILITY BETWEEN PUNCHES AND KICKS: A CASE STUDY

K.S.Urbinati, C. Papcke, E.M. Scheeren, R.G.P. Correia, A.D. Vieira, and P. Nohama

Graduate Program in Health Technology, PUCPR, Curitiba, Brazil
e-mail: keith.msato@gmail.com

Abstract: The stability in combat sports is an important variable for the success. The karate needs the fast blows involving high oscillation the center of pressure (COP) displacement. So, is important to understand the behavior the COP in real situation of karate actions give rise efficient motor strategies. The purpose of this study was determined the differences in displacement of COP during punches and kicks in karate. We evaluated one karateka, black belt. The athlete realized ten punches (*choku zuki*) and ten kicks (*mae geri*) on the force platform. The stabilometric signal was acquired with frequency acquisition of 1 kHz. We determined the Statocinesigram displacement of center the pressure and the Stabilogram the COP trajectory. The higher displacement medio lateralis and antero posterior of COP was determined in punch and kick situations using the Matlab routine. There was higher displacement COP for kick than punch ($p < 0,05$). The right kicks present higher displacement COP for the left side than left punch in medio lateralis axis (right kick = 135.4 ± 16 ; left kick = -83.7 ± 8 ; $F=43.4$; $p=0.001$; $\eta^2 = 0,62$), while that the left punch presents higher displacement forward (right punch = $8,69 \pm 47$; left punch = $21,7 \pm 24.4$; $F=35.1$; $p=0.001$; $\eta^2 = 0,57$). Higher displacement COP prove that the motor strategy balance are different punches and kicks, factor influencing training and competitive situation.

Keywords: Center of Pressure, punch, kick, karate, body balance.

Introduction

Body balance is the maintenance of human body stability on upright position, in static or dynamic conditions, so that the summatory of the forces that act on body are equaled to zero [1]. A better capacity of postural control and body balance can be determinants to the performance of combat sports athletes, as karate [2], which is a sport that requires high velocity and force in enforcement of blows, increasing the acting of external and internal forces on the body, so as generates a bigger oscillation of body balance [3]. On this base, it's important to understand how the stability control of body occur during these actions [3]. During each oscillation, the stretch reflexes of the body changes the tonus of the anti gravitational muscles. To perform this complex task, staying in balance, the athlete interacts with the environment through information from the sensory, vestibular and visual systems [4].

A low interaction of these systems can affect the karate athlete's performance, influencing factors such as motor coordination, reaction time and center of pressure displacement (COP) are determinant for performance [5].

The COP record through the force platform is an important tool to explain physical phenomena's generated by the variation of the ground reaction forces imposed by execution of high speed blows, such as kicks and punches [6, 7].

Elite athletes of karate have greater variation in COP displacement during the performance of punches, compared to non-athletes [3], because they have a high level of efficiency of motor strategies in order to use the COP displacement as mechanical advantage during the achievement of blows. This occurs because the motor actions in karate are dependent on a summation of forces and accelerations of body segments, combined with a dynamic control of the body to perform efficient and stable strokes. But is not clear in the literature how occurs this COP displacement in kicks situations.

Then how is the COP behavior in situations of punching and kicking? Our hypothesis is that the COP displacement in kicks is greater than punches. On this base, the aim of this study was to evaluate the COP displacement in punching and kicking situations.

Materials and methods

A. Subject

The sample was composed by only a male subject, Karate's elite athlete, 21 years old, with 1,82 m body height and 78 kg body mass, without history of musculoskeletal, neurological, visual and orthopedic disorders that could interfere in the study.

The research was conducted according to the clarification term, approved by the local Ethics Committee (number 38400/2012). The volunteer was informed that he could withdraw from the study at any time without any consequences.

B. Procedures

During the familiarization session prior to testing, the volunteer was instructed to go up on the force platform (model OR6-7AMTI) and perform some kicks and punches looking at a fixed point.

The principal components of COP signal frequency is below 10 Hz [8], a frequency acquisition of 1 KHz to respect the Nyquist theorem [8]. Figure 1 shows the study axes.

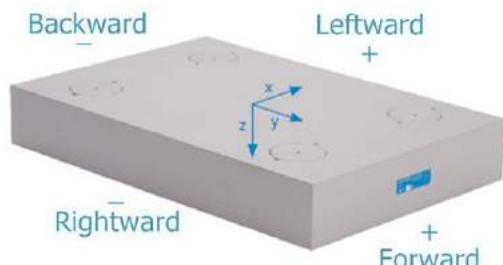


Figure 1. Force platform: X axis: Medio-lateralis displacement; Y axis: Anteroposterior displacement.

After this session, the subject stood upright on the platform with the parallel feet and performed twenty blows (figure 2): ten punches (Choku Zuki) and ten kicks (Mae Geri). The athlete had 5 minutes to rest between the punches and kicks sequence. As standardization criterion, the first and last two blows were not analyzed.



Figure 2. The subject stood upright with the parallel feet. The twenty blows were performed, ten punches (Gyako Zuki) and ten kicks (Mae Geri).

The stabilometric signal, arising from the temporal behavior of the COP was acquired through the force platform. As the main spectral components of COP signal are below to 10 Hz [8], the frequency acquisition was limited at 1000 Hz [8]. In Matlab software (8.10.0), was applied a low-pass filter, Buterworth of fourth order with a cutoff frequency of 6 Hz in the signals of Mx,

My, Mz, Fx, Fy and Fz. With the filtered signals, the formula proposed by Zatsiorsky (2002) was used to determine the COP: COPap (equation 1) for anteroposterior displacements and COPml (equation 2) for medio lateralis (figure 3), that were used to determine the total area of COP displacement (equation 3), represented by Statocinesigram's figures (1 and 2).

$$\text{COPap} = (-h \cdot F_x - M_y) / F_z \quad (\text{equation 1})$$

Where:

COPap: antero posterior displacements

h: hight of center gravity

Fx: force in x axys

My: Force moment in y axis

Fz: Force in z axis

$$\text{COPml} = (-h \cdot F_y + M_x) / F_z \quad (\text{equation 2})$$

Where:

COPml: medio lateralis

h: hight of center gravity

Fy: force in y axys

Mx: Force moment in y axis

Fz: Force in z axis

$$\text{COPd} = (\text{COPap} \times \text{COPml}) \quad (\text{equation 3})$$

Where:

COPap: anteroposterior displacements

COPml: medio lateralis

B. Statistics

To compare the maximum displacement of COP and the mean value of mediolateralis and anteroposterior displacements between punches and kicks, well as between the right and left sides, the data was analyzed by the analysis of variance (ANOVA) for repeated measurements and multivariate analysis (MANOVA), by means of the post-hoc Bonferroni test ($p < 0.05$). Compound symmetry was tested through Mauchy and Greenhouse-Gleisser tests, and the effect size was calculated. For all analysis was used the SPSS 21.0 software.

Results

There is a higher displacement's area of the COP for kicks than punches situation, according to the statocinesigram (Figures 3 and 4).

It is possible to observe in figure 4 the behavior of the COP displacement along the time, generated by performing a sequence of eight punches.

In table 1 the dates indicates higher medio lateralis oscillation of COP for the right member in all situations ($F=43.4$; $p=0.001$; $\eta^2 = 0.62$). This probably occurred because the dominant member of the subject was the right leg, then the non dominant member is less efficient in balance control. The kick presents higher displacement with the right side ($F=35.1$; $p=0.001$; $\eta^2 = 0,57$) in antero posterior axis, while the left punch presents higher displacement in the antero posterior axis.

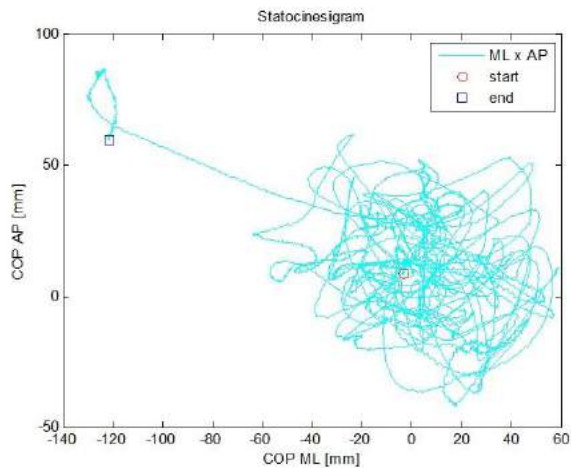


Figure 3. Statocinesigram displacement of COP during eight punches performed along 12 seconds standing.

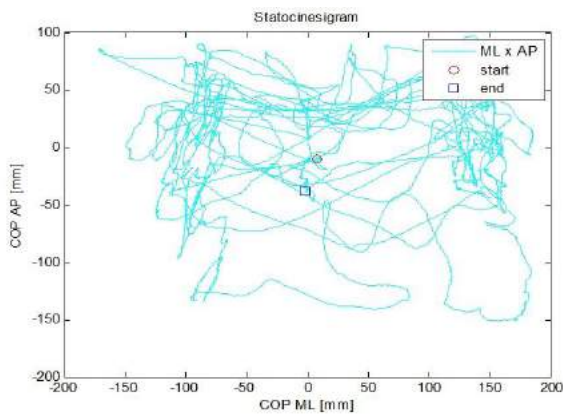


Figure 4. Statocinesigram displacement of COP during eight kicks.

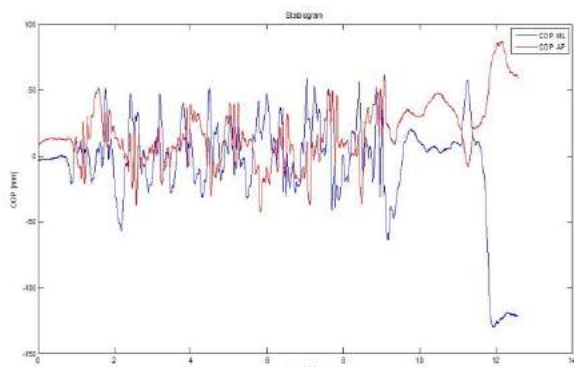


Figure 5. Behavior of COP's trajectory on the laterolateral and anteroposterior directions in the upright position generated by performing a sequence of eight punches.

The COP trajectory in punches can be observed in figure 5. The displacement of centre the pressure (table 1) was higher in right limb than left limb of kicks in medio lateralis and antero posterior. The displacement of center pressure was higher in right kick than right punch.

TABLE I. DISPLACEMENT OF CENTRE THE PRESSURE

	Medio lateralis (mm)	Antero posterior (mm)
Right kick ^(b)	135.4 ± 16 ^(a)	-83,7 ± 8 ^(a)
Left Kick	-83.7 ± 8	4,9 ± 50.6
Right punch ^(b)	41.7 ± 7 ^(a)	8,69 ± 47
Left punch	8.6 ± 47	21,7 ± 24.4 ^(a)

Where: (a) difference between right and left limbs; (b) difference between kick and punch. ($p < 0,05$).

Discussion

The COP displacement on kick and punch situations suggest that the stability of punch is related (or associated) with the athletes ability in perform the blow. The skill of to be more efficient on balance control and the variation of body's position during the entire motion suggests the best motor control, which can be determinant for elite athlete's performance [3].

The higher dispersion found in kicks is consequence of the displacement the legs, because when the athlete raises his leg for the kick, COP is displaced to the opposed leg, although the balance performance in karate is defined by the high speed of kicks [6].

The assessment of six elite karate athletes indicates the motor strategy are facilitated by a more in-phase movement of the hip and knee joints in mawashigeri kick [9, 10]. This suggests that athletes have developed new motor strategy to obtain balance.

The fast and large displacement of COP and the return to approximately the same position [6, 11] in situation of kicks and punches confirms the results achieved for Working [12], where the ability to minimize postural sway has been defined as experienced performance of athletes.

According to Vando et al. [7] the stability and balance control were better in karate when the athletes maintain the eyes opened. Thus, the visual control seems to be important control variable in the balance [17].

The sensory feedback in the postural control system provides complementary information for body sway stabilization. It is expected small postural changes as a result of effective visual and proprioceptive feedback in a static position [13], but in situations that require increased performance, COP displacement is much greater, which corresponds to the findings in Figure 6, for a sequence of kicks.

The COP displacement was higher for the kick (*mae geri*) in medio lateralis and antero-posterior than punch. The intra-limb coordination depends on the coordinating patterns [14]. While for the kick is necessary the displacement of the COP for the rest leg, in the punch both feet are maintained stable on the platform.

There were differences in COP displacement between the side of the limb that executed the movement, specially in *mae geri* kick. High eccentric activation of the biceps femoris muscle during the knee extension in high-speed movements may generate disorders on the balance [15] as found in our results described in Table 1.

Pozo et al. [16] investigated motor control

mechanism in international athletes. Expert athletes had better stability of their hip and knee joints than beginners.

Moreover, the *biceps femoris* eccentric activation at the end of the attack phase could also be considered as a pre-activation phase anticipating the knee flexion and the hip extension of the returning phase, indicating greater oscillations in the balance due to the body oscillations affected by the leg direction changes.

The punches indicate higher COP displacement for the left side in medio-lateral axis. The COP displacement behavior in the antero-posterior axis during punches was consequence the displacement of the center of mass (COM) during punches and balance resumption.

When the athlete executed punches in upright position occurs small knee flexion and abdominal muscle contraction [3], promoting the stability of the upright position.

Karate is practiced barefoot, fact that maybe improves stability, balance, postural control and decreases postural sway [18].

Conclusion

Differences in COP displacement in karate were shown when a subject performs punches and kicks, with the biggest displacement for the opposite foot of the kick, and to the frontward in the punches with the both hands.

Our data suggest different motor strategies for the balance control during blows. Training should offer different stimuli for the balance control, and how the knee flexion and abdomen contraction during execution the punch and kick. The movement controls the forward the COP displacement in punch, and control the lateral COP displacement during the kick were higher.

Data from this study should not be produced for the population, since this work set in a case study. So, we encourage future modelling studies with a larger sample and karatekas of different competitive levels. However, our findings are important for the development of better athlete training strategies to the out one subject.

References

- [1] A. Shumway-Cook, M. Woollacott, "Motor control: translating research into clinical practice" *Lippincott Williams & Wilkins*, 2007.
- [2] C. Hryssomalis, "Balance ability and athletic performance," *Sports medicine*, 2011, pp. 221-32.
- [3] P. Cesari, M. Bertuco. Coupling between punch efficacy and body stability for elite karate," *J. Sci Med Sport*. 11nd ed. Vol. 3, 2007, pp. 353-6Epub.
- [4] F. B. Horak, C. L. Shupert, A. Mirka, "components of postural dyscontrol in the elderly: a review," *Neurobiology of aging*. 10nd vol. 1989, pp. 727-38.
- [5] N. Erkmén, S. Suveren, A. S. Goktepe, "effects of exercise continued until anaerobic threshold on balance performance in male basketball players," *J Hum Kinet*, Jun 2012, pp. 73-9.
- [6] M. Duarte, S. M. S. F. Freitas, "Revisão sobre posturografia baseada em plataforma de força para avaliação do equilíbrio," *Revista brasileira de fisioterapia*, 14nd vol. 2010, pp. 183-92.
- [7] S. Vando, M. Haddad, D. Masala, L. Falese, J. Padulo, "visual feedback training in young karate athletes," *Muscles Ligaments Tendons J*. 14nd ed. Vol. 2, 2014, pp. 137-40
- [8] D.A. Winter. *Anatomy, Biomechanics and Control of Balance during Standing and Walking*. Waterloo Biomechanics
- [9] R. A. Clark, M. Hunt, A. L. Bryant, Y. H. Pua, "validity and reliability of the nintendo Wii balance board for assessment of standing balance," *Gait Posture*, 2014, pp. 1151-4.
- [10] F. Quinzi, P. Sbriccoli, J. Alderson, A. Di Mario, V. Camomilla, "Intra-limb coordination in karate kicking: Effect of impacting or not impacting a target," *Human Movement Science*, 2014, pp. 108-19.
- [11] V.M. Zatsiorsky, "Kinetics of human motion," *Champaign: Human Kinetics*, 2002.
- [12] T. Paillard, C. S. Costes, C. Lafont, P. Dupui, "Are there differences in postural regulation according to the level of competition in judoists?" *Br J Sports Med*, 36nd ed. 2002, pp. 304- 5.
- [13] D. Filingeri, "Is karate effective in improving postural control?" *Arquives of Budo*, 2012.
- [14] P. Sbriccoli, V. Camomilla, V. Di Mario, A. Quinzi, F. Figura, F. Felici, "Neuromuscular control adaptations in elite athletes: The case of top level karateka" *European Journal of Applied Physiology*, 2010, pp. 1269-1280.
- [15] P.J.G. Silva, "investigating the center of pressure velocity Romberg's quotient for assessing the visual role the body sway", *Rev. bras. Bioméd.* V.28 n.Rio de Janeiro, Dec, 2012.
- [16] J. L. Pozo, B. Guillaume, F. R. Dierick, "Execution time, kinetics, and kinematics of the mae-geri kick: comparation of national and international standard karate athletes," *Journal of Sports Sciences*, Nov. 2011. Pp. 1553-61.
- [17] A. Shumway-Cook, M. H. Woollacott. Attentional demands and postural control: The effect of sensory context. *Journals of Gerontology Series A: Biological Sciences and Medical Sciences*. 2000;55A:M10-M16.
- [18] K. Safet, N. Covic, H. Kajmovic, A. Kapo. Differences in ballance between combat sports assessed by BBS. *Technis and Thecnologies*

LOCAL AND GLOBAL AGE-RELATED GAIT ASYMMETRY IN LOWER EXTREMITY JOINT MOMENTS

Reginaldo K. Fukuchi* and Reed Ferber**

*Faculty of Biomedical Engineering, Federal University of ABC, São Bernardo do Campo, Brazil

** Faculty of Kinesiology, University of Calgary, Canada

e-mail: reginaldo.fukuchi@ufabc.edu.br

Abstract: Despite the increased running participation and increased injury rate among older individuals, there is limited understanding about the age-related gait symmetry. Therefore, this study aims at investigating the effects of age and symmetry on lower extremity joint moment redistribution. Three-dimensional kinematics and kinetics of the right and left lower extremity were analyzed in seventy recreational runners (35 young and 35 older) at a controlled treadmill speed (2.7 m/s). Older runners presented reduced support moment as a result of the lower ankle plantar flexion moment compared to young runners. No side-to-side differences were observed in the measured variables between young and older runners. The results of this study suggest that the reduction in muscle function as a result of ageing affects particularly the distal joints, the ankle plantar flexion moment, which in turn deteriorates the overall support moment.

Keywords: Running, biomechanics, ageing.

Introduction

An increased running participation of older individuals has been observed in the last decade [1] due to a greater interest in healthy ageing. In contrast, it has also been reported an increased running-related injury rate among older runners [2]. Reduced musculoskeletal function (e.g. muscle weakness) occurs as we age. Concomitantly, the literature has report age-related changes [4]. In fact, both muscle weakness and altered gait may play a role in the etiology of these running-related injuries. However, there is limited understanding about these factors.

One of the major age-related gait adaptations reported in previous studies is the presence of a lower extremity moment redistribution [3,5]. However, this alteration has only been observed either in sedentary individuals [3] or during walking alone [5]. This adaptation has been suggested to be due to the distal to proximal shift in joint contribution presumably as a result of the non-uniform reduction in muscle strength in the distal muscles. However, no studies have investigated the distribution of joint torques across lower extremity joints (local asymmetry) during running. In addition, the presence of gait asymmetry (global asymmetry) has been linked to running injuries [5]. However, few studies have investigated both the local (within limb and across joints) and global (between) asymmetry during running in older

individuals. Therefore, this study aims at investigating the effects of age and symmetry on lower extremity joint moment redistribution during running. We hypothesized that older individuals would have a joint moment redistribution and side-to-side differences in the lower extremity joints while keeping similar overall support moment compared to young runners.

Materials and methods

Thirty-five young (age: 29±5 years; BMI: 22.9±2.4 kg/m²) and 35 older injury free recreational runners (age: 60±4 years; BMI: 23.2±1.8 kg/m²) participated in this study. Prior to their participation, each subject signed an informed consent form. Data were collected using an 8-camera motion capture system (Vicon Inc.) and an instrumented treadmill (Bertec Inc.) while the subjects ran at a controlled speed (2.7 m/s) wearing standard neutral shoes. Three-dimensional right and left hip, knee and ankle joint kinematics and kinetics variables of interest were calculated for the stance phase of gait using Visual 3D software (C-motion Inc). The dependent variables in this study were the lower extremity (hip, knee and ankle) joint moments at the sagittal plane. In addition, the overall support moment was calculated as the algebraic sum of the absolute torques at the hip, knee and ankle. The peak values were considered for further analysis. A 2x2 ANOVA ($\alpha=0.05$) was employed to investigate the effects of the independent variables (age and side) on the dependent variables.

Results

The descriptive and inferential statistics results are presented in Table 1.

A main effect of age were found for the support moment ($F(1,136)=5.64$; $p=0.02$; $\eta^2=0.04$) and ankle moment peaks ($F(1,136)=4.21$; $p=0.04$; $\eta^2=0.03$) with older runners presenting overall reduced peak support moment and peak ankle moment compared to young. No main effects for side or interaction effects were observed in the other joints (hip and knee).

Figure 1 shows the time-series curves of the hip, knee and ankle sagittal joint moments and the overall support moment. It is possible to observe in the displayed curve patterns that older runners presented reduced joint moment in all graphs except for the hip joint.

Joint moments	Young				Older				2X2 ANOVA					
	Right		Left		Right		Left		Side		Age		Interaction	
	Mean	1SD	Mean	1SD	Mean	1SD	Mean	1SD	F	p	F	p	F	p
Hip (Nm/kg)	-2.18	0.39	-2.19	0.40	-2.18	0.75	-2.30	0.65	0.50	0.48	0.30	0.59	0.40	0.54
Knee (Nm/kg)	1.44	0.34	1.44	0.37	1.32	0.46	1.36	0.44	0.08	0.78	2.01	0.16	0.09	0.76
Ankle (Nm/kg)	-2.98	0.43	-2.89	0.43	-2.79	0.45	-2.78	0.46	0.40	0.53	4.21	0.04	0.25	0.62
Supp. Moment (Nm/kg)	5.06	0.75	4.96	0.78	4.64	0.87	4.72	0.86	0.01	0.93	5.64	0.02	0.46	0.50

Discussion

The aim of this study was to compare the local and global asymmetry in lower extremity joint moments in young and older runners. An age effect was found, indicating that older runners present a reduced ankle plantar flexion moment and a lower overall support moment compared to young. The lack of side-to-side effects suggest that the dependent variables were not affected by limb asymmetry. These results indicated that the reduced ankle plantar flexion moment played a role in reducing the overall support moment. In turn, the reduction of the ankle plantar flexion moment itself may be explained by the distal to proximal shift in joint contributions that has been previously reported [4].

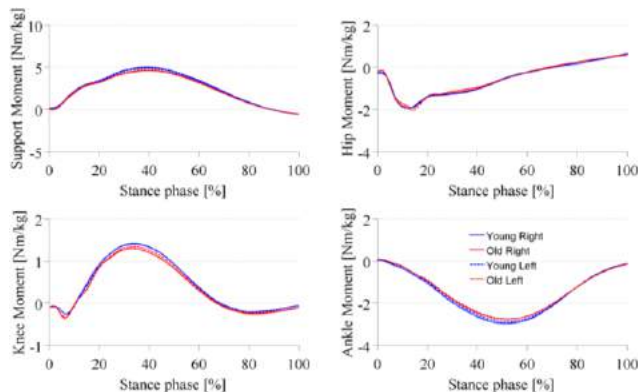


Figure 1. Support moment and lower extremity joint moment time-series curves during stance phase of running.

As we age, there is a greater loss in muscle strength in the distal muscles compared to the proximal ones [6]. Hence, presumably as an adaptional mechanism, older individuals may exhibit this phenomenon. However, in previous walking studies no difference was observed in the support moment but in the joint moment redistribution which contrasts with the current findings where a reduced support moment was observed in older runners. Due to the lack of muscle strength particularly at distal joints necessary to support and propel their bodies during the stance phase of running, older runners presented reduced ankle plantar flexion moment which, in turn, may contribute to decrease the support moment compared to their young counterparts. However, the gait speed was controlled on

the treadmill which suggests that older runners may have adopted a shorter stride length and increased frequency. This hypothesis needs to be confirmed in future studies.

No global asymmetry was observed in the present study which indicates that ageing does not affect limb symmetry, particularly at the sagittal plane and overall support moments. Future studies need to investigate whether the gait symmetry is affected in the secondary planes of motion and based on other variables (i.e. kinematics, joint powers, etc.). Some limitations were present in this study. For instance, limb dominance was not considered and may have played a role in the results. Hence, this issue also needs to be explored in future studies.

Conclusion

The results of this study suggest that ageing affects the overall support moment as a result of the reduction of the ankle plantar flexion moment in older runners. Additionally, no global gait asymmetry was observed in the variables investigated.

Acknowledgements

RKF wishes to thank CAPES Foundation, Ministry of Education of Brazil (Grant #0614/092) for the financial support to conduct this study.

References

- [1] Jokl P, Sethi PM, Cooper AJ. Master's performance in the New York City Marathon 1983-1999. *Br J Sports Med.* 2004 Aug;38(4):408-12.
- [2] Taunton JE, Ryan MB, Clement DB, McKenzie DC, Lloyd-Smith DR, Zumbo BD. A prospective study of running injuries: the Vancouver Sun Run "In Training" clinics. *Br J Sports Med.* 2003 Jun;37(3):239-44.
- [3] DeVita P, Hortobagyi T. Age causes a redistribution of joint torques and powers during gait. *J Appl Physiol* (1985). 2000 May;88(5):1804-11.
- [4] Fukuchi RK, Stefanyshyn DJ, Stirling L, Duarte M, Ferber R. Flexibility, muscle strength and running biomechanical adaptations in older runners. *Clin Biomech.* 2014 Mar;29(3):304-10.
- [5] Savelberg HH, Verdijk LB, Willems PJ, Meijer K. The robustness of age-related gait adaptations: can

running counterbalance the consequences of ageing?
Gait Posture. 2007 Feb;25(2):259-66.

- [6] Zifchock RA, Davis I, Higginson J, McCaw S, Royer T. Side-to-side differences in overuse running injury susceptibility: a retrospective study. Hum Mov Sci. 2008 Dec;27(6):888-902.
- [7] Krishnathasan D, Vandervoort AA. Ankle plantar flexion strength in resistance and endurance trained middle-aged adults. Can J Appl Physiol. 2002 Oct;27(5):479-90.

A TECNOLOGIA DA TERMOGRAFIA INFRAVERMELHA E SUAS POSSIBILIDADES DIAGNÓSTICAS NA ÁREA DA SAÚDE

A. C. C. Salamunes* e A. M. W. Stadnik*

*Universidade Tecnológica Federal do Paraná, Curitiba, Brasil
e-mail: anacarlalasalumunes@yahoo.com.br

Resumo: A termografia infravermelha (TIV) é um método de diagnóstico não invasivo e livre de riscos. O objetivo deste estudo foi desenvolver uma bibliometria de publicações científicas relacionadas ao diagnóstico com TIV. Foram analisados: ano de publicação, base de dados, país, continente, idioma, fator de impacto do periódico, tipo de publicação, tipo de estudo, palavras-chave e tema de estudo. Foram analisados 274 publicações, de 2010 a 2015. A maior parte delas foi indexada na base de dados PubMed. O ano com mais publicações foi 2014 e o idioma mais utilizado foi inglês. O país com mais trabalhos publicados foi Estados Unidos e o continente foi a Europa. O tema mais estudado foi câncer. Concluiu-se que, em TIV, ainda há assuntos pouco explorados e que os estudos se concentram na Europa e nos Estados Unidos.

Palavras-chave: Termografia, Diagnóstico, Bibliometria.

Abstract: *Infrared thermography (IR) is a non-invasive risk-free diagnosis method. Since the 1950's, it has been used in medical research. The objective of this study was to do a bibliometric analysis about diagnosis with IR scientific publications. The aspects analysed were: year of publication, database, country, continent, language, journal impact factor, type of publication, type of study, keywords, and study subject. There were 274 publications analysed, since 2010 until 2015. Most of them were indexed in PubMed database. The year with more studies published was 2014 and the most used language was english. The country with highest number of researches was the United States and the continent was Europe. The most studied subject was cancer. I has been concluded that, about IR, there are still underexplored subjects and that the researches are concentrated in Europe and United States.*

Keywords: *Thermography, Diagnosis, Bibliometrics.*

Introdução

A termografia infravermelha (TIV) é uma tecnologia utilizada na área de termologia clínica para análise e diagnóstico em fisiopatologia clínica. Com o uso de uma câmera termográfica, são captadas imagens térmicas representadas em gradiente de cor ou escala de cinza, que se altera em decorrência da diferença de temperatura da superfície do objeto ou corpo da imagem [1]. No século XX, o método passou a ser utilizado para fins militares, pois permitia detectar seres humanos em

movimento durante a noite. A partir da década de 1950, os estudos na área cresceram e a TIV passou a ser utilizada na área médica [2], pois notou-se que efeitos fisiopatológicos podem ser identificados por meio da alteração térmica na superfície da pele [1].

A vantagem deste método é que se trata de um exame clínico não invasivo e que não emite radiações ionizantes, sendo completamente seguro para o paciente a ser avaliado [1]. Por esse motivo, a aplicação diagnóstica da TIV tem sido estudada em relação a diferentes populações, patologias e indicadores fisiológicos. Sua eficácia poderia levar a uma redução da necessidade de exames de alto custo e/ou risco, como mamografias [3, 4], radiografias [5], tomografias e biópsias [4, 6], ao complementá-los ou, ainda, substituí-los. Nesse sentido, o objetivo deste estudo foi desenvolver uma análise bibliométrica relacionada à TIV como método de diagnóstico na área da saúde.

Materiais e métodos

O presente estudo tem caráter quali-quantitativo e foi realizado segundo o método bibliométrico. Foi realizada uma pesquisa de publicações científicas relacionadas à TIV, em cinco bases de dados *online*: Capes Periódicos, IEEE Xplore, Lilacs, PubMed, e Scielo. Em todas elas, foram buscados resultados desde o ano de 2010 até 2015, com os termos "termografia infravermelha" e "diagnóstico", nos idiomas português, inglês e espanhol. Das publicações encontradas, foram excluídas do estudo: aquelas cujo idioma não era um desses três apresentados; aquelas cujo tema não se relacionava com a presente pesquisa; aquelas em que a TIV foi utilizada em animais, e não em seres humanos.

Os textos selecionados foram classificados e analisados em função de: base de dados em que a publicação está disponível; tipo de publicação – artigo de periódico, artigo de evento científico ou tese/dissertação; ano de publicação; idioma; país de afiliação do primeiro autor; continente de afiliação do primeiro autor; fator de impacto, nos casos de se tratar de artigo de periódico; palavras-chave; tema principal; e tipo de estudo – estudo experimental, estudo de caso, estudo de revisão ou protocolo.

Resultados

A pesquisa nas cinco bases de dados apresentou 912 resultados, nos idiomas inglês, português e espanhol:

488 na PubMed, 329 na Capes Periódicos, 70 na IEEE Xplore, 13 na Lilacs e 10 na Scielo. Após análise de tema e de artigos duplicados ou triplicados – presentes em mais de uma base de dados –, o número de resultados reduziu para 374. Destes, 91 estudos estavam presentes em mais de uma base de dados, sendo 85 duplicados – 77 presentes na Capes Periódicos e na PubMed, seis na IEEE Xplore e na PubMed, um na Capes Periódicos e na IEEE Xplore e um na Lilacs e na Scielo –, cinco triplicados – quatro na Capes Periódicos, na Lilacs e na Scielo e um na Capes Periódicos, na PubMed e na Scielo – e um quadruplicado, presente na Capes Periódicos, na Lilacs, na PubMed e na Scielo. Assim, o total de trabalhos analisados foi de 274.

Posteriormente, as publicações foram analisadas em relação ao ano de publicação. Houve um crescimento gradual da quantidade de estudos de 2010 a 2014, este o ano com maior número (55 publicações), seguido de queda em 2015. Na Tabela 1, apresenta-se a quantidade e o percentual de publicações anuais.

Tabela 1: Total e percentual de publicações por ano.

Ano	Publicações	Percentual
2010	38	13,87%
2011	45	16,42%
2012	46	16,79%
2013	52	18,98%
2014	55	20,07%
2015	38	13,87%

A origem das publicações, considerada o país de afiliação do primeiro autor, esteve representada por 39 países, de cinco continentes. O continente com mais pesquisas publicadas foi a Europa, com 125 trabalhos, seguida pela América, com 80, pela Ásia, com 59, pela Oceania, com nove, e pela África, com apenas uma publicação. Estes valores e seus devidos percentuais são apresentados na Tabela 2.

Tabela 2: Total e percentual de publicações por continente.

Continente	Publicações	Percentual
África	1	0,36%
América	80	29,20%
Ásia	59	21,53%
Europa	125	45,62%
Oceania	9	3,28%

Os Estados Unidos da América foram o país com maior produção, totalizando 32 trabalhos, seguidos pelo Brasil, com 29, pelo Reino Unido, 18, pela Índia e pela Itália, cada uma com 17, pela Alemanha, 16, pela Polônia, 13, e pela Croácia, 12. Todas as outras origens tiveram menos de dez publicações, no total. Estes dados estão detalhados na Tabela 3.

O idioma mais utilizado foi o inglês, com 267 publicações exclusivamente nesta língua, num total de 97,45%. Foram registradas quatro publicações somente

em português, duas em espanhol e uma em português e inglês, com percentuais de 1,46%, 0,73% e 0,36%.

Tabela 3: Total e percentual de publicações por país.

País	Publicações	Percentual
Estados Unidos	32	11,68%
Brasil	29	10,58%
Reino Unido	18	6,57%
Índia	17	6,20%
Itália	17	6,20%
Alemanha	16	5,84%
Polônia	13	4,74%
Croácia	12	4,38%
Canadá	9	3,28%
China	9	3,28%
Austrália	8	2,92%
México	8	2,92%
Coreia do Sul	7	2,55%
Holanda	7	2,55%
Áustria	6	2,19%
Cingapura	6	2,19%
Dinamarca	6	2,19%
Espanha	6	2,19%
Japão	6	2,19%
Países com cinco publicações, cada*	10	3,66%
Países com três publicações, cada**	12	4,38%
Países com duas publicações, cada***	12	4,38%
Países com uma publicação, cada****	8	2,92%

*Irã e Taiwan. **França, Israel, Noruega e Portugal. ***Argentina, Eslováquia, Finlândia, Nova Zelândia, Romênia e Rússia. ****Algéria, Eslovênia, Malásia, República Tcheca, Sérvia, Suécia, Suíça e Turquia.

Quanto ao tipo de publicação, foram registrados 239 artigos de periódico, 32 publicações de evento científico e três teses ou dissertações. O percentual foi de 87,23%, 11,68% e 1,09%, respectivamente. Dentre os 239 artigos, buscou-se o fator de impacto (FI) do periódico em que foram publicados. Estes foram classificados dentre os seguintes valores: sem fator de impacto; de 0,001 a 0,999; de 1,000 a 1,499; de 1,500 a 1,999; de 2,000 a 2,499; de 2,500 a 2,999; de 3,000 a 3,999; e a partir de 4,000. Estes dados e seus percentuais estão presentes na Tabela 4.

Tabela 4: Total e percentual de publicações por fator de impacto.

Fator de Impacto	Artigos	Percentual
A partir de 4,000	12	5,02%
3,000 a 3,999	18	7,53%
2,500 a 2,999	25	10,46%
2,000 a 2,499	28	11,72%
1,500 a 1,999	58	24,27%
1,000 a 1,499	47	19,65%
0,001 a 0,999	26	10,88%
Sem Fator de Impacto	25	10,46%

Foram registradas 635 diferentes palavras-chave para indexação dos trabalhos publicados. As mais frequentes, com mais de cinco aparições, podem ser vistas na Tabela 5. Houve, ainda, seis palavras-chave

utilizadas cinco vezes cada, nove com quatro usos, 26 com três usos, 59 com dois usos e 519 com uma única utilização.

Tabela 5: Uso de palavras-chave mais frequentes e percentual de publicações de cada termo.

Palavras-chave	Nº de artigos em que estava presente	Percentual de publicações que utilizaram
<i>Thermography</i>	92	33,56%
<i>Infrared Thermography</i>	35	12,77%
<i>Breast Cancer</i>	26	9,49%
<i>Skin Temperature</i>	22	8,03%
<i>Infrared Imaging</i>	17	6,20%
<i>Thermal Imaging</i>	14	5,11%
<i>Infrared</i>	11	4,01%
<i>Image Processing</i>	8	2,92%
<i>Infrared Thermal Imaging</i>	8	2,92%
<i>Thermoregulation</i>	8	2,92%
<i>Temperature</i>	7	2,55%
<i>Diabetes</i>	6	2,19%
<i>Exercise</i>	6	2,19%
<i>Ocular Surface</i>	6	2,19%
<i>Temperature</i>	6	2,19%
<i>Skin</i>	6	2,19%
<i>Thermogram</i>	6	2,19%

A maioria dos estudos foi de tipo experimental, somando 243 publicações. Foram analisadas, ainda, 22 pesquisas de revisão bibliográfica ou revisão sistemática, dez estudos de caso e um protocolo de estudo. Os percentuais foram, respectivamente, de 88,04%; 7,97%; 3,62%; e 0,36%.

As publicações foram divididas em 22 temas, que são apresentados na Tabela 6. Os subtemas àqueles mais relacionados seguem abaixo:

- Câncer: somou 60 pesquisas, em especial sobre o câncer de mama, presente em 48 delas. Também registraram-se estudos sobre melanoma, câncer de pele, carcinoma gástrico e hemangioma infantil;
- Termografia ocular: utilizada para monitorar síndrome de olho seco, dacriocistite, cirurgias oftálmicas, oftalmopatia de Graves, catarata, evaporação lacrimal e respostas a medicamentos. Outros usos foram a detecção de úlceras bacterianas no globo ocular e o intuito de estabelecer padrões termográficos na superfície ocular;
- Circulação: monitoramento e detecção de alterações circulatórias. Os subtemas se relacionaram a varicocele, fenômeno de Raynaud, artérias perfurantes, doença arterial periférica, doença cerebrovascular obstrutiva crônica, isquemia, má formação arteriovenosa, hemorragia, fototerapia, oxigenação de tecidos, além da comparação da eficácia da termografia em estimar o fluxo sanguíneo, em relação ao *laser speckle*;
- Diabetes: alterações térmicas decorrentes da doença e da neuropatia diabética;
- Termografia facial: monitoramento de efeitos inflamatórios de cirurgias odontológicas, alterações de temperatura relacionadas à desordem temporomandibular, bruxismo, dor de cabeça e, ainda, foi estudada a possibilidade do uso da termografia como

método biométrico, ou seja, de reconhecimento facial;

Tabela 6: Frequência de uso dos principais temas e seu percentual de publicações.

Tema	Publicações	Percentual
Câncer	60	21,90%
Termografia ocular	22	8,03%
Circulação	21	7,66%
Diabetes	20	7,30%
Termografia facial	20	7,30%
Queimaduras e doenças ou lesões de pele	19	6,93%
Termorregulação	17	6,20%
Cirurgia	14	5,11%
Dor	13	4,74%
Sistema respiratório	10	3,65%
Lesão*	9	3,28%
Articulação**	8	2,92%
Padrão de distribuição de calor em diferentes populações	7	2,55%
Procedimentos terapêuticos***	7	2,55%
Inervação	7	2,55%
Febre	6	2,19%
Aplicação da termografia****	4	1,46%
Comparação e associação de tecnologias de diagnóstico	4	1,46%
Tecido adiposo*****	2	0,73%
Termografia dorsal – postura	2	0,73%
Doença inflamatória intestinal	1	0,36%
Alterações em função da lactação	1	0,36%

*Detecção de lesões musculares e fraturas. **Artrite e artrite reumatóide. ***Acupuntura, eletroacupuntura, massagem e crioterapia. ****Estudos de revisão da aplicação da termografia. *****Efeitos térmicos pela presença de tecido adiposo marrom e de celulite.

- Queimaduras e doenças ou lesões de pele: alterações térmicas da pele referentes a escleroderma, Herpes Zoster, onicomicose, úlceras por pressão, bolhas, alergia, acne e queimaduras;
- Termorregulação: mudança e recuperação de temperatura decorrentes de estímulos de frio, do uso de cosméticos e da prática de exercício físico;
- Cirurgia: monitoramento durante procedimentos cirúrgicos e do processo de recuperação de artroplastia, próteses, reconstrução de mama e cirurgia ginecológica;
- Dor: alteração térmica como método de localizar locais doloridos;
- Sistema respiratório: análise de movimentos da respiração e doenças do sistema respiratório, como tuberculose e *Influenza*.

Discussão

Os dados apresentados permitem uma análise quanto à produção científica de estudos com o uso da TIV, na área médica, em seres humanos. De 2010 a 2014, observou-se um crescimento gradual na quantidade de publicações sobre o assunto. Já em 2015, o número reduziu e igualou-se ao primeiro, deste período analisado, com apenas 38 publicações, o que pode indicar um declínio de interesse no tema.

O continente com mais trabalhos publicados foi a Europa, representada por quase metade (45,62%) dos

estudos aqui analisados. Contudo, os dois países com maior produção, os Estados Unidos (11,68%) e o Brasil (10,58%), que somam mais de um quinto das pesquisas, fazem parte do continente americano, que representa menos de um terço das publicações (29,20%), ao todo. Dados semelhantes foram encontrados em pesquisas sobre a doença Ebola [7] e na área odontológica [8], nas quais a Europa e os Estados Unidos aparecem em posição de destaque em quantidade de trabalhos publicados.

É válido ressaltar que três das cinco bases de dados aqui estudadas são brasileiras. Das 29 pesquisas do país, 23 foram indexadas apenas nestas bases nacionais, ou seja, se fossem consideradas apenas as produções disponíveis internacionalmente, o Brasil e a América teriam uma queda considerável na representação. Nesse caso, o segundo continente em número de publicações seria a Ásia e o segundo país seria o Reino Unido. Este dado também é relevante quanto ao idioma de publicação, uma vez que os trabalhos em português e espanhol foram todos retirados de indexadores brasileiros. Portanto, na PubMed e na IEEE Xplore, só havia pesquisas sobre TIV em inglês e em outros idiomas desconsiderados pela presente pesquisa.

De uma forma geral, a relevância dos artigos científicos sobre TIV é boa, uma vez que apenas 10,46% estavam presentes em periódicos sem fator de impacto e que mais de um terço (34,73%) do total apresentou FI acima de 2,000.

Quanto ao uso de palavras-chave, notou-se uma falta de padrão para classificar a TIV. O termo mais utilizado, *Thermography*, esteve presente em cerca de um terço (33,56%) dos trabalhos publicados, apenas. Além deste, a tecnologia também foi descrita como *Infrared Thermography*, *Infrared Imaging*, *Infrared* e *Infrared Thermal Imaging*. A indexação com apenas uma destas palavras-chave por artigo pode dificultar o acesso aos trabalhos.

Por fim, a análise de temas mostrou uma preocupação com doenças crônicas não transmissíveis (DCNT), num total de 101 pesquisas relacionadas diabetes, doenças e monitoramento do sistema circulatório e, principalmente de câncer. Estas patologias são responsáveis por 82% das mortes por DCNT [9]. Outras doenças e aplicações da termografia ainda parecem pouco estudadas, ou não foram exploradas recentemente, nos anos analisados por este estudo.

Conclusão

Tendo em vista as pesquisas analisadas e aqui apresentadas, verificou-se que a produção científica referente à TIV no diagnóstico em seres humanos está polarizada principalmente na Europa e nos Estados Unidos, em especial na língua inglesa. Em 2015, ocorreu uma queda no número de estudos, enquanto até 2014 houve crescimento. Há um número considerável de publicações na área, bem como publicações de periódicos relevantes, contudo ainda há assuntos pouco

explorados dentro das possibilidades de diagnóstico da TIV.

Referências

- [1] Brioschi, ML, Teixeira MJ, Yeng LT, Silva FMRM. Manual de termografia médica. 1st ed. São Paulo: Andreoli, 2012.
- [2] Nola IA, Kolarić D. Thermography in biomedicine. In: 57th International Symposium ELMAR; 2015 Sep 28-30; Zadar, Croatia. 2015. p. 17–20.
- [3] Sella T, Sklair-Levy M, Cohen M, Rozin M, Shapiro-Feinberg M, Allweis TM, et al. A novel functional infrared imaging system coupled with multiparametric computerised analysis for risk assessment of breast cancer. *European Radiology*. 2013; 23(5):1191–8.
- [4] Wishart GC, Campisi M, Boswell M, Chapman D, Shackleton V, Iddles S, Hallett A, Britton PD. The accuracy of digital infrared imaging for breast cancer detection in women undergoing breast biopsy. *European Journal of Surgical Oncology*. 2010; 36(6):535–40.
- [5] Sanchis-Sanchez E, Salvador-Palmer R, Codoner-Franch P, Martin J, Vergara-Hernandez C, Blasco J, Ballester E, Sanchis E, González-Peña R, Cibrián R. Infrared thermography is useful for ruling out fractures in paediatric emergencies. *European Journal of Pediatrics*. 2015; 174(4):493–9.
- [6] Shada AL, Dengel LT, Petroni GR, Smolkin ME, Acton S, Slingluff CLJ. Infrared thermography of cutaneous melanoma metastases. *Journal of Surgical Research*. 2013; 182(1):e9–14.
- [7] Zhao XY, Sheng L, Diao TX, Zhang Y, Wang L, Yanjun Z. Knowledge mapping analysis of Ebola research. *Bratislavské Lekárske Listy*. 2015; 116(12):729–34.
- [8] Pulgar R, Jimenez-Fernandez I, Jimenez-Contreras E, Torres-Salinas D, Lucena-Martin C. Trends in World Dental Research: an overview of the last three decades using the Web of Science. *Clinical Oral Investigations*. 2013; 17(7):1773–83.
- [9] Mendis S. Global status report on noncommunicable diseases 2014. World Health Organization, 2014.

A NEW APPROACH FOR LONGITUDINAL STUDY OF WHITE MATTER LESION BASED ON TEXTURE VARIATION

Mariana Leite^{*}, Aline Lapa^{**}, Simone Appenzeller^{**}, Roberto Lotufo^{*}, Letícia Rittner^{*}

^{*}Medical Image Computing Laboratory, Faculty of Electrical and Computer Engineering, UNICAMP

^{**}Rheumatology Division, Faculty of Medical Science, UNICAMP

e-mail: maripb@fee.unicamp.br

Abstract: Lesions within the white matter brain are often observed on neurology and psychiatric patients, on both symptomatic and asymptomatic patients. The analysis of those lesions is a non-trivial task due to its variation on shape, location and severity. In order to help specialists to accomplish the correct diagnosis and follow-up, there are several computer-assisted tools that aim to automatically detect/segment these lesions, and to quantitatively evaluate the lesion progression over time. However, none of these tools characterize these lesions, or study its variation over time. This paper proposes a different approach to perform longitudinal study of white matter lesions that evaluate the variation of lesioned tissues over time through textural statistics, such as mean intensity and uniformity. This approach makes possible not only the quantitative longitudinal evaluation of lesions size, but also the analysis of their variation and etiology over time.

Keywords: White Matter Lesion, Longitudinal Study, Texture Statistics

Introduction

Lesions in the brain white matter, called white matter lesions (WML), can cause a significant functional deficit, and its occurrence increases with age, atherosclerosis, and elevated systolic blood pressure [1]. The most suitable exam to access these WML is the magnetic resonance imaging (MRI), since it allows the observation of considerably more subtle and smaller scale abnormalities.

The analysis of these lesions is a non-trivial task, since WML present varying shape, size and intensity. In order to help specialists to accomplish this task, some computer-aided diagnosis (CAD) tools were developed to automatically detect, segment and quantify the progression of WML over time [2,3].

These tools combined methods from different areas, such as image processing and pattern recognition to quantitatively analyze lesioned tissue. CAD tools that aim to perform longitudinal study of WML compares the number of lesions and their volumes on baseline (diagnosis) and on follow-ups [4,5,6,7].

As far as we know there is no work in the literature that evaluate the internal variation of WMLs over time. The acknowledgment of the lesion characteristics may lead to a correct and efficient treatment [8].

In order to access the WML characteristics, it is possible to compute texture features from the regions

containing WML. Texture analysis is an area in the image processing field that aim to extract relevant features from a region through the analysis of existing texture patterns [9]. Texture analysis had been used in many medical image processing works [10] to study and/or characterize abnormalities [11], or to segment structures or tissues [12].

In this paper, we introduce a method that compute and compare number of lesions, volume of lesions, mean intensity (gray level value) of voxels representing WML, and uniformity within regions containing WML of two MRI from the same patient acquired over time, using similar acquisition protocols. Besides number of lesions and volume of lesions, the mean intensity and uniformity attributes are both texture attributes that measure variation in the lesion characteristics.

Materials and Methods

Database: T2-weighted MRI from 12 juvenile patients (under 18 years old) diagnosed with Systemic Lupus Erythematosus were acquired at the Faculty of Medical Science (FCM) of University of Campinas (UNICAMP) on two time points: baseline and follow-up. These patients present lesion in the white matter with unknown etiology. Images were acquired on the axial plane, with slice thickness = 4mm, flip angle = 90 degrees, repetition time = 12000ms and echo time = 140ms. All patients were informed in advance and signed a term of free and informed consent, approved by the Research Ethics Committees of FCM-UNICAMP (n° CEP 920/2007; CAAE: 0669.0.146.000-07).

Images were acquired using fluid attenuated inversion recovery (FLAIR) imaging. Regions of interest (ROIs) were manually extracted and annotated based on clinical data of the patients. WML areas were identified in this manual process as bright areas within the white matter on FLAIR MRI (Figure 1).

Metrics: From each MRI, four features were extracted: number of lesions, volume, mean intensity and uniformity:

- **Number of lesions:** the first metric we extracted was the number of tridimensional WML that are in the input MRI based on a 26-neighbour voxel connectivity (Figure 2).

- **Volume of lesions:** number of voxels representing WML within the input MRI.

- **Mean intensity:** mean gray value in the input MRI of voxels representing WML. It is computed from the image histogram [13].
- **Uniformity:** value based on the gray level co-occurrence matrix (GLCM) [14] (Figure 3).

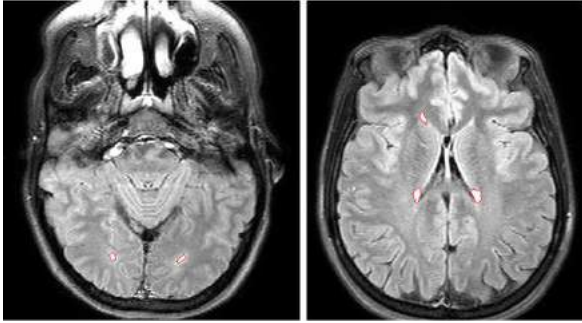


Figure 1. Database samples with manually segmented WML shown in red (WML segmentation was performed on 3D images, showing 2D slices only for visualization purpose)

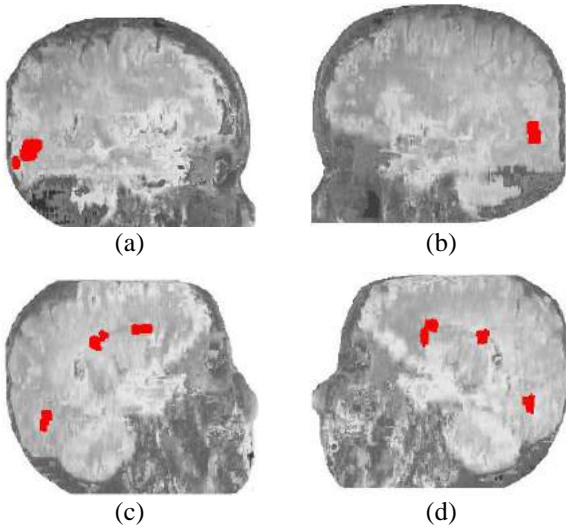


Figure 2: Counting the number of lesions: (a-b) left and right brain hemisphere on baseline presenting two WMLs; (c-d) left and right brain hemisphere on follow-up presenting three WMLs

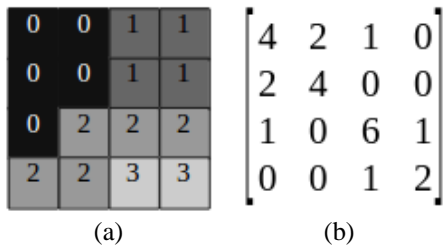


Figure 3. Example of GLCM computation: (a) original image (b) corresponding GLCM

For a given GLCM p , the uniformity represents the sum of squared elements (Equation 1), where i represents the GLCM columns, j represents the GLCM rows, and Ng the maximum intensity in the region where the GLCM was computed.

$$U = \sum_{i=1}^{Ng} \sum_{j=1}^{Ng} p(i, j)^2 \tag{1}$$

An open-source library to extract these texture attributes was developed using python language on a collaborative platform for scientific programming and documentation called Adessowiki, also used as a collaborative platform for medical image research [15].

Experiments and Results

Given a MRI exam, the first step was to compute the volume, mean intensity and uniformity of each WML (Figure 4, Table 1).

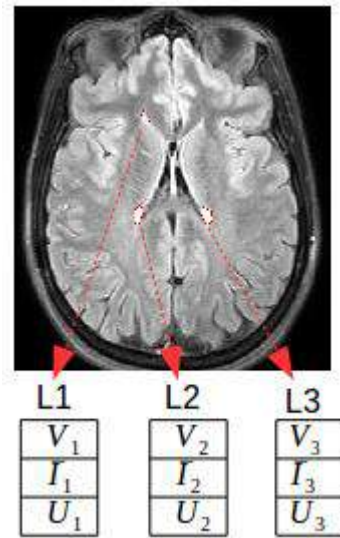


Figure 4. Given an MRI exam, compute metrics from each WML (procedure was performed on 3D, showing 2D only for visualization purpose)

Then, we added all volumes and take an average of the WML mean intensity and uniformity in order to achieve the overall volume, mean intensity and uniformity for the entire MRI exam (Table 2).

Table 1. Volume, mean intensity and uniformity computed for each lesion on patient 0

WML	U_i	\bar{I}_i	U_i
L1	199	223	0.8913
L2	462	232	0.3856
L3	305	233	0.3132

Table 2. Overall volume, mean intensity and uniformity for the baseline MRI of patient 0

MRI_b	U_b	\bar{I}_b	U_b
	966	229	0.5300

Finally, we computed the overall volume, mean intensity and uniformity of follow-up by executing the same pipeline in another exam from the same patient acquired in other time point (Table 3).

Table 3. Overall volume, mean intensity and uniformity for the follow-up MRI of patient 0

MRI_{fu}	U_{fu}	\bar{I}_{fu}	U_{fu}
1478	226	1.0641	

Using the ratios between the overall metrics for follow-up MRI and the overall metrics for baseline MRI (Equations 2-4), it was possible to quantitatively analyze the patient progression over time. These ratios were computed on the entire dataset (12 patients) following the same pipeline (Table 4). We also evaluate the variation in the number of WML detected in the baseline and follow-up.

$$V(\%) = \frac{V_{fu} - V_b}{V_b} \times 100 \quad (2)$$

$$\bar{I}(\%) = \frac{\bar{I}_{fu} - \bar{I}_b}{\bar{I}_b} \times 100 \quad (3)$$

$$U(\%) = \frac{U_{fu} - U_b}{U_b} \times 100 \quad (4)$$

Table 4. Patients progression over time through the evaluation of variation on number of lesions (number of lesions on baseline; number of lesions on follow-up), volume ratio, mean intensity ratio and uniformity ratio

ID	#WML (b,fu)	V(%)	\bar{I} (%)	U(%)
0	(3;6)	53.0	-1.3	100.7
1	(3;6)	86.2	26.9	4.9
2	(3;6)	-15.1	-3.2	5.1
3	(3;1)	-72.8	-13.4	-64.0
4	(47;13)	-50.1	-0.5	68.1
5	(2;4)	27.6	-2.6	8.6
6	(3;6)	-20.8	-36.7	-66.0
7	(9;12)	74.9	-14.9	73.0
8	(5;1)	-95.5	-4.6	16.1
9	(9;2)	-46.7	5.3	167.8
10	(1;1)	33.5	-0.9	14.3
11	(10;13)	47.9	-0.4	11.9

The WML characterization is usually determined by the patient pathology. Thus the proposed analysis of WML internal variability over time makes possible to quantitatively evaluate the response to a specific treatment.

Discussion

The developed approach for longitudinal study of white matter evaluates the number of lesions, its volume, mean intensity and uniformity over time. The study of these attributes on a longitudinal study makes possible not only to analyze the variation on the lesions size (progression or regression), but also their variability. Since it is possible that a lesion changes its etiology

over time [8], the information about its internal variability is relevant to the correct treatment and follow-up.

Besides, it is possible by using the proposed approach to correlate variations in the lesion volume with variation in the uniformity within a specific group of patients.

Conclusion

Our proposed method quantitatively evaluate WML progression over time by comparing attributes extracted from MRI acquired on different time points. Besides tracking the number of lesions and its volume, we also analyzed the internal variation of lesioned tissues over time through textural attributes, such as mean intensity and uniformity.

In future works we aim to correlate these MRI findings with clinical exams, and extend this analysis to other databases. Besides, we intend to also evaluate the lesion location in the proposed longitudinal study.

Acknowledgements

The authors would like to thank the São Paulo Research Foundation (FAPESP) processes 2012/21826-1 and CEPID2013/07559-3 for providing financial support.

References

- [1] Appenzeller S, Faria AV, Li LM, Costallat LT and Cendes F. Quantitative magnetic resonance imaging analyses and clinical significance of hyperintense white matter lesions in systemic lupus erythematosus patients. *Annals of Neurology*. 2008; 64(6):635-43.
- [2] Kloppel S, Abdulkadir A, Hadjidemetriou S, Issleib S, Frings L, Thanh TN, Mader I, Teipel SJ, Hull M and Ronneberger O. A comparison of different automated methods for the detection of white matter lesions in MRI data. *NeuroImage*. 2011; 57(1):416-422.
- [3] Sastre-Garriga J, Ingle GT, Chard DT, Cercignani M, Ramió-Torrentà L, Miller DH and Thompson AJ. Grey and white matter volume changes in early primary progressive multiple sclerosis: a longitudinal study. *Brain: a Journal of Neurology*. 2005; 128(6):1454-60.
- [4] Calabrese M, Rocca MA, Atzori M, Mattisi I, Bernardi V, Favaretto A, Barachino L, Romualdi C, Rinaldi L, Perini P, Gallo P, Filippi M. Cortical lesions in primary progressive multiple sclerosis: a 2-year longitudinal MR study. *Neurology*. 2009; 72(15):1330-6.
- [5] Caramia F, Pantano P, Di Legge S, Piattella MC, Lenzi D, Paolillo A, Nucciarelli W, Lenzi GL, Bozzao L and Pozzilli C. A longitudinal study of MR diffusion changes in normal appearing white matter of patients with early multiple sclerosis. *Magnetic Resonance Imaging*. 2002; 20(5):383-8.

- [6] Nourbakhsh B, Nunan-Saah J, Maghzi AH, Julian LJ, Spain R, Jin C, Lazar A, Pelletier D and Waubant E. Longitudinal associations between MRI and cognitive changes in very early MS. *Multiple Sclerosis and Related Disorders*. 2016; 5(1):47-52.
- [7] Zacharaki EI, Kanterakis S, Bryan RN and Davatzikos C. Measuring brain lesion progression with a supervised tissue classification system. *Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention*. 2008; 11(1):620-7.
- [8] Leite M, Rittner L, Appenzeller S, Ruocco HH and Lotufo R. Etiology-based classification of brain white matter hyperintensity on magnetic resonance imaging. *Journal of Medical Imaging*. 2015; 2(1):014002-1.
- [9] Haralick RM, Shanmugam K and Dinstein I. Textural features for image classification. *IEEE Transactions on Systems, Man and Cybernetics*. 1973; 3(6):610-621.
- [10] Castellano G, Bonilha L and Cendes F. Texture analysis of medical images. *Clinical Radiology*. 2004; 59(12):1061-1069.
- [11] Kovalev VA, Kruggel F, Gertz HJ and Cramon DY. 3D texture analysis of MRI brain datasets. *IEEE Transactions Medical Imaging*. 2001; 20(5):424-433.
- [12] Lerski RA, Straughan K, Schad LR, Boyce D, Bluml S and Zuna I. MR image texture analysis - an approach to tissue characterization. *Magnetic Resonance Imaging*. 1993; 11(6): 873-887.
- [13] Woods R and Gonzalez RC. *Digital Image Processing*, 2th ed., Prentice Hall, New Jersey; 2000.
- [14] Haralick RM, Shanmugam K and Dinstein I, Textural features for image classification. *IEEE Transactions Systems, Man Cybernetics*. 1973; 3(1):610-621.
- [15] Rittner L, Bento M, Costa A, Souza R, Machado R and Lotufo R. Web-based platform for collaborative medical imaging research. In: *SPIE Medical Imaging*, Orlando, 2015.

EVOLUÇÃO DIFERENCIAL HÍBRIDA PARA RECONSTRUÇÃO DE IMAGENS DE TOMOGRAFIA POR IMPEDÂNCIA ELÉTRICA

R. R. Ribeiro*, V. A. F. Barbosa*, P. D. Mendonça*, V. L. B. A. da Silva**, R. E. de Souza* e W. P. dos Santos*

* Departamento de Engenharia Biomédica - UFPE, Recife, Brasil

** Escola Politécnica de Pernambuco, Universidade de Pernambuco, UPE, Recife, Brasil
e-mail: reigaramalho@gmail.com

Resumo: A reconstrução de imagem de Tomografia por Impedância Elétrica (TIE) consiste na resolução de um problema inverso mal-posto governado pela equação de Poisson, isto é, não existem soluções matemáticas únicas para resolver esta equação. Neste trabalho foi proposto uma nova técnica baseada na hibridização de duas técnicas de otimização para reconstrução de imagens de TIE: *Simulated Annealing* (SA) e Evolução Diferencial (ED). Nossa abordagem, trata-se em comparar os resultados obtidos pela técnica aqui proposta e a ED, como forma de encontrar a melhor técnica para reconstrução de imagens de TIE. Os resultados foram quantitativamente avaliados, com relação ao custo computacional dos algoritmos, mostrando que a técnica híbrida proposta obteve maior eficiência computacional na reconstrução de imagens de TIE comparada à técnica ED. Quanto à avaliação qualitativa, indicou que os resultados foram anatomicamente consistentes e conclusivos para todas as técnicas estudadas.

Palavras-chave: Tomografia por impedância elétrica, reconstrução de imagem, hibridização, evolução diferencial, *simulated annealing*.

Abstract: *The image reconstruction of the Electrical Impedance Tomography (EIT) consists in the resolution of an ill-posed inverse problem ruled by the Poisson's equation, i.e. there is no unique mathematical solutions to solve this equation. In this work, it has proposed a new technique based in the hybridization of two optimization techniques apply to images reconstruction of EIT: Simulated Annealing (SA) and Differential Evolution (DE). Our approach treats in compare the results obtained by the technique here proposed and the DE, as a form of to find the best technique for image reconstruction of EIT. The results were quantitatively evaluated with respect to the computational cost of the algorithms showing that the hybrid technique proposed obtained more computational efficiency in the image reconstruction of EIT compared to the DE technique. The qualitative evaluation indicated that the results were anatomically consistent and conclusive for all techniques studied.*

Keywords: *Electrical impedance tomography, image reconstruction, hybridization, differential evolution, simulated annealing.*

Introdução

A Tomografia por Impedância Elétrica (TIE) é uma técnica de imagem não-invasiva que busca reconstruir o mapa de condutividade ou resistividade elétrica no interior de um volume, utilizando informações de injeção e medição de correntes e voltagens em eletrodos posicionados na fronteira do volume sob estudo [1], [2]. Atualmente a TIE possui aplicações em diversas áreas, podendo ser destacadas as aplicações médicas, em geofísica e na área industrial. Dentre as aplicações médicas têm-se: detecção de câncer de mama, acidente vascular cerebral e para monitorar a ventilação pulmonar imposta por ventilação mecânica [1],[2].

Como a TIE é uma técnica recente com grande potencial na obtenção de imagens para monitoramento biológico, principalmente por ser não invasiva e não utilizar de radiação ionizante, mostra-se grande necessidade de mais estudos sobre este assunto. Principalmente pesquisas voltadas para o desenvolvimento e melhoria de algoritmos que sejam capazes de reconstruir imagens de TIE com melhor qualidade e baixo tempo de processamento [1].

Neste trabalho foram apresentados dois métodos de reconstrução de TIE baseados em duas técnicas de busca e otimização: *Simulated Annealing* (SA) e Evolução Diferencial (ED). O *Simulated Annealing* é uma meta-heurística de otimização por busca local de escalada do monte, ou seja, ele pode pular mínimos locais permitindo a exploração do espaço em direções que levam a um aumento local sobre a função objetivo [3]. A Evolução Diferencial é um algoritmo evolucionário de otimização baseado na teoria da evolução e seleção natural, possuindo os operadores básicos de cruzamento e mutação, neste processo a seleção natural é modelada pela substituição de agentes menos aptos por seu descendente, caso seja mais apto [4].

Como a ED possui mais forte o caráter de busca global, isto mostra que poucas iterações são suficientes para encontrar uma solução próxima da ideal [4]. Já a técnica SA, é caracterizada por ser um algoritmo de busca local com alta velocidade de convergência e baixo custo computacional [3]. Sendo assim, esperamos que uma hibridização bem sucedida entre estas duas técnicas, consistindo numa busca global através da ED seguida por uma busca local através do SA, resultará no aumento da velocidade de convergência com redução do

custo computacional da ED. Desta forma, neste trabalho foram realizadas simulações computacionais a fim de se obter a melhor técnica para reconstrução de imagens de TIE e avaliar a eficiência computacional da nova técnica proposta para reconstrução de imagens de TIE.

Materiais e métodos

Tomografia por Impedância Elétrica – As equações governantes de um problema de Tomografia por Impedância Elétrica (TIE) são a equação de Poisson e as expressões seguintes [1], [2]:

$$\nabla \cdot [\sigma(\vec{u})\nabla\phi(\vec{u})] = 0, \quad \forall \vec{u} \in \Omega, \quad (1)$$

$$\phi_{\text{ext}}(\vec{u}) = \phi(\vec{u}), \quad \forall \vec{u} \in \partial\Omega, \quad (2)$$

$$I(\vec{u}) = -\sigma(\vec{u})\nabla\phi(\vec{u}) \cdot \hat{n}(\vec{u}), \quad \forall \vec{u} \in \partial\Omega, \quad (3)$$

onde $\vec{u} = (x, y, z)$ é a posição do voxel, $\phi(\vec{u})$ é a distribuição de potenciais elétricos, $\phi_{\text{ext}}(\vec{u})$ é a distribuição de potenciais elétricos nos eletrodos de superfície, $I(\vec{u})$ é a corrente elétrica, periódica com frequência ω_0 para evitar efeitos elétricos de superfície, $\sigma(\vec{u})$ é a distribuição de condutividades elétricas (imagem de interesse), Ω é o volume de interesse, também conhecido como domínio, e $\partial\Omega$ é a borda do domínio (superfície). $\hat{n}(\vec{u})$ é o vetor normal de superfície na posição $\vec{u} \in \partial\Omega$.

Matematicamente, o problema de TIE é não linear e mal posto [1]. Essas características fazem com que sua solução seja bastante dependente do algoritmo de reconstrução, tal solução pode ser obtida através de métodos de busca e otimização [1],[3],[5].

Evolução Diferencial – Evolução Diferencial (ED) consiste em um algoritmo evolucionário de otimização e busca, composta pelos operadores básicos de cruzamento e mutação, num processo em que a seleção natural é modelada pela substituição de agentes por seu descendente mais adaptado [2],[4]. Este processo encontra-se detalhado no algoritmo seguinte, concebida para a minimização de uma função objetivo $f: \mathbb{R}^n \rightarrow \mathbb{R}$, onde P_{CR} é a probabilidade de cruzamento [2],[4]:

Algoritmo ED

- 1) Gerar a população inicial de $n = 100$ agentes (S) com dimensão d , cada um representado por um vetor $x_{j,i,G}$, onde $j = 1, 2, \dots, d$, $i = 1, 2, \dots, n$ e G corresponde a geração corrente;
- 2) Repetir até que seja atingido o critério de parada:
 - a) Para $i = 1, 2, \dots, n$ faça
 - i) Gerar agente mutado $v_{j,i,G+1}$;
 - ii) Gerar agente cruzado $\tilde{x}_{j,i,G+1}$;
 - iii) Se $f(\tilde{x}_{j,i,G+1}) < f(x_{j,i,G})$ então $x_{j,i,G} \leftarrow \tilde{x}_{j,i,G+1}$ (minimização);

A versão da evolução diferencial (ED) usada neste trabalho contém, o i -ésimo agente mutado, comumente conhecido como trial vector, definido como se segue [2]: $v_{j,i,G+1} = x_{j,i,G} + \eta_i(x_{j,i_{\text{best}},G} - x_{j,i,G}) + \eta_i(x_{j,i_1,G} - x_{j,i_2,G})$ (4) onde $\eta_i \sim \text{rand}_i(0,2)$, $i_1 \neq i_2 \neq i$ e i_{best} corresponde ao agente mais apto na geração corrente. Enquanto que, o i -ésimo agente cruzado, é definido como se segue [2]:

$$\tilde{x}_{j,i,G+1} = \begin{cases} v_{j,i,G+1}, & \text{se } (\text{rand}_{(j)} \leq P_{\text{CR}}) \text{ ou } j = \text{rnbr}(i) \\ x_{j,i,G}, & \text{se } (\text{rand}_{(j)} > P_{\text{CR}}) \text{ ou } j \neq \text{rnbr}(i) \end{cases} \quad (5)$$

onde, $P_{\text{CR}} = 0,9$ é a taxa de cruzamento, $\text{rand}_{(j)}$ é o j -ésimo avaliação de um gerador de número aleatório uniforme com resultado $[0,1]$, $\text{rnbr}(i) \in 1,2, \dots, d$ é um índice escolhido aleatoriamente, o que assegura que $\tilde{x}_{j,i,G+1}$ recebe pelo menos um parâmetro de $v_{j,i,G+1}$.

Técnica Híbrida Proposta – Esta nova técnica (EDSA) proposta neste trabalho, consistiu na implementação da ED, como detalhado em “Algoritmo ED”, no entanto adicionando o Simulated Annealing dentro do operador de seleção para melhorar a capacidade de busca global da ED. Esta nova técnica encontra-se detalhada no algoritmo seguinte, concebida para a minimização da função objetivo ($f: \mathbb{R}^n \rightarrow \mathbb{R}$) [2],[3]:

Algoritmo EDSA

- 1) *Inicialização*: Gerar a população inicial de $n = 10 D$ (D é o número de dimensões) agentes aleatórios, cada um representado por um vetor $x_{j,i,G} = \text{rand}_{j,i}(0,0,2)$, onde $j = 1, 2, 3, \dots, D$; $i = 1, 2, \dots, n$; G é a geração corrente; $t_{G=0} = 200.000$ ($t_{G=0}$ é a temperatura ambiente inicializada).
- 2) *Avaliação da aptidão dos agentes da população*.
- 3) *Mutação da População*: A mutação da população é baseada na estratégia ED/rand-to-best/2/bin. Como mostrada pela Eq. (4).
- 4) *Cruzamento da População*: O cruzamento da população é baseada na operação de cruzamento da ED. Como mostrada pela Eq. (5).
- 5) *Avaliar a aptidão*: Calcular a aptidão dos agentes $\tilde{x}_{j,i,G}$ da população, de acordo com a função objetivo.
- 6) *Seleção da população*: A seleção da população é processada comparando o vetor alvo $x_{j,i,G}$ com o vetor de julgamento $\tilde{x}_{j,i,G}$ da população. Além disso, Simulated Annealing é adicionado dentro do operador de seleção, t_G representa temperatura ambiente da geração corrente.

$$t_{G+1} = t_G / (1 + G * \sqrt{t_G}) \quad (6)$$

$$x_{j,i,G+1} = \begin{cases} \tilde{x}_{j,i,G}, & \text{se } f(\tilde{x}_{j,i,G}) \leq f(x_{j,i,G}) \\ \tilde{x}_{j,i,G}, & \text{se } f(\tilde{x}_{j,i,G}) > f(x_{j,i,G}) \text{ e } \text{resto}(G/4) = 0 \\ & \text{e } f(\tilde{x}_{j,\text{best},G}) = f(x_{j,\text{best},G-1}) \\ & \text{e } f(\tilde{x}_{j,\text{best},G}) = f(x_{j,\text{best},G-2}) \\ e \exp\left(-\frac{(f(\tilde{x}_{j,i,G}) - f(x_{j,i,G}))}{t_G}\right) > \text{rand}(0,1) \\ x_{j,i,G}, & \text{Caso contrário} \end{cases} \quad (7)$$

onde $\tilde{x}_{j,\text{best},G}$ é o agente mais apto da geração corrente, $x_{j,\text{best},G-1}$ é o agente mais apto da geração $(G-1)$ e $x_{j,\text{best},G-2}$ é o agente mais apto da geração $(G-2)$.

- 7) *Parar se o critério de parada for satisfeito; caso contrário, voltar a Etapa 3.*

Função Objetivo para Reconstrução-TIE – A partir da seguinte função foi possível tratar o problema da TIE como um problema de otimização e, desta forma, utilizar uma técnica híbrida [2]:

$$f(S) = \left[\frac{\sum_{i=1}^{n_p} (U_i(S) - V_i)^2}{\sum_{i=1}^{n_p} (V_i)^2} \right]^{1/2}, \quad (8)$$

$$V = (V_1, V_2, \dots, V_{n_p})^T,$$

$$U(S) = (U_1(S), U_2(S), \dots, U_{n_p}(S))^T,$$

onde V é a distribuição de potenciais elétricos medidos na borda, e $U(S)$ é a distribuição de potenciais elétricos calculados na borda. Sendo n_p o número de eletrodos na borda e $f(S)$ o erro médio quadrático relativo.

Reconstrução de Imagem usando EIDORS – EIDORS é uma ferramenta desenvolvida em código livre para MATLAB/Octave utilizado para resolver os problemas direto e inverso de Tomografia por Impedância Elétrica (TIE), a fim de compartilhar dados e promover a colaboração entre grupos de trabalho nestes campos [2],[6]. Esta ferramenta simula uma malha de elementos finitos que representa computacionalmente uma secção transversal de um corpo bem como sua distribuição de condutividade interna na forma de cores [2],[6].

Métodos e Experimentos Propostos – A fim de avaliar a proposta, projetou-se experimentos para 16 eletrodos, 415 elementos da malha da grade circular 2D com nível de densidade 'b' e nível de refinamento '2' (parâmetros do EIDORS). Os problemas estudados consistem em detectar objetos irregulares isolados em três configurações: (a) no centro, (b) entre o centro e a borda e (b) perto da borda do domínio. Utilizou-se o erro relativo entre as distribuições de potenciais elétricos medidos e calculados na borda como a função objetivo para todos os métodos de otimização que usamos neste trabalho. Candidatos a solução são vetores reais usados como abstrações teóricas para distribuições de condutividade possíveis, onde cada dimensão corresponde a um determinado elemento finito da grade. Todos os parâmetros adotados para implementação das técnicas abordadas neste trabalho foram obtidos empiricamente, e os candidatos à solução são inicializados em posições aleatórias do espaço de busca.

Tanto para o método de Evolução Diferencial (ED) quanto para a técnica híbrida (EDSA) foi utilizado $P_{CR} = 0,9$ (probabilidade de cruzamento), trabalhou-se com $n = 100$ (número de agentes da população), ou seja, candidatos a solução, e foi feito experimentos para critério de parada como 500 iterações. É importante enfatizar que, todas as técnicas aqui mencionadas foram implementadas nos softwares MATLAB versão R2008a e EIDORS versão 3.7.1 para resolução do problema direto da TIE.

Os dados qualitativos foram analisados através de quão próximas as imagens de condutividade reconstruídas (Figuras 2 e 3) estão das imagens de condutividade dos objetos de estudo (Figura 1). Já os dados quantitativos correspondem a quantidade de cálculos da função objetivo, isto é, a quantidade de resolução do problema direto da TIE (associada ao custo computacional de reconstrução).

Resultados

A Figura 1 mostra as distribuições de condutividade simuladas, em três configurações, para objetos isolados eletricamente colocados no centro (a), entre centro e borda (b), e perto da borda (c) do domínio circular.

Figuras 2 e 3 mostram os resultados da reconstrução obtidos a partir das técnicas estudadas neste trabalho EDSA e ED, respectivamente, para objetos colocados no centro (a1, a2 e a3), entre centro e borda (b1, b2 e b3) e perto da borda (c1, c2 e c3) do domínio circular para 50, 300 e 500 iterações como critério de parada, respectivamente. As Figuras 4-6 apresentam o comportamento do erro quadrático relativo (ver Eq. 8) com relação ao número de cálculos da função objetivo para as três configurações do domínio circular.

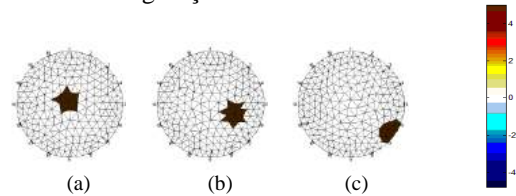


Figura 1. Objetos de estudo criados no EIDORS para isolante no centro (a), entre centro e borda (b), e perto da borda (c).

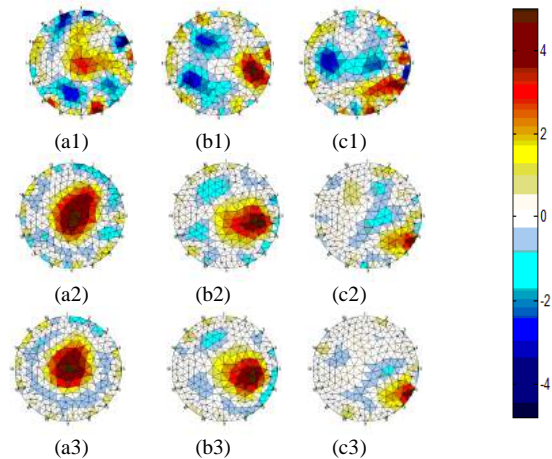


Figura 2. Resultados de reconstrução para objetos colocados no centro (a1, a2 e a3), entre centro e borda (b1, b2 e b3), e perto da borda (c1, c2 e c3) do domínio circular para 50, 300 e 500 iterações usando ED, respectivamente.

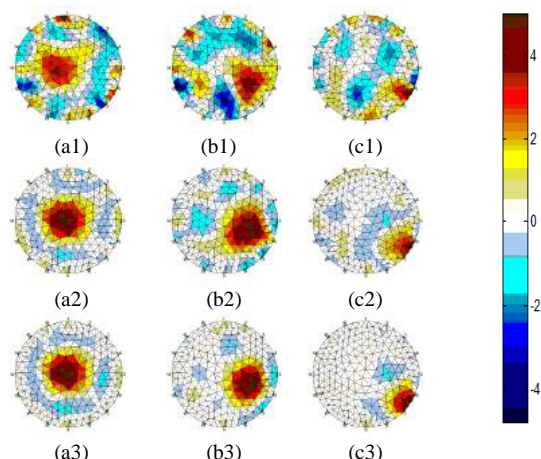


Figura 3. Resultados de reconstrução para objetos colocados no centro (a1, a2 e a3), entre centro e borda (b1, b2 e b3), e perto da borda (c1, c2 e c3) do domínio circular para 50, 300 e 500 iterações usando EDSA, respectivamente.

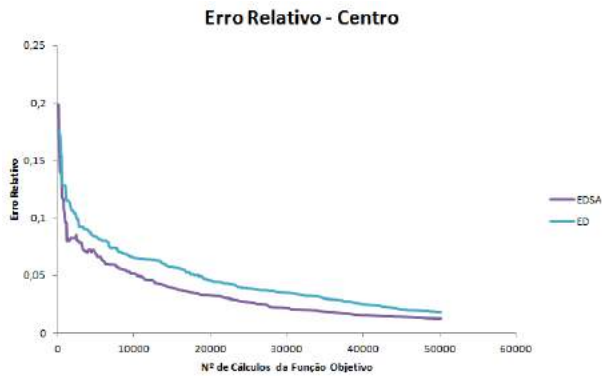


Figura 4. Erro decrescente de acordo com o número de cálculos da função objetivo para objeto isolante no centro do domínio.

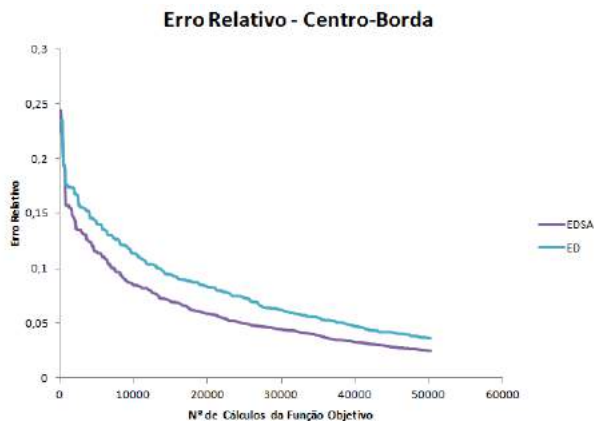


Figura 5. Erro decrescente de acordo com o número de cálculos da função objetivo para objeto isolante entre centro e borda do domínio.

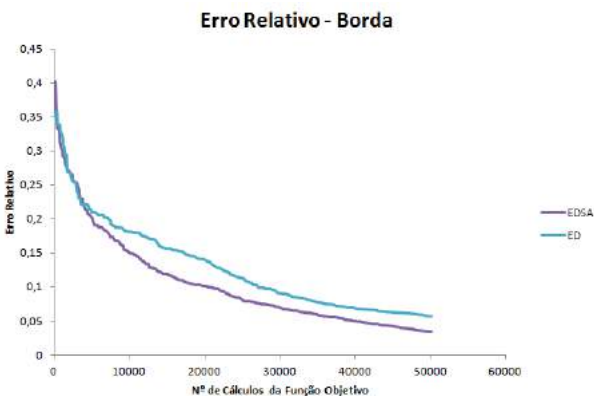


Figura 6. Erro decrescente de acordo com o número de cálculos da função objetivo para objeto isolante próximo da borda do domínio.

Discussão

Qualitativamente, o comportamento dos algoritmos de reconstrução pode ser investigado pela análise comparativa dos resultados mostrados pelas imagens das Figuras 2 e 3 com as imagens dos domínios de estudo (ver Figura 1). Para estes experimentos, todos os algoritmos de reconstrução, inclusive a técnica híbrida proposta, mostraram bom desempenho para reconstruir os objetos de estudos, em todas as configurações, obtendo imagens anatomicamente consistentes e conclusivas a partir de 300 iterações dos algoritmos. Como vimos, merece destaque a técnica híbrida EDSA por conseguir reconstruir as imagens de TIE com

melhores delimitações de borda.

A partir das Figuras 4-6, podemos ver que a técnica híbrida, como esperado, adquiriu as melhores características das técnicas de busca e otimização ED e SA, sendo elas: 1 - alta diversidade da população de soluções candidatas obtida pela técnica ED, isto consequentemente gera baixos valores do erro relativo (função objetivo) nas primeiras iterações; 2 - capacidade de evitar mínimos locais do espaço de busca da solução através da busca local da técnica SA, isto consequentemente gera uma queda rápida do erro relativo (função objetivo) ao longo do processo de convergência.

Conclusão

Enfim, estes experimentos mostraram que a técnica híbrida proposta provou ser o melhor método de Busca e Otimização para reconstrução de imagens de TIE, tanto do ponto de vista qualitativo quanto quantitativo, quando comparado com o algoritmo de Evolução Diferencial. Além disso, observa-se que a hibridização com técnica de busca local é uma ferramenta poderosa para melhorar o rendimento computacional da técnica de Evolução Diferencial.

Agradecimentos

Os autores agradecem às agências de fomento à pesquisa CAPES e FACEPE pelo financiamento parcial desta pesquisa.

Referências

- [1] Y. Li, L. Rao, R. He, G. Xu, Q. Wu, W. Yan, G. Dong and Q. Yang. "A Novel Combination Method of Electrical Impedance Tomography Inverse Problem for Brain Imaging," *IEEE Transactions on Magnetics*, vol. 41, no. 5, pp. 1848-1851, 2005.
- [2] R. R. Ribeiro, A. R. S. Feitosa, R. E. Souza and W. P. Santos. "Reconstruction of Electrical Impedance Tomography images using genetic algorithms and non-blind search," In: *Proceedings of the IEEE ISBI*; 2014.
- [3] T. C. Martins, E. D. L. B. de Camargo, R. G. Lima, M. B. P. Amato and M. S. G. Tsuzuki. "Image Reconstruction Using Interval Simulated Annealing in Electrical Impedance Tomography," *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 59, no. 7, pp. 1861-1870, 2012.
- [4] K. Price, R. M. Storn, J. A. Lampinen. "Differential Evolution: a practical approach to global optimization," New York: Springer, 2005.
- [5] R. Olmi, M. Bini and S. Priori. "A Genetic Algorithm Approach to Image Reconstruction in Electrical Impedance Tomography," *IEEE Transactions on Evolutionary Computation*, vol. 4, no. 1, pp. 83-88, 2000
- [6] A. Adler and W. R. B. Lionheart. "Uses and abuses of EIDORS: na extensive software base for EIT," *Physiological Measurement*, vol. 27, pp. S25-S42, 2006.

APPROACHES TO SEGMENT STENT STRUTS' AREA FROM INTRAVASCULAR OPTICAL COHERENCE TOMOGRAPHY

Veronica Meyer Gaiarsa*, Diego Armando Cardona Cardenas* and Sérgio Shiguemi Furuie*

*Laboratório de Engenharia Biomédica/ Departamento de Telecomunicações e Controle/ Escola Politécnica da Universidade de São Paulo, Av. Prof. Luciano Gualberto, trav. 3, 158. Cidade Universitária - CEP 05586-0600, São Paulo, SP, Brazil
e-mail: vmgaiarsa@gmail.com

Abstract: Coronary heart disease (CHD) has been the culprit of a high number of deaths in recent years. It is estimated that in 2012, 7.4 millions of people died of CHD. In order to monitor CHD patients and avoid waste of specialists' time, this study proposes the development of a method that segments the area contained by stent struts from Frequency Domain Intravascular Optical Coherence Tomography of coronary arteries. The novelty of this study is to segment areas instead of objects (stent struts), and for that goal two strategies were developed and compared. One, Moving Window Iterative Ellipses, uses ellipses and the other, Cylinder Fitting, utilizes cylinders. They both obtained similar accuracy results close to 98% of true positives, but the cylinder technique showed a run time of at least 50 times higher than the ellipse technique. The methods were executed on 443 images with different characteristics showing robustness and usefulness in the medical field.

Keywords: FD-IOCT, segmentation, stent strut.

Introduction

Coronary heart disease (CHD), a type of Cardiovascular disease (CVD), has been the culprit of a high number of deaths in recent years. It is estimated that in 2012, 7.4 millions of people died of CHD [1]. In this condition, plaque builds up inside the coronary arteries, reducing the blood flow to the heart muscle. Depending on the occlusion degree it can cause many complications such as stroke, heart attack and death [2].

One of the most common procedures to treat CHD is the usage of stents. They are inserted in the coronary artery through a catheter and expanded at the site of the blockage, resetting the vessel size. Even though the procedure shows good results, restenosis may still occur, showing great importance in monitoring the vessel's status [3]. This monitoring can be held by a Frequency Domain Intravascular Optical Coherence Tomography (FD-IOCT), the most recent technology used for that purpose. It produces high-resolution images of the vessel wall by both emitting light and recording the reflection through a catheter while simultaneously rotating it and pulling it back along the artery [4].

To evaluate quantitatively the accumulated tissue over the stent (neointimal tissue) it is necessary to

segment the lumen and the stented area, which is usually done manually by a specialist. To avoid this time consuming task and accelerate the process some potential applications have been developed.

There are approaches to segment lumen and stent from femoral arteries based on Wavelet transform and Markov model [5] and also fuzzy C-means clustering [6]. Focusing on coronary arteries there are studies that use simple semi-automatic techniques to segment stents based on intensity profiles [7], and more complex ones that can even differentiate types of tissue based on morphologic operations, homogeneity analysis [8] and K-means clustering [9]. However, even though the existing techniques show good results, they focus on finding objects (stent struts) and not regions, revealing the need of a robust method to find the area contained by stent struts in FD-IOCT of stented coronary arteries.

The present paper details a method that segments the area contained by stent struts from FD-IOCT of coronary arteries, using two different strategies. A part of its strategies has already been presented [10], and is included in the present methodology; a more detailed description of the current process can be found in [11] and was also submitted to the Brazilian Journal of Biomedical Engineering.

Materials and methods

Three FD-IOCT image sequences were used, corresponding to 443 2D images provided by Heart Institute (InCor) with the respective ethics committee approval (number SDC 2929/07/004).

The method was divided into three steps: pre-processing, where the focus was to highlight important features removing unwanted objects; processing, in which techniques were developed to find possible stent strut candidates; and post-processing, where two strategies were created to find the area contained by the already found candidates. The focus of this paper was to show the strategies used to find the area contained by stent struts. Therefore, the pre-processing and processing steps were not detailed here and can be found in [11].

Post-processing - In the post-processing step, two strategies were developed to select the stented area.

In the first strategy, called Moving Window Iterative Ellipses (MWIE), the area contained by stent struts was

considered elliptical. Due to the fact that the stent struts' position doesn't change abruptly in consecutive slices, it was possible to use in each slice information from its neighborhood in a moving window fashion.

To find the ellipse in each slice (after joining stent information from neighbors) a method based on [12] was used, in which the ellipse is considered a special case of a conic section represented by the polynomial $F(x, y) = ax^2 + bxy + cy^2 + dx + ey + f = 0$ with an ellipse-specific constraint $4ac - b^2 = 1$.

From this algorithm, in each slice an ellipse was automatically outlined using as input parameters the stent strut candidates found in the processing step. Next, an iterative process took place, where in each iteration the stent strut candidates' pixels farthest from the ellipse were removed and a new one was drawn until the maximum distance was 5 pixels. The iterative process increases the probability of finding a closer-to-real area, even with the existence of false positive candidates.

In the second strategy, cylinder fitting (CF), following a proposal that the stent is a cylindrical structure, a method was developed minimizing the distances between the points (stent strut candidates) and cylinders. Assuming that there were an angle between the catheter and the artery, the ellipses would also have a slope in relation to the cylinder. Using this approach, an iterative process was created minimizing the distance between points to cylinders in a moving window. First, for each window, the axis of the cylinder was found using a 3D line fitting algorithm with the centers of the ellipses (found with the MWIE strategy) as input. To do that, we minimized the squared distance (d_i^2) sum between the points (p_i) and the cylinder axis (P_t) represented by $\sqrt{v^2 - P^2}$ where \vec{v} is the vector between p_i and a point $p_0(x_0, y_0, z_0)$ on P_t ; and P is a projection of \vec{v} on P_t . The calculation was divided into two parts, where the first one finds x_0, y_0 and z_0 deriving the sum of d_i^2 with respect to them; and in the second one Lagrange Multipliers were used to find the unit vector \hat{n} of P_t through its unitary condition and using the largest eigen value (corresponding to the largest variance).

After the axis was found, the following process to minimize the distances between the points and cylinder was created. Assuming a point P_i , its distance to the cylinder d_c is $d_c = d_i - R$, where d_i is the distance from P_i to the cylinder axis and R is the cylinder radius. For the minimization, the following error was considered:

$$Error(R) = \sum_{i=1}^N (d_i - R)^2 \quad (1)$$

and minimized as

$$R = \frac{\sum_{i=1}^N d_i}{N} \quad (2)$$

To find d_i we suppose a vector $\vec{P_0A}$ with a projection $\vec{P_0B}$ on the line P_t with equation $P_t = P_0 + t\vec{v}$. Therefore:

$$d_i = \sqrt{|P_0A|^2 - \left[\frac{(\vec{P_0A} \cdot \vec{v})^2}{|\vec{v}|^2} \right]} \quad (3)$$

Results

To reach the main goal of segmenting the area contained by stent struts, two strategies were developed and tested. The results compare the area found by the methods with the area found manually by specialists.

Both strategies used the same pre-processing and processing steps, and therefore used also the same points for stent strut candidates. They were applied to 3 different DICOM sequences with different characteristics.

All the algorithms were developed and executed through ImageJ plugins in Java on a personal Dell computer with Intel Core 2 Duo 2.93 GHz processor, 4 GB of RAM and Linux Mint 16 Cinnamon 64-bits operational system.

Two evaluative metrics were used. In the first one, proposed by [13], the mean and standard deviation were calculated for true positives and false positives. The second one, called Hausdorff Metric [14], measures how far subsets of a metric space are from each other.

For a better understanding of the resulting values, the Hausdorff distance is presented as a percentage of the mean lumen diameter.

MWIE - With the purpose of finding the optimal value for neighbor quantity, values from 1 to 8 were tested. As showed on Figure 1, the best quantity of neighbors is between 3 and 5, wherein 4 was considered the optimal value being accurate and precise.

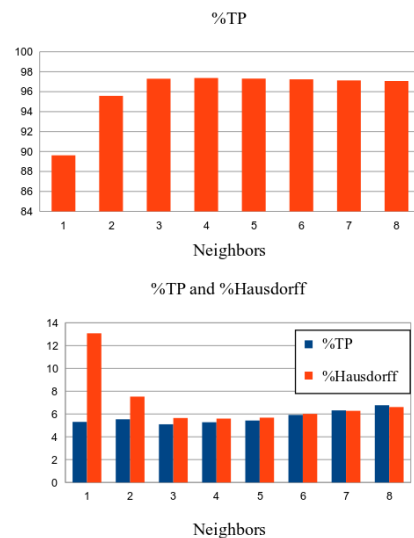


Figure 1: Results of the strategy "Moving window iterative ellipses" (443 slices)(TP = true positives, FP = false positives).

This strategy's run time highly depends on the chosen parameters. The neighbor's quantity is the most significant one, and it mainly affects the iterative part of

the algorithm because the more neighbors are chosen, the more points are present and the more iterations have to be executed. We verified that the execution time of the algorithm with 4 neighbors was close to 0.51 seconds per slice (0.30 seconds of pre-processing and processing + 0.21 seconds of iterative process) and that the time consumed by the iterative part is approximately proportional to the number of neighbors.

CF - Arranging tested data as the previous item, Figure 2 shows the totalized results. The parameters tested were neighbor quantity (3 to 5 slices) and cylinder length (5, 10, 15 and 20 slices).

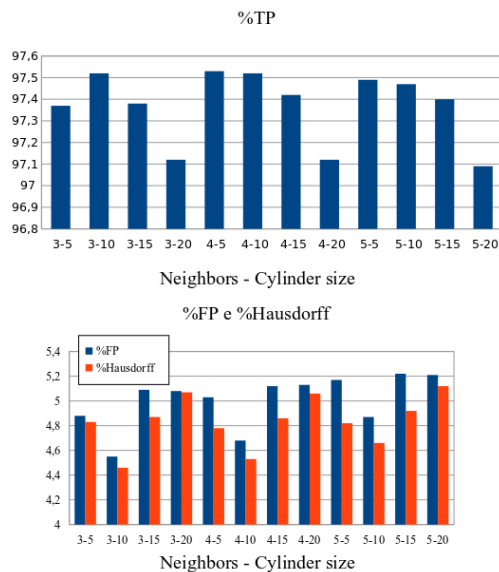


Figure 2: Results of the strategy "Cylinder fitting" (443 slices) (TP = true positives, FP = false positives).

Although there aren't significant differences between parameters, the best results are shown with 4 neighbors and cylinder size 10. In addition, in comparison to the results from the MWIE strategy the present shows little improvement, being virtually equivalent.

In this strategy, the run time becomes greater because in each cylinder iteration the ellipse iterations are also executed. Therefore, it should be considered that the MWIE is executed many times until a proper cylinder is found. The execution time also depends on the set of parameters, increasing significantly with the cylinder size. On average, for a size 10 cylinder the run time was 55,67 seconds per slice and for a size 5 cylinder the run time was 25,51 seconds per slice.

Discussion

To monitor CHD patients and avoid waste of specialists' time, the objective of this study was the development of a method that segments the area contained by stent struts from FD-IOCT of coronary arteries. To achieve this purpose two strategies were created and tested.

Unlike previous studies, that focus on segmenting objects (stent struts), the present work segments an area

using a less complex and agile method, presenting useful results to the medical field.

The results show that there are not significant accuracy differences between the two strategies tested while the CF execution time is at least 50 times greater than the MWIE. Therefore MWIE is by itself a good cylinder fitting approximation technique and at the same time simple, fast and efficient.

Acknowledgements

To the São Paulo University Clinicas Hospital's Heart Institute (InCor) for providing the images and to Brazil's National Council of Technological and Scientific Development (CNPQ) for the financial support.

References

- [1] W. H. Organization W. Global status report on noncommunicable diseases 2014. 2014. Available from: http://www.who.int/nmh/countries/bra_es.pdf?ua=1
- [2] Cohen B, Hasselbring B. Coronary heart disease: a guide to diagnosis and treatment. Omaha, Nebraska: Addicus Books; 2007.
- [3] Mittal S. Coronary heart disease in clinical practice. London: Springer Science & Business Media; 2005.
- [4] Bezerra HG, Costa M, Guagliumi G, et al. Intracoronary optical coherence tomography: a comprehensive review clinical and research applications. *JACC. Cardiovascular interventions*, (2009) 2(11), 1035–1046.
- [5] Tsantis S, Kagadis GC, Katsanos K, et al. Automatic vessel lumen segmentation and stent strut detection in intravascular optical coherence tomography. *Medical physics [Internet]*, (2012) [cited 2014 Apr 2] 39(1), 503–513.
- [6] Mandelias K, Tsantis S, Spiliopoulos S, et al. Automatic quantitative analysis of in-stent restenosis using FD-OCT in vivo intra-arterial imaging. *Medical physics*, (2013) 40(6), 63101.
- [7] Ughi GJ, Adriaenssens T, Onsea K, et al. Automatic segmentation of in-vivo intra-coronary optical coherence tomography images to assess stent strut apposition and coverage. *The international journal of cardiovascular imaging [Internet]*, (2012) 28(2), 229–241.
- [8] Celi S, Berti S. In-vivo segmentation and quantification of coronary lesions by optical coherence tomography images for a lesion type definition and stenosis grading. *Medical Image Analysis*, (2014) 18(7), 1157–1168.
- [9] Athanasiou LS, Bourantas CV, Rigas G, et al. Methodology for fully automated segmentation and plaque characterization in intracoronary optical coherence tomography images. *Journal of biomedical optics*, (2014).

- [10] Gaiarsa V, Cardenas D, Furuie S. Seleção semi-automática de área contida por stent em FD-IOCT utilizando imagens sequenciais. *Anais do VII Simpósio de Instrumentação e Imagens Médicas (SIIM)*, (2015) , 129–132.
- [11] Gaiarsa VM. Abordagens para segmentação de imagens de tomografia intravascular por coerência ótica [MSc dissertation]. São Paulo: Universidade de São Paulo; 2016.
- [12] Halir R, Flusser J. Numerically stable direct least squares fitting of ellipses. In: Proc. 6th International Conference in Central Europe on Computer Graphics and Visualization. WSCG. 1998. p. 125–132.
- [13] Udupa JK, LeBlanc VR, Zhuge Y, et al. A framework for evaluating image segmentation algorithms. *Computerized Medical Imaging and Graphics*, (2006) 30(2), 75–87.
- [14] Huttenlocher DP, Klanderman GA, Rucklidge WJ. Comparing images using the Hausdorff distance. *Pattern Analysis and Machine Intelligence*, (1993) 15(9), 850–863.

ESTIMATIVA DE CONTORNOS COM TRANSDUTORES DISTRIBUIDOS DE ULTRASSOM

Diego Armando Cardona Cárdenas, Sergio Shiguemi Furuie

Laboratório de Engenharia Biomédica/ Departamento de Telecomunicações e Controle/ Escola Politécnica da Universidade de São Paulo, São Paulo, Brasil
e-mail: dacadas@gmail.com

Resumo: A Ultrassonografia é uma ferramenta que nas últimas décadas vem sendo bastante utilizada pelas equipes médicas para diagnosticar e monitorar diferentes doenças. Uma das técnicas de análise é a tomografia por ultrassom (UCT). Os algoritmos implementados pelo UCT são iterativos, precisam de uma solução inicial e seu principal problema é que sua eficiência depende tanto da solução inicial como da baixa refletividade dos objetos dentro do meio de propagação. Visando gerar imagens tomográficas qualitativas da caixa torácica por meio de UCT, e considerando a grande refletividade dos ossos e pulmões, a nossa proposta consiste em estimar a localização espacial das bordas externas destes objetos, e assim oferecer uma imagem qualitativa que poderá ser utilizada em posteriores trabalhos como solução inicial em algoritmos de difração. Nossa proposta implementa uma modificação da técnica da Abertura Sintética de Transmissão (STA) em dados obtidos de simulações da propagação ultrassônica em meios torácicos. Como resultados, obtiveram-se imagens de bordas bem definidas tanto dos ossos como da parte exterior dos pulmões, mostrando que o método concebido em meios simulados é viável.

Palavras-chave: Ultrassonografia, Simulação, Refletividade, Caixa torácica, Abertura Sintética de Transmissão (STA)

Abstract: *Ultrasonography is a tool that in the last decades has been widely used by medical staff to diagnose and monitor different diseases. One of its applications is a technique called ultrasound tomography (UCT). The implemented algorithms by the UCT are iterative, need an initial guess and their main problem is that their efficiency depends on both of the initial guess as of the low reflectivity of the objects in the propagation medium. Aiming to generate qualitative tomography images of the thoracic cage through UCT, considering the great reflectivity of bones and lungs, our approach is to estimate the spatial location of the external edges of these objects, and thus provide a qualitative image that could be used in later works as an initial guess in diffraction algorithms. Our approach implements a modified synthetic transmission aperture technique on data obtained in simulations of the ultrasonic propagation in thoracic mediums. As result, we obtained images that have well-defined edges of both the bones and the external part of the lungs,*

demonstrating that the method conceived in simulated mediums is viable.

Keywords: *Ultrasonography, Simulation, Reflectivity, Thoracic cage, Synthetic Aperture Transmission.*

Introdução

A Ultrassonografia é uma ferramenta que nas últimas décadas vem sendo bastante utilizada pelas equipes médicas para diagnosticar e monitorar diferentes doenças. Isto pode ser explicado pelo fato de ter baixo custo em relação a outras tecnologias, ser não invasiva e ser livre de radiação ionizante. O uso da ultrassonografia é feito ao aproveitar os fenômenos físicos que ocorrem quando uma onda ultrassônica se propaga em meios heterogêneos. Os dois fenômenos resultantes são chamados reflexão e difração.

No âmbito médico, o fenômeno de reflexão é geralmente usado na ultrassonografia no modo-B, a qual origina uma imagem em escala de cinza que representa a seção transversal da região anatômica analisada. A magnitude do valor de cada pixel é o equivalente a refletividade relativa das bordas de objetos dentro de um meio de estudo [1].

O fenômeno de difração é aproveitado numa técnica chamada tomografia por ultrassom (UCT). Nesta, são utilizados múltiplos transdutores de ultrassom para gerar imagens quantitativas e avaliar patologias e tumores nas Glândulas mamárias [2,4]. Múltiplos algoritmos para esta técnica foram propostos na literatura, entre os mais representativos estão os que usam aproximação de Born, aproximação de Ritov, utilização de múltiplas frequências, interpolação no domínio da frequência, filtro de retropropagação, etc [1,5,6]. Estes algoritmos são iterativos, precisam de uma solução inicial das propriedades do meio, e tentam encontrar uma função imagem que se aproxime das propriedades do meio. O principal problema destes algoritmos é que sua eficiência depende tanto da solução inicial como da baixa refletividade dos objetos dentro do meio de propagação.

Visando gerar imagens tomográficas qualitativas da caixa torácica por meio de ultrassonografia, e considerando que a grande refletividade dos ossos e pulmões pode causar problemas nos algoritmos tomográficos por difração, a nossa proposta consiste em utilizar o fenômeno de reflexão para estimar a localização espacial das bordas externas destes objetos,

e assim oferecer uma imagem qualitativa que poderá ser utilizada em posteriores trabalhos como solução inicial em algoritmos de difração.

Materiais e métodos

Este trabalho apresenta a estimativa das bordas externas de objetos altamente refletivos (ossos e pulmões) num meio simulado que representa a estrutura da caixa torácica. Para o desenvolvimento deste trabalho, o método foi dividido em 3 partes. A primeira é a **Geração dos Modelos**, onde diferentes modelos da caixa torácica foram gerados usando dados da literatura. Na segunda parte, se faz a **Simulação 2D** da propagação do ultrassom nos meios torácicos gerados. Finalmente, a partir do processamento dos dados gerados no passo anterior, é feita a **Estimativa das Bordas** dos objetos no meio.

Geração dos Modelos – Nesta etapa se definem os parâmetros e modelos para atingir o objetivo. Primeiro, devido à relação inversa entre a frequência e a atenuação, uma onda de baixa frequência poderia, em teoria, atravessar o meio a ser estudado (tórax). Assim, neste estudo, a frequência usada é de 290kHz. Após definida a frequência, é estabelecida a discretização da área total a ser simulada (1600 cm^2) como 384×384 pixels, respeitando assim o critério de Nyquist (Figura 1). O espaço simulado assume que o meio no qual estão os órgãos é água, e que tanto a água como os órgãos têm propriedades similares a seus homólogos físicos (Tabela 1). Os objetos simulados têm geometria conhecida e foram desenhados no Microsoft Office Visio® 2010 (Figura 2). Devido às limitações do simulador (Matlab Toolbox kwave [7]), foi necessário assumir que o termo de dependência de frequência (ζ) seja para todos os objetos e para o meio igual a $\zeta = 1.1$. Além disso, a densidade do ar dentro do pulmão foi simulada como 7 vezes a densidade normal e a respectiva velocidade do som como 650m/s. Para finalizar a geração dos modelos, todos os objetos simulados têm uma variação de $\pm 4\%$ nos valores de velocidade do som e da densidade. Isto é feito com a finalidade de gerar ruídos nos sinais recebidos.

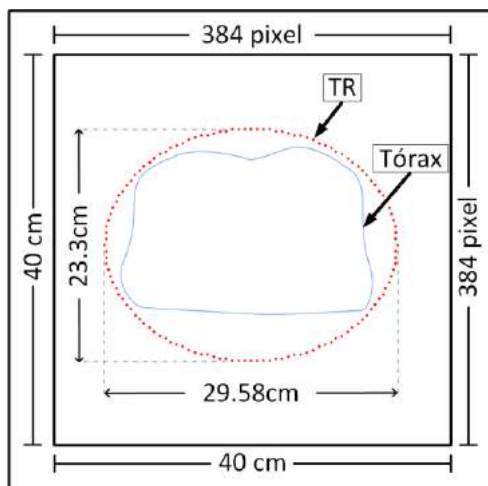


Figura 1 Distribuição dos TR

Tabela 1: Propriedades do meio simulado

Objeto	Velocidade (m/s)	Densidade (kg/m^3)	Atenuação (dB/cm/MHz)	Não Linearidade
Água	1480*	1000*	0.0022*	5.2**
Coração	1576*	1060*	0.24***	6.8**
Osso	3476*	1975*	6.9*	85****
Ar	330*	1.2*	1.2*	0.4*****
Músculo	1547*	1050*	1.09*	7.4**
Gordura	1478*	950*	0.48*	10****
Ar simulado	650	8.4	1.2	0.4

*[8] , **[9], ***[10], ****[11], *****[12]

Simulação – Com o intuito de gerar ondas ultrassônicas, 128 transdutores (TR) foram simulados como mini-arrays de 4 elementos paralelos. Os 128 transdutores estão distribuídos numa área elíptica que simula um tanque com água, no qual está imerso o corpo (Figura 1). A distância entre dois TRs vizinhos pode ser calculada como a relação entre o perímetro da distribuição e o número total de TR. O sinal emitido foi definido como um *Tone Burst* de dois ciclos e 2MPa de amplitude.

A simulação, bidimensional, consiste em emitir simultaneamente o sinal *Tone Burst* desde os 4 elementos que compõem um único TR, enquanto os outros TR do meio ficam em modo "escuta". Depois disso, um novo TR é escolhido como emissor e este processo é repetido até todos os TR terem sido emissores uma única vez.

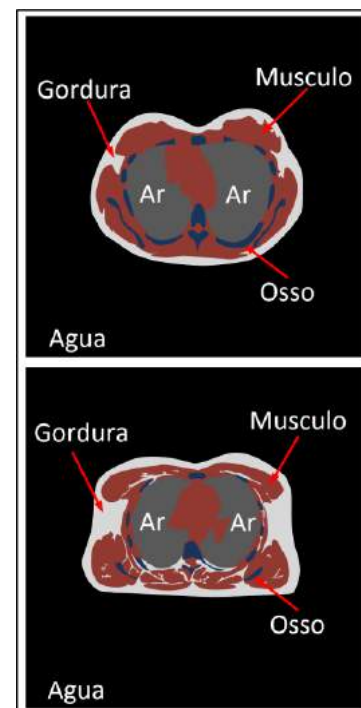


Figura 2 Modelos Torácicos

Estimativa de Bordas – A partir do sinal recebido em cada TR receptor, é possível gerar outros sinais com

a finalidade de obter informações embutidas no sinal original, e assim, obter imagens com dados referentes aos objetos no meio de propagação. Considerando que o objetivo deste artigo é obter imagens com regiões e bordas dos objetos que possuem uma grande refletividade (ossos e pulmões), foi implementada a teoria de Abertura sintética de transmissão (STA). Esta técnica se caracteriza pela geração de uma imagem de alta resolução a partir da soma de múltiplas imagens de baixa resolução [13]. A intensidade de cada pixel w_{pixel} , dentro da imagem STA resultante, representa a soma do mapeamento da amplitude dos sinais recebidos no tempo que demora a onda para ir desde o TR emissor até o ponto $w(t_{e,w})$, mais o tempo que demora para a onda ir desde o ponto w até o TR receptor ($t_{w,r}$), ou seja [13]:

$$t_{ponto-w} = t_{e,w} + t_{w,r} \quad (1).$$

Estes tempos podem ser calculados em função da distância euclidiana entre a localização do transdutor e o ponto do espaço a analisar, dividido pela velocidade do som assumida do meio ($c_{ref} = 1540\text{m/s}$).

Uma importante modificação à teoria STA original foi feita neste trabalho. Nesta proposta, eliminou-se a possível influência direta de um TR emissor sobre um TR receptor, ao conhecer tanto a distância entre eles como o número de amostras emitidas. Assim, a intensidade de um pixel em nossa imagem STA é definida como:

$$I_w = I_{STA}(x, y) = \sum_{e=1}^{N_e} \sum_{r=1}^{N_r} a \cdot Sinal_{e,r}(t_{e,w} + t_{w,r}) \quad (2),$$

onde e representa o índice do TR emissor, r o índice do TR receptor, N_e o número total de TR emissores, N_r o número total de TR receptores, $Sinal_{e,r}$ o sinal processado recebido no TR receptor (r) após a emissão no TR emissor (e), e a o fator de influência direta, o qual é definido como:

$$a = \begin{cases} 0 & \text{se } (t_{e,w} + t_{w,r}) < (t_{e,r} + t_{Amostra}) \\ 1 & \text{se } (t_{e,w} + t_{w,r}) \geq (t_{e,r} + t_{Amostra}) \end{cases} \quad (3).$$

onde $t_{e,r}$ é o tempo que demora a trajetória mais rápida desde o TR emissor (e) ao TR receptor (r), e $t_{Amostra}$ é o tempo que demora o pulso emitido. É importante ressaltar que no método STA tradicional o valor do fator de influência (a) é sempre igual a 1.

Além da modificação anterior, vai-se gerar uma imagem de potência a partir de duas imagens STA, uma referente à aplicação do STA nos sinais recebidos ($I_{STA_{Real}}$), e outra imagem, ($I_{STA_{Imaginaria}}$) vinda da aplicação do STA nos sinais imaginários gerados após a aplicação da transformada de Hilbert nos sinais recebidos. A imagem de potência é definida como:

$$I_{potência} = (I_{STA_{Real}})^2 + (I_{STA_{Imaginaria}})^2 \quad (4).$$

Esta imagem ($I_{potência}$) será o nosso referencial para comparar com o modelo original.

Resultados

Para este estudo os resultados são apresentados como imagens que são comparadas visualmente com o respectivo objeto modelado. Os resultados são referentes à simulações feitas com 128 transdutores e uma frequência de 290 kHz. Na Figura 3, a linha superior apresenta a localização espacial e os modelos dos ossos e pulmões gerados, e a linha intermediária e inferior exibem, respectivamente, imagens de potência (50dB) obtidas pelo método STA modificado e o STA tradicional.

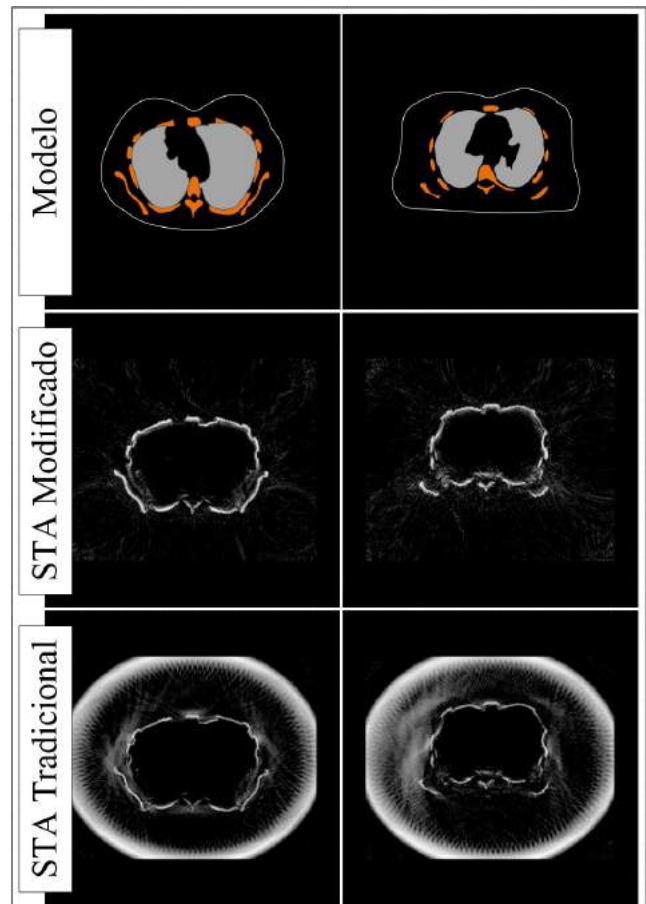


Figura 3 Resultados: A linha superior apresenta a localização espacial e os modelos dos ossos e pulmões gerados, e a linha intermediária e inferior exibem, respectivamente, imagens de potência (50dB) obtidas pelo método STA modificado e o STA tradicional.

Discussão

Nos modelos torácicos estudados temos objetos com geometrias conhecidas que simulam ar no pulmão, ossos, gordura, e músculo esquelético, os quais fazem com que as simulações sejam complexas e que a reconstrução das bordas destes objetos tenham maior ou menor contraste segundo suas propriedades (diferença de impedância).

Os dois modelos simulados neste estudo têm como diferença a combinação, tamanho e localização dos objetos simulados.

Analisando as imagens geradas pelo STA (linha intermediária e inferior da Figura 3), vemos que a reconstrução das bordas externas dos objetos altamente reflexivos, ou com grande diferença de impedância acústica em relação ao meio, é bastante boa. É possível perceber que a modificação proposta para o método STA (linha intermediária da Figura 3) melhora o contraste destas bordas externas quando comparado com o STA tradicional (linha inferior da Figura 3). Isto pode ser explicado pelo fato do sinal incidente ter uma energia maior que qualquer onda refletida, quando recebidas por algum transdutor receptor. Tanto a duração temporal do sinal incidente como a sua energia influenciam diretamente no resultado do STA.

Também, para ambas reconstruções, é importante observar que as bordas dos ossos são melhor definidas que as bordas pulmões. Isso é explicável a partir da diferença de impedância entre o osso-meio e o pulmão-meio. Devido à interferência das ondas no espaço entre os ossos e o pulmão, as bordas observáveis dos pulmões não são contínuas. Isto poderá ser corrigido por meio de conhecimento anatômico a priori e de algoritmos de interpolação que podem ser estudados no futuro. Além disso, é possível observar que alguns ruídos dentro das imagens de STA tem padrões elípticos, o que é razoável devido ao fato da teoria STA, por defeito, estimar que múltiplos pontos dentro do meio possuem o mesmo tempo de percurso ($t_{\text{ponto-w}}$), ou seja, a mesma intensidade, para um TR emissor e um TR receptor.

Conclusão

Estudando as propriedades da reflexão de ondas, foi desenvolvido um método que visa encontrar os limites dos objetos refletivos num meio de propagação dentro de uma imagem, com o intuito de, em posteriores trabalhos, ser usada como *priors* inicial em algoritmos iterativos. Até este ponto é possível ver que a aplicação do todo concebido, em meios simulados, apresenta bons resultados.

Agradecimentos

CNPq (Conselho Nacional de Ciência e Tecnologia – Brasil), FAPESP (Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de São Paulo, processo 2014/04121-0.), e ao LEB-USP (Laboratório de Engenharia Biomédica da Universidade de São Paulo).

Referências

[1] Lavarello RJ, Hesford AJ. Methods for Forward and Inverse Scattering in Ultrasound Tomography. In: J. Mamou and M.L. Oelze, editors. Quantitative Ultrasound in Soft Tissues. Springer Netherlands; 2013. P. 345-394.

- [2] Greenleaf JF, Ylitalo J, Gisvold JJ. Ultrasonic computed tomography for breast examination. IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine. 1987; 6(4):27–32.
- [3] Wiskin J, Borup DT, Johnson SA, Berggren M. Non-linear inverse scattering: High resolution quantitative breast tissue tomography. The Journal of the Acoustical Society of America. 2012; 131(5):3802-13.
- [4] Huthwaite P, Simonetti F. High-resolution imaging without iteration: a fast and robust method for breast ultrasound tomography. The Journal of the Acoustical Society of America. 2011; 130(3):1721–34.
- [5] Pintavirooj C, Sangworasil M. Ultrasonic Diffraction Tomography. International Journal of Applied Biomedical Engineering. 2008;1(1):34–40.
- [6] Soumekh M. An improvement to the Rytov approximation in diffraction tomography. IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics and Frequency Control. 1986; 33(4):394-401.
- [7] Treeby BE, Jaros J, Rendell AP, Cox BT. Modeling nonlinear ultrasound propagation in heterogeneous media with power law absorption using a k-space pseudospectral method. The Journal of the Acoustical Society of America. 2012; 131(6):4324–36.
- [8] Culjat MO, Goldenberg D, Tewari P, Singh RS. A review of tissue substitutes for ultrasound imaging. Ultrasound in Medicine & Biology. 2010; 36(6):861–73.
- [9] Wells PNT. Ultrasonic imaging of the human body. Reports on Progress in Physics. 1999; 62(5):671–722.
- [10] Duck FA. Acoustic properties of tissue at ultrasonic frequencies. In: Physical Properties of Tissue: A Comprehensive Reference Book. London, England: Academic Press; 1990:73–135.
- [11] Lee K II. Feasibility of Bone Assessment by Using the Nonlinear Parameter in Trabecular Bone. Journal of the Korean Physical Society. 2013; 62(8):1108–13.
- [12] Perelomova A. Parameter of nonlinearity B/A of three-component systems with separate volumes of liquid, its vapor and a neutral gas. Archives of Acoustics. 2005; 30(3):333–43.
- [13] Pedersen MH, Gammelmark KL, Jensen JA. In-vivo evaluation of convex array synthetic aperture imaging. Ultrasound in Medicine and Biology. 2007; 33(1):37–47.

RECONSTRUÇÃO DE IMAGENS DE TIE USANDO BUSCA POR CARDUME DE PEIXES E *DENSITY BASED ON FISH SCHOOL SEARCH*

V. A. F. Barbosa*, R. R. Ribeiro**, A. R. S. Feitosa***, R. C. Freitas*, M.F.B. Melo*,
V.L.B.A. da Silva****, R. E. de Souza*, W. P. dos Santos*

* Departamento de Engenharia Biomédica, Universidade Federal de Pernambuco, UFPE, Recife, Brasil

** Pós-Graduação em Ciência de Materiais, Universidade Federal de Pernambuco, UFPE, Recife, Brasil

*** Centro de Informática, Universidade Federal de Pernambuco, UFPE, Recife, Brasil

**** Escola Politécnica da Universidade de Pernambuco, POLI-UPE, Recife, Brasil

e-mail: valter.augusto@ufpe.br

Resumo: Tomografia por impedância elétrica (TIE) é um método de imageamento que utiliza as propriedades elétricas do meio para a geração de imagens. Apesar de ser uma técnica promissora as imagens geradas pela TIE ainda possuem baixa resolução, portanto sendo necessário mais pesquisas nessa área. Neste artigo, é proposto um algoritmo de reconstrução de imagens de TIE usando *density based on fish school search* (dFSS). O desempenho do algoritmo é comparado com o algoritmo busca por cardume de peixe aplicado ao problema de TIE.

Palavras-chave: Tomografia por impedância elétrica, algoritmo de reconstrução de imagens, busca por cardume de peixes, *density based on fish school search*.

Abstract: *Electrical impedance tomography (EIT) is an image method that uses electrical properties of the medium to generate images. Although to be a promising technique, the images generated by EIT still have low resolution, therefore, more research is necessary in this area. In this paper, we propose an EIT images reconstruction algorithm using density based on fish school search. The algorithm performance is compared with fish school search algorithm applied to EIT problem.*

Keywords: *Electrical impedance tomography, images reconstruction algorithm, fish school search, density based on fish school search.*

Introdução

A Tomografia por impedância elétrica (TIE) é um exame de imagem não invasivo e livre de radiações ionizantes. O exame é constituído da disposição de eletrodos ao redor da região ao qual se quer imagear, onde são aplicadas correntes elétricas de baixa amplitude e altas frequências, em seguida, a leitura dos potenciais elétricos resultantes da excitação é realizada. As imagens obtidas são, portanto, a reprodução computacional do mapeamento estimado da distribuição de condutividade interna do meio [1].

Em comparação com outras técnicas de imagens como tomografia computadorizada, a TIE é uma técnica mais barata [2]. Possui também, como grande vantagem, um aparelho de dimensões reduzidas, o que possibilita o deslocamento do equipamento até onde se encontra o

paciente, sendo estes alguns dos motivos que fazem a TIE uma técnica promissora. No entanto, quando comparada com outras técnicas já bem estabelecidas, as imagens obtidas pela TIE ainda são de baixa resolução e exigem alto tempo de reconstrução, dificultando sua aplicação para o imageamento de regiões complexas e exames de imagem.

Deste modo, diversos métodos têm sido aplicados na tentativa de solucionar este problema. Dentre eles, destacam-se os algoritmos de busca e otimização (como algoritmo genético, evolução diferencial e otimização por exame de partículas) que vêm sendo implementados para a reconstrução de imagens de TIE, na tentativa de obter melhores resultados [1] [2].

Este trabalho visa apresentar um método de reconstrução por busca e otimização de imagens de TIE baseado em *density based on Fish School Search* e compará-lo com o algoritmo que o serviu de inspiração na sua criação, a busca por cardume de peixes aplicado à TIE [3].

Este artigo é dividido da seguinte forma: na seção “Materiais e métodos” apresentamos as informações necessárias para o entendimento deste trabalho; em “Resultados” apresentamos os resultados obtidos nos experimentos; e na seção “Discussão e Conclusão” é comentado os resultados seguida de uma breve conclusão.

Materiais e métodos

Tomografia por impedância elétrica – O problema de TIE é, matematicamente, descrito pela equação de Poisson (Equação 1) e pelas condições de contorno dados nas Equações 2 e 3 [2]:

$$\nabla \cdot (-\sigma \nabla \phi) = 0 \quad \text{em } \Omega \quad (1)$$

$$\phi_{ext} = \phi, \quad \text{em } \partial\Omega \quad (2)$$

$$I = -\sigma \nabla \phi \cdot \hat{n}, \quad \text{em } \partial\Omega \quad (3)$$

Onde Ω é o domínio de estudo o qual se quer obter a imagem e $\partial\Omega$ a borda desse domínio. A distribuição de condutividades elétrica e a distribuição de potenciais elétricos são dados por σ e ϕ respectivamente, ϕ_{ext} é a distribuição de potenciais elétricos nos eletrodos de superfície, I é a corrente elétrica periódica de excitação e \hat{n} é o versor na borda $\partial\Omega$.

Busca por cardume de peixes – Meta-heurística baseada no comportamento de peixes na busca por alimentos desenvolvido por Bastos Filho e Lima Neto em 2008 [4] a busca por cardume de peixe (*Fish School Search*, FSS) é indicada a problemas de busca e otimização de alta dimensão.

O processo de busca no FSS é realizado por uma população de indivíduos de memória limitada: o peixe. Cada peixe no cardume representa uma possível solução ao problema de otimização [4]. No FSS, o espaço de busca do problema é conhecido como aquário. O método possui quatro operadores que podem ser classificados em: operadores de natação e o operador de alimentação.

O operador de movimento individual, o primeiro operador de natação, é o movimento onde cada peixe é movido de forma aleatória e independentemente, contudo esse movimento é apenas realizado na direção de um gradiente positivo do problema de otimização. O movimento é executado de acordo com a Equação 4 (todas as equações do FSS estão dadas na Tabela 1). Onde $\text{rand}[-1,1]$ são valores gerados aleatoriamente dentro do intervalo $[-1,1]$ e step_{ind} um parâmetro desse operador o qual decai linearmente durante a execução do algoritmo através da Equação 5, onde $\text{step}_{\text{ind}_i}$ e $\text{step}_{\text{ind}_f}$ são os valores inicial e final de step_{ind} e iterações é o número máximo de iterações do algoritmo.

O operador de alimentação é representado pelo peso do peixe, o qual indica o sucesso do mesmo no processo de busca [4] [5]. Sendo assim, quanto mais pesado for um peixe, melhor é a solução ao qual ele representa. O peso do peixe é dado na Equação 6 onde $W_i(t)$ e $W_i(t+1)$ representam o peso do peixe i antes e depois da atualização, Δf_i é a variação de aptidão do peixe i ocorrida durante o movimento individual.

O próximo operador de natação é operador de movimento coletivo-instintivo onde os peixes se movem na direção dos peixes que foram mais bem-sucedidos em seus respectivos movimentos individual. O movimento é realizado através da Equação 7, onde $\overrightarrow{\Delta x_{\text{ind}_i}}$ é o deslocamento do peixe i no movimento individual.

Tabela 1: Equação do FSS.

Equações	nº
$\overrightarrow{x_{\text{ind}_i}}(t+1) = \overrightarrow{x_{\text{ind}_i}}(t) + \text{step}_{\text{ind}} \cdot \text{rand}[-1, 1]$	(4)
$\text{step}_{\text{ind}}(t+1) = \text{step}_{\text{ind}}(t) - \frac{(\text{step}_{\text{ind}_i} - \text{step}_{\text{ind}_f})}{\text{iterações}}$	(5)
$W_i(t+1) = W_i(t) + \frac{\Delta f_i}{\forall i, \max\{ \Delta f_i \}}$	(6)
$\overrightarrow{x}_i(t+1) = \overrightarrow{x}_i(t) + \frac{\sum_{i=1}^N \overrightarrow{\Delta x_{\text{ind}_i}} \Delta f_i}{\sum_{i=1}^N \Delta f_i}$	(7)
$\overrightarrow{\text{Bari}}(t) = \frac{\sum_{i=1}^N \overrightarrow{x}_i(t) W_i(t)}{\sum_{i=1}^N W_i(t)}$	(8)
$\overrightarrow{x}_i(t+1) = \overrightarrow{x}_i(t) - \text{step}_{\text{vol}} \cdot \text{rand}[0, 1] \cdot [\overrightarrow{x}_i(t) - \overrightarrow{\text{Bari}}(t)]$	(9)
$\overrightarrow{x}_i(t+1) = \overrightarrow{x}_i(t) + \text{step}_{\text{vol}} \cdot \text{rand}[0, 1] \cdot [\overrightarrow{x}_i(t) - \overrightarrow{\text{Bari}}(t)]$	(10)

Baseado no desempenho global do cardume, o movimento coletivo-volitivo é o operador que dá a capacidade dos peixes se locomoverem em direção ou em oposição ao centro de massa do cardume $\overrightarrow{\text{Bari}}(t)$ (dado na Equação 8). Os peixes irão se locomover em direção

ao centro de massa, de acordo a Equação 9 se o peso global dos peixes aumentou, caso contrário, os peixes irão se locomover de acordo a Equação 10, onde step_{vol} é um parâmetro de ajuste do movimento coletivo-instintivo e $\text{rand}[0, 1]$ são valores gerados aleatoriamente no intervalo $[0, 1]$.

Density based on Fish School Search (dFSS) –

Baseado no cardume de peixes, o dFSS é um algoritmo dedicado a otimização de funções multimodais [5]. Nesse algoritmo, o cardume principal é dividido em subcardumes de tamanhos diferentes, de modo que cada subcardume explore um determinado espaço do aquário. No dFSS os operadores do FSS foram modificados e foram incluídos os operadores de memória e de particionamento.

O operador de alimentação foi modificado de tal forma que o peso adquirido por um peixe seja compartilhado pelos outros. Esse compartilhamento é dado na Equação 11, onde q_{ij} é o número de peixes k que satisfazem a relação $d_{ik} < d_{ij}$, incluindo o peixe i , e $d_{Rij} = \frac{d_{ij}}{\forall k \neq i, \min(d_{ik})}$ é a distância normalizada. Ao final de cada iteração, o peso do peixe é calculado através da Equação 12 (as equações do dFSS encontram-se na Tabela 2).

O movimento individual no dFSS ocorre da mesma forma que no FSS, exceto pelo ajuste de seu parâmetro que é dado pelas Equações 13, 14, 15 e 16, onde os parâmetros do algoritmo $\text{decay}_{\text{min}}$, $\text{decay}_{\text{max}_{\text{inic}}}$, $\text{decay}_{\text{max}_{\text{final}}} \in [0,1]$ devem respeitar a seguinte condição: $\text{decay}_{\text{max}_{\text{final}}} < \text{decay}_{\text{max}_{\text{inic}}} < \text{decay}_{\text{min}}$, $\text{step}_{\text{ind}_i}(0) = \text{step}_{\text{inic}}$ e T_{max} é o número máximo de iterações. O número de peixes que foram bem-sucedidos no movimento individual é dado por Q .

Cada peixe do cardume guarda na memória quais foram os outros peixes que mais compartilharam comida com ele. Essa memória é dada pelo operador memória M_{ij} que indica a influência do peixe j sobre o peixe i , calculado através da Equação 17, onde $\rho \in [0,1]$.

O movimento coletivo-instintivo (Equação 18) é similar ao FSS, contudo cada peixe possui sua própria direção de acordo com os peixes que o mais lhe influência.

A divisão do cardume principal em vários subcardumes é feita durante a execução do operador de particionamento. A condição de pertencimento é a seguinte: um peixe i pertence ao mesmo subcardume do que um peixe j se somente se i é o peixe mais influente de j ou vice-versa. O processo começa quando um peixe i , escolhido aleatoriamente, é retirado do cardume principal para iniciar a construção de um subcardume, em seguida é procurado um outro peixe j onde i seja o mais influente para j ou vice-versa, caso exista j que satisfaça essa condição o mesmo será retirado do cardume principal e adicionado ao subcardume, em seguida esse procedimento é repetido para o peixe j , em um processo em cascata. Caso não seja mais encontrado peixes que satisfaçam a condição para esse subcardume em questão, um novo peixe será escolhido aleatoriamente para

compor um novo subcardume. Esse processo é realizado até que não haja mais peixes no cardume principal.

Por fim, para cada subcardume é calculado o seu baricentro como dado na Equação (8), para assim então, executar o movimento coletivo-volitivo para cada subcardume como dado na Equação (19).

Tabela 2: Equações do dFSS.

Equação	nº
$C(i, j) = \frac{\Delta f_i}{(d_{R_{ij}})^{q_{ij}} \sum_{k=1}^N \frac{1}{(d_{R_{ik}})^{q_{ik}}}}$	(11)
$W_i(t+1) = W_i(t) + \sum_{j=1}^Q C(j, i)$	(12)
$step_{ind_i}(t+1) = decay_i \cdot step_{ind_i}(t)$	(13)
$decay_i = decay_{min} - \left(\frac{R_i(t) - \min(R_j(t))}{\max(R_j(t)) - \min(R_j(t))} \right) (decay_{min} - decay_{max}(t))$	(14)
$decay_{max}(t) = decay_{max_{ini}} \left(\frac{decay_{max_{final}}}{decay_{max_{inic}}} \right)^{t/T_{max}}$	(15)
$R_i(t) = \sum_{j=1}^Q \left(\Delta f_j / (d_{R_{ij}})^{q_{ij}} \sum_{k=1}^N \frac{1}{(d_{R_{jk}})^{q_{jk}}} \right)$	(16)
$M_{ij}(t+1) = (1 - \rho) M_{ij}(t) + C(j, i)$	(17)
$\vec{x}_i(t+1) = \vec{x}_i(t) + \frac{\sum_{j=1}^N \Delta x_j M_{ij}}{\sum_{k=1}^N M_{ik}}$	(18)
$x(t+1) = x(t) + (1 - decay_{max}(t))(B(t) - x(t))$	(19)

Função objetivo na reconstrução de imagens de TIE – A função objetivo utilizada neste trabalho foi o erro médio quadrático relativo dado na Equação 20 [3], onde n_e é o número de eletrodos, V_i é a distribuição de potencial elétrico medida nos eletrodos e U_i é a distribuição de potencial elétrico de uma imagem qualquer candidata a solução considerada no algoritmo.

$$f(x) = \sqrt{\sum_{i=1}^{n_e} (U_i(x) - V_i)^2 / \sum_{i=1}^{n_e} (V_i)^2} \quad (20)$$

EIDORS – *Electrical impedance and diffuse optical reconstruction software*, EIDORS é um *software* aberto desenvolvido para MATLAB/Octave com ferramentas para a resolução do problema direto, reconstrução e exibição das imagens reconstruídas de TIE [6].

Métodos e experimentos propostos – Os experimentos realizados tiveram o objetivo de identificar, em um meio isolante, um objeto de maior condutividade. Foram analisadas três posições para o objeto, sendo elas: no centro, entre o centro e a borda e na borda. Na Figura 1 encontram-se as imagens para essas três posições chamadas de padrão ouro. Para cada posição foram executadas 20 simulações usando os métodos discutidos neste trabalho, onde a função objetivo utilizada para os métodos foi o erro relativo entre as distribuições de potenciais elétricos medidos e calculados na borda.

Os parâmetros referentes ao EIDORS utilizados foram: 16 eletrodos, 415 elementos na malha construída a partir do código ‘b2d2c’ que resulta em uma malha bidimensional circular com nível de densidade ‘b’ e nível de refinamento ‘2’. Os parâmetros referentes ao FSS

foram: $W_0 = 100$, $step_{ind_i} = 0,01$; $step_{ind_f} = 0,0001$ e $step_{vol}(t) = 2step_{ind}(t)$. Enquanto que os parâmetros utilizados no dFSS foram: $\rho = 0,3$; $step_{inic} = 0,01$; $decay_{min} = 0,999$; $decay_{max_{inic}} = 0,99$ e $decay_{max_{final}} = 0,95$. Outros experimentos com outros valores de parâmetros foram realizados, porém os resultados obtidos foram inferiores aos resultados mostrados neste artigo. O critério de parada para os dois métodos foram o número máximo de iterações de 500. Os experimentos foram realizados utilizando um computador com o sistema operacional Windows 10 Pro, processador Intel^R CoreTM i7-3770 CPU com 3.4 GHz e memória RAM de 12 GB.

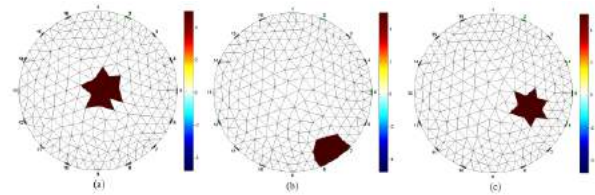


Figura 1: Padrão ouro utilizados nos experimentos para o objeto posicionado em: (a) no centro, (b) na borda e (c) entre o centro e a borda do domínio circular.

Resultados

Os resultados obtidos pelo o FSS e o dFSS são dados nas Figuras 2 e 3, respectivamente, para as três configurações discutidas na seção anterior. A organização é feita da seguinte forma: as imagens da coluna (a) são para o objeto no centro, (b) na borda e (c) entre o centro e a borda do domínio circular, enquanto que de acordo ao número de iterações as imagens (a1, b1 e c1) são imagens obtidas após 50 iterações, (a2, b2 e c2) após 300 iterações e (a3, b3 e c3) após 500 iterações, ou seja, a resposta final do método de reconstrução.

Além das imagens, também foi analisado o decaimento médio do erro quadrático relativo em função do número de cálculos da função objetivo. Na Figura 4 é mostrado (para as três configurações) os decaimentos médios das 20 simulações realizadas para o FSS (linha contínua) e dFSS (linha pontilhada) para cada imagem padrão ouro.

Discussão e Conclusão

De forma qualitativa, o desempenho dos métodos pode ser avaliado através das imagens obtidas. Ao início do processo iterativo, em 50 iterações as imagens obtidas tanto para o FSS quanto o dFSS não se aproximaram das imagens padrão ouro consideradas. Enquanto que, em 300 iterações é possível analisar que ambos os métodos foram capazes de identificar o objeto de estudo com resolução razoavelmente boa e anatomicamente consistentes, já em 500 iterações as imagens obtidas foram suaves modificações das imagens obtidas com 300 iterações. A análise quantitativa dos resultados e da convergência dos algoritmos pode ser feita através do gráfico dado na Figura 4 onde é possível observar que a

queda do erro relativo possui um comportamento similar a uma exponencial decrescente.

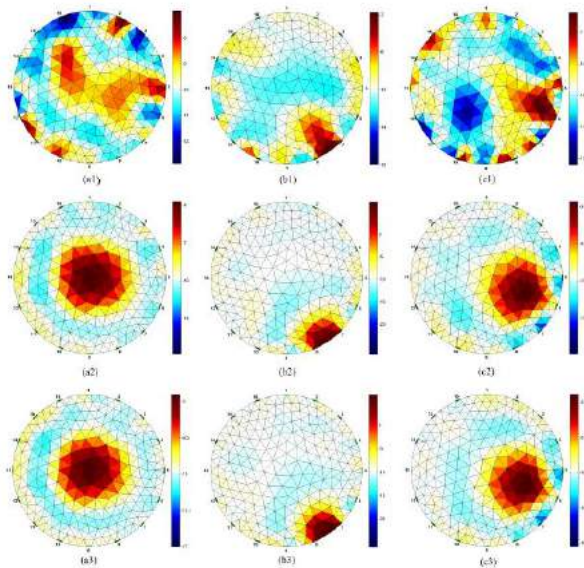


Figura 2: Resultados para o objeto no centro (a1, a2 e a3), na borda (b1, b2 e b3), entre o centro e a borda (c1, c2 e c3) do domínio circular para 50, 300 e 500 iterações, usando FSS.

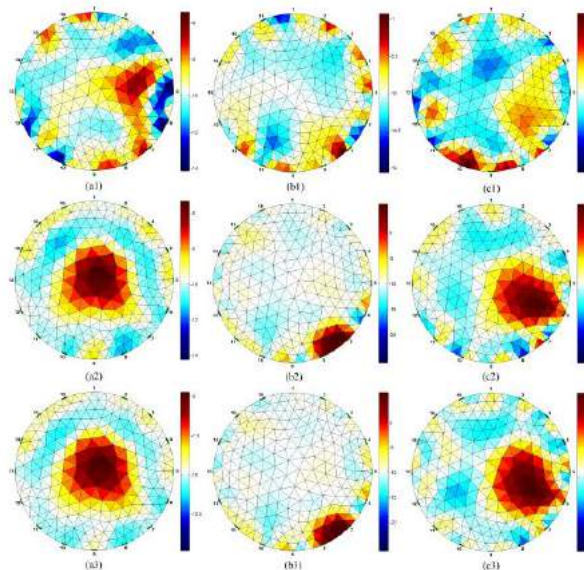


Figura 3: Resultados para o objeto no centro (a1, a2 e a3), na borda (b1, b2 e b3), entre o centro e a borda (c1, c2 e c3) do domínio circular para 50, 300 e 500 iterações, usando dFSS.

Os resultados obtidos nos mostram que os dois métodos conseguem imagens consistentes e de boa resolução. Os desempenhos dos dois métodos são similares, mas o FSS obteve imagens um pouco mais limpas e mais próximas dos padrões ouro do que o dFSS, o mesmo pode ser constatado no gráfico da queda do erro relativo, onde o FSS obteve os valores menores para as três configurações.

Como trabalhos futuros, propõe-se a implementação de métodos de busca local aos algoritmos aqui discutido

visando melhorar o desempenho dos algoritmos a fim de obter melhores resultados.

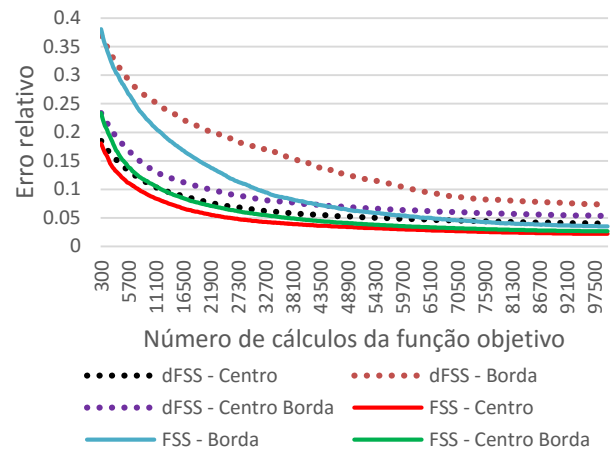


Figura 4: Gráfico da média, de 20 simulações para o objeto nas três configurações, do decaimento do erro em função do número de cálculos da função objetivo para o FSS (linha contínua) e dFSS (linha pontilhada).

Agradecimentos

Os autores agradecem às agências de fomento à pesquisa CAPES e FACEPE pelo financiamento parcial desta pesquisa.

Referências

- [1] Kumar SP; Sriraam N; Benakop PG; Jinaga BC. Reconstruction of brain electrical impedance tomography images using Particle Swarm Optimization. 5th International Conference of Industrial and Information Systems, 2010.
- [2] Menin OH. Método dos elementos de contorno para tomografia por impedância elétrica [dissertação]. Riberão Preto: Universidade de São Paulo, 2009.
- [3] Barbosa, VAF; Ribeiro, RR; Feitosa, ARS; Silva, VLBA; Rocha, ADD; Freitas, RC; Souza, RE; Santos, WP. Reconstrução de Imagens de Tomografia por Impedância Elétrica Usando Cardum de peixes, Busca Não-Cega e Algoritmo Genético. In: Congresso Brasileiro de Inteligência Computacional – CBIC 2015, Curitiba. Anais do CBIC 2015.
- [4] Filho CJAB, Neto FBL, Lins AJCC, Nascimento AIS, Lima MP. A novel search algorithm based on fish school behavior. Systems, Man and Cybernetics, SMC, 2008.
- [5] Madeiro SS, Neto FBL, Filho CJAB, Figueiredo EMN. Density as the segregation mechanism in fish school search for multimodal optimization problems. In Advances in Swarm Intelligence, 2011.
- [6] Vauhkonen M, Lionheart WRB, Heikkinen LM, Vauhkonen PJ, Kaipio JP. A MATLAB package for the EIDORS project to reconstruct two-dimensional EIT images. Physiological Measurement. 2001; 22(1): 107.

METODOLOGIA PARA CALIBRAR E RESTAURAR IMAGENS EM TELEDERMATOLOGIA

Y. V. Tessaro*, S. S. Furuie*

*Departamento de Engenharia de Telecomunicações e Controle, Escola Politécnica da Universidade de São Paulo, São Paulo, Brasil
e-mail: yargo.tessaro@usp.br

Resumo: Devido à grande expansão dos sistemas de informação e a utilização de câmeras fotográficas, a teledermatologia encontra-se como uma opção em crescimento, principalmente em regiões de difícil acesso. Entretanto, a ampliação de seu alcance é dificultada pela menor fidelidade da imagem obtida em relação à um atendimento presencial. Dessa forma, foi desenvolvido um sistema aliando um dispositivo físico e um software capazes de calibrar a perspectiva e cores, além de corrigir possíveis problemas de resolução em imagens de pele. Obteve-se cerca de 85% de melhora em relação a cores com valores médios finais abaixo do limite de percepção visual, além de aproximadamente 12% de melhora sobre a resolução na métrica 1-SSIM.

Palavras-chave: Teledermatologia, Processamento de Imagens, Imagens Dermatológicas, Calibração de Cores.

Abstract: *Due to the major expansion of information systems and the utilization of photographic cameras, teledermatology has become a growing option, especially in places of difficult access. However, the increase in its range is hampered by the low fidelity of the acquired image in relation to an in-person consultation. In this manner, a system comprised of a physical device and a software was developed in order to calibrate perspective and colors, in addition to correct possible resolution problems in skin images. An improvement in 85% in colors was obtained, with average values under the limit of visual perception, besides approximately 12% of improvement in resolution using the 1-SSIM metric.*

Keywords: *Teledermatology, Image Processing, Dermatologic Imaging, Color Calibration.*

Introdução

Telemedicina, literalmente “curar à distância”, é definida como o conjunto de práticas que se utiliza da informática e dos meios de comunicação visando aprimorar o acesso às informações médicas, tanto para diagnóstico, como para prevenção e tratamento de doenças. Dentre as aplicações dessa área, uma de grande desenvolvimento é a teledermatologia, uma vez que, em práticas dermatológicas, grande parte dos diagnósticos se dá pelo campo visual.

Em meio a esse contexto, existem iniciativas de incentivo à teledermatologia no Brasil, destacando-se

entre elas a do Hospital do Câncer de Barretos, onde há um setor de diagnóstico baseado em imagem, atendendo regiões mais distantes e promovendo o tratamento caso o diagnóstico seja positivo.

Ainda que possa parecer controversa, a eficiência das imagens teledermatológicas é um campo de estudo que se encontra em crescimento, mas que apresenta resultados promissores, com a correlação entre diagnóstico presencial e diagnóstico remoto chegando, em alguns casos, próximo a 100% [1,2].

Contudo, existem pontos que são ressaltados nesse tipo de análise: primeiramente, as imagens são tiradas por profissionais da saúde treinados para obtenção das mesmas, o que constitui uma dificuldade à disseminação da prática da teledermatologia em regiões de acesso dificultado ou com baixa infraestrutura. Além disso, como cada câmera apresenta um sistema de cores próprio, é necessária a calibração das imagens obtidas por câmeras diferentes a fim de se obter resultados uniformes. Por fim, uma vez que se supõe que a fonte da imagem é a mesma, há a dificuldade de se obter um diagnóstico da fidelidade da imagem obtida em relação à pele.

Na literatura, resultados efetivos são encontrados tanto em relação ao tratamento de imagens a fim de calibrar cores e aprimorar a resolução, como também sobre o diagnóstico utilizando telefones celulares [3-7]. Entretanto, pouco é desenvolvido sobre a utilização dos procedimentos de calibração com o intuito de poder auxiliar o profissional da saúde tanto através de imagens obtidas em celulares como em câmeras convencionais e a utilização de uma plataforma voltada para o paciente, que o possa instruir e fornecer o feedback necessário caso a imagem atenda a uma qualidade suficiente.

Materiais e métodos

A necessidade de calibração de cores surge do fato que cada dispositivo apresenta um sistema RGB próprio e que varia para cada aparelho. Dessa maneira, as fotos nem sempre condizem com a imagem que é vista fisicamente. Para isso, existem espaços colorimétricos cujos valores são definidos a partir do espectro da luz visível, como o CIE L*a*b* (CIELAB), que possui uma relação direta com o sRGB, próprio para reprodução [8].

Além disso, a aquisição de imagens em alguns aparelhos pode sofrer suavização de bordas (*blur*) ou até

mesmo efeitos causados pela movimentação da câmera no momento da foto. Essas, por sua vez, consistem em dificuldades para a análise profissional de imagens, necessitando ser aferidas e, possivelmente, corrigidas.

Este projeto busca aprimorar a qualidade das imagens a partir de duas partes complementares. Primeiramente, um dispositivo auxiliar em formato de cartão que seria posicionado próximo à pele no momento da fotografia, auxiliando a aferição tanto da qualidade da cor como da resolução. Pretende-se produzir de maneira com que o custo unitário seja baixo, facilitando sua aplicação para um grande número de pacientes. Junto a ele, encontra-se um software responsável por realizar o processo de calibração e avaliação da qualidade da imagem automaticamente, sendo desenvolvido na plataforma de código aberto FIJI, baseada no sistema ImageJ [9].

Dispositivo Físico – Com o intuito de se corrigir tais problemas, desenvolveu-se uma cartela (Figura 1) composta por 16 segmentos de cores correspondentes a diversos elementos do espectro de tons de pele, impressos após a utilização de um calibrador, a fim de que os resultados sejam confiáveis [10-12]. Foi utilizado o calibrador espectrofotométrico ColorMunki da empresa X-Rite.

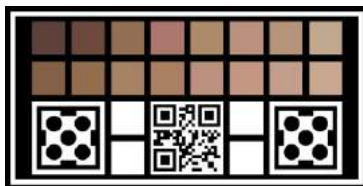


Figura 1: Dispositivo Físico

O dispositivo conta também com dois segmentos correspondentes a regiões para se analisar a ocorrência de blur ou movimento, uma vez que a imagem final é dada pela convolução 2D da imagem ideal com a denominada *Point Spread Function* (PSF), a qual pode ser estimada conhecendo-se tanto o modelo ideal como o resultado após a tomada de imagem. Neste caso, um dos segmentos é utilizado para gerar a PSF enquanto o outro valida os resultados.

Além disso, a faixa branca nas bordas facilita sua automática identificação dentro do software. Possui, por fim, um código QR que pode facilitar a integração com um sistema de usuários ao conter, por exemplo, um número correspondente ao paciente.

Software – As imagens coletadas são analisadas pelo software de acordo com o fluxograma da figura 2.

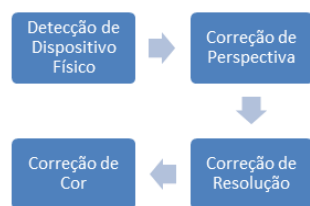


Figura 2: Fluxograma das etapas do software

Detecção do Dispositivo Físico – Primeiramente, aplica-se um filtro detector de bordas na imagem recebida, a fim de encontrar a região correspondente à linha branca (borda mais acentuada da imagem). Dessa maneira, ao supor que o dispositivo se encontra integralmente na figura e com dimensões relativas suficientes, então o mesmo corresponde ao maior retângulo encontrado. Sua segmentação é baseada na localização dos quatro vértices a partir de pontos extremos em cada direção. Caso os vértices encontrados sejam inconsistentes com o esperado, a imagem é rotacionada de forma a permitir a execução dessa etapa com resultados mais precisos.

Correção de Perspectiva – Para corrigir a perspectiva, utiliza-se uma homografia 2D entre os quatro vértices encontrados e os ideais no caso de um dispositivo alinhado com o plano de captura e orientado horizontalmente, mantendo-se o comprimento do menor lado a fim de se evitar distorções causadas por interpolação. A área da região formada pelos quatro pontos é mantida para se facilitar a comparação visual, enquanto que as distâncias são calibradas a partir do tamanho conhecido da cartela, permitindo um diagnóstico mais preciso. Nesta etapa também é feita a verificação do posicionamento dos segmentos de cores, sendo avaliado se estes se encontram na região superior ou inferior do dispositivo detectado.

Correção de Resolução – Uma vez que a perspectiva está corrigida e o dispositivo encontra-se alinhado com o plano da imagem é possível efetuar a localização dos segmentos corretivos geometricamente, extraíndo-os com maior precisão a partir de detecção em uma janela dentro da qual deve ser encontrado.

Devido ao fato de que a geração da PSF e da imagem final é baseada em um processo de deconvolução, optou-se por utilizar o algoritmo *Modified Residual Norm Steepest Descent* (MRNSD) [13]. Junto a ele, no caso de geração da PSF, foi desenvolvido um estimador a fim de se otimizar o número de iterações, visando melhores resultados finais.

Para estimar o resultado final, é feita a deconvolução apenas dos segmentos de resolução para um valor crescente de iterações. A cada etapa, primeiramente normaliza-se as intensidades dos pixels no intervalo entre 0 e 1 e depois compara-se o resultado parcial com o ideal a partir da métrica MSePPAL, que consiste na multiplicação do erro quadrático médio (MSE) e da porcentagem de pontos acima de limite (PPAL), ou seja, a quantidade relativa de pixels em que a diferença absoluta ultrapassa um valor (escolhido como 0,1). Dessa maneira, busca-se melhor desempenho em relação ao *trade-off* encontrado entre correção local e correção global característica da deconvolução.

Caso a estimativa não diminua em 15 iterações, escolhe-se o ponto de mínimo para geração da PSF, a qual é primeiro reduzida para um *kernel* de tamanho máximo 15x15 e posteriormente utilizada para realizar a deconvolução da imagem completa, efetuando uma iteração para cada canal de cor.

Correção de Cor – Uma vez que a imagem é corrigida em relação à resolução, extraem-se os 16 segmentos de cores e efetua-se a média de cada um. Com os valores obtidos, é feita uma correção matricial encontrada na literatura, baseando-se nos valores ideais e efetuando uma combinação linear dos três canais de cores, além de um valor correspondente ao termo independente do plano obtido [11]. Salienta-se que essa correção obtém resultados confiáveis dentro do espectro de cores otimizado, ou seja, para tons próximos ao espectro da pele. Portanto, não é indicada para analisar outras cores sem as adaptações do modelo físico para abranger outras regiões do espectro visível.

Visando a comparação dos resultados de maneira sistemática, converte-se os valores obtidos para o espaço de cores CIELAB seguindo as especificações IEC 61966-2-1:1999 e posteriormente avalia-se utilizando a métrica ΔE_{ab}^* , ou distância euclidiana entre as cores no espaço CIELAB, segundo a qual uma diferença de até três unidades é quase imperceptível ao olho humano [4].

Resultados

Os resultados obtidos nessa etapa foram obtidos utilizando câmeras dos telefones celulares *Motorola XT317* (3 Megapixels), *LG Optimus L3 II* (3 Megapixels), *Motorola XT560* (5 Megapixels) e a câmera fotográfica convencional *Samsung S85* (8.2 Megapixels), totalizando um grupo de 41 imagens. Foi priorizada a tomada de imagens próximas a segmentos de pele sob iluminação uniforme artificial, mas também há casos de imagens com fundo neutro ou com iluminação não uniforme. Um exemplo de correção completa pode ser visto na Figura 3.

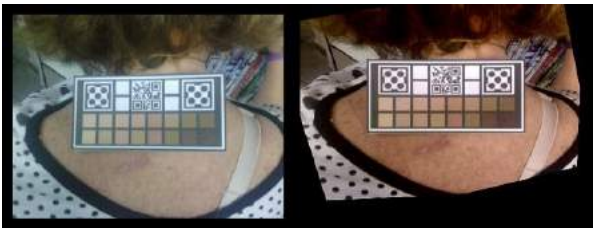


Figura 3: Exemplo de correção completa da imagem

Para avaliar a correção de resolução, foram utilizadas tanto comparações visuais (Figura 4), como as seguintes métricas: MSE, PPAL, MSExPPAL, 1-SSIM e 1-SSIM Médio.

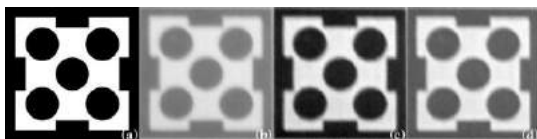


Figura 4: (a) Modelo Ideal de Referência. (b) Modelo Obtido na Imagem. (c) Resultado do modelo utilizando o estimador. (d) Resultado Final após deconvolução da imagem inteira.

As métricas 1-SSIM e 1-SSIM Médio são baseadas na métrica SSIM encontrada na literatura, mas utilizando o complementar para facilitar a comparação de resultados [16]. Além disso, diferem no fato de que a primeira é realizada uma única vez para todos os pixels simultaneamente enquanto a segunda é feita em sub-regiões de tamanho 10x10 e então feita a média dos valores obtidos.

Das 41 imagens, foi identificado que 11 já possuíam qualidade elevada e não necessitavam de correção. Além disso, também foi verificado que 3 imagens possuíam iluminação não uniforme, o que afetava negativamente a qualidade final e, portanto, foram excluídas dessa análise.

Os resultados encontram-se na tabela 1 e ilustrados na figura 5.

Tabela 1: Porcentagem de Melhora Média na correção de resolução

Porcentagem de Melhora Média - Resolução				
	3MP	5MP	8,2MP	Total
MSE	17,10	8,50	6,23	12,29
1-SSIM	14,87	8,34	8,38	11,74
1-SSIM Médio	5,97	4,28	4,47	5,21
PPAL	-10,34	0,28	9,46	-2,50
MSExPPAL	9,15	7,10	15,34	10,61

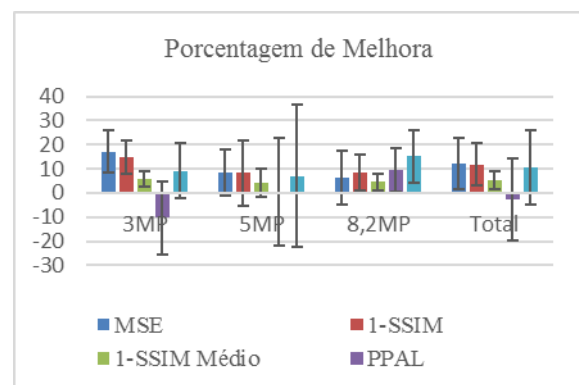


Figura 5: Porcentagem de Melhora Média na correção de resolução

Com relação à correção de cores, os resultados constam na tabela 2.

Tabela 2: ΔE_{ab}^* Final e Melhora Percentual na correção de cores

Resultados Numéricos - Cores				
	3MP	5MP	8,2MP	Total
ΔE_{ab}^* Final	1,92	1,95	1,67	1,87
Melhora Percentual	85,05	89,39	80,83	85,31

Discussão

Primeiramente, em uma análise global do projeto foi observado que o processo desenvolvido obteve os resultados esperados para o conjunto de imagens que satisfaziam condições de iluminação e posicionamento adequadas.

Já em relação à correção de resolução, verifica-se que houve uma grande variação entre as métricas utilizadas, justificadas pelo *trade-off* entre melhora local e melhora global. Contudo, notou-se que em todas as imagens os valores de 1-SSIM e 1-SSIM Médio apresentaram melhora, sendo métricas mais abrangentes e semelhantes à percepção visual humana, além de possuírem percentuais médios de melhora em torno de 12% e 5% respectivamente.

Isso indica que, dentro do conjunto estudado, estas seriam mais aconselhadas ao estabelecer um limite de resolução mínima para encaminhamento a um profissional de saúde. Enquanto isso, as outras métricas fornecem alternativas na comparação de cada caso.

Além disso, a correção de cores apresentou resultados que se adequam à prática médica, devido ao fato que a média final na métrica estudada é compatível com o limiar de percepção de diferença, com índices globais próximos de 1,87, além de apresentar uma porcentagem de melhora de aproximadamente 85%.

Conclusão

Em suma, verificou-se o sucesso do processo desenvolvido de maneira que, em continuidade a esse projeto, deseja-se estudar sua validação e aplicação em centros de saúde e hospitais com o auxílio do Hospital do Câncer de Barretos, permitindo a análise de casos com pacientes reais para ampliar a atuação da tele dermatologia no Brasil.

Com tal interação, busca-se criar uma plataforma de fácil acesso e execução, o que permitiria um menor número de iterações ou quantidade de imagens enviadas pelo paciente. Dessa forma, espera-se que haja um maior número de diagnósticos feitos corretamente e nos estágios iniciais, causando a melhora na qualidade de vida da população atendida.

Agradecimentos

Este projeto contou com a colaboração do Hospital do Câncer de Barretos e com o apoio da Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de São Paulo (FAPESP), processo 2015/00040-8.

Referências

- [1] Miot HA. Desenvolvimento e sistematização da interconsulta dermatológica à distância [dissertação]. São Paulo: Universidade Estadual de São Paulo, 2005.
- [2] Silva CS, et al. Tele dermatologia: correlação diagnóstica em serviço primário de saúde. Anais

- Brasileiros de Dermatologia, Rio de Janeiro, v. 84, n. 5, Oct. 2009
- [3] Braun RP, et al. Telemedical wound care using a new generation of mobile telephones: A feasibility study (2005) Archives of Dermatology, 141 (2):254-258.
- [4] Haeghen YV, Naeyaert JMAD, Lemahieu I, Philips W. An imaging system with calibrated color image acquisition for use in dermatology, Medical Imaging, IEEE Transactions on, vol.19, no.7, pp.722,730, July 2000
- [5] Kroemer S, Fruhauf J, Campbell TM et al. Mobile tele dermatology for skin tumour screening: diagnostic accuracy of clinical and dermoscopic image tele-evaluation using cellular phones. Br J Dermatol 2011; 164: 973–979
- [6] Lamel SA, Haldeman KM, Ely H, Kovarik CL, Pak H, Armstrong AW. Application of mobile tele dermatology for skin cancer screening. J Am Acad Dermatol. 2012;67(4):576-581
- [7] Matveev NV, Kobrinsky BA. Automatic colour correction of digital skin images in tele dermatology. J Telemed Telecare November 1, 2006 vol. 12 no. suppl 3 62-63
- [8] Stokes M, Anderson M, Chandrasekar S, Motta R. A Standard Default Color Space for the Internet: sRGB. 1996
- [9] Schindelin J, et al. Fiji: an open-source platform for biological-image analysis, Nature Methods. 2012; 9(7): 676-682
- [10] Clarys P, Alewaeters K, Lambrecht R, Barel AO. Skin color measurements: comparison between three instruments: the Chromameter(R), the DermaSpectrometer(R) and the Mexameter(R). Skin Res Technol. 2000;6(4):230–238.
- [11] Marguier J, Bhatti N, Baker H, Harville M. and Siisstrunk S. Assessing human skin color from uncalibrated images, Int. J Imaging Syst. Technol., vol. 17, no. 3, pp.143 -151, 2007
- [12] Weatherall IL, Coombs BD. Skin color measurements in terms of CIELAB color space values. J Invest Dermatol. 1992;99(4):468–473.
- [13] Nagy JG, Strakos Z. Enforcing nonnegativity in image reconstruction algorithms, in: D.C. Wilson et al. (Eds.), Mathematical Modeling, Estimation, and Imaging, vol. 4121, 2000, pp. 182–190
- [14] Wang Z, Bovik AC, Sheikh HR, Simoncelli EP. Image quality assessment: From error visibility to structural similarity. IEEE Transactions on Image Processing, vol. 13, no. 4, pp. 600-612, Apr. 2004

PROJETO DE UM FILTRO DIGITAL FIR PASSA-BAIXA EM FPGA PARA APLICAÇÕES DE PROCESSAMENTO DE SINAIS DE ULTRASSOM

A. A. Assef*, J. M. Maia*, B. M. Ferreira*, H. De S. Serafin*, G. M. Bassan*, A. F. De Moraes Filho** e E. T. Costa***

*CPGEI/PPGSE/DAELT/DAELN - UTFPR, Curitiba, Brasil

**CPGEI - UTFPR e IFPR, Curitiba, Brasil

***DEB-FEEC e CEB - UNICAMP, Campinas, Brasil

e-mail: amauriassef@utfpr.edu.br

Resumo: Neste trabalho, é apresentado o projeto de um filtro digital FIR passa-baixa em FPGA utilizando a ferramenta DSP Builder no Matlab como uma das etapas de processamento de sinais brutos de ultrassom (US). Os resultados das simulações de dois sinais com frequência de amostragem de 40 MHz no Simulink e no *software* ModelSim, além da implementação prática na placa de desenvolvimento DE4-230, demonstram a viabilidade do filtro proposto para aplicações de imageamento por US.
Palavras-chave: Ultrassom, processamento digital de sinais, filtro FIR, FPGA.

Abstract: In this paper, we present the design of a digital low-pass FIR filter in FPGA using the DSP Builder tool in Matlab as one of the processing steps of raw ultrasound (US) signals. The results of the simulations of two signals in Simulink and ModelSim software with 40 MHz sampling frequency, in addition to the practical implementation using the DE4-230 development board, demonstrate the viability of the proposed filter for US imaging applications.

Keywords: Ultrasound, digital processing signal, FIR filter, FPGA.

Introdução

A filtragem digital é uma das funções de processamento de sinais mais utilizadas durante o processo de reconstrução de imagens biomédicas por ultrassom (US). Considerando o segmento *beamforming* de recepção, a função é empregada, por exemplo, nas etapas de: atenuação do ruído fora da banda desejada, apodização através de janelas de ponderação para controle das propriedades do feixe acústico [1], demodulação com detecção de envoltória [2], entre outras funções.

Devido à complexidade eletrônica envolvida para satisfazer os requisitos de imageamento em tempo real, cada função que envolve a filtragem digital é tipicamente implementada em módulos dedicados de *hardware* baseados em dispositivos ASICs e DSPs *multicore* [3]. Como alternativa, dispositivos lógicos programáveis FPGA (*Field Programmable Gate Array*) têm sido introduzidos com a vantagem de suportar mais funções de processamento paralelo em *software*, além de maior flexibilidade do *hardware* para implementação de novas

estratégias de geração de imagens [4]. Soma-se a isto a capacidade de modelagem e avaliação de algoritmos para FPGA em ferramentas de abstração, como o Simulink. Por exemplo, Jinding e coautores [5] descrevem o projeto de um filtro FIR (*Finite Impulse Response*) passa-baixa baseado na janela Kaiser. Mais recentemente, Hu e coautores [6], além de Ji-feng et al. [7], apresentam a modelagem de filtros digitais FIR com frequência de amostragem de até 12,5 MHz, porém ambos com coeficientes quantizados como números inteiros.

Neste trabalho, é apresentado o projeto e avaliação de um filtro digital FIR passa-baixa em FPGA utilizando a ferramenta DSP Builder no Matlab como uma das etapas de processamento de sinais brutos de US para geração de imagens biomédicas. Também são apresentados os resultados de simulações no Simulink e no *software* ModelSim, bem como a validação experimental na placa de desenvolvimento DE4-230 (Terasic Inc., Taiwan).

Materiais e métodos

A implementação do filtro digital FIR foi realizada com o Matlab R2014a a partir da ferramenta de projeto e avaliação de filtros FDATool e da biblioteca Altera DSP Builder. Em conjunto, foram empregadas as ferramentas de simulação ModelSim Altera Starter Edition 10.3d e o *software* Quartus II V.15 para programação e captura de dados através do analisador lógico SignalTap II. O *kit* de desenvolvimento DE4-230 com a FPGA Stratix IV GX EP4SGX230 foi utilizado para validação experimental do código gerado.

Inicialmente, foram especificados os parâmetros para o projeto do filtro digital FIR, conforme a Tabela 1.

Tabela 1: Especificação do filtro digital FIR passa-baixa.

Parâmetro	Especificação
Frequência de amostragem - Fs	40 MHz
Método do projeto	FIR - Generalized Equiripple
Frequência da banda passante	3,2 MHz
Frequência da banda de parada	8,0 MHz
Atenuação na banda passante	-1 dB
Atenuação na banda de parada	-50 dB

A partir da definição dos parâmetros utilizou-se a ferramenta FDATool para cálculo dos coeficientes de filtragem, resultando em um filtro simétrico com 16 coeficientes fracionários: -0,0081, -0,0203, -0,0288, -0,0165, 0,0304, 0,1085, 0,1934, 0,2489, 0,2489, 0,1934, 0,1085, 0,0304, -0,0165, -0,0288, -0,0203 e -0,0081. Na Figura 1 é apresentada a resposta em frequência da magnitude do filtro projetado.

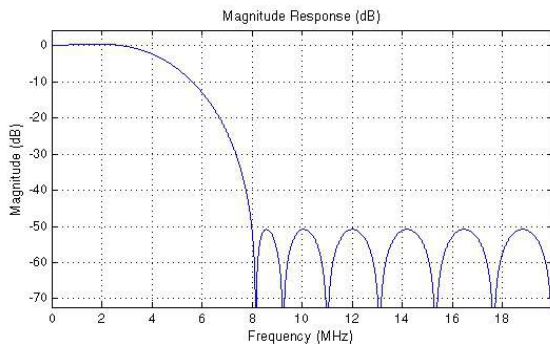


Figura 1: Resposta em frequência da magnitude do filtro FIR obtida com a ferramenta FDATool no Matlab.

O modelo completo do filtro FIR discreto é apresentado na Figura 2 e descrito nos próximos parágrafos. O fluxo de processamento de sinais com o DSP Builder compreende a modelagem do filtro no formato MDL (*Model Design Language*) para dispositivo FPGA, utilizando dados e funções do Matlab/Simulink. Dessa forma, o sistema é convertido para o domínio de descrição de *hardware* HDL (*Hardware Description Language*), através da abstração no nível RTL (*Register-Transfer Level*). Assim, o circuito digital síncrono é modelado, em termos de fluxo dos sinais digitais entre os registradores de *hardware* e operações lógicas realizadas nesses sinais.

1) *Bloco TestBench*: Este bloco tem a função de gerar os códigos VHDL (*VHSIC Hardware Description Language*) em RTL com a inicialização dos registradores do projeto. Também invoca automaticamente a simulação no ModelSim para verificação do modelo.

2) *Bloco Signal Compiler*: A partir da validação do modelo, no qual é verificada a coerência entre os resultados da simulação do Simulink e do ModelSim, este bloco é utilizado para compilar o código RTL. Com isso, são realizadas a análise de recursos e tempos do projeto, síntese e ajuste para posterior gravação.

3) *Frequência de clock*: A frequência de 50MHz foi escolhida em função dos osciladores do *kit* DE4-230, sendo incluído um bloco PLL para gerar a frequência de *clock* de 80 MHz.

4) *Bloco Sinais de teste* (Figura 3): Este subsistema fornece os dois sinais de teste com resolução de 12 bits e frequência de amostragem de 40 MHz para validação do modelo: (1) sinal senoidal de 3,33 MHz e (2) sinal bruto de US – 2000 amostras – obtido através da plataforma de pesquisa ULTRA-ORS (*Ultrasound Open Research System*) [8]. Ambos os sinais foram somados a uma senóide de 8 MHz com 50% da amplitude máxima e armazenados em memória ROM para simulação do ruído de alta frequência. Um contador de 1 bit foi implementado para gerar a frequência de sincronismo do sistema de 40 MHz, conforme a frequência de amostragem dos sinais. Além disso, foi incluído um gerador de impulso (25 ns) para teste da resposta do filtro, isto é, verificação dos coeficientes gerados.

5) *Bloco Seleção de sinal* (Figura 4): Dois multiplexadores têm a função de selecionar o sinal que será filtrado pelo sistema – sinal de impulso, senóide com ruído ou eco de US com ruído –, a partir de duas chaves do *kit* DE4.

6) *Bloco Filtro FIR* (Figura 5): Devido ao tamanho do filtro é ilustrada uma estrutura resumida com 4 coeficientes, sendo explorada a simetria do filtro FIR para facilitar o projeto do sistema. Basicamente, o filtro discreto foi implementado conforme a Equação 1:

$$y(n) = \sum_{i=0}^{L-1} c(i)x(n - i), \quad i = 0, 1, \dots \quad (1)$$

onde L é a ordem do filtro, n é o índice da amostra, $x(n)$ é o sinal de entrada, $y(n)$ é o sinal de saída e $c(i)$ são os coeficientes do filtro.

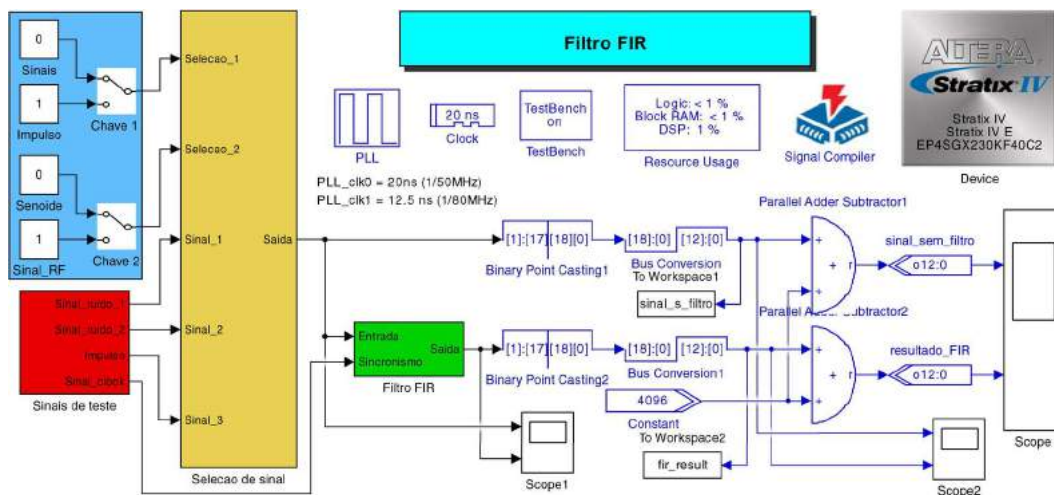


Figura 2: Modelo do filtro digital FIR implementado com a ferramenta DSP Builder no Simulink.

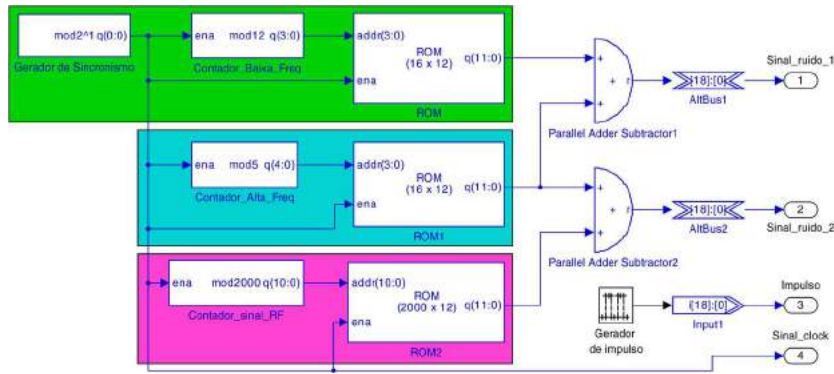


Figura 3: Bloco “Sinais de teste”.

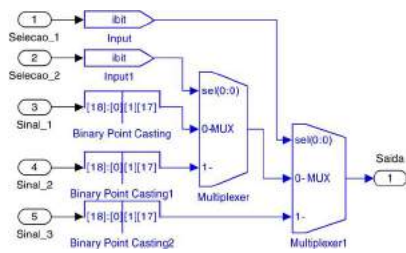


Figura 4: Bloco “Seleção de sinal”.

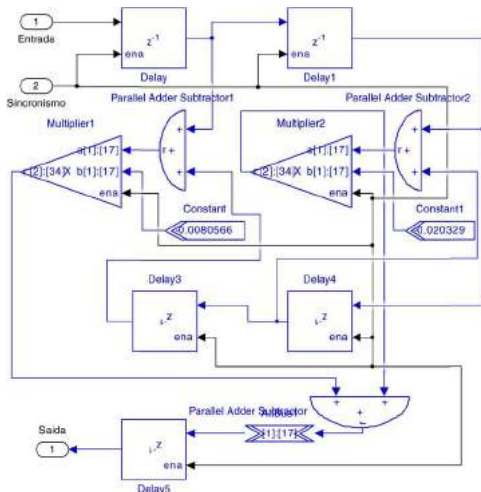
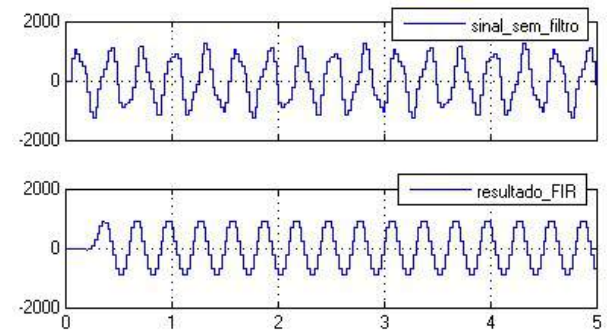


Figura 5: Bloco “Filtro FIR” simplificado.

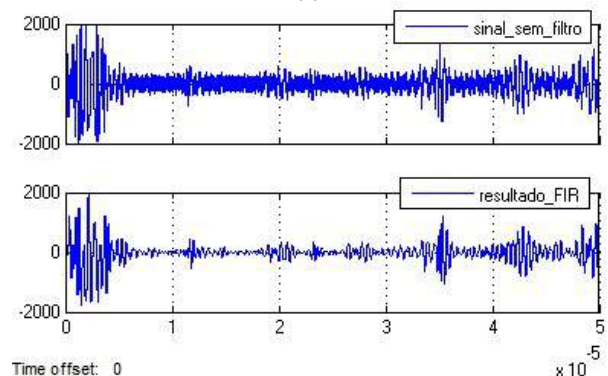
Resultados

Na Figura 6 são apresentados os resultados das simulações no Simulink. Na Figura 6(a) e 6(b) são mostrados os sinais de entrada senoidal e eco de US, ambos adicionados à senóide de alta frequência (sinal superior), para simulação de ruído, e os respectivos sinais de saída processados pelo filtro digital (sinal inferior). Na Figura 7 são apresentados os mesmos sinais da Figura 6(b), porém com a simulação temporal no ModelSim.

Após a gravação do código compilado na placa DE4-230, foi utilizado o analisador lógico SignalTap II, do Quartus II, para acesso aos sinais processados. Na sequência, os dados capturados foram exportados e computados os respectivos espectros de frequência no Matlab, resultando nas Figuras 8 e 9.



(a)



(b)

Figura 6: Sinais de entrada com ruído (superior) e de saída (inferior) do filtro simulados no Simulink com resolução de 12 bits. (a) Sinal senoidal. (b) Sinal de US.

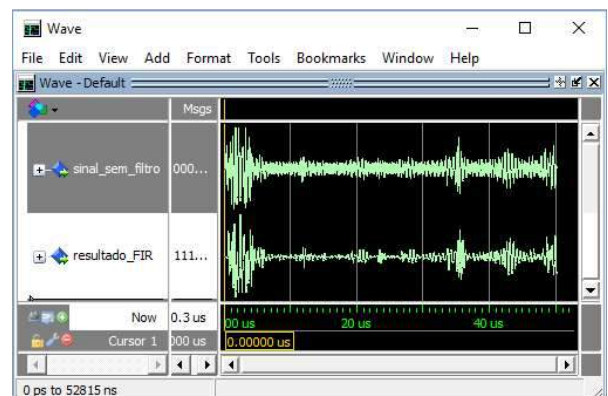


Figura 7: Sinais de US de entrada (superior) e de saída (inferior) do filtro simulados no ModelSim (12 bits).

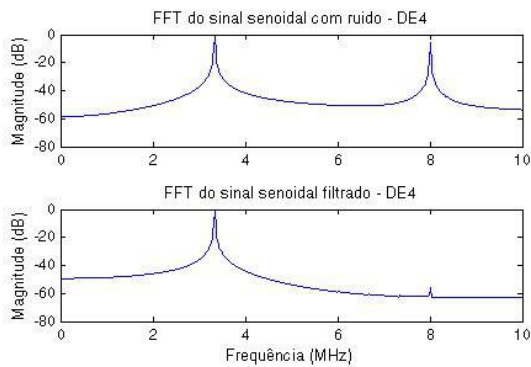


Figura 8: Espectro de frequência do sinal senoidal de teste antes (superior) e após (inferior) o processamento do filtro passa-baixa em FPGA.

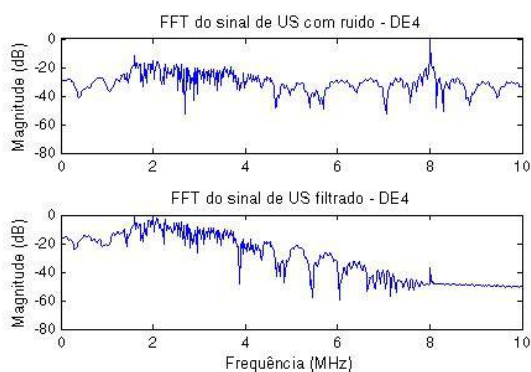


Figura 9: Espectro de frequência do sinal ultrassônico de teste antes (superior) e após (inferior) o processamento do filtro passa-baixa em FPGA.

Discussão e conclusão

Através dos resultados de simulações ilustradas nas Figuras 6 e 7, foi comprovado de forma qualitativa o desempenho coerente do sistema em ambas as ferramentas Simulink e ModelSim. O mesmo é evidenciado nos sinais adquiridos do *kit* DE4-230 e computados para os cálculos dos espectros de frequência. De forma quantitativa, nas FFTs (*Fast Fourier Transforms*) apresentadas na Figura 8, pode ser observado que o componente de 8 MHz foi atenuado em mais de 55 dB após a filtragem. Esse valor é muito próximo do resultado de 58 dB obtido no processamento do sinal gerado no Simulink. Já nas FFTs do sinal de US (Figura 9), a atenuação do ruído de 8 MHz foi de 40 dB, enquanto que, no sinal gerado no Simulink, o valor foi igual a 44 dB, corroborando a correta funcionalidade do bloco de filtragem. O ganho máximo do filtro na banda passante é 1,0561 e a frequência máxima de operação é 142,53 MHz, indicando que frequências de amostragem superiores a 40 MHz podem ser exploradas. Entretanto, esses valores podem ser melhorados alterando as especificações do filtro digital. Além disso, como principais recursos da FPGA para a implementação do filtro FIR com 16 coeficientes, pode-se destacar a utilização de 1 bloco PLL (13%), 16 blocos DSP de 18

bits (1%), 1.019 registradores lógicos (< 1%) e 79.269 *bits* de memória (< 1%). A baixa quantidade de recursos utilizados na modelagem do filtro, associada à capacidade de processamento paralelo com uso conjunto de estruturas do tipo MAC (*Multiply/Accumulate*) em FPGA, evidenciam que a implementação e avaliação de outras etapas da cadeia de processamento para geração de imagens por US utilizando a abordagem proposta são adequadas e viáveis.

Pode-se concluir que o objetivo deste trabalho, projeto e implementação de filtro digital FIR passa-baixa para filtragem de sinais brutos de radiofrequência de US, foi atingido com sucesso.

Agradecimentos

Ao CNPq, FINEP, Fundação Araucária, CAPES, UTFPR e Ministério da Saúde pelo apoio financeiro ao desenvolvimento da pesquisa. Agradecemos também à empresa Altera pela doação de *kits* de desenvolvimento.

Referências

- [1] Cincotti G, Cardone G, Gori P, Pappalardo M. Efficient transmit beamforming in pulse-echo ultrasonic imaging. *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics and Frequency Control*, v. 46, n. 6, p. 1450-8, 1999.
- [2] Jinbo M. Imagens ultra-sônicas em modo-B com técnicas de abertura focal sintética - SAFT [dissertação]. São Paulo: Universidade de São Paulo; 2007.
- [3] Schneider FK, Agarwal A, Yoo YM, Fukuoka T, Kim Y. A fully programmable computing architecture for medical ultrasound machines. *IEEE Transactions on Information Technology in Biomedicine*, v. 14, n. 2, p. 538-40, 2010.
- [4] Sanie J, Oruklu E. Introduction to the Special Issue on Novel Embedded Systems for Ultrasonic Imaging and Signal Processing. *Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control*, v. 59, n. 7, p. 1329-31, 2012.
- [5] Jinding G, Hou Y, Su L. Design and FPGA implementation of linear FIR low-pass filter based on Kaiser window function. *International Conference on Intelligent Computation Technology and Automation (ICICTA)*, IEEE, v. 2, 2011.
- [6] Hu XL, Ding L, Zhang ZG. The Design of Digital Filter Based on DSP Builder. *Applied Mechanics and Materials*, Trans Tech Publications, v. 602, p. 2641-2644, 2014.
- [7] Ji-feng D, Shuang X, Jun-xing Z, Ya-ning Y. Filter Design Based on DSP Builder. *The Open Electrical & Electronic Engineering Journal*, v. 9, p. 15-21, 2015.
- [8] Assef AA. Arquitetura de hardware multicanal reconfigurável com excitação multinível para desenvolvimento e testes de novos métodos de geração de imagens por ultrassom [tese]. Curitiba: Universidade Tecnológica Federal do Paraná; 2013.

SISTEMA DE IDENTIFICAÇÃO DE ALIMENTOS BASEADO EM IMAGENS DE PORÇÕES ALIMENTARES

Y. M. Shiga*, K. S. Coelho**, J. S. Dias* e G. L. Ferrari*

*Departamento de Engenharia Elétrica – Universidade Federal do Paraná, Curitiba, Brasil

**Departamento de Alimentos e Nutrição Experimental / Faculdade de Ciências Farmacêuticas –
Universidade de São Paulo, São Paulo, Brasil
e-mail: yurishiga@gmail.com

Resumo: Este artigo apresenta um sistema capaz de segmentar e classificar alimentos baseado em imagens de porções alimentares. O sistema proposto neste trabalho é capaz de segmentar os alimentos de uma imagem, utilizando a técnica de crescimento de regiões. Cada alimento tem suas características extraídas com base na sua coloração, utilizando os planos RGB e a matiz da imagem, e pela sua textura, utilizando o descritor LPQ. As características extraídas foram utilizadas para treinar uma rede Bayesiana. Testes foram efetuados para validar a eficácia da rede Bayesiana treinada, obtendo um resultado final médio de 96,26% de amostras classificadas corretamente.

Palavras-chave: Crescimento de regiões, LPQ, processamento digital de imagens, redes bayesianas, classificação de alimentos.

Abstract: *This paper presents a system to segment and classify foods based on images of food portions. The system proposed in this paper is able to target the food of an image, using the region growing technique. Each food has its characteristics extracted based on its color using the RGB planes and the hue of the image, and its texture using the LPQ descriptor. The extracted features are used to train a Bayesian network. Tests were performed to validate the effectiveness of the trained Bayesian network, obtaining a final average result of 96.26% of samples classified correctly.*

Keywords: *Region growing, LPQ, digital image processing, Bayesian networks, food classification.*

Introdução

Considerada como epidemia da atualidade, as Doenças Crônicas Não Transmissíveis (DCNT) constituem um sério problema de saúde pública, ameaçando a qualidade de vida de milhões de pessoas e apresentando grande impacto econômico para os países. Entre as principais DCNT estão: obesidade, diabetes e hipertensão arterial [1]. De forma geral, as Doenças Crônicas Não Transmissíveis são as que mais demandam ações, procedimentos e serviços de saúde, sendo, portanto, responsáveis por altas taxas de mortalidade e por cerca de mais de 70% dos gastos assistenciais com a saúde no Brasil [2].

De acordo com o Ministério da Saúde do Brasil, o sobrepeso e a obesidade resultantes da falta de uma

alimentação saudável são um dos principais fatores de risco evitáveis de DCNT, cujo controle tem um efeito substantivo na redução de mortes prematuras e de incapacidades decorrentes de doenças cardiovasculares e diabetes [1]. Para atingir o estado nutricional adequado, deve-se, primeiramente, avaliar o consumo alimentar, pois com a obtenção de dados referentes à alimentação de indivíduos e populações, é possível realizar o diagnóstico e a intervenção nutricional, contribuindo para a saúde e qualidade de vida [3].

No dia 19 de junho de 2013, entrou em vigor no Paraná a lei estadual nº 17.604, determinando que bares, restaurantes, hotéis, fast-foods e similares devem obrigatoriamente manter à disposição do consumidor, o cardápio contendo todos os itens comercializados com a respectiva quantidade de calorias a serem adquiridas na ingestão dos produtos, bem como a presença de lactose e glúten nos alimentos [4]. Porém, em restaurantes, não é possível calcular com exatidão o valor energético da refeição, mesmo que seja fornecido o valor calórico de cada porção alimentar. Uma proposta contributiva é um sistema capaz de analisar os valores energéticos das refeições consumidas por um indivíduo, utilizando uma imagem obtida através de uma câmera digital ou celular.

Contudo, num primeiro momento, os alimentos presentes no prato precisam ser identificados, para posteriormente determinar o valor energético desses alimentos. Com isso, este artigo propõe um sistema com a capacidade de segmentar e classificar diferentes alimentos, baseado em imagens de pratos com porções alimentares, obtidas por meio de uma câmera de celular, utilizando técnicas de processamento de imagens e de inteligência artificial.

Materiais e métodos

Visão geral – O sistema apresentado neste trabalho necessita que os alimentos estejam devidamente separados no prato, pois esse ainda não possui a capacidade de detectar a sobreposição e/ou a mistura dos alimentos.

Desenvolvido em MATLAB® [5], o sistema possui como parâmetro de entrada a imagem do prato com as porções alimentares. Já a saída do sistema é a classificação de cada alimento segmentado.

Aquisição e grupo de teste – Para o desenvolvimento do sistema, foram adquiridas imagens

de dezesseis alimentos, típicos consumidos pela população brasileira [6], de diferentes grupos de alimentos que compõe a Pirâmide Brasileira dos Alimentos [7]. São eles:

- grupo do arroz, pão, massa, batata, mandioca – utilizou-se arroz branco, macarrão, maionese e purê de batatas;
- verduras e legumes – utilizou-se alface, beterraba, cenoura e tomate;
- carnes e ovos – utilizou-se almôndega, bife bovino na chapa, carne bovina de panela, peito de frango à milanesa, estrogonofe de carne e estrogonofe de frango;
- feijões – utilizou-se feijão carioca;
- óleos e gorduras – utilizou-se batata frita.

Todas as imagens foram adquiridas em um mesmo ambiente, posicionando a câmera sobre o prato em um ângulo de 90°, a uma distância aproximada de 45 cm. A câmera utilizada foi a de 5 megapixels de um smartphone Motorola® Moto G XT1033.

Os alimentos foram posicionados em um prato de 27 cm de diâmetro, cor branca e formato circular. Apesar das imagens terem sido obtidas em dias diferentes, manteve-se a metodologia.

Foram adquiridas 75 imagens de cada alimento para o desenvolvimento deste trabalho. Cada uma dessas imagens contém apenas o prato com o alimento em questão, sem outros alimentos inclusos. Porém com quantidades diferentes.

Além das imagens obtidas contendo apenas o prato com um alimento, também foram adquiridas 60 imagens de pratos contendo diversos alimentos.

A base de dados adquirida para a realização deste trabalho está disponibilizada no link público: https://github.com/yurishiga/bd_porcoes_alimentares.

Pré-processamento da imagem – A primeira etapa do sistema utiliza a Transformada Circular de Hough [8] para procurar a borda do prato (formato circular), e remove todo o conteúdo externo à borda do prato, ou seja, o fundo da imagem.

A fim de eliminar o prato da imagem deixando apenas as porções alimentares, o sistema calcula os histogramas dos planos vermelho, verde e azul (RGB) da imagem e verifica o maior pico de cada histograma. Em seguida, o sistema zera cada pixel na imagem que possua seus valores RGB maiores ou iguais ao início dos respectivos picos.

O resultado deste processo é a imagem dos alimentos sem o prato. Porém alguns elementos importantes da imagem poder ser apagados. Para solucionar este problema, primeiramente a imagem das porções alimentares sem o prato é binarizada, considerando 1 (um) qualquer pixel maior que zero. Em seguida, a função “imfill” do MATLAB®, com o parâmetro *holes*, é utilizada para preencher os buracos da imagem binarizada. Por fim, o sistema utiliza a imagem obtida como uma máscara binária, a ser aplicada na imagem original do prato com alimentos. Com isso, restando apenas a imagem dos alimentos com fundo preto e sem perda de informações.

A Figura 1 apresenta a imagem de um prato com porções alimentares antes e depois do pré-processamento.

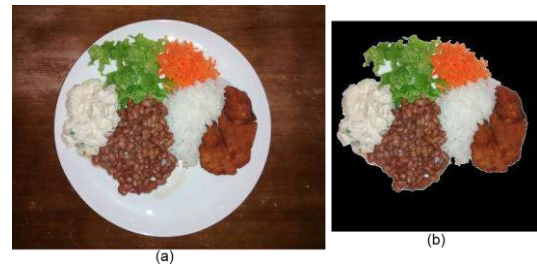


Figura 1: Prato com porções alimentares: (a) antes do pré-processamento, (b) depois do pré-processamento.

Segmentação – Para o processo de segmentação, inicialmente deve ser determinado um ponto semente, pois este processo utilizará a técnica de crescimento de região. Para determinar a posição inicial da semente, primeiramente são gerados dois vetores da soma dos pixels diferentes de zero nas direções horizontal e vertical da imagem. A posição inicial da semente para o crescimento de região é determinada pelo cruzamento dos picos dos vetores gerados (horizontal e vertical).

Com isso, o sistema separa a imagem em quatro planos distintos para aplicar o algoritmo de crescimento de região. Os três primeiros são os planos RGB da imagem (vermelho, verde e azul) e o quarto é o primeiro plano da imagem convertida para HSV (matiz, saturação e brilho), ou seja, o matiz da imagem. A Figura 2 apresenta esses planos.

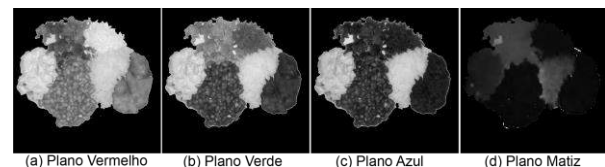


Figura 2: Planos utilizados para o crescimento de regiões: (a) plano vermelho, (b) plano verde, (c) plano azul, (d) plano matiz.

Então, o sistema realiza individualmente o crescimento de região em cada plano selecionado da imagem, sem limite de distância máxima e com o nível de limiar de 70 pixels para os três primeiros planos (RGB), e 30 pixels para o último plano (matiz).

Este processo resulta em quatro máscaras binárias, isto é, matrizes bidimensionais do tamanho da imagem com valores binários, sendo empregado o valor um (verdadeiro) para os pixels associados ao crescimento da região e o valor zero (falso) para o resto da imagem. A intersecção das quatro máscaras binárias gera uma máscara binária definitiva.

Aplicando a máscara binária na imagem do prato com as porções alimentares, obtêm-se duas imagens: “imagem do alimento” e “imagem restante”. A Figura 3 apresenta essas imagens.

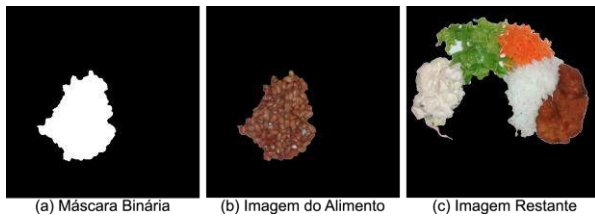


Figura 3: Imagens geradas a partir do processo de segmentação: (a) máscara binária, (b) imagem do alimento, (c) imagem restante.

A “imagem do alimento” é composta apenas do alimento segmentado com o fundo preto, e será utilizada para a extração das características do alimento. Já a “imagem restante” passa por um processo de remoção de ruídos. Este processo utiliza um filtro de mediana com máscara de 5x5 pixels, removendo apenas os ruídos da imagem e preservando a sua qualidade.

O processo de segmentação ocorre de forma recursiva, iniciando-se novamente a partir da “imagem restante”. Ao final, gera-se uma nova “imagem do alimento” e uma nova “imagem restante”. Essa recursividade ocorre até que a imagem restante possua menos que 1,6% de pixels maiores que zero, sobrando apenas alguns ruídos que não puderam ser removidos da imagem. A Figura 4 mostra as imagens geradas nos próximos ciclos, a partir da “imagem restante” apresentada na Figura 3.

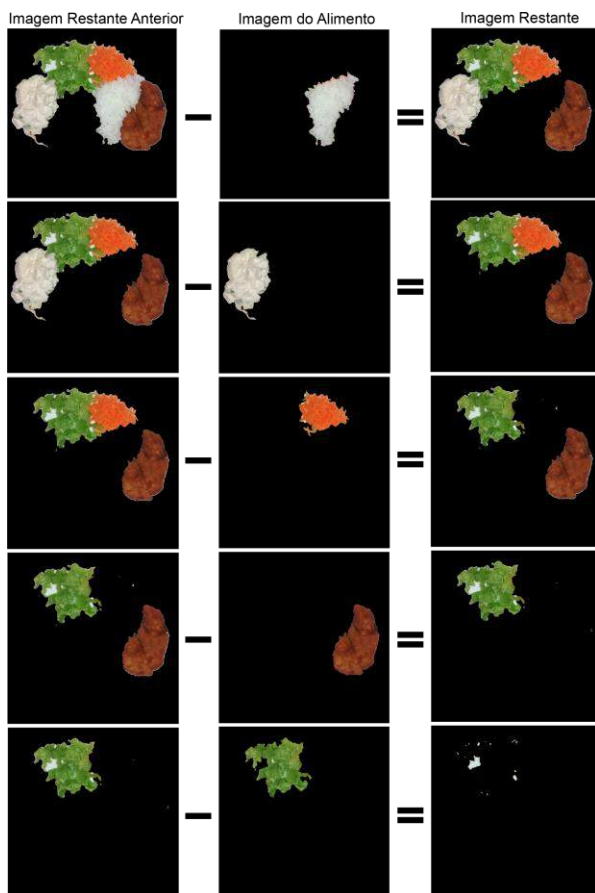


Figura 4: Imagens geradas no processo de segmentação.

Extração de características – Para cada região obtida, têm-se suas características extraídas com base em sua cor e textura. Como características para distinguir as cores, foram escolhidas as médias e o desvio padrão RGB e a média e o desvio padrão do valor do matiz da região, ou seja, o valor médio dos pixels nas cores vermelho, verde e azul, juntamente com o valor médio do plano matiz, mais o desvio padrão de cada um.

Já para as características de textura, utilizou-se o vetor normalizado do histograma LPQ da região em escala de cinzas. Os parâmetros de entrada utilizados no algoritmo gerador do histograma LPQ foram os padrões apresentados pelos seus criadores [9]. Estes parâmetros são: a imagem do segmento em escala de cinzas, tamanho da janela local de 9 pixels (3x3 pixels), transformada de Fourier com janela uniforme, histograma normalizado e invariância de rotação.

O histograma LPQ é um vetor de números inteiros com 256 posições. Para a utilização do histograma LPQ na classificação das imagens, a posição zero deste vetor deve ser desconsiderada, pois se trata dos pixels com os valores RGB nulos, ou seja, o fundo preto da imagem. Assim, restando um vetor de 255 posições.

Nesse vetor, são concatenadas as características relacionadas à cor do alimento, ou seja, o valor médio e o desvio padrão dos pixels nas cores vermelho, verde e azul, e a média e o desvio padrão do valor do plano matiz. Formando assim, um vetor de 263 posições, que é utilizado como a característica do alimento na rede Bayesiana [10].

Classificação – A classificação dos alimentos é realizada por um classificador que utilizará as características de cor e textura para esse fim. Como classificador, foi utilizada uma rede Bayesiana com 263 variáveis de entrada, sendo 8 variáveis de cor e 255 variáveis de textura, e uma variável de saída, que é o tipo do alimento a ser classificado.

O treinamento da rede foi realizado utilizando 90 imagens de cada um dos 16 alimentos obtidos para a base de dados, totalizando 1440 amostras.

Resultados

Testes foram realizados para analisar a eficácia do sistema proposto. A Tabela 1 apresenta o resultado dos testes efetuados.

Tabela 1: Amostras classificadas corretamente com a técnica de validação cruzada na rede Bayesiana.

Teste	Percentual de Amostras Classificadas Corretamente
Teste 1	96,18%
Teste 2	96,11%
Teste 3	96,31%
Teste 4	96,39%
Teste 5	96,31%
Média ± Desvio Padrão	96,26% ±0,11%

Os testes foram realizados utilizando a técnica de validação cruzada e o método k-fold, com valor 10 para a variável k, valor sugerido como padrão pelo WEKA [11]. A aplicação WEKA determina quais amostras serão treinadas e testadas de forma aleatória, por isso, o teste apresentado foi realizado cinco vezes, com a finalidade de verificar a variação dos resultados obtidos.

Discussão

Para uma análise mais aprofundada da rede Bayesiana, o teste que obteve o melhor resultado foi analisado. Esse teste obteve uma taxa de acerto de 96,39%, isto é, das 1440 amostras testadas, 1388 foram classificadas corretamente e 52 foram classificadas incorretamente.

No teste em questão, dos 16 tipos de alimentos testados, 3 tiveram uma classificação de 100%. Estes alimentos são: alface, arroz branco e macarrão.

Já a pior classificação foi do alimento carne bovina de panela, com um resultado de aproximadamente 79% de amostras classificadas corretamente, isto é, das 90 amostras testadas, 71 foram classificadas corretamente, 13 foram classificadas como almôndega e 6 foram classificadas como estrogonofe de carne.

A área sob a curva ROC, a sensibilidade e a especificidade de cada alimento nos testes efetuados foram calculados utilizando a aplicação WEKA. A sensibilidade média da rede é de 0,964, mostrando uma alta probabilidade da rede para classificar corretamente os alimentos. A especificidade média da rede é de 0,002, mostrando a baixa probabilidade da rede para classificar incorretamente os alimentos.

A área sob a curva ROC do alimento que apresentou a pior taxa de acerto (carne bovina de panela) é de 0,993 e a média da área sob a curva ROC de todos os alimentos testados é de 0,999. Esses valores, por estarem próximos do valor 1, indicam que a rede Bayesiana utilizada neste teste possui um alto grau de confiabilidade.

Conclusão

Uma alimentação saudável é um dos principais fatores para reduzir o risco de obter doenças crônicas não transmissíveis, tais como obesidade, hipertensão e diabetes. Pensando nisso, idealizou-se um sistema capaz de analisar os valores calóricos das refeições consumidas por um indivíduo, utilizando uma imagem obtida através de uma câmera digital ou celular, com a finalidade de auxiliar a obtenção de dados referentes à alimentação do indivíduo, possibilitando um rápido diagnóstico e a intervenção nutricional a fim de contribuir para a saúde e qualidade de vida. O sistema apresentado neste trabalho é uma parte do sistema idealizado, com a capacidade de segmentar e classificar diferentes alimentos em imagens de porções alimentares, utilizando redes Bayesianas.

Da grande variedade de alimentos que podem ser encontrados em restaurantes, apenas dezesseis deles

foram selecionados para a realização deste trabalho. Porém estes alimentos foram selecionados de diferentes grupos da pirâmide alimentar, e são considerados alimentos típicos consumidos pela população brasileira.

No melhor teste realizado com a técnica de validação cruzada no conjunto de dados ampliado, obteve-se uma taxa de acerto de 96,39%. Nesse teste a sensibilidade, a especificidade e área sob a curva ROC de cada alimento foi calculada. A sensibilidade média da rede foi de 0,964, mostrando uma alta probabilidade da rede para classificar corretamente os alimentos. A especificidade média da rede foi de 0,002, mostrando a baixa probabilidade da rede para classificar incorretamente os alimentos. A média da área sob a curva ROC foi de 0,999, e por estar próximo do valor 1, esse valor indica que a rede Bayesiana utilizada neste trabalho possui um alto grau de confiabilidade.

Por fim, avaliando a metodologia proposta e os resultados obtidos, conclui-se que o sistema apresentado é capaz de segmentar e classificar diferentes tipos de alimentos através das características de cor e textura.

Referências

- [1] Ministério da Saúde. Plano de ações estratégicas para o enfrentamento das doenças crônicas não transmissíveis (DCNT) no Brasil 2011-2022, 1st ed. Ministério da Saúde, 2011, p. 148.
- [2] OPAS. Vigilância em DCNT e fatores de risco. [internet]. 2012 [cited 2015 Feb 14]. Abaliable from: http://www.paho.org/bra/index.php?option=com_content&view=article&id=572:vigilancia-dcnt-fatores-risco&catid=901:bra-03-a-doencas-nao-transmissíveis&Itemid=539.
- [3] Kim SY, Kim SM. Energy intake and snack choice by the meal patterns of employed people. *Nutr. Res. Pract.* 2010;4(1):43-50.
- [4] PARANÁ. Lei nº 17.604, de 19 de junho de 2013. Dispõe sobre a obrigatoriedade da especificação e divulgação da quantidade de calorias, presença de glúten e lactose nos cardápios de bares, restaurantes, hotéis, fast-foods e similares. *Diário Oficial Executivo [do Parana]*. 2013; 1(8981):3.
- [5] MATLAB. Versão R2013a. MathWorks, 2013.
- [6] IBGE. Pesquisa de Orçamentos Familiares: 2008-2009. Análise do Consumo Alimentar Pessoal no Brasil. *Bibl. do Minist. do Planejamento, Orçamento e Gestão*; 2010. p. 150.
- [7] Philippi ST. Pirâmide dos alimentos. *Fundamentos básicos da nutrição*. 2nd ed. Editora Manoli; 2008.
- [8] Shapiro L, Stockman G. *Computer Vision*. 1st ed. Prentice Hall, 2001.
- [9] Ojansivu V, Heikkilä J. Blur insensitive texture classification using local phase quantization. *Lect. Notes Comput. Sci.* 2008; 5099(1):236-243.
- [10] Russell S, Norvig P. *Artificial Intelligence: A Modern Approach*. 3rd ed. Pearson Higher Education; 2009.
- [11] WEKA. Versão 3-6-5. University of Waikato, 2010.

ANALYSIS OF THE PERFORMANCE METRICS FOR ULTRASOUND IMAGING USING PLANE WAVE TRANSMISSION

A. Zimbico^{*,**}, F. K. Schneider^{***} and J. M. Maia^{***}

^{*}CPGEI/Federal University of Technology-Paraná (UTFPR), Curitiba, Paraná, Brazil

^{**}DEEL/Eduardo Mondlane University, Maputo, Mozambique

^{***}CPGEI-PPGEB-DAELN/UTFPR, Curitiba, Paraná, Brazil

ajzimbico@gmail.com

Abstract: In medical ultrasound image, spatial resolution represents an image quality measure. Lateral and axial resolution can be analyzed for different beamforming techniques (BT). The resolution theory shows that the image resolution matches to a measured amount of the width of the main lobe of the point spread function (PSF) and depends among other factors, the size of the image aperture and wavelength. This paper presents the lateral resolution of beamformed image (BI) using delay and sum (DAS) and frequency wave number (f-k) multi-angle migration techniques (FKMT). The radio frequency (RF) raw data were acquired *in vitro* using the linear array transducer (L11-4v) and the multipurpose phantom (84-317) by applying the ultrasound plane wave (PW) transmission using the programmable ultrasound architecture (Verasonics. Inc) (PUA-V). Lateral resolution was analyzed in dynamic range (DR) using quality metrics (QM) namely: full width at half maximum (FWHM), full width at half dynamic range (FWHDR) and doubled main lobe level (DML). Additionally, using different interpolation methods (IMs) the resolution of BI data were analyzed and the results show the coherence of QMs as the possible impact introduced by the IMs in the spatial resolution of the final image.

Keywords: dynamic range, performance metrics, plane wave, interpolation methods, lateral resolution, beamforming techniques.

Introduction

Despite of low resolution and speckle artifact compared with other techniques such as magnetic resonance imaging (MRI), medical ultrasound imaging techniques are widely applied for diagnoses of diseases. Spatial resolution in ultrasound imaging is difficult to measure because the point spread function (PSF) of the system vary with different regions of image depth [1]. The main factors affecting the resolution include the center frequency of the transducer, the size of the active aperture of the transducer and the bandwidth of the transducer and the selected transmit focal depth [2]. The improvement of the spatial resolution system parameters is an active research area. An approach proposed by [3,4] exploits fourier based deconvolution methods on the received ultrasound data to enhance the spatial

resolution. A neural network approach has been extensively used in image processing [5-7].

The full width at half maximum (FWHM) is the performance metric widely used in ultrasound image to measure spatial (lateral and axial) resolution which is defined as the beamwidth at half maximum value of the main lobe (-6 dB) [8]. Recently [9] proposed two quality metrics (QM) namely the full width at half dynamic range (FWHDR) and doubled main lobe level (DML) to measure image resolution of log compressed data over dynamic range (DR). Researches on imaging using plane wave (PW) are carried out intensively and new advances in imaging using PW fronts were introduced in ultrafast imaging. It has recently been proposed by [10] the multi angle RF data migration technique which brought some improvements compared to traditional beamforming techniques (BT). This technique exploits the multi-frame angular compounding technique to achieve amplitude and phase corrections to rectify the effects of the propagation paths of the ray in which the waves propagate. This work presents the ultrasound imaging techniques using delay and sum (DAS) [11] and the frequency wave number (f-k) migration technique (FKMT) [10], the discussion QMs used to analyze the beamformed image (BI) and interpolated image (II) as well as the impact introduced by different interpolation methods (IM) in the final image

Materials and methods

The RF raw data were acquired using the programmable ultrasound architecture (Verasonics. Inc) (PUA-V) with a commercially available clinical liner array transducer (L11-4v) with the following characteristics: transmission and reception elements (TX/RX=128), pitch=0.3mm, central frequency and wavelength (6.25MHz, $\lambda = 0.25\mu\text{m}$), spacing between the elements 0.12λ , maximal voltage 50V. The multipurpose tissue/cyst phantom has the following characteristics: model (84-317), speed of sound (1540m/s \pm 6m/s), attenuation coefficient 0.5dB/cm/MHz and material (Zerdine, solid-elastic and water-based polymer). The RF raw data used to beamform the image data are captured using the PW transmission principle. Figure 1(b) shows the BI using FKMT with scatterers

located on the same axis at points A - D respectively using DR of 30 dB. The figures 1 panels (a) (b) and (c) show the logarithmic compressed image as well as the values of the respective widths at -6dB at half DR sequenced as follow: A (2.08 mm), B (0.94 mm), C (0.66 mm) and D (0.58 mm), respectively. Figure 2 depicts the diagram showing the beamforming process using the DAS and FKMT as well as the interpolation process of the BI data using Matlab code (The MathWorks Inc. Natick, MA). The main steps of the image processing are described in the following points: (1)-The raw RF data were acquired *invitro* using the PUA-V with linear transducer and the multipurpose phantom. The attenuating media (phantom) was insonified with successive tilted plane waves with 7 angles ranging from $(-\alpha = -3^\circ)$ to $(+\alpha = 3^\circ)$ separated by 1° (degree) according to figure 3 panel B.

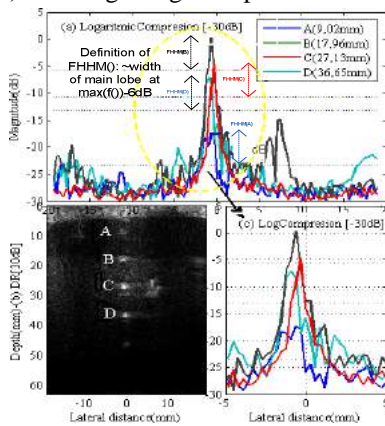


Figure 1: Panel (a) and (c) show logarithmic compression curves of the lined scatterers A, B, C and D and panel (b) shows the respective BI using the (FKMT) to a DR of 30dB.

The RF raw data scattered back by anechoic mimicking cysts up to 5 cm deep were acquired at a sampling frequency of 25 MHz and saved for offline processing using the DAS and FKMT. (2)-In this step the received RF data show an image whose composition is a plethora of hyperbolic echo patterns produced from a collection of random shapes of distributed scatterers. At this stage, the resulting diffraction hyperboles of RF echoes are still not aligned (trimming RF data). (3)-RF signals are migrated offline using DAS technique. (4)-Interpolation of image data resulting from the use of the DAS [11]. (5)-The adjustment of RF data (trimming RF data) is performed so that the migration takes place in f-k domain. The RF signals in the form of hyperbole are realigned (as compensation) horizontally. (6)-The alined signals are beamformed using FKMT [10] and (7)-Interpolation of BI data [12] resulting from the use of the FKMT. With the BI data the LR is analysed using QMs namely FWHM, FWHDR and DML applied on the BI and II data. The BI are rescaled using different IM [12] namely: Bilinear interpolation, Cubic spline interpolation and Bicubic interpolation using a factor of 4 to represent the final image. Values of LR are analysed using QMs namely FWHM, FWHDR and DML applied on the BI and II data. The BI are rescaled using different IM namely: Bilinear interpolation, Cubic spline

interpolation and Bicubic interpolation using a factor of 4 to represent the final image.

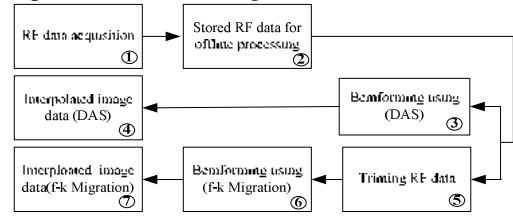


Figure 2: The process of image formation using the DAS and (FKMT) as the interpolation of BI data.

The DAS technique exploits the estimated travel times to correct the hyperbole diffraction pattern of raw RF PW data to reconstruct the image. Figure 3 panel A show the geometry of system used to calculate the total travel time (T) which correspond to the sum of time in transmit (T_{tx}) and receive (T_{rx}) correspond to the travel time taken for the PW front to reach the scatterer at location (x', z') and then for the echo to return to the transducer. The travel time expressions are provided in equations (1), (2) and (3), c denotes the speed of sound in the media and is assumed to be 1540 m/s, α : transmit angle, β : reception angle, x'_1 : transducer position, x' : lateral position, z' : axial position, τ_{tx} : delays in transmit and τ_{rx} : delays in reception .

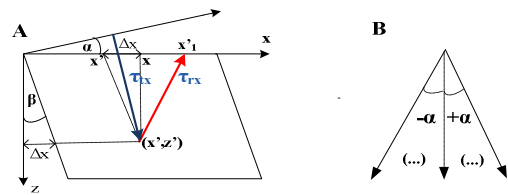


Figure 3: Depicts the total travel time involving the transmit and receive steps for tilted PW imaging. The receive is performed considering the respective angle equal to zero. Panel B: represent the range of tilted PW angles in transmit ranging from $-\alpha$ to $+\alpha$.

$$T_{tx} = \frac{z \cdot \cos(\alpha - \beta) + x' \cdot \sin \alpha}{c} \quad (1)$$

$$T_{rx} = \frac{\sqrt{((x'_1 - x') - z' \cdot \sin \beta)^2 + (z' \cdot \cos \beta)^2}}{c} \quad (2)$$

$$T = \frac{z \cdot \cos \alpha + x' \cdot \sin \alpha + \sqrt{(x'_1 - x')^2 + z'^2}}{c} \quad (3)$$

The multi-angle (FKMT) has been proposed by [10] and exploits the same travel time expression presented in equation (3) to represent the Exploding Reflector Model (ERM). In the migration process for image generation using the PW the scatterer are insonified by a PW front and become secondary sources that emit up (upward wave fronts) and generate spherical waves in the form of diffraction hyperbole in RF backscattered signals. The FKMT is based on the fast Fourier transform (FFT) and operates in frequency domain. This technique allows to recover the positions of the scatterer and to reconstruct an image in B mode. More detailed information about the FKMT and DAS can be found in [10] and [11], respectively. The FWHDR and DML

performance metrics were developed and proposed to minimize the image resolution drop effect resulting from the application of the highest values of dynamic range that make the closely placed scatters difficult to distinguish [9]. FWHM corresponds to the space width (lateral and axial) at -6dB of the main lobe and FWHDR (which determines the MLD through search algorithm) corresponds to the spatial width (lateral and axial) to half of the dynamic range. As FWHM, the FWHDR metric uses the same log-compressed data. The DML corresponds to the level where the projection of point spread function's (PSF) area at half dynamic range is doubled and is equivalent to $(\sqrt{2}) \times FWHDR$. This metric is based on a search algorithm that finds the point, in terms of dB. The DML search algorithm starts from the top of the main lobe and moves down and stops when it finds a width equivalent to $(\sqrt{2}) \times FWHDR$ [9].

Results

Figure 4 shows the BI using FKMT and DAS techniques with 10dB and 40dB of DR values applied respectively. Panel (a) represent a BI using FKMT with a DR of 10dB and panel (c) 40dB panel (b) was beamformed using DAS technique where the DR of 10dB were applied and for panel (d) the DR of 40dB were applied respectively.

Figure 5 shows values of FWHM panel (a) and panel (b) FWHDR panel (c) and panel (d) and DML panel (e) and panel (f) in the scattering points A, B, C and D, respectively. Panels (a),(c) and (e) show metric values of BI using FKMT and figures panels (b), (d) and (f) show metric values of BI using DAS technique. The DR values ranging from 10dB to 60dB are presented in all panels and the LR degrade when increasing the DR values.

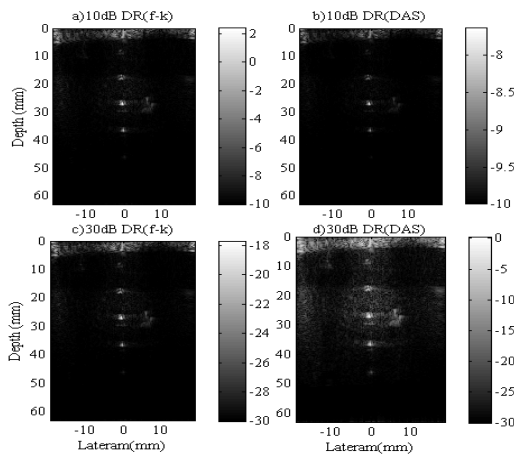


Figure 4: BI using DAS and FKMT for DR of 10dB and 40dB respectively in panels (a), (c) and (b),(d) respectively.

Figure 6 shows graphics of LR values of BI data using FKMT and DAS techniques. Values of the LR were determined using the QM namely: FWHM, FWHDR and DML at different values and LR values were computed. Figure 6 Panels (a), (c) and (e) are

values of QM using FKMT and panels (b), (d) and (f) are values of QM using DAS technique.

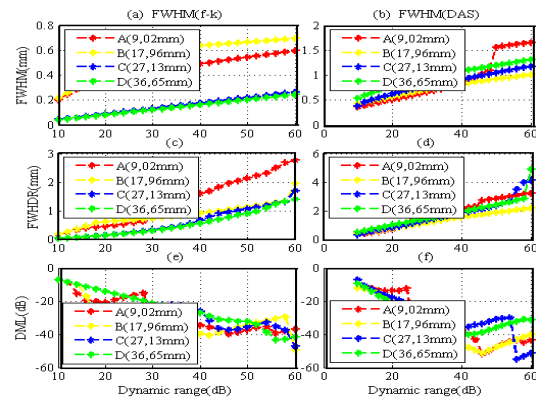


Figure 5: Depictis values of FWHM, FWHDR and DML for targets located in the following positions(see fig. 1): A, B, C and D respectively

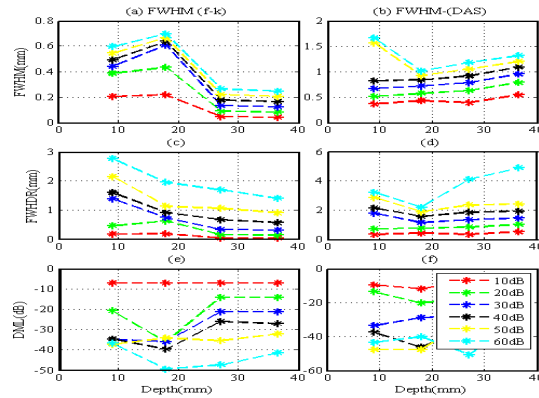


Figure 6: Values of LR measured using QM with depth with DR values ranging from 10dB to 60dB.

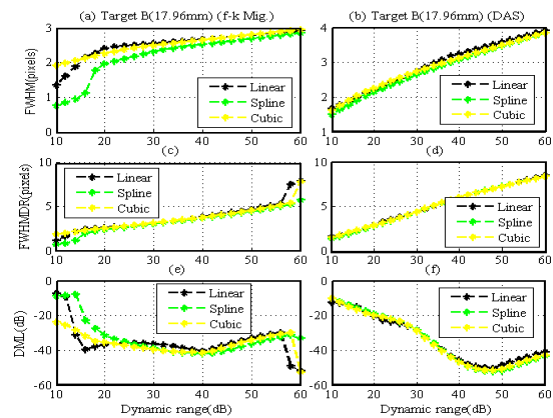


Figure 7: Beamformed and interpolated image data analysed using QM. Panels (a), (c) and (e) are values of QM using FKMT and panels (b),(d) and (e) for DAS.

Figure 7 shows values of LR of the BI using FKMT and DAS techniques. Values of LR ranging from 10dB to 60dB were computed using the metrics FWHM, FWHDR and DML taking as a basis the scatterer at point B see figure 1 (located at depth 17.96 mm) when the BI data are interpolated using the following methods: bilinear interpolation (linear), cubic spline

interpolation (spline) and bicubic interpolation (cubic) respectively. By interpolating the BI data, the width units were converted from millimeters (mm) to pixels. For the same dynamic range values, the LR is better using the FKMT than DAS and in both cases the resolution degrades with the increasing values of depth.

Discussion

Figure 4 depicts the BI using DAS and FKMT for DR of 10dB and 40dB panels (a), (c) and (b), (d) respectively. For both cases it is visible the impact of the DR values to represent the final image [9]. In this case it is possible to see that for different DR values the visual impact is significant when viewing the image target points. By reducing the value of the dynamic range, it's possible to have an improvement of LR depending on the size of the targets that it contains [9]. If the value of the DR is reduced, the sharper becomes the scattering points. Results allow as concluding that for different BT, different values of DR may introduce a differential impact on the final image data. In Figure 5 for DAS and FKMT the LR degraded when the DR values applied on logarithmic compressed data increase [9] resulting in negative visual impact on the final quality of the BI. As depicted in Figure 6 the LR appeared to not having a clear trend with depth for all QM while for DR values the QM remained coherent. As depicted in figure 7 for all QM the spline interpolator allowed achieving the best results for DAS and FKMT for all DR values. Additionally, for DAS the LR values were extremely close for all IM. Similarly, the same trend was noticeable in figure 5 for DAS technique. Results from figures 5, 6 and 7 allow concluding that FKMT achieve the best results of spatial resolution compared to DAS as presented by [10].

Conclusion

In this paper we analyzed the impact of the dynamic range (DR), depth and interpolation methods (IM) in the lateral resolution (LR) of beamformed image (BI) and interpolated image (II) data using the f-k migration (FKMT) and delay and sum (DAS) techniques. The traditional quality metric (QM) the full width at half maximum (FWHM) and two QM recently proposed: full width at half dynamic range (FWHDR) and doubled main lobe level (DML) in medical ultrasound image were applied. The FWHDR and DML come up for QM proposed with potential comparable to FWHM allowing analyzing the image quality in similar conditions. It was possible to observe the degradation of the image resolution with the dynamic range values which in some cases can compromise the final image quality. All the quality metrics (QM) used to analyze the LR of BI and II were coherent in all the analysis conditions i.e., with depth and DR. Additionally, it was possible to analyze the LR of II using quality metrics where conventional interpolation methods (IM) were applied which can impact significantly in the final image quality similarly,

it was noticeable the coherence of the QM values with the results achieved on the BI.

Acknowledgements

The authors would like to thank CAPES, CNPq, FINEP, Brazilian Ministry of Health and Fundação Araucária for the financial support.

References

- [1] Savoia AS, Caliano G, Matrone G, Magenes G, Ramalli A, Boni E, Tortoli P. Improved lateral resolution and contrast in ultrasound imaging using a sidelobe masking technique. In: *Procees. of Intern. Ultras. Symposium (IUS)*; 2014, Sept 3-6; Chicago, USA. 2014. p. 1682-1685.
- [2] Szabo TL. *Diagnostic Ultrasound Imaging: Inside Out*. 2nd ed. New York: Wiley, 2004.
- [3] Loupas T, Pye SD, McDicken WN. Deconvolution in Medical Ultrasonics: Practical Considerations. *Physics in Medicine and Biology*. 1989; 34(11): 1691-1700.
- [4] Vollmann W. Resolution Enhancement of Ultrasonic B-Scan Images by Deconvolution. *IEEE Trans. on Sonics and Ultras.*; 1982, 29(2), p.78-83.
- [5] Pattichis CS, Constantinides AG. Medical Imaging with Neural Networks. In: *Procees. of IEEE Workshop on Neural Networks for Signal Processing*; 1994, Sep 6-8; Ermioni. 1994.p.431-440.
- [6] Donstone ES. Image Processing using an Image Approximation Neural Network. In: *Procees. of IEEE Intern. Conference in Image Processing*; Nov 13-16; Austin TX. 1994, p.912-916.
- [7] Carotenuto R, Sabbi G, Pappalardo M. Spatial Resolution Enhancement of Ultrasound Images Using Neural Networks. *IEEE Trans. on Ultras. Ferr. and Freq. Control*; 2002, 49(8), p.1039-1049.
- [8] Assef AA. *Arquitetura de hardware multicanal reconfigurável com excitação multinível para desenvolvimento e testes de novos métodos de geração de imagens por ultrassom [PhD dissertation]*. Curitiba-PR: UTFPR; 2013.
- [9] Harput S, McLaughlan J, Cowell DMJ, Freear S. New performance metrics for ultrasound pulse compression systems. In: *Procees. of IEEE Intern. Ultras. Symposium (IUS)*; 2014 Sep 3-6; Chicago IL. 2014. p:440 - 443.
- [10] Garcia D, Tarnec LL, Muth S, Montagnon E, Porée J, Cloutier G. Stolt's f-k migration for plane wave ultrasound imaging, *IEEE Trans. on Ultras. Ferr. and Freq. Control*. 2013, 60(9): 1853-1867.
- [11] Hagedoorn JG. A process of seismic reflection interpretation. *Geophys Prospect*; 1954, 2(2): 85–127.
- [12] Musoko V. *Biomedical Signal And Image Processing [Ph.D. dissertation]*. Prague: Department of Computing and Control Engineering, Institute of Chemical Technology; 2005.

BIOMICROSCOPIA ULTRASSÔNICA 3D DO GASTROCNÊMIO LATERAL DE RATO EM REPARAÇÃO APÓS LESÃO POR LACERAÇÃO

J. Geremia*, J. C. Machado****

*Programa de Engenharia Biomédica – COPPE/UFRJ, Rio de Janeiro, Brasil

**Programa de Pós-Graduação em Ciências Cirúrgicas – FM/UFRJ, Rio de Janeiro, Brasil

e-mail: julianageremia@peb.ufrj.br

Resumo: Este trabalho descreve a utilização da biomicroscopia ultrassônica (BMU), de 20 MHz, na geração de imagens tridimensionais (3D) do músculo gastrocnêmio lateral (GL) direito de rato em período de reparação após lesão por laceração. Quatro animais, (n=4), passaram por procedimento cirúrgico para induzir lesão do GL e inspecionados durante um período de 28 dias subsequentes, por meio de imagens de BMU bidimensionais (2D). Em cada inspeção, coletou-se uma sequência de imagens de BMU-2D, igualmente espaçadas e paralelas entre si, utilizadas na reconstrução da imagem de BMU-3D usando um programa computacional implementado em linguagem Python. A geração das imagens de BMU-3D realizou-se pela técnica de renderização por textura, que possibilitou a visualização interna de estruturas ou lesões do GL. Além de permitir a visualização do volume muscular, a geração das imagens de BMU-3D permitiu a segmentação do volume da região de lesão e sua quantificação ao longo de 28 dias.

Palavras-chave: biomicroscopia ultrassônica, imagem 3D, gastrocnêmio, lesão, rato.

Abstract: *This work describes the use of ultrasound biomicroscopy (UBM), at 20 MHz, to obtain three-dimensional images (3D) from the rat right lateral gastrocnemius (GL) during repair, after laceration injury. Four animals (n=4) were submitted to surgical procedure to induce GL laceration injury and, thereafter, were inspected over a period of 28 days using bidimensional (2D) UBM images. A sequence of 2D-UBM images, equally spaced and parallel between them, was collected during each inspection. Then, these images were used to reconstruct the 3D-UBM image, using a computational program developed in Python language. The generation of the 3D-UBM images was implemented using texture-mapped volume rendering, technique that allows the internal view of GL structures and injuries. Besides allowing internal view of muscular volume, the 3D-UBM images allow the volume segmentation of the injured area and its quantification over a 28 days period*

Keywords: *ultrasound biomicroscopy, 3D image, gastrocnemius, injury, rat.*

Introdução

A biomicroscopia ultrassônica (BMU) é uma técnica de geração de imagens de tecidos biológicos por sistema pulso-eco de ultrassom de altas frequências, na faixa de 20 MHz a 100 MHz [1], obtendo resoluções microscópicas, na faixa de 30-70 μm [2], compatíveis com as dimensões estruturais de pequenos animais, como ratos e camundongos, permitindo sua aplicação na investigação experimental em modelos desses animais. Peixinho *et al.* [3] utilizaram a BMU para caracterizar e avaliar o processo de regeneração dos músculos gastrocnêmio e sóleo de ratos, após lesão por laceração.

Novos recursos, como a visualização tridimensional (3D), têm sido incorporados aos sistemas de geração de imagens por ultrassom. A reconstrução 3D tem sido feita a partir da aquisição de um conjunto de imagens bidimensionais (2D) de ultrassom. Fry *et al.* [4] combinaram ultrassom modo-B e o rastreamento do *probe* de ultrassom para gerar imagens 3D do gastrocnêmio medial de crianças. Schone *et al.* [5] avaliaram a viabilidade de utilizar a BMU-3D para quantificar volumetricamente a reparação de cartilagem lesionada em ovelhas. Por último, ressalta-se que Ni *et al.* [6] monitoraram o crescimento de câncer de próstata em camundongos através de reconstrução 3D a partir de imagens de BMU-2D.

Os relatos encontrados na literatura acerca da geração de imagens de BMU-3D limitam-se à exibição de apenas a superfície externa do órgão inspecionado. Porém, às vezes é importante visualizar o interior do órgão inspecionado e para isso, a visualização interna e 3D permite que as informações contidas em uma sequência de imagens de BMU-2D sejam apresentadas conjuntamente e de maneira dinâmica, dando ao operador uma noção de volume e organização interna. É o caso de lesões musculares, onde a visualização do interior do músculo permite que se conheçam mais detalhes do processo de regeneração e que se possa estimar o volume da região lesionada.

Esse trabalho tem por objetivo acompanhar o processo de reparação do gastrocnêmio lateral (GL) de ratos após lesão por laceração, através de imagens de BMU-3D geradas a partir de uma sequência de imagens de BMU-2D. O protocolo de lesão foi implementado e avaliado por Ferreira *et al.* [7] e a técnica de aquisição de imagens de BMU-2D foi validada por Martins *et al.* [8]. As imagens de BMU-3D foram geradas pela técnica

de renderização por textura, técnica que, aliada ao programa computacional que fornece as imagens 3D, permite a escolha de cores e opacidade para que estruturas internas do órgão possam ser diferenciadas por um código de pseudocores.

Materiais e métodos

Animais – O experimento foi aprovado pela Comissão de Ética no Uso de Animais em Experimentação Científica da Universidade Federal do Rio de Janeiro, protocolo nº 157/13. Quatro ratos *Wistar* fêmeas, *Rattus norvegicus* (Berkenhout, 1769), foram utilizados para o experimento. Os quatro animais foram submetidos ao protocolo de lesão por laceração parcial de gastrocnêmio lateral direito. Foram adquiridas imagens de BMU-2D do músculo imediatamente antes e após a lesão, e nos dias 3, 7, 14, 21 e 28 que se seguiram à lesão. Ao término do experimento, os animais foram induzidos à morte com uma overdose anestésica de isoflurano.

Protocolo de lesão por laceração – O modelo de laceração de gastrocnêmio utilizado no experimento foi implementado e avaliado por Ferreira *et al.* [7]. Os animais foram anestesiados com Cetamina e Xilazina, 75 mg/kg e 15 mg/kg, respectivamente, administradas pela via intraperitoneal. Posteriormente, o membro posterior direito foi tricotomizado na região entre o joelho e o tornozelo. Uma incisão lateral na pele do membro posterior direito, na região do gastrocnêmio, foi feita, seguindo-se com a exposição e dissecação do bíceps femoral e gastrocnêmio lateral. O gastrocnêmio teve sua cabeça lateral seccionada em 50% do comprimento a partir da inserção distal, tendo o corte 50% de sua largura e 100% de sua profundidade. Foram preservadas a artéria polpíteia e o nervo tibial. Ao final do procedimento, a pele foi suturada.

Aquisição de imagens de BMU – Imagens de BMU-2D foram adquiridas imediatamente antes e após a lesão, e aos 3, 7, 14, 21 e 28 dias que se seguiram à lesão. Em cada aquisição, os animais foram anestesiados e o membro posterior direito foi tricotomizado na região entre o joelho e o tornozelo. A seguir, foram posicionados em decúbito ventral sobre uma plataforma para ratos (AS-11550; VisualSonics, Toronto, ON, CA), com a pata direita presa à uma tala de alumínio, fixando o ângulo do tornozelo em 150°, como mostra a Figura 1.

Uma sequência de imagens de BMU-2D longitudinais, plano de imagem paralelo ao eixo de ação do músculo, igualmente espaçadas de 0,1 mm foi adquirida para cada animal (tipicamente de 99 a 134 imagens). O deslocamento entre o animal e o transdutor de ultrassom, para a aquisição dos distintos planos de imagens BMU-2D, foi feito deslocando-se a plataforma de maneira controlada por um sistema de posicionamento constituído por dois estágios lineares (MFA CC; Newport, Irvine, CA, EUA) configurados em um plano horizontal XZ. Um estágio movia-se na direção do eixo-Z, perpendicular ao plano das imagens

de BMU-2D. O movimento de cada estágio linear foi ativado pelo controlador de movimento (ESP300; Newport, Irvine, CA, EUA), programado via interface RS-232, pelo mesmo microcomputador encarregado de processar e adquirir as imagens de BMU-2D.

O sistema de BMU (*software* e *hardware*), a plataforma de aquisição, o controlador de movimento e a interconexão entre os mesmos foi descrita por Martins *et al.* [8]. A frequência do equipamento de BMU utilizada na aquisição das imagens foi de 20 MHz.

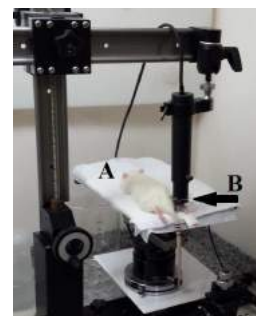


Figura 1: Animal na plataforma de aquisição. (A) plataforma para ratos. (B) transdutor de ultrassom.

Processamento de imagens – O processamento das imagens foi implementado no *software* MATLAB® (R2009a; The MathWorks Inc, Natick, MA, EUA). Inicialmente, fez-se a remoção de parte da imagem correspondente à região da pele, uma vez que esta se destaca em relação ao restante da imagem em termos de contraste. Posteriormente, ajustou-se o contraste das imagens, de forma a salientar-se a presença dos feixes musculares do GL.

Por último, os *pixels* da região de lesão tiveram seus valores uniformizados. A cada imagem foram aplicados operadores morfológicos de reconstrução por erosão e mínimos regionais para delimitar a região lesionada e, a partir desta delimitação, a região teve seus valores de *pixel* alterados para um valor único e o número de *pixels* de cada região de lesão foi contado. Conhecendo-se o espaçamento entre as imagens e as dimensões de *pixels*, determinou-se o volume da lesão.

Reconstrução 3D – A visualização de imagens de BMU-3D é feita pelo mapeamento de *voxels* e sua posterior projeção em *pixels*.

Um programa computacional implementado em linguagem Python (Python 2.7.9; Python Software Foundation, Wilmington, DE, EUA) gera as imagens 3D. Cada imagem de uma sequência de imagens de BMU-2D é lida pelo programa e empilhada em um arquivo, formando uma matriz 3D. Para gerar a imagem de BMU-3D, o programa utiliza um algoritmo de textura.

A matriz 3D é amostrada em planos de corte, paralelos à imagem de projeção, e os valores de intensidades da matriz 3D são aplicados como textura aos planos. Os planos de textura 2D são empilhados na memória gráfica, para formar a textura 3D, sendo que cada ponto de cada *pixel* desse plano representa um *voxel* na imagem 3D. Cada *voxel* é mapeado em uma

cor (*red, green, blue*) e valor de opacidade por meio de uma função de transferência.

Os *pixels* de cada plano de corte são calculados a partir da interpolação dos valores de *voxels* vizinhos. Os planos de textura 2D são empilhados de trás para frente, gerando os *pixels* da imagem final, cujos valores na imagem final são obtidos dos valores acumulados de cor e opacidade dos *pixels* de cada plano de textura.

A implementação do programa permite a interação com o usuário através da mudança da posição do observador em relação ao objeto (rotação da imagem 3D), escolha/alteração de cores e opacidade dos *pixels* e o corte da imagem 3D nos planos (sagital, coronal ou transversal).

A cada mudança de um desses parâmetros ou da direção de visualização, uma nova imagem 3D é calculada. Para que a visualização seja feita em tempo real, os comandos de textura 3D são implementados diretamente em *hardware*, uma placa de vídeo NVIDIA (GeForce GT 640; NVIDIA Corporation, Santa Clara, CA, EUA).

Resultados

Imagens de BMU-2D – A Figura 2 mostra imagens longitudinais de BMU-2D do membro posterior direito: antes da lesão (A) e após a lesão (B), indicada por setas.

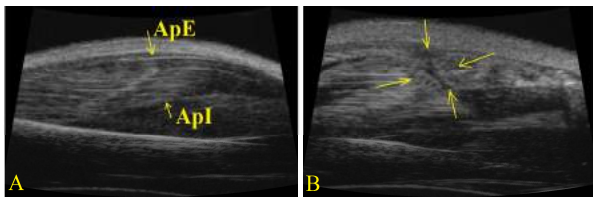


Figura 2: Imagens de BMU-2D do gastrocnêmio lateral direito. (A) antes da lesão. (B) após a lesão (setas).

A Figura 3 mostra uma imagem de BMU-3D reconstruída a partir de uma sequência de imagens de BMU-2D adquiridas após a lesão do GL direito. Em A, a imagem 3D é vista de cima e em B se apresenta um corte sagital da imagem. Na escala de pseudocores, os *pixels* com intensidade 1 a 14 receberam cor verde, 15 a 28 cor vermelha, 29 a 42 cor azul e acima de 190, cor branca, em uma escala total de 0 a 255. A lesão fica evidente por uma região escura em meio ao gastrocnêmio lateral.

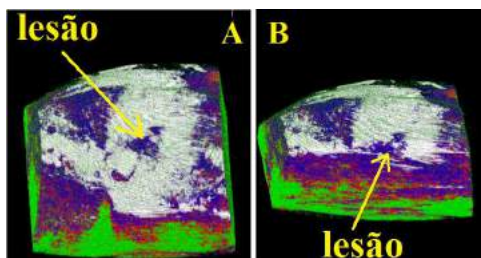


Figura 3: Imagem de BMU-3D imediatamente após a lesão. (A) vista superior da imagem. (B) corte sagital.

Foi possível identificar e acompanhar a evolução da lesão nos 4 animais, empregando a visualização de BMU-3D. Em alguns dos animais, a lesão ficou mais evidente, enquanto em outros foi necessário usar os planos de corte (sagital, coronal ou transversal) e eventualmente comparar o plano de corte com as imagens de BMU-2D para se encontrar a região lesionada na imagem de BMU-3D. A utilização de planos de corte se fez necessária nos casos em que a região da lesão regenerou, diminuindo a área lesionada.

A evolução da lesão também foi acompanhada por meio da uniformização do valor dos *pixels* pertencentes à região da lesão. A Figura 4 exibe uma imagem de BMU-2D antes (A) e depois da uniformização do valor do *pixel* (B).

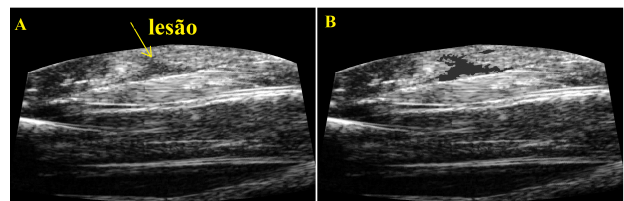


Figura 4: (A) imagem de BMU-2D, 14 dias após a lesão. (B) valor de *pixel* uniformizado na região da lesão.

A Figura 5 ilustra, em A, a imagem de BMU-3D correspondente à região da lesão, aos 14 dias após o procedimento de laceração e em B, o conjunto da lesão e de estruturas de maior ecogenicidade (inclusive feixes musculares) próximas da lesão.

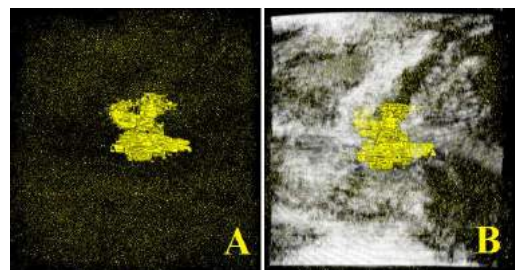


Figura 5: Imagem de BMU-3D da região da lesão, marcada em amarelo, 14 dias após a laceração. (A) apenas a região correspondente à lesão foi colorida. (B) conjunto da região da lesão, em amarelo, imersa na região representada pelos feixes musculares (em branco).

A Figura 6 apresenta o volume médio das lesões ao longo de 28 dias, indicando uma tendência de diminuição do volume da lesão ao longo do tempo.

Discussão

Utilizando a técnica de renderização de volume por textura permite-se que estruturas internas do órgão inspecionado também possam ser vistas no seu conjunto volumétrico. No caso de lesões musculares, pode-se avaliar a reparação dos feixes musculares, fator que influencia na recuperação funcional do músculo,

reincidência de lesões e indicação de terapia.

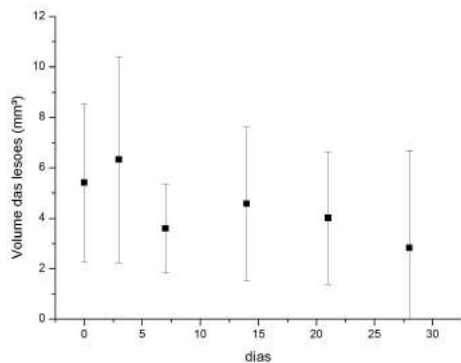


Figura 6: Volume médio das regiões de lesão ao longo de 28 dias. No eixo das abscissas, período em dias após a lesão e no eixo das ordenadas, volume médio.

Outro ponto que merece ressaltar ao se utilizarem imagens 3D, é a preservação das informações do volume inspecionado, o que não ocorre no caso de imagens 2D. Na reconstrução 3D, as informações de todos os planos de imagem estão contidas na imagem 3D, podendo ser visualizadas pelo operador de forma dinâmica. Isto difere profundamente do caso de imagens 2D, que guardam informações estáticas, ou seja, apenas daquela fatia correspondente ao plano de imagem.

A identificação da lesão, na imagem 3D ou na imagem 2D, depende da familiaridade do observador com as imagens. Um observador com mais experiência em imagens de lesões musculares será, certamente, mais preciso na identificação das lesões e de suas bordas do que um com menos experiência. Quanto à questão das bordas da lesão, vale salientar que na região da lesão forma-se um edema, seguido do processo inflamatório e reparatório, e que não há uma região com limites bem definidos. Sendo assim, a região marcada como sendo da lesão, como exibido na Figura 4, consiste numa estimativa da região afetada pela lesão. A mesma consideração vale para o volume da região da lesão, que, como mostra a Figura 6, apresentou grande variabilidade. Tal variabilidade deve-se à dificuldade de delimitar as bordas da lesão.

A escolha do código de pseudocores foi pautada na ecogenicidade das estruturas presentes nas imagens e no contraste necessário entre as cores para visualizar estruturas diferentes que estejam juntas. Considerando que os feixes musculares possuem maior ecogenicidade em relação às outras estruturas e que nas imagens de BMU-2D elas se apresentam hiperecóticas, optou-se pela escolha da cor branca. Já para as lesões, regiões mais hipoecóticas, foram escolhidas verde, azul e vermelho para contrastar com os feixes musculares.

Observando-se as imagens de BMU-3D, percebe-se a presença de regiões escuras próximas das bordas da imagem (canto superior esquerdo da imagem 3D da Figura 3A). No entanto, analisando-se a Figura 2A, percebe-se que a região anecótica corresponde à inserção do músculo. Isso ocorre devido à inclinação dos feixes em relação ao feixe de ultrassom do transdutor. Tais

regiões não devem ser confundidas com lesões.

Conclusão

A utilização de renderização de volume por textura, para imagens de BMU-3D, mostrou-se eficiente para a visualização de estruturas internas do gastrocnêmio lateral de ratos e para o acompanhamento da reparação muscular devido à lesão por laceração.

Agradecimentos

Ao CNPQ, CAPES e FAPERJ pelo apoio financeiro.

Referências

- [1] Turnbull DH, Foster FS. In vivo ultrasound biomicroscopy in developmental biology. *Trends Biotechnology*. 2002; 20(8):S29–S33.
- [2] Foster FS, Pavlin CJ, Harasiewicz KA, Christopher DA, Turnbull DH. *Advances in ultrasound biomicroscopy*. *Ultrasound in Medicine and Biology*. 2000; 26(1):1–27.
- [3] Peixinho CC, Ribeiro MB, Resende CM, Werneck-de-Castro JP, Oliveira LF, Machado JC. Ultrasound biomicroscopy for biomechanical characterization of healthy and injured triceps surae of rats. *Journal of Experimental Biology*. 2011; 214(22): 3880–3886.
- [4] Fry NR, Gough M, Shortland AP. Three-dimensional realisation of muscle morphology and architecture using ultrasound. *Gait Posture*. 2004; 20(2):177–182.
- [5] Schöne M, Männicke N, Somerson JS, Marquaß B, Henkelmann R, Aigner T, Raum K, Schulz RM. 3D ultrasound biomicroscopy for assessment of cartilage repair tissue: volumetric characterisation and correlation to established classification systems. *European Cells and Materials*. 2016; 31: 119–135.
- [6] Ni J, Cozzi P, Hung TT, Hao J, Graham P, Li Y. Monitoring Prostate Tumor Growth in an Orthotopic Mouse Model Using Three-Dimensional Ultrasound Imaging Technique. *Translational Oncology*. 2016; 9(1): 41–45.
- [7] Ferreira Filho CM, Silva AM, Sudo RT, Takiya CM, Machado JC. Laceration in rat gastrocnemius. Following-up muscle repairing by ultrasound biomicroscopy (in vivo), contractility test (ex vivo) and histopathology. *Acta Cirurgica Brasileira*. 2015; 30(1):13–23.
- [8] Martins NSF, Carneiro LT, Dantas HM, Esperança C, Marroquim RG, Oliveira LF, Machado JC. Generation of 3D ultrasound biomicroscopic images: technique validation and in vivo volumetric imaging of rat lateral gastrocnemius. *Research on Biomedical Engineering*. 2015; 31(2):85–96.

DETERMINAÇÃO AUTOMÁTICA DO MOVIMENTO DA PAREDE VENTRICULAR ESQUERDA A PARTIR DA SEGMENTAÇÃO DE IMAGENS ECOCARDIOGRÁFICAS

D. J. L. L. Pinheiro, R. C. Coelho, V. de C. C. Gonçalves, C. M. G. De Godoy

Departamento de Ciência e Tecnologia – UNIFESP, São José dos Campos/SP, Brasil
e-mail: gurjaogodoy@gmail.com

Resumo: Um dos exames mais recomendados para avaliação do funcionamento de estruturas cardíacas é o ecocardiograma. Ele consiste no emprego de ondas ultrassônicas para gerar imagens das estruturas internas e externas do coração. Dentre as avaliações feitas com o ecocardiograma, a do ventrículo esquerdo é uma das mais frequentes. Assim, neste trabalho apresentamos uma ferramenta computacional para obter automaticamente os gráficos que representam o movimento da parede ventricular esquerda em imagens ecocardiográficas. Isto é feito a partir da segmentação das paredes endocardial e epicardial do ventrículo esquerdo em imagens de vídeo de ecocardiograma (obtidos da Internet) e de técnicas computacionais simples, como limiarização. Para validar os resultados, os gráficos gerados foram comparados com gráficos obtidos por marcações manuais. Observou-se que, tanto na detecção automática quanto na manual, as formas das curvas de deslocamento das paredes são equiparáveis. O erro médio (em relação às medições manuais) do gráfico do deslocamento das paredes epicardial e endocardial foram, respectivamente, $0,5\text{mm}\pm 0,1\text{mm}$ e $2,9\text{mm}\pm 0,2\text{mm}$. Conclui-se que os resultados indicam que a técnica computacional desenvolvida pode, uma vez validada clinicamente, efetivamente ajudar na análise do movimento das paredes endocardial e epicardial do ventrículo esquerdo a partir de imagens ecocardiográficas.

Palavras-chave: ecocardiograma, parede ventricular esquerda, segmentação; limiarização; automática.

Abstract: *The echocardiogram is one of the most recommended tests for the evaluation of the cardiac structural function. It employs ultrasonic waves to generate images of the internal or external parts of the heart. Among the echocardiographic assessments, the left ventricle evaluation is one of the most frequently performed. In this work, it is presented a computational tool that generates graphs that represent the left ventricular wall movement automatically from echocardiographic videos. This tool generates the graphs by image segmentation of the endocardial and epicardial walls of the left ventricle in echocardiographic videos (obtained from the Internet), and by simple computational processing, such as thresholding. The obtained graphs were validated with graphs manually obtained from the echocardiographic videos. The shapes of automatic and manual graphs of the epicardial or endocardial walls of the left ventricle were comparable. The average measurement errors (in relation to manual measurement) of the endocardial or epicardial walls were, respectively, $0.5\text{mm}\pm 0.1\text{mm}$ or $2.9\text{mm}\pm 0.2\text{mm}$. It is concluded that the*

results indicate that, once the tool is clinically validated, the computational tool would help effectively the movement analysis of the endocardial or epicardial walls of the left ventricular echocardiographic images.

Keywords: *echocardiogram, left ventricle wall, segmentation, thresholding, automatic.*

Introdução

O exame ecocardiográfico consiste no emprego de ondas ultrassônicas para gerar imagens, bi ou tridimensionais, das estruturas internas e externas do coração durante seu batimento [1], [2]. Assim, ele possibilita visualizar o movimento do coração de maneira não invasiva, de modo a avaliar anormalidades de fluxos, remodelamento das câmaras cardíacas, função sistólica e diastólica.

Dada a crescente utilização do ecocardiograma, verifica-se uma grande necessidade de regulamentação profissional para manuseio e interpretação do exame [3] [4]. Ou seja, existe uma necessidade cada vez maior de ferramentas que auxiliem na manipulação e compreensão do resultado do exame. Em se tratando de métodos computacionais, há diversas ferramentas para mensuração do volume das câmaras cardíacas, fração de ejeção ventricular, bem como da espessura da parede e cinética das câmaras cardíacas [5]–[6].

A importância do estudo da mecânica e cinética do batimento cardíaco está relacionada ao fato de que muitos problemas do coração, tem seu início por conta de alterações morfológicas do órgão em questão. A hemodinâmica cardíaca está diretamente relacionada com a morfologia e função do coração, de modo que, alterações no movimento das paredes cardíacas bem como da forma delas, influenciam nos padrões do fluxo sanguíneo [7]. Além disso, a medição do movimento das paredes ventriculares e atriais propiciam uma avaliação regional da função de cada uma dessas câmaras.

Dessa forma, se em uma análise geral do funcionamento do coração, medidas como pressão arterial e volume são usadas para diagnosticar a função hemodinâmica, para uma análise regional outras medidas devem ser extraídas que possam retratar com maior fidelidade o comportamento daquela porção específica do coração [8].

Em vista do exposto, o presente artigo tem por objetivo desenvolver uma ferramenta para ajudar na análise do movimento das paredes endocardial e epicardial do ventrículo esquerdo a partir de imagens de vídeos de ecocardiograma. Para tanto, foram segmentadas as paredes

do ventrículo esquerdo do coração, extraindo, automaticamente, medidas do movimento dessa parede. Para a validação dos resultados obtidos neste projeto foram utilizadas medidas extraídas manualmente.

Materiais e métodos

Dez vídeos ecocardiográficos obtidos na Internet (Youtube), foram selecionados neste trabalho. Os critérios de seleção foram: utilizar somente vídeos de ecocardiogramas de corações humanos saudáveis; o ecocardiograma deveria ser da janela parasternal esquerda com corte longitudinal do coração para maximizar a visibilidade do ventrículo esquerdo; e a parede do ventrículo esquerdo deveria estar visível no vídeo.

Após a seleção dos vídeos, foram extraídas sequências de quadros correspondentes a um ciclo cardíaco (da sístole até a diástole). Com isso, na média, cada vídeo contém cerca de 20 quadros. Analisando o padrão dos quadros extraídos dos vídeos, notou-se que a parede epicardial poderia ser identificada como uma região mais esbranquiçada em relação a outras estruturas, enquanto a parede endocardial pode ser identificada como uma região acima da parede epicardial um pouco mais escura que a mesma. A Figura 1, mostra um exemplo do quadro de um dos vídeos utilizados, em que um traçado verde foi feito manualmente sobre a parede endocardial, e um azul, sobre a parede epicardial.

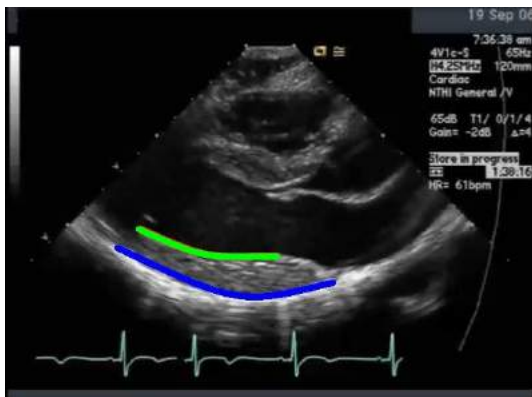


Figura 1: Exemplo da marcação da parede epicardial (azul) e endocardial (verde) do ventrículo esquerdo na imagem ecocardiográfica (plano paraesternal esquerdo; corte longitudinal).

Após o reconhecimento da localização das paredes do ventrículo utilizou-se uma limiarização para segmentá-la. Para determinar os limiares utilizados levou-se em consideração o histograma das imagens. Quanto mais escuras, menores foram os limiares utilizados. Dessa forma, as imagens foram divididas em 3 classes, de acordo com o histograma: classe de imagens escuras, medianas e claras. Para cada classe foi utilizado um limiar diferente para a segmentação da parede endocardial e epicardial, uma vez que os níveis de cinza dessas regiões são diferentes (a parede epicardial é bem mais clara que a endocardial). Esses valores utilizados foram determinados por meio de testes exaustivos que buscaram encontrar para todos os vídeos o limiar ótimo em cada situação.

Para remover regiões externas que não pertencem às paredes do ventrículo, foram utilizadas operações

morfológicas (dilatação seguida de fechamento). Ao final dessa etapa, seleciona-se o maior componente conexo e extrai-se o contorno da parte superior desse região. Esta será a curva que representa a parede procurada (endocardial ou epicardial).

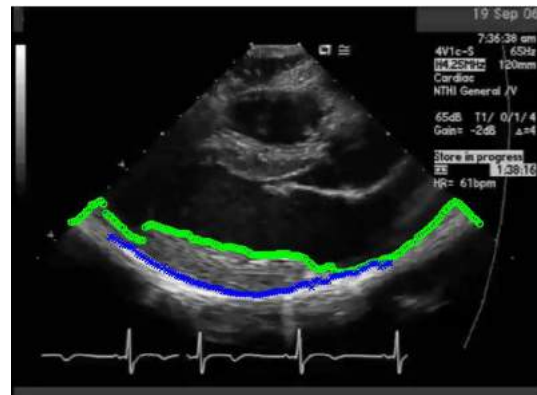


Figura 2: Resultado da segmentação das paredes endocardial (em verde) e epicardial (em azul), sem a delimitação da região de interesse.

Seleção da região de interesse – Como pode ser observado na Figura 2, a segmentação marca mais região do que aquela que realmente representa o ventrículo. Além disso, as medidas das paredes não são extraídas na região da válvula mitral e nem próximo à borda que delimita o cone que representa a imagem do ecocardiograma. Estas regiões podem ser fontes de erros decorrentes do posicionamento do aparelho do exame e do posicionamento da válvula sobre a parede ventricular. Dessa forma, a próxima etapa foi a seleção da região de interesse na parede segmentada, levando em consideração a região confiável (segundo cardiologistas) para extração de medidas relacionadas ao ventrículo esquerdo.

Nessa etapa, a curva da parede ventricular foi dividida em três partes iguais. Para detectar o ponto inicial, foi realizada uma varredura em x no primeiro terço da curva calculando a distância em y de cada ponto com seu sucessor. Em seguida são separados todos os pontos que possuem uma distância maior que 15 pixels (valor determinado experimentalmente). Se não tiver nenhuma distância maior que o limiar determinado (no caso 15 pixels), a janela inicial começa no primeiro ponto da curva. Caso contrário, entre todos os pontos maiores que o limiar é selecionado aquele com maior valor em x. Como pode ser verificado na Figura 2, há uma região de descontinuidade no primeiro terço da imagem e esta será a região encontrada (linha amarela à esquerda na Figura 3).

Para selecionar o ponto final da janela foi tomado o segundo terço da curva. Verificou-se que essa região descarta parte do movimento da válvula mitral que não é interessante na análise do movimento da parede. Nessa região buscou-se o primeiro ponto em x, cuja a distância em y dele como seu sucessor fosse maior que o limiar de 15 pixels (valor também determinado experimentalmente). Caso nenhuma distância seja maior que o limiar, é selecionado o primeiro ponto do segundo terço. No exemplo mostrado na Figura 2, não foi encontrada essa descontinuidade em y, portanto foi assumido o primeiro ponto do segundo terço (linha amarela à direita na Figura 3).



Figura 3: Janela de processamento detectada automaticamente

Este cálculo para encontrar o ponto inicial e final é realizado para todos os quadros da sequência de imagens do vídeo. Para encontrar os limites gerais que serão usados para todas as imagens em um vídeo, seleciona-se aquele que apresenta o maior valor de x inicial e o menor de x final em todas as imagens daquele vídeo. Com isso, é possível garantir que a região final não incluirá regiões que não representam verdadeiramente o movimento do ventrículo. A Figura 3 ilustra o local em que cada curva deverá ser cortada, ficando limitada à região entre as retas. O resultado final do vídeo referente à Figura 3 (curvas já com o corte) é apresentado na Figura 4 (c).

Análise do Movimento – Uma vez delimitada a região confiável para extração de medidas, o próximo passo foi analisar o movimento das paredes durante o batimento do coração. Para a determinação do ponto que foi usado como referência para detecção automática do deslocamento da parede em cada quadro do vídeo, foi considerado o ponto médio da curva resultante que representa cada parede do ventrículo esquerdo. Na verdade, qualquer ponto escolhido dentro da região de confiança (dentro da janela de processamento) representa o movimento real das paredes do ventrículo.

Para validar os resultados, os gráficos dos movimentos das paredes endocárdica e epicárdica foram comparados com os gráficos obtidos por medidas manuais. A medição foi feita, quadro a quadro, em um ciclo de contração, em cada um dos dez vídeos selecionados. O erro da medição automática (MA), expresso em mm, foi calculado, quadro a quadro, tendo como referência o valor do deslocamento da medição manual (MM):

$$\text{Erro} = |\text{MA} - \text{MM}| \quad (1)$$

Resultados

A Figura 4 mostra alguns dos resultados da segmentação. É possível verificar que tanto a parede epicárdica quanto a endocárdica foram detectadas de maneira aceitável. Foram colocados exemplos em diferentes momentos do ciclo cardíaco em cada vídeo, uma vez que todas as imagens correspondentes um ciclo cardíaco foram segmentadas. Em alguns casos, a curva da parede endocárdica marca uma região pertencente à válvula, mas isso não é problema, uma vez que o ponto

utilizado para extração do movimento nunca inclui essa região.

Os gráficos do movimento das paredes endocárdica e epicárdica comparados com os gráficos obtidos por medidas manuais podem ser vistos na Figura 5 e 6. Estes gráficos correspondem às figuras do vídeo representado pela Figura 4(c).

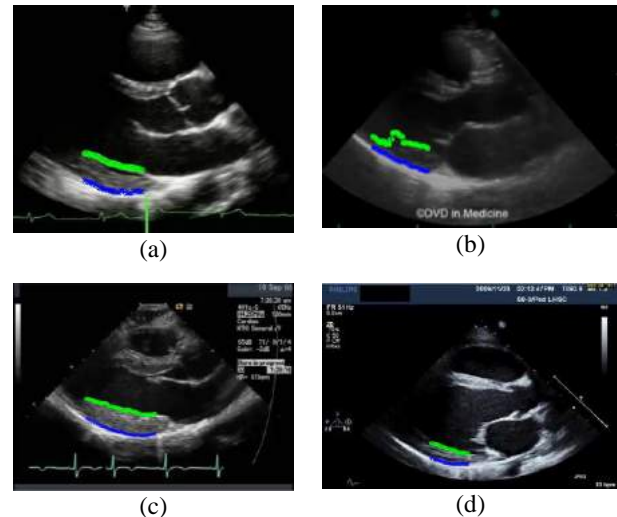


Figura 4: Exemplos de resultados da segmentação. Com círculos verdes encontram-se representada a segmentação da parede endocárdica e com traços azuis a parede epicárdica.

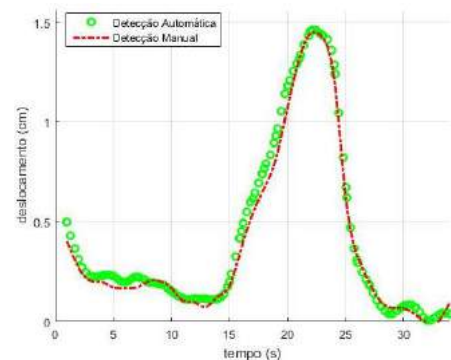


Figura 5: Gráfico do deslocamento da parede endocárdica do vídeo referente à Figura 4(c). Azul: detecção automática; Vermelho: detecção manual.

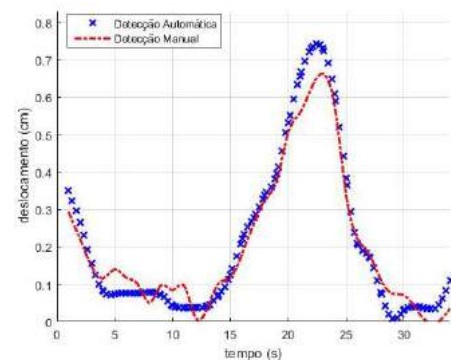


Figura 6: Gráfico do deslocamento da parede epicárdica do vídeo referente à Figura 4(c). Azul: detecção automática; Vermelho: detecção manual

Observa-se que, tanto na detecção automática quanto na manual, as formas das curvas de deslocamento das paredes são qualitativamente equiparáveis. O erro percentual médio em relação ao gráfico do deslocamento da parede epicardial foi de $0,5\text{mm} \pm 0,1\text{mm}$ e para a parede endocardial foi de $2,9\text{mm} \pm 0,2\text{mm}$. O resultado apresentado nesse trabalho é interessante também para acompanhar o movimento das paredes endocardial e epicardial durante vários ciclos. Isso é ilustrado no gráfico apresentado na Figura 7. Pode ser verificado também que, como esperado, o deslocamento da parede endocardial (curva em vermelho) é cerca de duas vezes maior do que o da parede epicardial (curva em azul).

Discussão e Conclusão

Um avanço mencionável do presente trabalho foi a determinação de uma janela de processamento confiável para mensuração automática do movimento da parede ventricular. A necessidade de se limitar a região de escolha do ponto para detecção do movimento ocorreu devido à segmentação apresentar como resultado uma marcação que abrange toda a região do corte ecocardiográfico da parede ventricular esquerda. Além disso, as medições não podem ser realizadas perto do fim do corte do próprio ecocardiograma, bem como não devem ter interferência da válvula mitral. Dessa maneira, a detecção automática atua em uma região da parede ventricular confiável para acompanhar seu movimento. A escolha desse modo de detecção e da delimitação da região foi validada por especialista da área médica, e está de acordo com o recomendado na literatura [9].

Os resultados dos gráficos apresentados, assim como a média dos erros (em relação às medições manuais), são indicativos positivos da eficácia do método. Foram utilizadas técnicas simples de processamento de imagens, como limiarização, e operações morfológicas, cujos resultados se mostraram satisfatórios para o acompanhamento do movimento ventricular, mesmo em diferentes pontos da parede. Deve-se levar em consideração que existe o erro de marcação intrínseco da marcação manual. Dessa forma, embora não tenham sido feitas novas marcações nas mesmas imagens por outro usuário, dado o trabalho exaustivo que esse processo demanda, caso tivesse ocorrido é razoável esperar uma curva ligeiramente diferente daquela usada neste trabalho.

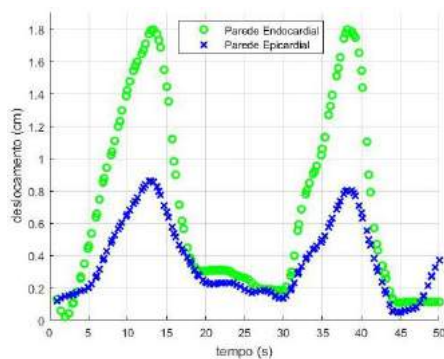


Figura 7: Gráfico do movimento das paredes endocardial e epicardial, representado em círculos verdes e traços azuis, respectivamente, para um vídeo com 2 ciclos cardíacos.

Nota-se na literatura que há divergências entre engenheiros e cardiologistas quanto qual seria a maneira adequada de se fazer medições das paredes cardíacas e de seu movimento, dificultando muitas vezes a comparação direta das relevâncias clínicas das medições nas diferentes abordagens [4][7]. Mesmo utilizando métodos simples, foi possível extrair medições automáticas de movimentos da parede ventricular esquerda. No entanto, para uma comparação objetiva com dados da literatura, além da já mencionada dificuldade inerente para isso, ainda são necessários testes de validação clínica da ferramenta. Este é o próximo passo natural do presente trabalho.

Em vista do exposto, conclui-se que os resultados indicam que a técnica computacional desenvolvida pode, uma vez validada clinicamente, efetivamente ajudar na análise do movimento das paredes endocardial e epicardial do ventrículo esquerdo a partir de imagens ecocardiográficas.

Agradecimentos

Agradecemos à Fapesp e ao Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico (CNPq) pelo suporte financeiro.

Referências

- [1] Gorcsan, J; Tanaka, H. Echocardiographic assessment of myocardial strain,” J. Am. Coll. Cardiol., 2011, 58(14):1401–1413.
- [2] Ashley, EA; Josef Niebauer, J. Cardiology Explained. London: Remedica, 2004, 246 pages.
- [3] Houghton, R. Making Sense of Echocardiography, Second Edi. C R C PRESS, 2014, 352 pages.
- [4] Miyasaka, Y; Tsujimoto, S; Maeba, H; Yuasa, F; Takehana, K; Dote, K; Iwasaka, T. Left atrial volume by real-time three-dimensional echocardiography: Validation by 64-slice multidetector computed tomography. J. Am. Soc. Echocardiogr., 2011, 24(6):680–686.
- [5] Voigt JU, Pedrizzetti G, Lysyansky P, Marwick TH, Houle HC, Baumann R, et al. Definitions for a Common Standard for 2D Speckle Tracking Echocardiography. Consensus document of the EACVI/ASE/ Industry Task Force to Standardize Deformation Imaging. Eur Heart J Cardiovasc Imaging. Eur Heart J Cardiovasc Imaging. 2013;14:303–308.
- [6] Rohner, A et al. Functional assessment of the left atrium by real-time three-dimensional echocardiography using a novel dedicated analysis tool: Initial validation studies in comparison with computed tomography, Eur. J. Echocardiogr., 2011; 12(7), 497–505.
- [7] Chnafa, S; Mendez, S; Nicoud, F. Image-based large-eddy simulation in a realistic left heart. Comput. Fluids, 2014, 94:173–187.
- [8] Ingrassia, CM; Usyk, TP; Kerckhoffs, RCP; McCulloch, AD; Costa, KD; Holmes, JW. Model-based development of four-dimensional wall motion measures. Comput. Methods Appl. Mech. Eng., 2007, 196 (31–32): 3061–3069.
- [9] Lang, RM. et al. Recommendations for Cardiac Chamber Quantification by Echocardiography in Adults: An Update from the American Society of Echocardiography and the European Association of Cardiovascular Imaging. Journal of the American Society of Echocardiography. 2015, 28(1):1-39.e14.

AVALIAÇÃO DE MÉTODOS DE FUSÃO DE IMAGENS MULTIFOCAIS APLICADOS A IMAGENS BACILOSCÓPICAS DE CAMPO CLARO UTILIZADAS NO DIAGNÓSTICO DA TUBERCULOSE

K. M. B Pinto*, M. G. F. Costa*, L. B. M. Fujimoto**, M. M. Ogusku*** e C. F. F. Costa Filho*

*Centro de P&D de Tecnologia Eletrônica e da Informação, CETELI – UFAM, Manaus-AM, Brasil

**Faculdade de Medicina – UFAM, Manaus-AM, Brasil

***Instituto Nacional de Pesquisas da Amazônia, Manaus-AM, Brasil

e-mail: kelymacielbp@gmail.com

Resumo: O melhor método para fusão de imagens multifocais é estabelecido dependendo da aplicação para qual é usado. Este artigo avalia diferentes técnicas de fusão de imagens multifocais em imagens baciloscópicas de campo claro para diagnóstico da tuberculose. As técnicas de fusão utilizadas foram: seleção do *pixel* de maior valor; cálculo da frequência espacial; combinação dos coeficientes *wavelet* e o gradiente local desses coeficientes; seleção dos coeficientes *wavelet* máximos ou mínimos; e seleção dos coeficientes *curvelet* com maiores valores em cada posição, orientação e escala. O desempenho de cada técnica foi mensurado segundo as seguintes métricas de qualidade: Variância, *Edge Information Preservation* e *Average Universal Quality Index*. O método de fusão no domínio espacial com seleção do *pixel* de maior valor produziu os melhores resultados.

Palavras-chave: Fusão de imagens, imagens multifocais, baciloscopia de campo claro, tuberculose

Abstract: *The best method for multi-focus image fusion changes from task to task. This work investigates several techniques applied to optical sputum smear microscopic images. The techniques used were - a rule of maximum pixel value selection; - the use of spatial frequency; - combination of the sampling wavelet coefficient and its local gradient features; - a rule of maximum or minimum wavelet coefficient selection; and - absolute value selection rule of curvelet coefficient. The performance of each technique was evaluated through the following quality metrics: Variance, Edge Information Preservation and Average Universal Quality Index. The results showed that the method in spatial domain with a rule of maximum pixel value selection yields the best results.*

Keywords: *Image fusion, multi-focus images, optical sputum smear microscopic images, tuberculosis*

Introdução

Aplicações automatizadas em imagens microscópicas, como por exemplo a baciloscopia automatizada [1], enfrentam um problema, inerente a este tipo de imagem, que é o efeito borrado introduzido por objetos que estão fora do plano em foco, afetando a precisão da segmentação de objetos e demais tarefas de

análise de imagem [2]. Nesse contexto, ressalta-se a importância da utilização de técnicas de fusão de imagens multifocais para contornar este problema.

A fusão de imagens multifocais pode ser definida como o processo de combinar as informações de um conjunto de duas ou mais imagens em uma única imagem em que todos os objetos estão em foco. Em microscopia, geralmente os métodos exploram imagens multifocais (adquiridas ao longo do eixo óptico, eixo z, do microscópio) visando a obtenção de uma imagem de foco estendido.

Os métodos de fusão existentes na literatura podem ser classificados em dois grandes grupos, em função do domínio em qual trabalham: domínio espacial e domínio da frequência. Os métodos que trabalham no domínio espacial geralmente são computacionalmente mais simples e podem ser usados em aplicações de tempo real [3]. Além disso, a facilidade de uso os tornam bastante atrativos, por isso, diversos trabalhos desenvolvidos neste domínio vêm sendo publicados [3, 4, 5]. Os métodos que trabalham no domínio da frequência assumem a hipótese de que as imagens mais em foco contêm mais detalhes e, portanto, mais componentes de alta frequência. Apesar de serem computacionalmente mais complexos, em algumas aplicações, superam os métodos que trabalham no domínio espacial [5]. Dessa forma, muitos trabalhos vêm sendo desenvolvidos também no domínio da frequência [6, 7, 8].

Apesar de existirem diversos métodos para fusão de imagens multifocais, estudos em percepção indicam que a melhor estratégia de fusão depende da aplicação para qual a estratégia é aplicada [9]. Assim, o melhor método muda de aplicação para aplicação [10].

Neste artigo, endereça-se a necessidade de avaliar diferentes técnicas de fusão de imagens multifocais, com vistas a definir, a melhor técnica de fusão para obtenção de imagens onde o maior número possível de bacilos esteja em foco. Este fator é de grande importância para viabilização da baciloscopia automatizada.

Técnicas de fusão de imagens multifocais e métricas de desempenho

Detalhes das cinco técnicas de fusão multifocal avaliadas são apresentadas a seguir. As duas primeiras correspondem a técnicas no domínio espacial, enquanto

que as três últimas são implementadas no domínio da frequência. Ressalta-se que nenhuma dessas técnicas foram empregadas originalmente na obtenção de imagens de foco estendido em microscopia de campo claro para diagnóstico da tuberculose.

1) **Fusão através da seleção do pixel de maior valor (PMV) - Piccinini et al. [5].** Nessa técnica, inicialmente, aplica-se um filtro para detecção de bordas associado a um filtro de média para redução de ruídos; a seguir é realizada a identificação das regiões em foco, através da seleção do *pixel* de maior intensidade no eixo *z*. Nesse passo é criado um mapa de profundidade que armazena o número da fatia (no eixo *z*) correspondente à máscara derivativa que contém o valor máximo; filtra-se, então, o mapa de profundidade através de um filtro majoritário, com o intuito de promover a continuidade dos valores de *pixels* que são adjacentes. Uma imagem final é construída através do mapa de profundidade, copiando-se a intensidade do *pixel* da imagem original de acordo com a posição no eixo *z* apontada pelo mapa.

2) **Fusão através do cálculo da frequência espacial (FRE) - Li et al. [3].** Primeiramente, é realizada a decomposição das imagens de entrada em blocos de tamanhos fixos; a seguir, calcula-se a frequência espacial de cada bloco; a partir daí, faz-se a comparação da frequência espacial de cada bloco (no eixo *z*) e constrói-se os blocos da imagem de foco estendido utilizando os blocos das imagens originais que possuem a maior frequência espacial; por fim, aplica-se um filtro majoritário para se obter a imagem fundida.

3) **Combinação dos coeficientes wavelet com o gradiente local (WGL) - Song et al. [6].** O algoritmo inicia com a aplicação da Transformada *Wavelet* Discreta às imagens de entrada; o segundo passo é a realização do cálculo do gradiente local dos coeficientes *wavelet*; a seguir, realiza-se a medida de atividade, combinando os coeficientes *wavelet* no ponto amostrado (*m,n*) e o respectivo gradiente neste ponto; a seleção dos coeficientes da imagem final é feita identificando-se os que possuem os maiores níveis de atividade (no eixo *z*) dentre os coeficientes das imagens originais; aplica-se a Transformada *Wavelet* Discreta Inversa para se obter a imagem fundida final.

4) **Aplicação da Transformada Wavelet Estacionária e seleção dos coeficientes máximos ou mínimos (EMM) - Liu et al. [7].** Inicialmente, aplica-se a Transformada *Wavelet* Estacionária às imagens de entrada; em seguida realiza-se a seleção dos coeficientes para a imagem fundida resultante. A seleção é realizada escolhendo-se os de valor máximo (no eixo *z*) para os coeficientes de detalhe e os de valor mínimo (no eixo *z*) para os coeficientes de aproximação; para finalizar, aplica-se a Transformada *Wavelet* Estacionária Inversa, obtendo-se a imagem fundida resultante.

5) **Utilização da Transformada Curvelet e seleção dos coeficientes com maiores valores (CSM) - Tessens et al. [8].** O primeiro passo do método corresponde a decomposição das imagens de entrada em coeficientes *curvelet* complexos através da aplicação da Transformada *Curvelet*; para cada posição, orientação e

escala, escolhe-se os coeficientes *curvelet* com maior valor absoluto (no eixo *z*); e, por fim, aplica-se a Transformada *Curvelet* Inversa para obtenção da imagem final.

Métricas de Desempenho - De forma geral, a quantificação de quão eficiente é um método de processamento de imagem, é relativa, ou seja, a avaliação pressupõe a existência de uma imagem “referência” para comparação. Entretanto, na fusão de imagens multifocais, nem sempre é possível dispor dessa imagem “ideal”. Isso é especialmente verdade para imagens de microscopia, como as manipuladas nesse trabalho. É mister, portanto a utilização de métricas de qualidade que não necessitem de uma imagem de referência como parâmetro. Após pesquisa bibliográfica e análise minuciosa foram elencadas e utilizadas três medidas de qualidade: Variância [11]; *Edge Information Preservation* (EIP) [12]; e *Average Universal Quality Index* (AUQI) [5].

A primeira delas, a variância, é uma medida de foco. Almir et al. [11] demonstraram que a variância é a melhor métrica de foco para imagens baciloscópicas de campo claro. Quanto maior o valor para a resposta desta função, mais focalizada a imagem se encontra. A variância, *Var*, é descrita a seguir:

$$Var = \frac{1}{MN} \sum_{m,n} (g(m,n) - \bar{g})^2 \quad (1)$$

M e *N* são as dimensões da imagem, *g(m,n)* a intensidade de cada pixel e \bar{g} o nível de cinza médio.

A métrica EIP mede a quantidade de informações de bordas que é transferida das imagens de entrada para a imagem fundida. Considere duas imagens, *I*₁ e *I*₂, e uma imagem resultante da fusão, *F*, a EIP é definida como:

$$EIP = Q^{I_1 I_2 / F} = \frac{\sum_{m=1}^M \sum_{n=1}^N Q^{I_1 F}(m,n) w^{I_1}(m,n) + Q^{I_2 F}(m,n) w^{I_2}(m,n)}{\sum_{m=1}^M \sum_{n=1}^N (w^{I_1}(m,n) + w^{I_2}(m,n))} \quad (2)$$

$Q^{I_1 F}(m,n)$ e $Q^{I_2 F}(m,n)$ são as informações de preservação de bordas em *F* em relação às imagens *I*₁ e *I*₂ respectivamente, para as quais são definidos os pesos $w^{I_1}(m,n)$ e $w^{I_2}(m,n)$ [12]. Os valores possíveis para $Q^{I_1 I_2 / F}$ estão no intervalo entre 0 e 1, sendo o valor 0 atribuído à completa perda de informações de bordas e 1 à total transferência de informações das imagens originais à imagem *F*. Ressalta-se que esta métrica pode se estender facilmente para entradas de mais de duas imagens.

A métrica AUQI é baseada na métrica *Universal Quality Index* (UQI). Wang et al. [13] demonstraram que a UQI, definida na equação (3), é um índice de representação da qualidade da imagem que se assemelha à percepção visual humana.

$$UQI(R, F) = \left(\frac{\sigma_{RF}}{\sigma_R \sigma_F} \right) \left(\frac{2\bar{x}_R \bar{x}_F}{\bar{x}_R^2 + \bar{x}_F^2} \right) \left(\frac{2\sigma_R \sigma_F}{\sigma_R^2 + \sigma_F^2} \right) \quad (3)$$

Sendo *R* uma imagem de referência “ideal”, \bar{x}_R , \bar{x}_F , σ_R , σ_F e σ_{RF} são média, desvio padrão e covariância das imagens *R* e *F*, respectivamente. Entretanto, como esta

métrica requer a utilização de uma imagem de referência, não se adequa a imagens multifocais de microscopia.

Para superar este problema, a métrica AUQI foi proposta como uma extensão da métrica UQI, equação (4), utilizando as imagens originais no lugar de uma imagem de referência.

$$AUQI(I_1, \dots, I_Z, F) = \frac{1}{Z} \sum_{n=1}^Z UQI(I_n, F) \quad (4)$$

Z é o número de fatias de diferentes profundidades focais (no eixo z). Nesta métrica, quanto menor o valor, melhor é a qualidade da imagem.

Materiais e Métodos

Materiais – Foram utilizadas imagens microscópicas de campo claro de esfregaços baciloscópicos. A utilização das amostras de secreção dos pacientes foi previamente aprovada, sem restrições, pelo Comitê de Ética em Pesquisas com Seres Humanos do Instituto Nacional de Pesquisas da Amazônia (protocolo 186/08). As imagens foram adquiridas através de um microscópio Zeiss Axio Imager M2 à objetiva de 100x, com o auxílio do software ZEN 2 Pro. A lâmina utilizada para captura foi corada através do método de Kinyoun, que corresponde ao método Ziehl-Neelsen a frio. Foram adquiridas imagens de 164 campos digitais possuindo, em cada campo, 11 fatias de diferentes profundidades focais (ao longo do eixo z) com distância de 0,52 μm . Os 164 conjuntos de 11 fatias totalizam 1804 imagens *true color* de 1388x1040 *pixels*. A Figura 1 apresenta um exemplo de uma dessas imagens.

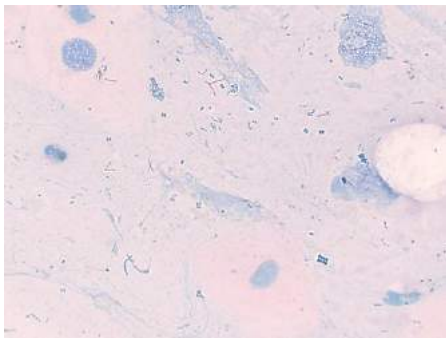


Figura 1: Exemplo de imagem de campo baciloscópicos adquirida em uma das 11 profundidades focais.

Métodos de fusão de imagens – As cinco técnicas de fusão de imagens multifocais apresentadas na seção anterior foram implementadas através do ambiente de desenvolvimento MATLAB®, versão R2015a, e testadas nos 164 conjuntos de imagens adquiridos. A avaliação de desempenho foi realizada através das métricas igualmente apresentadas na seção anterior.

Os parâmetros utilizados na implementação de cada técnica foram: filtro de média de 15x15 e filtro majoritário de 5x5 no método PMV; blocos de tamanho 8x4, limiar de 5x10⁻⁴ e filtro majoritário de 3x3 no FRE; função *wavelet* db4 e 2 níveis de decomposição para

WGL; função *wavelet* sym5 e 2 níveis de decomposição para EMM; e 8 níveis de decomposição para CSM.

Resultados

Na Figura 2 apresenta-se o desempenho dos métodos de fusão implementados e testados (PMV, FRE, WGL, EMM, CSM), segundo as métricas de qualidade: Variância, EIP e AUQI. Para cada um dos 164 conjuntos de imagens foram obtidas 5 imagens de foco estendido, uma para cada técnica.

A Tabela 1 reúne os valores médios relativos aos apresentados nos gráficos da Figura 2, bem como apresenta o *ranking* dos métodos, segundo as três métricas. A Figura 3 ilustra o efeito de melhoria na definição dos bacilos obtida com um processo de fusão. A Figura 3(a) apresenta uma região de 73x41 pixels contendo bacilos, retirada de uma imagem original (a mais em foco dentre as 11 de um dado campo) e a Figura 3(b) apresenta a respectiva região de uma imagem processada, através da técnica PMV. Os valores de Variância calculados atestam a melhoria da qualidade de foco da imagem processada.

Discussão

Ao analisar a Tabela 1, pode-se observar que o método WGL obteve os melhores resultados para as métricas de variância e AUQI, entretanto, quando avaliado pela métrica EIP, mostrou-se o último no *ranking*. Esta análise indica que este método possui um bom resultado para quantidade de foco e índice de percepção visual, todavia, pouco preserva informações de bordas das imagens originais. Em contrapartida, o melhor método avaliado pela EIP foi o PMV. Observa-se também que este método apresentou a melhor combinação de posicionamento no *ranking* das três métricas. Assim, dentre os métodos testados o PMV apresenta-se como o de melhor desempenho para fusão de imagens multifocais aplicadas a imagens microscópicas de bacilos.

Conclusão

A baciloscopia direta continua tendo papel relevante no diagnóstico da tuberculose pulmonar, pois permite descobrir as fontes de infecção mais contagiantes. No entanto, essa técnica padece com problemas de variabilidade intra e interobservador, tornando a busca por um método automático de extrema relevância. Um método de fusão de imagens associado a técnicas de detecção e contagem de bacilos nos campos baciloscópicos viabilizará a baciloscopia automática. Dentro desse contexto, neste trabalho, diferentes técnicas de fusão de imagens multifocais foram aplicadas a imagens microscópicas de campo claro de bacilos da tuberculose e avaliadas quantitativamente através de métricas de qualidade. O método de melhor desempenho foi a fusão através da seleção do *pixel* de maior valor (PMV), desenvolvido no domínio espacial, sendo este preferível para utilização no desenvolvimento de

aplicações em imagens bacilosópicas de campo claro.

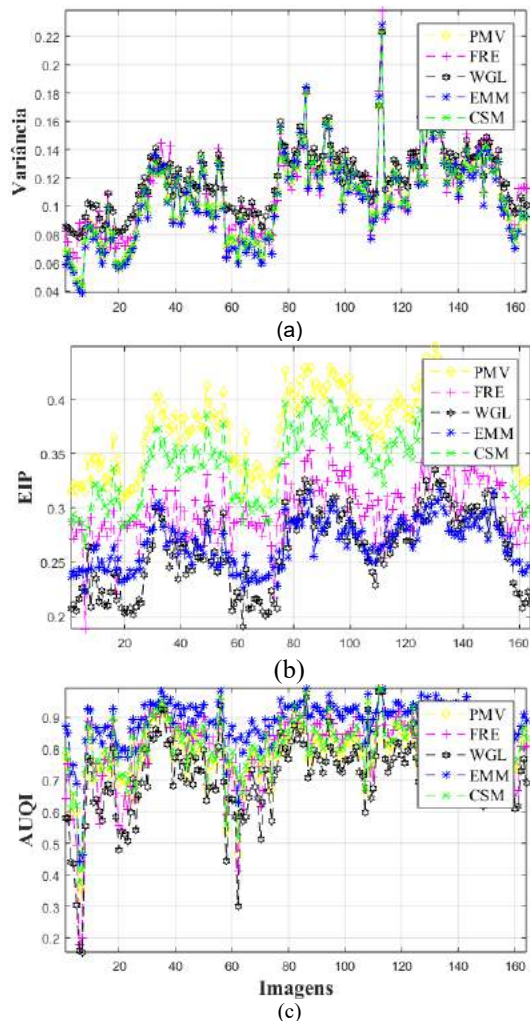


Figura 2: Desempenho das técnicas de fusão segundo as métricas: (a) Variância, (b) EIP, (c) AUQI.

Tabela 1: Média das métricas de qualidade e *ranking* dos métodos.

Método	Variância		EIP		AUQI	
	Média	Rank	Média	Rank	Média	Rank
PMV	0.1084	3°	0.3776	1°	0.7966	2°
FRE	0.1114	2°	0.2997	3°	0.8052	3°
WGL	0.1202	1°	0.2608	5°	0.7204	1°
EMM	0.1057	5°	0.2673	4°	0.8909	5°
CSM	0.1079	4°	0.3462	2°	0.8146	4°



Figura 3: Região extraída da imagem de um campo, contendo bacilos: (a) imagem original (Variância=0,1415), (b) imagem processada (Variância=0,1445)

Agradecimentos

Os autores agradecem a FAPEAM, Processo no.062.00575/2014-PROTI-PESQUISA, e a Samsung

Eletrônica da Amazônia Ltda., através do Projeto de pesquisa e formação de RH, em nível de graduação e pós-graduação, no âmbito da Lei no. 8.387 (art.2°)/9, pelo suporte financeiro.

Referências

- [1] Costa Filho CFF, Levy PC, Xavier CM, Fujimoto LBM, Costa MGF. Automatic identification of tuberculosis mycobacterium. *Research on Biomedical Engineering*. 2015; 31(1):33-43.
- [2] Castleman KR, Merchant FA, Wu Q. *Microscope image processing*. 1st ed. London: Academic Press; 2008.
- [3] Li S, Kwok JT, Wang Y. Combination of images with diverse focuses using the spatial frequency. *Information Fusion*. 2001; 2:169-176.
- [4] Li M, Dong Y. Review on technology of pixel-level image fusion. In: *Proceedings of the 2nd International Conference on Measurement, Information and Control*; 2013 Aug 16-18; Harbin, China. 2013 p. 341-4.
- [5] Piccinini F, Tesei A, Zoli W, Bevilacqua A. Extended depth of focus in optical microscopy: assessment of existing methods and a new proposal. *Microscopy Research and Technique*. 2012; 75:1582-1592.
- [6] Song Y, Li M, Li Q, Sun L. A new wavelet based multi-focus image fusion scheme and its application on optical microscopy. In: *Proceedings of the 2006 IEEE International Conference on Robotics and Biomimetics*; 2006 Dec 17-20; Kunming, China. 2006 p. 401-5.
- [7] Liu Y, Yu F. An automatic image fusion algorithm for unregistered multiply multi-focus images. *Optics Communications*. 2015; 341:101-113.
- [8] Tessens L, Ledda A, Pizurica A, Philips W. Extending the depth of field in microscopy through curvelet-based frequency-adaptive image fusion. In: *Proceedings of the 2007 IEEE International Conference on Acoustics, Speech and Signal Processing*; 2007 Apr 15-20; Viena, Austria. 2007 p. I-861-4.
- [9] Toet A, Franken EM. Perceptual evaluation of different image fusion schemes. *Displays*. 2003; 24(1):25-37.
- [10] Hassen R, Wang Z, Salama MMA. Objective quality assessment for multiexposure multifocus image fusion. *IEEE Transactions On Image Processing*. 2015; 24(9):2712-2724.
- [11] Kimura Junior A, Costa MGF, Costa Filho CFF, Fujimoto LBM, Salem J. Evaluation of autofocus functions of conventional sputum smear microscopy for tuberculosis. In: *Proceedings of the 32nd Annual International Conference of the IEEE EMBS*; 2010 Aug 31 – Sep 4; Buenos Aires, Argentina. 2010 p. 3041-4.
- [12] Xydeas CS, Petrovic V. Objective image fusion performance measure. *Electron Letter*. 2000; 36(4):308-309.
- [13] Wang Z, Bovik AC. A universal image quality index. *IEEE Signal Process Letters*. 2002; 9(3):81-84

DETECÇÃO AUTOMÁTICA DA PUPILA USANDO AJUSTE DE ELIPSE

L. V. Romaguera*, F.P. Romero*, C. R. V. Seisdodos**, C. F. F. Costa Filho*, M. G. F. Costa*

*Universidade Federal do Amazonas, Manaus, Brasil

** Universidade de Oriente, Santiago de Cuba, Cuba

e-mail: lisetvr90@gmail.com

Resumo: A detecção da pupila é uma etapa de grande importância em várias aplicações de visão computacional tais como as interfaces homem – máquina, estudos do comportamento humano, estimativa do olhar e outras. Nesse processo, atingir robustez e acurácia, especialmente em imagens não ideais, resulta um desafio. Neste artigo, é proposto um novo método para resolver esse problema. Inicialmente é feito um pré-processamento sobre a imagem de entrada (binarização, operações morfológicas, detecção de bordas). Em seguida, uma elipse é ajustada à pupila. A metodologia foi avaliada em 1200 imagens da base de dados CASIA V2. Os resultados obtidos mostram um bom desempenho para uma variedade de imagens não ideais.

Palavras-chave: Processamento de imagens, rastreamento ocular, detecção de pupila, ajuste de elipse.

Abstract: *Pupil detection is a very important step in many machine vision applications such as human – computer interface, study of human behavior, gaze estimation and others. Accurate and robust pupil detection especially in non-ideal eye image is a challenging task. In this paper, a new method to solve this problem is proposed. First a preprocessing is performed on the input image (binarization, morphologic operation, edge detection). Then an ellipse is fitted to pupil. This approach was evaluated on 1200 images from CASIA V2 database. The results show that it can perform well for a variety of non-ideal eyes images.*

Keywords: *Image processing, eye tracking, pupil detection, ellipse fitting.*

Introdução

O rastreamento ocular consiste na estimativa contínua do ponto observado pelo usuário numa superfície, por exemplo, a tela de um computador. Isto é utilizado em múltiplas aplicações tais como a interação homem-máquina, interfaces para usuários com deficiências, estudos do comportamento humano, avaliação de motoristas, estudos de usabilidade, pesquisas nas neurociências e outras [1]. Na última década, o desenvolvimento de tecnologias e ferramentas para o rastreamento ocular tem sido uma área em constante crescimento. Técnicas de visão computacional são usadas para o rastreamento ocular. Dentro desse processo uma etapa importante é a localização do centro da pupila para calcular a direção do olhar. Para as aplicações citadas é necessária uma detecção robusta e precisa.

Contudo, as variações de iluminação, o ruído e as oclusões constituem desafios para que bons desempenhos sejam alcançados.

No processo de captura das imagens oculares são utilizadas fontes de iluminação natural ou infravermelhas (IR, do inglês *Infrared*). Isso é um elemento que determina o tipo de processamento porque influencia as características da imagem. Os equipamentos requeridos pelos sistemas com luz visível são usualmente mais baratos. Geralmente, o processamento feito para a detecção da pupila nestas imagens aproveita o alto contraste entre as regiões da íris e da esclera. Por outro lado, a iluminação IR é usada pela maioria dos sistemas comerciais de *eye tracking* existentes [2][3][4] e na pesquisa [5][6][7][8]. Essa modalidade de imagem agrega vantagens em relação aos sistemas de luz visível: (a) melhora a qualidade da imagem porque fornece maior estabilidade, (b) não distrai nem incomoda o usuário, pois é invisível ao olho humano, (c) aumenta o contraste entre a íris e a pupila.

Vários métodos têm sido propostos para a segmentação da pupila em imagens de olhos. Em [5] é utilizada uma iluminação IR disposta coaxialmente em relação ao eixo óptico da câmara. As imagens adquiridas possuem duas características relevantes: a pupila apresenta-se mais brilhante do que o resto da imagem e a reflexão da luz na córnea provoca um lampejo (*glint*). Esse tipo de imagem, com pupila brilhante, tem duas desvantagens: (a) quando existe muita iluminação externa na cena, a pupila perde seu contraste em relação ao resto da imagem, e (b) múltiplos “*glints*” afetam sobremaneira o desempenho do algoritmo. Os trabalhos a seguir citados têm em comum o uso de fontes de iluminação IR. Em [6], a pupila é identificada pela aplicação de uma transformada baseada na simetria radial da pupila que utiliza a informação dos níveis de intensidade de cinza dos pixels. No método proposto em [7], os autores determinam uma região inicial usando um detector de características de tipo Haar. Em seguida aplicam o *k-means* no histograma para segmentar a pupila. Por fim, ajustam o contorno da pupila através do algoritmo *Random Sample Consensus* (RANSAC), o qual é um método iterativo utilizado para estimar parâmetros de um modelo matemático a partir de um conjunto de dados observados. Em [8], são combinados um filtro de Kalman com um detector de deslocamento médio que explora o efeito de “pupila brilhante” obtido com iluminação IR.

Os trabalhos [9] e [10] utilizaram uma base de imagens IR pública, a CASIA V2 [11] para avaliarem o desempenho dos métodos propostos.

O algoritmo de detecção da pupila proposto nesse trabalho baseia-se na obtenção do contorno da pupila e do centro da mesma, através do cálculo de uma elipse. Os resultados obtidos serão também comparados com os resultados dos trabalhos [9] e [10], os quais utilizam a mesma base de imagens IR.

Materiais

Os dados utilizados neste trabalho são provenientes da base de dados de imagens oculares infravermelhas (IR) CASIA V2 [11] que contém 60 pastas (cada uma de um indivíduo diferente) totalizando 1200 imagens de 480x640 pixels de resolução, em formato *bmp*. Esta versão contém imagens não ideais de olhos que incorporam elementos como interferência dos cílios, oclusão dos olhos e variações abruptas de iluminação.

Métodos

A metodologia é composta de duas etapas. A primeira consiste no pré-processamento da imagem de entrada. A segunda consiste na aplicação de um método de ajuste de curva o qual produz unicamente soluções elípticas que, sob a normalização $4ac - b^2 = 1$, minimiza a soma das distâncias algébricas quadradas dos pontos da elipse. Esse método, proposto por [12], oferece o melhor compromisso entre velocidade e acurácia para o ajuste da elipse. Sua propriedade de singularidade lhe confere uma robustez extrema ao ruído e usabilidade em muitas aplicações, especialmente em visão computacional.

Na Figura 1 é mostrado o diagrama de blocos do algoritmo de detecção da pupila proposto.

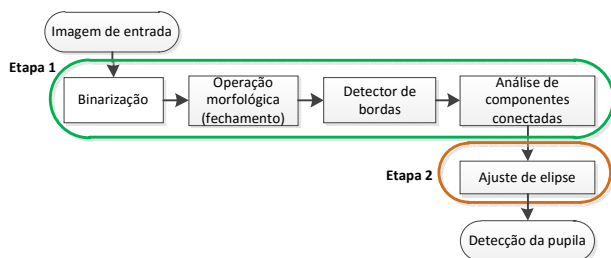


Figura 1. Diagrama de blocos do método proposto.

Etapa 1: Pré-processamento - Inicialmente o algoritmo assume como entrada uma imagem ocular em nível de cinza. Assim, em qualquer outro caso, será necessário a conversão para esse tipo de imagem. Sobre a imagem de entrada é feita uma transformação não linear para obter uma imagem binária. Para isso, um valor de limiar T , foi utilizado de modo que:

$$\begin{aligned} I_{saída}(x, y) &= 1 \text{ se } I_{entrada}(x, y) > T \\ I_{saída}(x, y) &= 0 \text{ se } I_{entrada}(x, y) \leq T \end{aligned} \quad (1)$$

Uma limitação dessa técnica é a dependência de T das condições de iluminação da imagem. No entanto, em imagens IR, como é o caso das imagens da base CASIA, a técnica de limiar pode ser aplicada com sucesso devido a estabilidade dessas imagens em relação a variações de iluminação. Assim, o valor de T , obtido experimentalmente, foi de 0,1 (normalizado).

A morfologia matemática, baseada na teoria de conjuntos, fornece uma gama de algoritmos extremamente úteis para diversas áreas do processamento de imagens incluindo realce, filtragem, segmentação, esqueletização e outras. A operação morfológica de fechamento é o resultado de uma dilatação seguida por uma erosão. Ela tende a suavizar os contornos dos objetos, geralmente funde as descontinuidades estreitas e alonga os golfos finos, elimina pequenos buracos e preenche as lacunas [13]. Neste caso, a referida operação morfológica foi aplicada para reduzir os efeitos de ruído causados pelos cílios e os outros artefatos indesejáveis presentes na imagem binária obtida no passo anterior. A operação de fechamento foi implementada com elementos estruturantes (EE) em forma de disco, de raios 3, 5 e 7, respectivamente. Os melhores resultados na eliminação de artefatos foram alcançados com um EE de raio 5.

Para a detecção de bordas foi aplicado o algoritmo de Canny.

Para a união dos segmentos de bordas, obtidos através do método de Canny, foi implementada uma análise de componentes conectadas em uma vizinhança de 8. A Figura 2 ilustra o processamento resultante dos passos metodológicos até aqui descritos.

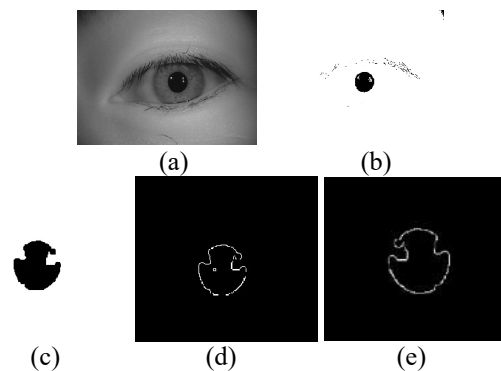


Figura 2. (a) Imagem original. Resultado após: (b) Operação de Limiar (c) Fechamento morfológico (d) Detecção de bordas de Canny (e) Análise de componentes conectadas.

Neste ponto, o conjunto de posições (x, y) dos pixels de contorno (pixels brancos) é armazenado em uma matriz bidimensional, a qual se constituirá nos parâmetros de entrada para a função de ajuste de elipse apresentada a seguir.

Etapa 2: Ajuste de elipse - Em alguns trabalhos a pupila é modelada como um círculo e a detecção é feita em conformidade com esse modelo [10][14]. No entanto, o modelo elíptico possui uma maior adaptabilidade, flexibilidade e robustez em imagens reais.

O algoritmo de ajuste de elipse apresentado aqui está baseado no trabalho do Fitzgibbon, Pilu e Fisher [12]. Originalmente foi proposto para dados dispersos de forma geral. Neste trabalho foi adaptado para nossa aplicação específica. Consiste em um método de ajuste de mínimos quadrados focado em elipses, o qual confere vantagens em termos de sensibilidade às oclusões e ao ruído.

Na Figura 3 é apresentado o diagrama de fluxo correspondente ao algoritmo de ajuste de elipse. No início, deve-se apresentar um vetor com as coordenadas x e y dos pontos resultantes do passo anterior. Em seguida esses dados são normalizados.

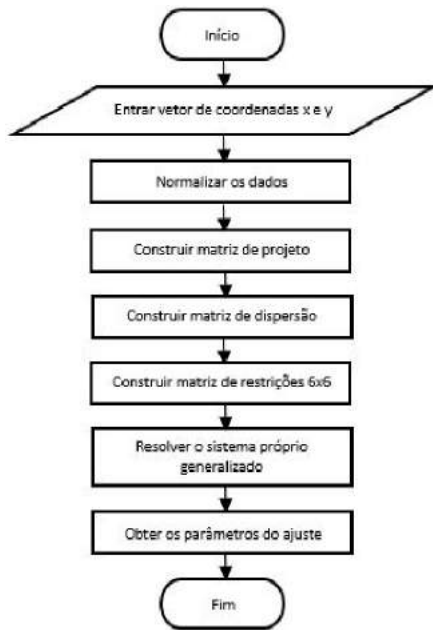


Figura 3. Diagrama de fluxo do algoritmo de ajuste de elipse.

É sabido que uma cônica, de forma geral, pode ser representada por um polinômio de segundo ordem:

$$F(\mathbf{a}, \mathbf{x}) = \mathbf{a} \cdot \mathbf{x} = ax^2 + bxy + cy^2 + dx + ey + f = 0 \quad (2)$$

em que $\mathbf{a} = [a \ b \ c \ d \ e \ f]^T$ e $\mathbf{x} = [x^2 \ xy \ y^2 \ x \ y \ 1]^T$. $F(\mathbf{a}, \mathbf{x}_i)$ é chamada “distância algébrica” de um ponto (x, y) à cônica $F(\mathbf{a}, \mathbf{x}) = 0$.

O ajuste de uma cônica geral pode ser abordado minimizando a soma das distâncias algébricas quadradas da curva para os N pontos \mathbf{x}_i .

$$\mathfrak{D}_A(\mathbf{a}) = \sum_{i=1}^N F(\mathbf{x}_i)^2 \quad (3)$$

Para evitar a solução trivial $\mathbf{a} = \mathbf{0}$, se aplicam restrições ao vetor \mathbf{a} . A minimização das distâncias pode ser resolvida considerando o sistema de valor próprio generalizado:

$$\mathbf{D}^T \mathbf{D} \mathbf{a} = \lambda \mathbf{C} \mathbf{a} \quad (4)$$

em que $\mathbf{D} = [x_1 \ x_2 \ \dots \ x_n]^T$ é a matriz de projeto, $\mathbf{D}^T \mathbf{D}$ é a matriz de dispersão e \mathbf{C} é a matriz de restrições 6×6 .

No caso específico da elipse, a restrição é quadrática da forma $4ac - b^2 = 1$ e pode ser expressada na forma matricial $\mathbf{a}^T \mathbf{C} \mathbf{a} = 1$ como:

$$\mathbf{a}^T \begin{bmatrix} 0 & 0 & 2 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & -1 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 2 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \end{bmatrix} \mathbf{a} = 1 \quad (5)$$

Com as equações e restrições anteriores é construído e resolvido um sistema próprio, o qual possui 6 pares de autovalores e autovetores. Para mais detalhes sobre a base matemática, consultar [12].

Por fim, a função de ajuste devolve os seguintes parâmetros: centro da elipse, raio e orientação. Com esses dados é possível traçar a elipse ajustada à pupila e determinar o centro dela.

Métrica de desempenho – Foi utilizada a figura de mérito da taxa de sucesso (*hit rate* - HR) para mensurar o desempenho do método. A métrica HR é definida na equação (6), como a percentagem de pupilas detectadas corretamente ($D_{corretas}$) em relação ao total de imagens avaliadas (D_{total}).

$$HR = \frac{D_{corretas}}{D_{total}} \cdot 100 \% \quad (6)$$

Implementação – A metodologia apresentada foi implementada no MATLAB® versão R2012b em um computador com processador Intel Core I3 3.30 GHz e 2 GB de memória RAM.

Resultados e Discussão

Como já mencionado, para a validação do método foi utilizada a segunda versão da base de dados CASIA V2, composta por 1200 imagens [11].

Considera-se que a detecção da pupila é bem-sucedida se o erro entre o centro estimado e o real é menor ou igual a 6 pixels [6]. Das 1200 imagens processadas, 1136 foram detectadas com sucesso, representando um *hit rate* de 94,66%. Tal valor de HR é um resultado aceitável, se levamos em consideração que as imagens apresentam fatores de ruído. Na Tabela 1 são apresentadas algumas taxas obtidas em trabalhos similares. O método proposto demonstrou ser competitivo com o estado da arte.

Tabela 1. Comparação de desempenho com trabalhos que utilizam a mesma base de Imagens, CASIA, V2

Trabalho	HR
Mohammed G <i>et al.</i> [9]	87 %
Yuan <i>et al.</i> [10]	95,2 %
Método proposto	94,66 %

Na Figura 4 são apresentadas algumas imagens influenciadas por ruído. Nelas pode-se observar a presença de cílios e oclusão parcial dos olhos, fatores que dificultam a detecção da pupila. Pode-se também observar que a localização da pupila teve sucesso, demonstrando a robustez do algoritmo.

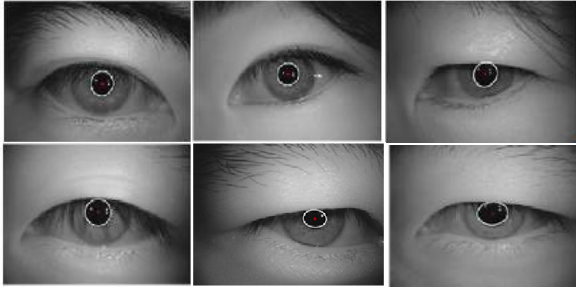


Figura 4. Exemplos de resultados da detecção da pupila em imagens influenciadas por artefatos.

O algoritmo apresentou alguns erros em imagens com variações extremas de iluminação que afetaram a limiarização, fato pelo qual em um trabalho futuro o limiar será determinado de forma adaptativa.

O tempo de execução medido com o programa MATLAB (linguagem interpretada) foi de 6,2 ms. Observa-se que o tempo obtido é levemente inferior aos apresentados em [14], que estão na faixa de 6,5 – 8 ms. Adicionalmente, se o método proposto for implementado em uma linguagem compilada, como C++, o tempo certamente será menor.

Conclusões

Neste artigo, foi proposto e avaliado através da métrica taxa de sucesso (HR) um método para a detecção automática da pupila. O método foi implementado em duas etapas principais: pré-processamento da imagem e o ajuste da elipse. Além de uma taxa de sucesso compatível com os valores da literatura, destacamos a contribuição dada na adaptação do método matemático de ajuste de curvas à nossa aplicação. A validação foi feita sobre a base de dados disponível publicamente, a CASIA V2, e mostrou um bom desempenho em imagens oculares não ideais com várias interferências. Em um trabalho futuro, deve-se trabalhar na proposição de uma técnica de limiarização adaptativa para aumentar a robustez do método ante as variações de iluminação frontal.

Agradecimentos

Os autores gostariam de agradecer à CAPES e à Samsung. Parte dos resultados apresentados neste trabalho foram obtidos através do Projeto de pesquisa e formação de RH, em nível de graduação e pós-graduação, nas áreas de automação industrial, softwares para dispositivos móveis e TV Digital, financiado pela Samsung Eletrônica da Amazônia Ltda., no âmbito da Lei no. 8.387 (art.2º) / 91.

Referências

- [1] Gwon S Y et al. Robust Eye and Pupil Detection Method for Gaze Tracking. In: International Journal of Advanced Robotic System. Int J Adv Robotic Sy, Vol. 10, 98:2013DOI 10.5772/55520; 2013.
- [2] Tobii System. Disponível em: <http://www.tobii.com>
- [3] Eye Tribe Tracker. Disponível em: <https://theeyetribe.com/>
- [4] Polhemus System. Disponível em: <http://polhemus.com/eye-tracking/visiontrak/>
- [5] Goñi S, Echeto J, Villanueva A, Cabeza R. Robust Algorithm for Pupil-Glint Vector Detection in a Video-oculography Eyetracking System. In: Proceedings of the 17th International Conference on Pattern Recognition; 2004.
- [6] Yan B, Li J, Liu S, Yuan H. A Robust Algorithm for Pupil Center Detection. In: 6th IEEE Conference on Industrial Electronics and Applications; 2011.
- [7] Swirski L, Bulling A, Dodgson N. Robust real-time pupil tracking in highly off-axis images. Proceedings of the Symposium on Eye Tracking Research and Applications, pp. 173-176, New York, USA; 2012.
- [8] Zhu Z, Ji Q, Fujimura K, Lee K. Combining Kalman Filtering and Mean Shift for Real Time Eye Tracking Under Active IR Illumination. In: IEEE 1051-4651/02; 2002.
- [9] Mohammed G, Hong BR, Jarjes A. Accurate Pupil Features Extraction Based on New Projection Function. Computing and Informatics, Vol. 29, pp. 663–680, 2010.
- [10] Yuan X, Shi P. A Robust Coarse-to-Fine Method for Pupil Localization in Non-ideal Eye Images. In: Conference on Machine Vision Applications; 2007.
- [11] CASIA V2 Database. Disponível em: <http://biometrics.idealtest.org/dbDetailForUser.do?id=2>
- [12] Fitzgibbon A, Pilu M, Fisher R. Direct Least Square Fitting of Ellipses. In: IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence, Vol. 21, No. 5. DOI: 0162-8828/99; 1999.
- [13] Gonzalez R C, Woods R E. Digital Image Processing. Third Edition, Pearson Prentice-Hall, New Jersey, US, pp. 550-556; 2008.
- [14] Soltany M, Zadeh S T, Pourreza H R. Fast and Accurate Pupil Positioning Algorithm using Circular Hough Transform and Gray Projection. In: International Conference on Computer Communication and Management; 2011.

BACILOSCOPIA AUTOMATIZADA: UMA REVISÃO SOBRE OS AVANÇOS TECNOLÓGICOS

M.G.F. Costa*, L.V. Romaguera*, F.P. Romero*, S.L.M. Silva*, J.P.G.F. Costa**, C.F.F. Costa Filho*

*CETELI, PPGEE/UFAM, **FM/UFAM, Manaus, Brasil
e-mail: mcosta@ufam.edu.br

Resumo: A tuberculose é uma doença contagiosa causada pela *Mycobacterium tuberculosis* que afeta tipicamente os pulmões. A baciloscopia de campo claro é a técnica com o maior custo-efetividade para o diagnóstico de pacientes, bem como para o monitoramento do progresso da doença. Em face da grande da baciloscopia, métodos que visam a sua automatização estão sendo desenvolvidos. Neste trabalho é apresentada uma análise dos métodos existentes para a detecção de bacilos em microscopia de campo claro, bem como as principais tendências, limitações e desafios da baciloscopia automatizada.

Palavras-chave: Baciloscopia, microscopia de campo claro, detecção de bacilos, tuberculose.

Abstract: *Tuberculosis is a contagious disease caused by Mycobacterium tuberculosis that typically affects the lungs. The light field bacilloscopic is the tool with the most cost-effectiveness for the diagnosis of patients and for monitoring the progress of the disease, for which tools and technologies for automating this process are being developed. This paper presents an analysis of existing methods for bacilli detection in conventional sputum smear microscopy, as well as the main trends, constraints and challenges of automated bacilloscopic.*

Keywords: *light field microscopy, bacillus detection, tuberculosis, sputum smear*

Introdução

Mais de 2 bilhões de pessoas, correspondente à um terço da população terrestre estão infectados com tuberculose (TB). Em 2014, 9,6 milhões de pessoas em todo o mundo foram diagnosticadas com (TB). A incidência de TB continua a refletir as inequidades de saúde e socioeconômicas dos países. A distribuição da incidência de TB por país, de acordo com o Índice de Desenvolvimento Humano, mostra que o quartil da população socialmente em desvantagem tem quatro vezes mais TB do que o quartil da população mais rica [1]. Nesses países, de alta prevalência de TB, a microscopia de campo claro direta do escarro (baciloscopia de campo claro) continua sendo a ferramenta de maior custo-efetividade para o diagnóstico de pacientes com TB, bem como para o monitoramento do progresso da doença, porque permite descobrir as fontes mais importantes de infecção, os casos bacilíferos [2]. A baciloscopia de campo claro consiste em realizar um esfregaço em lâmina do material biológico, com

posterior coloração de Ziehl-Neelsen ou Kinyoun. Nessas técnicas a amostra é corada com fucsina, depois decolorada com álcool-ácido e contracorada com azul de metileno. A parede celular das micobactérias, com elevado teor em lipídeos, confere resistência à descoloração por álcool-ácido, deixando os bacilos corados na cor rosa – Bacilos Álcool-Ácido Resistentes (BAAR) [2]. O diagnóstico é realizado pela leitura e interpretação da lâmina contendo o esfregaço, segundo os critérios: 1) quando não são encontrados BAAR em 100 campos examinados, relata-se “negativo”; 2) quando são visualizados de 1 a 9 BAAR em 100 campos analisados, relatar a quantidade; 3) 10 a 99 BAAR em 100 campos, reporta-se “positivo (+)”; 4) em média de 1 a 10 BAAR por campo nos primeiros 50 campos, relata-se “positivo (++)”; e 5) em média mais de 10 BAAR por campo nos primeiros 20 campos, relata-se “positivo (+++)”. Para as demais amostras biológicas, reporta-se apenas “positivo” ao encontrar BAAR ou “negativo” na ausência de BAAR [3].

Apesar das vantagens de ser um método não invasivo e de baixo custo, a baciloscopia é dependente da *expertise* do técnico responsável pela realização do exame. O Plano global para parar TB -2006-2015 reconhece que os recursos humanos para a saúde é um dos maiores desafios no controle da TB, especialmente na África. A falta de pessoal combinada com um número crescente de pedidos de baciloscopia estão criando cargas de trabalho incontroláveis com efeitos prejudiciais sobre a qualidade dos serviços laboratoriais. “Formas de reduzir a carga de trabalho de laboratório associados com baciloscopia direta precisam ser exploradas com urgência” [4]. O Plano global para parar a TB 2016-2020 sinaliza que devido à capacidade aumentada de Pesquisa e Desenvolvimento em países do BRICS ferramentas e tecnologias de automatização da baciloscopia estão sendo desenvolvidos [5].

Em um levantamento bibliográfico em bases de dados acadêmicos (*IEEE Xplorer*, *WebofKnowledge* e *Scielo*) foram identificados trabalhos relativos aos seguintes temas, com vistas a automatização da baciloscopia: algoritmos para detecção de bacilos, técnicas de fusão de imagens multifocais e outras técnicas de pré-processamento que potencializam a identificação dos bacilos, como algoritmos de autofoco. Os primeiros trabalhos datam de 2008. O presente trabalho apresenta e analisa as contribuições dos artigos que propõem técnicas de identificação dos bacilos em microscopia de campo claro e faz uma análise dos desafios a serem superados

para a obtenção da baciloscopia automatizada.

Análise e Discussão dos Métodos de Detecção de Bacilos em Microscopia de Campo Claro

A análise dos trabalhos é sumariada na Tabela 1.

Materiais - De acordo com a referida Tabela pode-se notar que os materiais utilizados foram imagens *true color* de campos microscópicos de lâminas contendo esfregaço corado segundo método padrão, vide Figura 1. A quantidade de imagens varia de 20 a 1900.

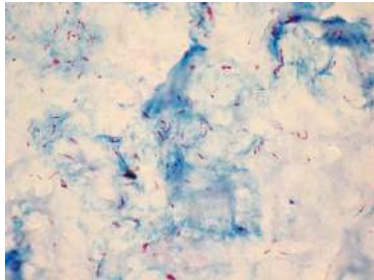


Figura 1: Exemplo de imagem de esfregaço obtida através de microscopia de campo claro.

Métodos – Pode-se observar na Tabela 1 que os métodos utilizados para a detecção dos bacilos podem ser divididos em dois grupos. O primeiro busca identificar os bacilos através das técnicas de segmentação baseada em regiões. A mais utilizada é a técnica de limiar. No entanto, técnicas como crescimento de regiões e agrupamento *k-means* também estão presentes. No segundo grupo estão as técnicas de classificação de pixels. Nesse contexto, os classificadores mais utilizados pelos autores são: diferentes arquiteturas de redes neurais com diferentes métodos de treinamento (*backpropagation*, *extreme machine learning* e *modified recursive prediction error*); máquinas de vetores de suporte (SVM); classificadores baseados em árvores de decisão, tal como o *Random Forest* e classificadores probabilísticos. Alguns trabalhos exploram mais de um classificador, como é o caso do trabalho de Kuthlang *et al.* [12], que compara o desempenho de seis classificadores. Todas as técnicas utilizadas buscaram explorar características de cor dos bacilos e do *background* em diferentes modelos de cor como: RGB, HSI, HSV, YCbCr, Lab, C-Y. Essa é uma tendência que vem desde o trabalho pioneiro de Costa *et al.* [6] que utiliza uma imagem obtida pela diferença de intensidade entre as componentes R e G do modelo RGB. Adicionalmente, alguns autores fazem uso de técnicas de extração de características para obter: momentos invariantes, coeficientes de Fourier, por exemplo, bem como utilizam as seguintes técnicas de seleção de características; *Fisher's Discriminant Ratio*, *Population based incremental learning*, *Correlation-based feature selection*; *Sequential floating forward ou backward selection* e algoritmo genético.

Na análise visual realizada pelos baciloscopistas é usual os mesmos variarem a profundidade focal de um campo com o fim de identificar bacilos presentes em outras profundidades focais. Isso decorre de problemas

na preparação da lâmina que resulta em diferenças de espessura do esfregaço. A análise automatizada também enfrenta esse problema. Makkapati e col. [9] ressaltam que o sucesso dos algoritmos é dependente da qualidade o foco dos bacilos na imagem. Alguns trabalhos relacionados ao desenvolvimento de métricas de autofoco e de fusão de imagens multifocais para imagens de baciloscopia de campo claro tem sido desenvolvidos com o fim de suplantar tais limitações [23] e [24].

As acurácias apresentadas pelos trabalhos analisados variam de 67,98 a 99,82%. No entanto, como os trabalhos analisados utilizaram um conjunto de dados proprietário, o *benchmark* dos algoritmos propostos não se viabiliza, pois, os mesmos não foram testados e validados com o mesmo conjunto de dados. A partir de 2014, Costa e col. [25] passaram a disponibilizar um banco de imagens de campos baciloscópicos para a comunidade acadêmica interessada no tema.

Conclusões

Desde 2008 muitos grupos de pesquisa, notadamente dos países onde a TB é um problema grave de saúde (África do Sul, Índia, Malásia, Brasil) tem se debruçado em alcançar a meta da baciloscopia automatizada. Além dos algoritmos de detecção dos bacilos e das necessidades de implementações de técnicas de fusão de imagens e autofoco, as pesquisas devem agora avançar para a fase de diagnóstico, onde se deve implementar a contagem dos bacilos por campo e obter o consequente diagnóstico laboratorial da TB, conforme referido na seção de Introdução. Essa ferramenta certamente redundará em uma melhora significativa da qualidade diagnóstica da baciloscopia e excluirá as características de variabilidade intra e interobservador inerentes a toda atividade de análise visual humana.

Agradecimentos

Os autores agradecem a FAPEAM, Processo no.062.00575/2014-PROTI-PESQUISA, a CAPES e a Samsung Eletrônica da Amazônia Ltda., no âmbito da Lei no. 8.387 (art.2º) /91 pelo suporte financeiro.

Referências

- [1] WHO 10 facts about tuberculosis. Disponível em: <http://www.who.int/features/factfiles/tuberculosis/en/> acessado em 12/04/2016.
- [2] Brasil. Ministério da Saúde. Manual técnico para o controle da tuberculose: cadernos de atenção básica. 6. ed. rev. e ampl. Brasília: Ministério da Saúde, 2002.62 p. ISBN 85-334-0491-3
- [3] _____. Manual de vigilância laboratorial da tuberculose e outras micobactérias. 2008. Disponível em: http://bvsm.sau.gov.br/bvs/publicacoes/manual_vigilancia_laboratorial_tuberculose.pdf. Acesso em: 10 abril 2016.
- [4] _____. The global plan to stop tuberculosis, 2006-2015. World Health Organization. Disponível em: <http://www.stoptb.org>. Acesso em: 10 abril 2016.

Tabela 1: Análise dos artigos relativos a detecção de bacilos em imagens de baciloscopia de campo claro

Autores [Ref]	Nº. de Imagens	Métodos	Resultados
Costa <i>et al.</i> , [6]	50	Segmentação por técnica de limiar adaptativo aplicada a imagem diferença (R-G) + filtragem morfológica para remover artefatos.	S = 76,65%
Raof <i>et al.</i> , [7]	20	Segmentação por técnica de limiar baseado na informação de cor dos bacilos (canais R, G e B)	NM
Sadaphal <i>et al.</i> , [8]	N.M.	Segmentação Bayesiana e Análise de Tamanho/Forma	NM
Makkapati <i>et al.</i> , [9]	300	Segmentação por técnica de limiar de Otsu aplicada a componente H (HSV) + análise de forma dos objetos segmentados para validar os bacilos.	NM
Khutlang <i>et al.</i> , [10]	33	Segmentação por Classificação de pixels utilizando os classificadores G, MG e kNN Entrada dos classificadores: coeficientes de Fourier, momentos invariantes, excentricidade e compacidade	MG: A= 93,47%; S=90,88%; E: 95,85%
Sotaquirá <i>et al.</i> , [11]	1400	Segmentação por técnica de limiar baseado na primeira derivada do histograma das componentes Cr (YCbCr) e a (Lab) e AND lógico das imagens limiarizadas.	A = 85,7 % S = 90,9% E = 100 %
Khutlang <i>et al.</i> , [12]	19 lâminas 20 ~100 imagens/lâmina	Segmentação: Combinação de 3 classificadores de pixels: Bayes, regressão linear e discriminante quadrático. Variáveis: Coeficientes de <i>Fourier</i> ; Excentricidade; Compacidade; média e desvio padrão dos canais G e B, e valor de <i>pixel</i> central dos canais R e G. Técnica de seleção de características: PBIL, CFS, SFFS/SBFS, B&B. Classificação dos objetos: <i>kNN</i> , <i>Bayes</i> , Linear, Quadrático, PNN e SVM.	kNN: A= 98,55%; S= 97,77%; E: 99,13%
Osman <i>et al.</i> , [13]	120	Segmentação: k-means (k=2) + algoritmo de crescimento de regiões Classificador: baseado em Rede Neural Multicamada: Entrada do classificador: 7 momentos invariantes de Hu Técnica de Seleção de características: algoritmo genético	A = 89,64 %
Nayak <i>et al.</i> , [14]	205	Segmentação: Agrupamento de pixels baseado no conteúdo de cor. Cálculo da distância de Mahalanobis entre cada pixel e os agrupamentos; e análise de componentes conectados, utilizando como variáveis as componentes do espaço HSI	A = 93,5 %
Osman <i>et al.</i> , [15]	~750	Segmentação: <i>k-means</i> (k=2) + algoritmo de crescimento de regiões utilizando as componentes G do modelo RGB e Ry do C-Y	NM
Osman <i>et al.</i> , [16]	100	Segmentação: Rede neural multicamada híbrida + Filtro de mediana 5x5 utilizando as componentes H e S do modelo HSI	A = 99,82 %
Osman <i>et al.</i> , [17]	100	Segmentação: <i>k-means</i> (k=2) + algoritmo de crescimento de regiões utilizando a componente de Saturação do modelo C-Y	NM
Osman <i>et al.</i> , [18]	500	Segmentação: <i>k-means</i> (k=2) + algoritmo de crescimento de regiões utilizando a componente de Saturação do modelo C-Y Classificação: Rede neural com “ <i>Extreme Learning Machine</i> ” Variáveis de entrada: 6 momentos invariantes afins	A = 77,25 %
Costa Filho <i>et al.</i> , [19]	120	Segmentação: Classificação de pixels através de rede neural multicamada. Pós-processamento usando a excentricidade e um parâmetro de cor. Variáveis: Componentes e subtração das componentes dos espaços de cor: RGB, HSI, YcbCr e Lab Técnica de Seleção de características: <i>Fisher’s Discriminant Ratio</i> .	A = 91,49 % S = 91,53 %
Ayas & Ekinci, [20]	116	Segmentação: Classificação de pixels baseada no algoritmo <i>Random forest</i> + Agrupamento de regiões usando análise de componentes conectados.	A = 67,98 % S = 89,34 % E = 62,89 %
Rulaningty <i>et al.</i> , 2015 [21]	400	Segmentação: Subdivide a imagem em sub-imagens (<i>patches</i>). Aplica <i>k-means</i> em cada <i>patch</i> para segmentar os bacilos. Cria um dicionário referência com imagens de bacilos segmentados. Utiliza uma medida de similaridade entre uma nova imagem e os padrões do dicionário para fazer um “ <i>template matching</i> ”.	A = 97,68 %
Costa Filho <i>et al.</i> , 2015 [22]	120	Segmentação: Implementa e compara o desempenho de dois classificadores de pixels (Máquinas de Vetores de Suporte e Rede Neural). Utiliza Filtragem de área e geometria e filtragem baseada em regras Variáveis: Componentes e diferença entre componentes dos espaços de cor: RGB, HSI, YcbCr e Lab Técnica de Seleção de características: <i>Fisher’s Discriminant Ratio</i> .	<u>SVM (melhor resultado)</u> S = 96,80 % A = 96,62 %

NM: não menciona; A: Acurácia; S: Sensibilidade; E: Especificidade; PBIL: *Population based incremental learning*; CFS: *Correlation-based feature selection*; SFFS/SBFS: *Sequential floating forward ou backward selection*; B&B: *Branch and bound*; PNN: *Probabilistic Neural Network*; SVM: *Support Vector Machine*; G: Gaussiano; MG: Mistura Gaussiana; kNN: *k- nearest neighbor*

- [5] _____. The Global Plan to End TB 2016 - 2020. World Health Organization. Disponível em: <http://www.stoptb.org>. Acessado em: 10 abril 2016.
- [6] Costa M G F, Costa Filho C F F, Sena J F, Salem J, De Lima M O. Tuberculosis Bacteria in Conventional Microscopy Images. In: 30th Annual International Conf. of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, pp. 382 – 385; 2008.
- [7] Raof R A A, Salleh Z, Sahidan S I, Mashor M Y, MD Noor S.S., Idris F M, Hasan H. Color Thresholding Method For Image Segmentation Algorithm of Ziehl-Neelsen Sputum Slide Images. In: 5th International Conference on Electrical Engineering, Computing Science and Automatic Control, CCE 2008, pp. 212 - 217; 2008.
- [8] Sadaphal P, Rao J, Comstock G W, Beg M F. Image Processing Techniques for Identifying Mycobacterium Tuberculosis in Ziehl-Neelsen Stains. In: Third International Conference on Intelligent Information Hiding and Multimedia Signal Processing, Volume 2, pp. 205 - 208; 2008.
- [9] Makkapati V, Agrawal R, Acharya R. Segmentation and Classification of Tuberculosis Bacilli from ZN-stained Sputum Smear Images. In: IEEE International Conference on Automation Science and Engineering, pp. 217 – 220; 2009.
- [10] Khutlang R, Krishnan S, Whitelaw A, Douglas T S. Detection of Tuberculosis in Sputum Smear Images Using Two One-Class Classifiers. In: IEEE International Symposium on Biomedical Imaging: from Nano to Macro, Vols 1 e 2; 2009.
- [11] Sotaquirá M, Rueda L, Narvaez R. Detection and quantification of bacilli and clusters present in sputum smear samples: a novel algorithm for pulmonary tuberculosis diagnosis. In: International Conf. on Dig. Image Processing, pp.117-121; 2009.
- [12] Khutlang R, Krishnan S, Dendere R, Whitelaw A, Veropoulos K, Learmonth G, Douglas T S. Classification of Mycobacterium Tuberculosis in Images of ZN-Stained Sputum Smears. IEEE Trans. on Information Technology in Biomedicine, Volume 14, Issue 4, pp. 949 – 957; 2010.
- [13] Osman M K, Ahmad F, Saad Z, Mashor M Y. A Genetic Algorithm-Neural Network Approach for Mycobacterium Tuberculosis Detection in Ziehl-Neelsen Stained Tissue Slide Images. In: 10th International Conference on Intelligent Systems Design and Applications; 2010.
- [14] Nayak R, Shenoy V P, Galigekere R R. A New Algorithm for Automatic Assessment of the Degree of TB-infection Using Images of ZN-stained Sputum Smear. In: International Conference on Systems in Medicine and Biology (ICSMB); 2010.
- [15] Osman M K, Mashor M Y, Saad Z, Jaafar H. Colour Image Segmentation of Tuberculosis Bacilli in ZN-Stained Tissue Images using Moving k-Means Clustering Procedure. In: 2010 Fourth Asia International Conference on Mathematical/ Analytical Modelling and Computer Simulation; 2010.
- [16] Osman M K, Mashor M Y, Jaafar H. Segmentation of Tuberculosis Bacilli in Ziehl-Neelsen Tissue Slide Images Using Hibrid Multilayered Perceptron Network. In: 10th International Conference on Information Sciences Signal Processing and their Applications, pp. 365 – 368; 2010.
- [17] Osman M K, Mashor M Y, Saad Z, Jaafar H. Segmentation of Tuberculosis Bacilli in Ziehl-Neelsen-Stained Tissue Images based on K-Mean Clustering Procedure. In: International Conference on Intelligent and Advanced Systems (ICIAS); 2010.
- [18] Osman M K, Mashor M Y, Jaafar H. Tuberculosis Bacilli Detection in Ziehl-Neelsen-Stained Tissue using Affine Moment Invariants and Extreme Learning Machine. In: IEEE 7th International Colloquium on Signal Processing and its Applications (CSPA), pp. 232 - 236; 2011.
- [19] Costa Filho C F F, Levy P C, Costa M G F, Clahildek M X, Fujimoto L B M, Salem J. Mycobacterium Tuberculosis Recognition with Conventional Microscopy. In: Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, pp. 6263 - 6268; 2012.
- [20] Ayas S, Ekinici M. Random forest-based tuberculosis bacteria classification in images of ZN-stained sputum smear samples. Signal Image and Video Processing Volume 8, Springer-Verlag London, pp. S49-S61; 2014.
- [21] Rulaningtyas R, Suksmono A B, Mengko T, Saptawati P. Multi Patch Approach in K-Means Clustering Method for Color Image Segmentation in Pulmonary Tuberculosis Identification. In: Proceedings of the 4th International Conference on Instrumentation, Communications, Information Technology, and Biomedical Engineering, Bandung, November 2 – 3, pp. 75 – 78; 2015.
- [22] Costa Filho, C.F.F, Levy, P.C.; Costa, M.G.F.; Clahildek, M.X.; Fujimoto, L.B.M. Research on Biomedical Engineering, Vol 31, Number 1, pp. 33-43; 2015.
- [23] Kimura Junior, A.; Costa, M.G.F. ; Costa Filho, C.F.F. Evaluation of autofocus functions of conventional sputum smear microscopy for tuberculosis. In: 32nd Annual International IEEE EMBS Conference, 2010, Buenos Aires. Proceedings of 32nd Annual International IEEE EMBS Conference, 2010. v. 1. p. 3041-3044.
- [24] Pinto, K.M.B.; Costa, M.G.F. ; Costa Filho, C.F.F. Fusão de Imagens Multifocais em Imagens Baciloscópicas de Campo Claro. In: VII Simpósio de Instrumentação e Imagens Médicas (SIIM) / VI Simpósio de Processamento de Sinais da UNICAMP (SPS-UNICAMP), 2015, Campinas.
- [25] Costa, M.G.F.; Fujimoto, L.B.M; Costa Filho, C.F.F. Viabilizando o *benchmark* de técnicas de detecção automática de bacilos da tuberculose em imagens de baciloscopia de campo claro. In: XXIV Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica, 2014, Uberlândia. v. 1. p. 1800-1803.

RECONHECIMENTO DAS CONFIGURAÇÕES DE MÃO DA LÍNGUA BRASILEIRA DE SINAIS UTILIZANDO 2D²PCA E O CLASSIFICADOR DE NOVIDADES

B. L. dos Santos, M. G. F. Costa e C. F. F. Costa Filho

Centro de P&D de Tecnologia Eletrônica e da Informação – CETELI
Universidade Federal do Amazonas, Manaus, Brasil
e-mail: cffcfilho@gmail.com

Resumo: Este artigo apresenta a implementação de um Classificador de Novidades para reconhecer automaticamente as 61 configurações de mão da Língua Brasileira de Sinais (LIBRAS). Para isto, fez-se uso de matrizes de características nas dimensões 10x10, 15x15 e 20x20, extraídas pelo uso da técnica 2D²PCA, a partir das 12200 imagens do banco *LibrasImages*. O classificador de novidades foi formado a partir da implementação de 61 filtros de novidades através do método da pseudo-inversa. Experimentos diferenciados pelo conjunto de treinamento foram então realizados. A melhor taxa de classificação, 95,23%, foi obtida quando se utilizou o conjunto de dados resultante da matriz de características de dimensão 20x20.

Palavras-chave: Língua Brasileira de Sinais, LIBRAS, reconhecimento de gestos, configuração de mão, classificador de novidades.

Abstract: *This paper proposes a novelty classifier for recognizing the 61 hand configurations (HC) of the Brazilian Sign Language (LIBRAS). A proprietary database consists of 12.200 images was used in the training and testing stages of this classifier. In the training stage, using the pseudo inverse matrix, it was generated 61 novelty filters, one for each LIBRAS HC. This training phase was accomplished using training sets of different sizes. The characteristic extraction was done with the 2D²PCA technique, resulting in matrices with the following dimensions: 10x10, 15x15 and 20x20. In the test stage, the best accuracy, 95.45%, was obtained using feature matrix with dimensions of 20x20.*

Keywords: *Brazilian Sign Language, gesture recognition, LIBRAS, hand configuration, novelty classifier.*

Introdução

Tendo em vista que a forma de comunicação oral é a predominante no mundo, existe uma grande dificuldade por parte dos deficientes auditivos não oralizados de se comunicar com a sociedade ouvinte. Por este motivo, existem muitos estudos com o objetivo de auxiliar em sua inclusão social. Na área da tecnologia, seria muito útil uma ferramenta que traduzisse de forma automática a língua de sinais, comumente utilizada por esta comunidade. Para isto, uma etapa fundamental seria a

realização do reconhecimento dos sinais, que no Brasil compõem a Língua Brasileira de Sinais (LIBRAS).

Na Universidade Federal do Amazonas, foram realizados dois trabalhos com o tema de reconhecimento de configurações de mãos em LIBRAS utilizando o classificador de k-vizinhos mais próximos (*k-Nearest Neighbors algorithm - kNN*). Um dos trabalhos foi desenvolvido com a técnica de redução de dimensionalidade 2D²LDA [1], enquanto que o outro trabalhou com 2D²PCA [2]. O desempenho obtido com a segunda abordagem foi superior àquele obtido com a primeira. Durante o desenvolvimento, os autores construíram um banco com 12200 imagens das 61 configurações de mão, o *LibrasImages*, e para cada imagem foram geradas as matrizes de características de acordo com cada uma das técnicas de redução de dimensionalidade.

A proposta deste trabalho é realizar o reconhecimento das 61 configurações de mão em LIBRAS (Figura 1) utilizando o conjunto de dados resultante da técnica de redução de dimensionalidade 2D²PCA [1], com o Classificador de Novidades, um conceito em reconhecimento de padrões proposto pelo grupo de pesquisa em Reconhecimento de Padrões e Otimização da UFAM [3]. Para efeitos de comparação, o desempenho do Classificador de Novidades é comparado com o desempenho do classificador *kNN*.



Figura 1: As 61 configurações de mão em LIBRAS. Fonte: [2]

Materiais

Os dados utilizados para a validação da proposta de utilização do classificador de novidades no reconhecimento das configurações de mão de LIBRAS foram as matrizes de características derivadas da técnica de redução de dimensionalidade 2D²PCA. Essas matrizes foram extraídas de imagens das 61 Configurações de Mão (CM) do *LibrasImages* (banco de imagens de profundidade das 61 configurações de mãos de Libras, capturadas por meio de um dispositivo Kinect[®]), as quais foram disponibilizadas por Souza et al. [2]. Na Figura 2, é possível visualizar exemplos da representação da imagem de profundidade.



Figura 2: Exemplo de imagens de profundidade do banco *LibrasImages* de uma mesma configuração de mão (CM) capturada em diferentes posições.

Para cada uma das dimensões de matriz característica (10x10, 15x15 e 20x20), o *LibrasImages* disponibiliza um conjunto de 12200 matrizes (200 matrizes/CM). Em cada caso, o conjunto de dados foi dividido em dois conjuntos de tamanhos iguais (6100 matrizes, 100 matrizes/CM) por meio da técnica de *interleave*, ou seja, um dado é selecionado para treinamento e o seguinte para teste do classificador e, assim, sucessivamente [2].

Métodos

Este trabalho foi realizado em duas etapas: Treinamento e Teste. Na primeira, é feita a implementação do Classificador de Novidades utilizando o banco de matrizes de características. Na segunda, ocorre a classificação utilizando o conjunto de teste.

Treinamento – Para compreender o funcionamento do Classificador de Novidades é necessário entender o conceito de Filtro de Novidade, o qual é apresentado a seguir.

Seja um conjunto constituído pelos m vetores, $v_1, v_2, \dots, v_n \in R^n$, um conjunto gerador de um subespaço $L \subset R^n$ e seja um vetor arbitrário $x \in R^n$, sabe-se que x pode ser decomposto em duas componentes, sendo essas o \hat{x} , projeção ortogonal de x em L , e \tilde{x} , a projeção ortogonal de x em L^\perp . É possível concluir que \hat{x} é a combinação linear dos vetores v_k que mais se aproximam de x , enquanto que \tilde{x} é o vetor cujo módulo simboliza o quão distante o vetor x está de L , como pode ser visto na Figura 3[4].

Kohonen[4] chama de *Filtro de Novidade* o sistema gerado por vetores v_k , representantes de um conjunto

padronizado de objetos, e que tem por saída o vetor \tilde{x} , chamado de *novidade*.

Para encontrar a equação de obtenção do filtro, utiliza-se o projetor ortogonal P , obtido por meio da equação 1, que utiliza o método da pseudo-inversa [3], em que X é a matriz formada pelos vetores v_k dispostos em colunas.

$$P = XX^+ \quad (1)$$

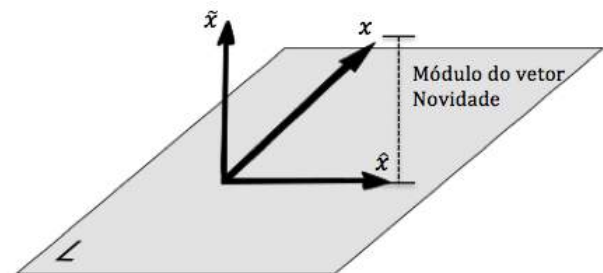


Figura 3: Projeções ortogonais de um vetor x nos planos L e L^\perp .

Por meio da matriz resultante de $(I - P)$, é possível obter o vetor novidade \tilde{x} em relação a um vetor de entrada x (equação 2). Logo, esta matriz, $(I - P)$, é o filtro de novidade (Figura 4).

$$\tilde{x} = (I - P).x \quad (2)$$

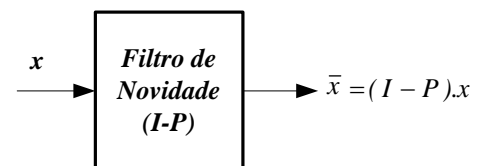


Figura 4: Representação do Filtro de Novidade com sua entrada e saída.

Matematicamente, o filtro de novidade é dado através da equação 3.

$$(I - P) = I - XX^+ \quad (3)$$

Quando $X^+ = X^{-1}$, temos que:

$$(I - P) = I - XX^{-1} = I - I \quad (4)$$

Ou seja:

$$(I - P) = (I - P) = \begin{bmatrix} 0 & \dots & 0 \\ \vdots & \ddots & \vdots \\ 0 & \dots & 0 \end{bmatrix} \quad (5)$$

O Classificador de Novidades [3] é formado por um conjunto de N filtros de novidade, onde N é o número de classes a serem identificadas. Seu treinamento consiste basicamente em gerar filtros para cada classe a partir de matrizes formadas pelos vetores de características dispostos em colunas, aplicando-as na equação 3.

Implementação - Para implementação do classificador, as matrizes de características de cada configuração de mão foram dispostas em formato de vetores com dimensão $1 \times d^2$, onde d é a dimensão original das matrizes. Estes vetores formaram outra matriz, com dimensões $100 \times d^2$, que para ser aplicada à equação 3, passou por uma extração de base a fim de que fossem mantidos somente os vetores Linearmente Independentes (LI), pois esta equação é válida somente para matrizes-colunas LI [5]. O resultado obtido representa o que seria a matriz X desta equação. Este procedimento foi realizado para cada uma das 61 configurações de mão (CM), para que assim fossem obtidos os filtros representantes de cada classe.

Experimentos - Com o objetivo de analisar o comportamento do classificador em relação à quantidade de elementos utilizados durante o treinamento, o processo descrito anteriormente foi repetido para conjuntos com diferentes quantidades de vetores, todos gerados aleatoriamente a partir dos conjuntos originais de 100 elementos. Estas quantidades foram variadas de 10 em 10 até o valor máximo (100).

Teste - No Classificador de Novidades, os filtros são utilizados para representar cada uma das classes a serem identificadas pelo classificador. O dado de entrada terá que passar por todos os filtros e cada um destes irá gerar um vetor novidade. Em seguida, serão calculados os módulos dos vetores obtidos e uma comparação será feita para determinar qual dos filtros gerou o vetor com menor módulo. O filtro que apresentar o menor módulo, corresponderá à classe a qual o padrão será classificado. Na Figura 5 apresenta-se a estrutura do classificador de novidades.

Este processo de classificação foi feito para cada elemento do conjunto de teste, que compreende 100 vetores para cada configuração de mão. No caso, dos conjuntos de treinamento com elementos aleatórios de 10 a 90, o experimento foi realizado 3 vezes e o resultado registrado foi uma média dos mesmos.

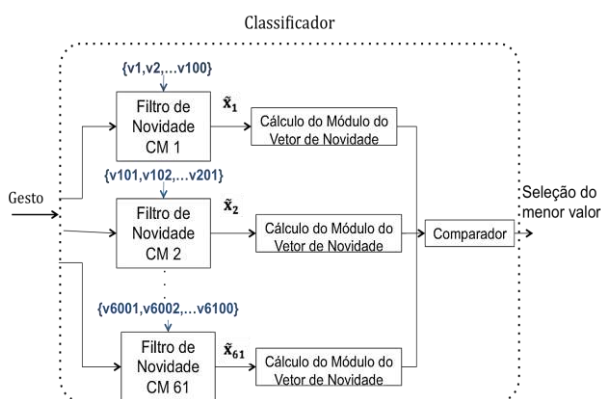


Figura 5: Diagrama do Classificador de Novidades.

Resultados

Na Tabela 1 é possível visualizar a taxa de acerto média dos experimentos. O classificador apresentou a melhor taxa de classificação quando se utilizou o

conjunto de dados resultante da matriz de características de dimensão 20×20 , e quando a quantidade de vetores por filtro foi máxima. Nessas condições foi alcançada uma taxa de acerto de 95,23%.

Discussão

A partir dos resultados, é possível notar que quanto maior foi a quantidade de vetores LI utilizados durante o treinamento, maior foi a taxa de acerto atingida. No entanto, ocorreu uma exceção a este comportamento, ao se utilizar as matrizes 10×10 . As taxas de acerto obtidas com estas matrizes aumentaram de acordo com a quantidade de vetores utilizados, até atingir um limite de 60 vetores. Acima deste valor, a taxa de acerto passou a decrescer à medida que a quantidade de vetores se aproximava de 100, momento em que a taxa ficou próxima de 0%. Este comportamento pode ser justificado pelo fato de que as matrizes com dimensões 10×10 foram representadas por vetores 100×1 . Ao unir todos os vetores em colunas, formou-se uma matriz com dimensão 100×100 . Esta matriz é inversível, tendo em vista que é quadrada. Logo, ao multiplicar sua pseudo-inversa por ela mesma (equação 1) o resultado é a matriz identidade. Ao aplicar isto, na equação 3, obtém-se um filtro que tende a ser nulo como pode ser visto nas equações 4 e 5. Por este motivo, fica impossível ao classificador apresentar taxas aceitáveis de acerto.

Conclusão

A revisão da literatura efetuada mostrou que alguns trabalhos sobre o reconhecimento de gestos da LIBRAS utilizam imagens adquiridas sob condições controladas [6,7,8], enquanto outros utilizam mapas de profundidade [2 e 9].

Métodos que utilizam mapas de profundidade, como o proposto nesse trabalho têm a vantagem de não dependerem de ambientes com iluminação ou fundo controlados.

O melhor resultado obtido nesse trabalho foi uma acurácia de 95,23 %, utilizando o método $2D^2PCA$ com uma matriz de dimensão 20×20 . Esse resultado é comparável ao obtido por Souza *et al.* [2], com um classificador kNN , que foi uma acurácia de 96,3%, e é superior ao resultado obtido por Porfírio *et al.* [9], que foi uma acurácia de 86.06%. Enfatizamos, que no trabalho atual, assim como no trabalho de Souza *et al.* [2], os dados são oriundos de mapas de profundidade adquiridos em diferentes condições de rotação da mão e proximidade da câmera de profundidade, com uma resolução espacial de apenas 640×480 pixels.

Ao analisar o comportamento do classificador de novidades no que tange à quantidade de dados utilizados durante o treinamento, foi possível observar que o mesmo, na maioria das vezes, apresentou melhor desempenho quando uma maior quantidade de dados foi utilizada durante o treinamento.

Tabela 1: Taxas de acerto (%) do classificador de novidades obtidas com as matrizes de características segundo a técnica de redução de dimensionalidade 2D²PCA.

Técnica de Redução de Dimensionalidade	Dimensão das matrizes de características	Quantidade média de vetores LI									
		10	20	29,86	39,83	49,83	59,8	69,77	79,77	89,73	99,7
2D ² PCA	10x10	72,39	83,81	88,54	90,91	91,45	92,13	90,29	86,62	66,77	1,63
	15x15	71,54	83,55	88,07	90,57	92,39	93,95	94,37	94,51	94,75	94,6
	20x20	70,15	83,49	88,98	89,09	93	93,7	94,74	95,03	95,19	95,23

Os erros de classificação ocorreram com configurações de mão muito semelhantes entre si, que, dependendo da iluminação do ambiente, podem ser confundidas a "olho nu".

O desempenho do método apresentado no presente trabalho deve ser creditado à combinação da técnica de extração de características com o Classificador de Novidades.

Diferentemente de trabalhos anteriores, que implementaram o Classificador de Novidades utilizando filtros de novidades construídos através do processo de ortogonalização de Gram-Schmidt [3,10,11], o trabalho atual o fez através do método da pseudo-inversa. Por meio do método da pseudo-inversa, ao selecionar-se vetores LI, foi possível realizar a construção dos filtros de um classificador com desempenho ótimo.

À semelhança do que já ocorre com a área de redes neurais, que utiliza métodos para melhoria do poder de generalização das redes, como regularização e parada antecipada, propõe-se, como sugestão para trabalhos futuros, o desenvolvimento de métodos que possibilitem uma melhor generalização do Classificador de Novidades. Atualmente, o grupo de pesquisa que propôs o Classificador de Novidades [3] já estuda a utilização de métodos estocásticos de otimização, como algoritmos genéticos e busca tabu, para a implementação de tais métodos.

Agradecimentos

Parte dos resultados apresentados neste trabalho foram obtidos através do projeto de pesquisa e formação de RH, em nível de graduação e pós-graduação, nas áreas de automação industrial, softwares para dispositivos móveis e TV digital, financiado pela Samsung Eletrônica da Amazônia Ltda., no âmbito da Lei no. 8.387 (art.2º)/91.

Referências

- [1] Santos JR, Costa MGF, Costa Filho, CFF. Reconhecimento das configurações de mão de LIBRAS baseado na análise de discriminante de Fisher bidimensional, utilizando imagens de profundidade. In: XXXV Congresso da Sociedade Brasileira de Computação, 2015, Recife. Anais do XXXV Congresso da Sociedade Brasileira de Computação. Porto Alegre: Sociedade Brasileira de Computação, 2015. v. 1. p. 1-10.
- [2] Souza RS, Costa Filho CFF, Costa MGF. Uma proposta de reconhecimento automático das configurações de mão da língua brasileira de sinais - libras - em imagens de profundidade. VII Simpósio de Instrumentação e Imagens Médicas (SIIM) / VI Simpósio de Processamento de Sinais da UNICAMP, v. 2, p.121-124, 2015.
- [3] Costa Filho CFF, Falcão TA, Costa MGF e Gomes JR. Proposing the novelty classifier for face recognition. Revista Brasileira de Engenharia Biomédica, v. 30, p. 1-11, 2014.
- [4] Kohonen T. Self-Organization and Associative Memory. [S.l.]: Springer Verlag, 1989. (Spring Series in information Sciences).
- [5] Meyer, C. D. Matrix analysis and applied linear algebra. [S.l.]: Siam, 2000. v. 2.
- [6] Neris MN, Silva AJ, Peres SM, Flores FC. Self organizing maps and bit signature: a study applied on signal language recognition. In: IEEE International Joint Conference on Neural Networks, 2008, pp.2934-2941.
- [7] Carneiro TS, Cortez PC, Costa RCS. Recognizing Libras gestures with neural classifiers, using Hu invariant moments". In: Interaction 09 - South America, São Paulo, 2009; pp. 190-95
- [8] Pizzolato EB, Anjo MS, Pedroso GC. Automatic Recognition of Finger Spelling for Libras based on a Two Layer Architecture. In: ACM Symposium on Applied Computing, 2010, Sierre Proceedings of the 25th Symposium on Applied Computing, 2010. pp. 970-74.
- [9] Porfirio AJ, Wiggers KL, Oliveira LES and Weingaertner D. LIBRAS Sign Language Hand Configuration Recognition Based on 3D Meshes. In: Proceedings of IEEE International Conference on Systems, Man, and Cybernetics, Manchester, 2013, pp. 1588-1593.
- [10] Costa Filho CFF, Pinheiro CFM; Costa MGF Albuquerque Pereira, WC. Applying a novelty filter as a matching criterion to iris recognition
- [11] Melo RO, Costa Filho CFF, Costa, MGF. Leak Detection of Natural Gas with Base on the Components of Color Spaces RGB and HSI Using Novelty Filter. Revista IEEE América Latina, v. 12, p. 1560-1565, 2014.

USING THE PROBABILITY DENSITY FUNCTION TO IMPROVE AN AUTOMATIC SEGMENTATION TECHNIQUE OF MYOCARDIUM SPECT IMAGES

M. Alves Filho*, L. Carlos Carvalho**, E. Uwe Melcher*** and J. H. Nagel****

*IFPB, João Pessoa, Brazil

**UFPB João Pessoa, Brazil

***UFCG, Campina Grande, Brazil

****IBMT, Stuttgart, Germany

e-mail: manael.alves@ifpb.edu.br

Abstract: We present an optimized algorithm based on optimal threshold selection that uses the Probability Density Function to perform the left ventricle segmentation in images with severe perfusion defects obtained from SPECT technique. Myocardial perfusion images obtained through SPECT technique are normally composed by pixels that belong to three distinct classes, as following: left ventricle, extra cardiac part (liver and intestines) and background. Conventional methods for image segmentation as Otsu's method, can achieve goods results when the histogram of the original image shows only two distinct pixels classes. The histogram from SPECT myocardial perfusion images has normally three distinct pixels classes what prevents the direct application of conventional image segmentation methods. Our method, at first, isolates the left ventricle in a circumscribed rectangular area, resulting in images with two pixels classes. We use a database of 59 patients to evaluate the proposed segmentation technique and the segmentation results was compared qualitatively and quantitatively with manual segmentation performed by an expert and also with the segmentation results of an Iterative Triclass Thresholding that we have implemented. The results show that our technique presents a smaller misclassification error and is also computationally faster.

Keywords: Segmentation, SPECT, myocardium, PDF, thresholding.

Introduction

Segmentation is the process that divides an image into its constituent parts, objects or region of interest (ROI) [1], therefore, the segmentation techniques refer to the process of partitioning an image into multiple regions. The goal is to simplify the representation of an image into something that is more meaningful to analyze. Image segmentation is typically used to locate objects and boundaries (lines, curves, etc.) in images. The result of image segmentation is a set of regions that collectively cover the entire image. Several algorithms have been developed for image segmentation. Since there is no general solution to the image segmentation problem, these techniques often have to be combined

with domain knowledge in order to effectively solve an image segmentation problem for a problem domain [2]. This task is still highly complex, mainly to implement one of the most obvious problems, the quantification and qualification of information's represented in many different fields, such as intensity of gray level, edges, contours and texture [4]. These attributes are naturally sought by the human visual system when the measured signal is an image. One possibility to represent an artificial vision system efficient is to use appropriate methods of segmentation, considered as a first step for analyzing an image; it allows separating the objects in parts, according to some criterion of uniformity. For high quality segmentation systems, digital image processing is used in a primary stage of thresholding to separate the object of the rest of the image. In an initial stage, the segmentation is used to separate the image in parts that represents an interest object that may be used in a specific study. There are several methods that intend to perform such task and thresholding is a well-known tool for image segmentation whose operation is that objects and background are separated into non-overlapping sets [4]. There are many algorithms for determining an optimal threshold of the image and there is in literature a survey of myocardial images segmentation methods and their applications [2]-[9]. One well-known method is Otsu's thresholding method, which utilizes discriminant analysis to find the maximum disjunction of classes [9]. Otsu's method searches for a threshold that minimizes the intra-class variances of the segmented image.

Myocardial SPECT images are characterized by a large extra cardiac part where can be found considerable uptake, as shown in Figure 1, where liver and intestines uptake more radiation than the left ventricle (LV). Otsu's method searches the image histogram to find a threshold that binarizes an image into two class (background and foreground). Myocardial SPECT images contain at least three class derived from the background, LV (foreground 1) and extra cardiac part (foreground 2). This characteristic hinders the direct application of Otsu's and minimal error thresholding methods.

In this paper, we present an optimized algorithm able

to perform the LV segmentation using the PDF of the mixture distribution (SPECT images) after the application of a technique that isolates the LV's transaxial sections from the rest of the image in a smallest circumscribed rectangular area. With this technique the original images are converted into two class images where the image histogram has two distinct peaks, one belongs to the background and the other belongs to LV. The circumscribed rectangular area that isolates the LV has two utility, its allow the direct application of conventional image segmentation methods, as Otsu's method and minimum error thresholding method.

The goal was to develop an optimized algorithm based on optimal threshold selection that uses the PDF of the mixture distribution to segment, automatically (without human intervention), myocardium SPECT images in patients with severe myocardial defects. In order to validate our technique we compare the segmentation results with an optimized segmentation technique based on Otsu's method.

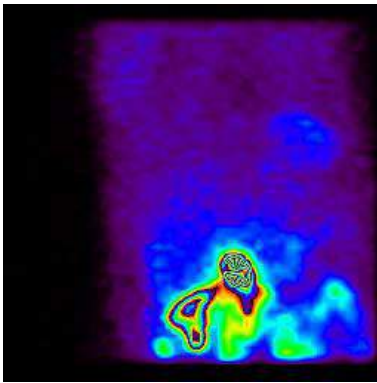


Figure 1: Image from the patient chest where the Intestines uptake more radiation then LV.

Materials and methods

We used the following image acquisition protocol-Image matrix 64 by 64 pixels; number of projections: 64; Radiopharmaceutical: Sestamibi. The processing protocol was: Reconstruction Technique: Filtered-Backprojection; Number of slices: 64 slices. Hence, a database composed by fifth nine patients was used to validate the segmentation method. In this database all perfusion studies presented severe perfusion defects. The images can be found in the following web page: http://conteudodigital.ifpb.edu.br/docente/manoel.aves/dados-projeto-pos-doutorado/project_data3

We described, briefly, the optimized iterative triclass method [4] that was used to compare our segmentation results. The main idea of the method was to divide, iteratively, the histogram of an image into three classes, creating, therefore, a class for background pixels, a class for foreground pixels and also a class for pixels that we can call the class for the pixels "to be determined" if those pixels belongs to background or foreground pixels of the image. So, at the first iteration, the technique applied the Otsu's method in an image, in order to find

the first threshold T_1 where the subscript "1" denotes the iteration number. The threshold T_1 was used as limit to find the means of the two classes separated by T_1 as μ_{IBG} and μ_{IFG} for the background and foreground, respectively. In this case regions were classified as background if their pixels values are less than μ_{IBG} and foreground if their pixels values are greater than μ_{IFG} . The pixels such that their pixels values are greater than μ_{IBG} and less than μ_{IFG} were denoted as pixels of the class to be determined. So the iterative process assumes that the values pixels that are less than the μ_{IBG} of each iteration are true background pixels and values pixels that are greater than μ_{IFG} are true foreground pixels. The pixels in the class to be determined, which are the ones that typically cause mis-classifications in the standard Otsu's method, are not decided at once and will be further processed. The iterative process stops when the difference between two consecutive thresholds is less than a preset threshold.

The stop criteria used in the SPECT images was a percentage difference less or equal a 1% between two consecutive iterations what resulted, in average, four iteration for the studied population.

The proposed technique in this work (PDF Method) is based on the segmentation method described in Alves et al. [6]. The technique, at first, isolate the LV's transaxial sections from the rest of the image in a smallest circumscribed rectangular area, Figure 2 So, in this method a minimal rectangular area inside the transverse slices, whose majority of pixels belong to the LV, was defined. So, transverse slices were used to delimit a range that contains all the left ventricle pixels, excluding the pixels above and below the heart location. Finally, coronal and sagittal slices were used to define ranges in the transverse slices that contain almost exclusively left ventricle pixels, forming this way a rectangular area. The segmentation algorithm determines the rectangular vertices, (x_0, y_0) and (x_1, y_1) that are rectangular coordinates points in a 64 x 64 pixel matrix. This technique also allows the automatic determination of the myocardial orientation angles [6].

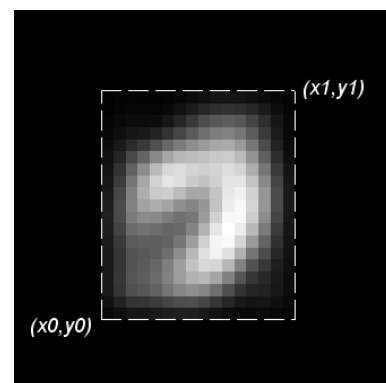


Figure 2: LV transaxial section isolated in a smallest circumscribed rectangular area.

For each 64 slices we determined their maximum pixel counting value and with these values we constructed a curve, Figure 3.

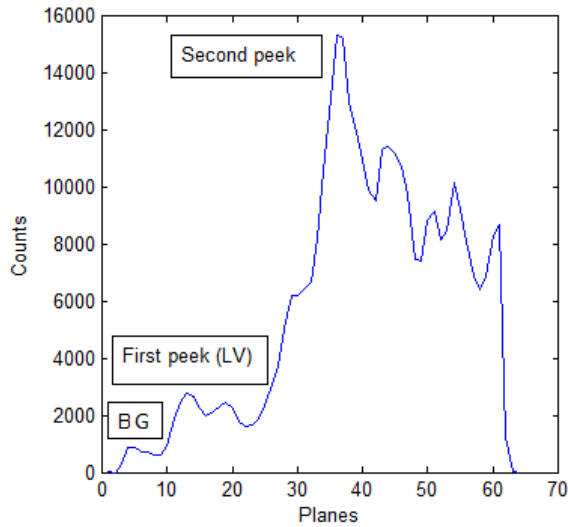


Figure 3: Counts versus Planes Curve.

In this curve each maximum pixel counting is related to his slice. This curve is a histogram where can be found the maximum pixel counting variation along the patient's chest. This variation can also be used to find particular objects inside the image. In fact, the LV is an object in the image that could be extracted with this histogram. We observed the curve shape in a large patient population and we conclude that the curve could be divided in three main parts. The first part is related to the image background, the second part (first curve peak) is related to the LV and the last part (second large curve peak) is related to extra cardiac parts. So the curve shape variation shows us the slices where the LV could be present.

In order to determine the planes containing the LV we developed an algorithm to estimate the initial and final plane in image volume that contain all LV pixels. Therefore, after the algorithm application, we found an intermediate image (pre-segmentation) that consists, basically, of two main brightness levels, i.e. brightness level for the LV and for the BG, Figure. 4.

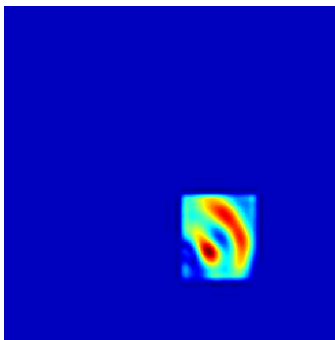


Figure 4: Pre-segmentation processing after isolation process.

In this image is quite simple to find an optimal threshold between the object (LV) and the BG. Then, all pixels below a threshold T may be considered to belong to the BG and all pixels above T belonging to the LV.

B. Optimal Threshold Selection

The optimal threshold selection (T) was made to minimize the segmentation error, and we used the following assumption: the image was corrupted by additive Gaussian noise. So defining the PDF of the mixture of gray levels (object (LV) + noise (BG)) as:

$$p(x) = P_1 p_1(x) + P_2 p_2(x) \quad (1)$$

For the Gaussian case:

$$p(x) = P_1 \frac{1}{\sigma_1 \sqrt{2\pi}} e^{-\frac{(x-\mu_1)^2}{2\sigma_1^2}} + P_2 \frac{1}{\sigma_2 \sqrt{2\pi}} e^{-\frac{(x-\mu_2)^2}{2\sigma_2^2}} \quad (2)$$

Where:

μ_1 and μ_2 - means of the LV and BG and, σ_1 and σ_2 are their standard deviations, with probability P_1 and P_2 respectively.

The probability of erroneous classification $P_e(T)$ can be given by:

$$P_e(T) = P_1 \int_T^{\infty} p_1(x) dx + P_2 \int_{-\infty}^T p_2(x) dx \quad (3)$$

By differentiating $P_e(T)$ with respect to T and equating the result to zero we can find the optimal threshold:

$$P_1 p_1(T) = P_2 p_2(T) \quad (4)$$

Applying this result to the Gaussian PDFs gives the quadratic equation below:

$$AT^2 + BT + C = 0 \quad (5)$$

Where:

$$A = \sigma_1^2 - \sigma_2^2 \quad (6)$$

$$B = 2(\mu_1 \sigma_2^2 - \mu_2 \sigma_1^2) \quad (7)$$

$$C = \sigma_1^2 \mu_2^2 - \sigma_2^2 \mu_1^2 + \sigma_1^2 \sigma_2^2 \ln\left(\frac{\sigma_1 P_1}{\sigma_2 P_2}\right) \quad (8)$$

Due to the LV and BG pixels are practically homogeneous we can consider $\sigma_1^2 = \sigma_2^2 = \sigma^2$ and then we have a single threshold, given by equation 9:

$$T = \frac{\mu_1 + \mu_2}{2} + \frac{\sigma^2}{\mu_1 - \mu_2} \ln \frac{P_2}{P_1} \quad (9)$$

If we also consider that the two prior probabilities are equal ($P_1 = P_2$) the optimal threshold is simply the average of the two means, equation 10.

$$T = \frac{\mu_1 + \mu_2}{2} \quad (10)$$

In order to find μ_1 and μ_2 in each detected plane we also used the Counts versus Planes curve, Fig. 3. The curve shows the count value from which the pixel belongs to the LV and, below this value, to the BG. Therefore, for each detected plane we use the threshold given by the curve to calculate the average values of the LV and BG. We use this optimal threshold to enhance the myocardial segmentation process.

Results

In order to compare qualitatively and quantitatively the segmentation results we used as “gold standard” the manual segmentation performed by an expert. So, we computed the misclassification error (ME) and Jaccard Coefficient (JAC) to estimate, quantitatively, the differences and similarity between the iterative technique and the proposed technique using as reference the manual segmentation. The table 1 shows the maximum, minimal and average ME and JAC values for both technique and also the average threshold of the population.

Table 1: Quantitative values for both techniques

Method \ Values	ME		JAC	
	Iterative	PDF	Iterative	PDF
Avg.Threshold	1069,70	614,88	1069,70	614,88
Maximum	2,34%	2,19%	2,33%	2,18%
Minimum	0,68%	0,58%	0,68%	0,66%
Average	1,39%	1,19%	1,39%	1,19%

The Figure 5 shows the segmentation results of the manual, iterative and PDF techniques applied in the patient number 008 of our database, where can be seen that the PDF technique results is closer to manual segmentation than the iterative technique.

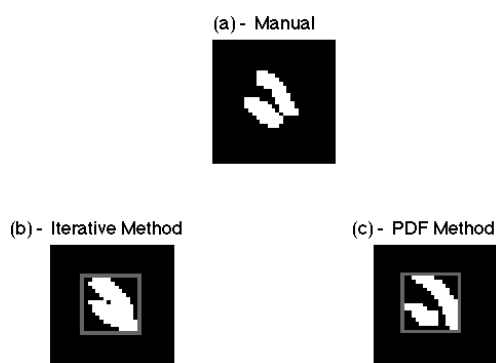


Figure 5: Segmentation results of the manual (a), iterative (b) and PDF (c) techniques.

Discussion

In this paper we have presented an optimized algorithm to segment myocardial perfusion images in a particular application to segment myocardial LV. This operation allows the direct application of conventional thresholding. We used the PDF of the mixture distribution based on the image histogram to find an

optimal threshold between the LV and background. In the patient group were raised maximums curves of the pixels of each slice, depending on the cross sections. From these curves, we determined the boundary plane containing the left ventricle. The results of a manual segmentation and an iterative segmentation were used to validate our technique. The qualitative analysis shows that the PDF method is closer to the manual segmentation than the iterative segmentation (92% of the cases). The JAC and ME were used to perform a quantitative analysis of the segmented images. The results obtained with the ME and JAC were similar and showed us the PDF method obtained a greater similarity between the pixels of manual segmentation than the iterative segmentation.

Conclusion

The method described above was used in a group of 59 patients with severe perfusion defects. The technique performed the segmentation of the LV, without any human intervention, with satisfactory results.

References

- [1] R. M. Rangayyan, Biomedical image analysis. CRC Press LLC, 2005.
- [2] H. Sliman et al. “Myocardial borders segmentation from cine MR images using bidirectional coupled parametric deformable models”, *Medical Physics* 40, 092302 (2013); doi: 10.1118/1.4817478.
- [3] L. Zhu et al, “Automatic Delineation of the Myocardial Wall From CT Images Via Shape Segmentation and Variational Region Growing”, *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 60, no. 10, October 2013.
- [4] P. Gupta, V. Malik, and M. Gandhi, “Implementation of multilevel threshold method for digital images used in medical image processing,” *Int. J.*, vol. 2, no. 2, Feb. 2012.
- [5] A. Z. Arifin, A. Asano, “Image segmentation by histogram thresholding using hierarchical cluster analysis”, *Pattern Recognition Letters*, vol. 27, p. 1515-1521, 2006
- [6] M. Alves Filho, E. K. Melcher, L. C. Carvalho, “A new method for SPECT myocardial image segmentation based on left ventricular spatial information”, *IFMBE Proc.* 11:2469-2473, 2005.
- [7] H. Cai, Z. Yang, X. Cao, “A new iterative triclass thresholding technique in image segmentation”, *IEEE Transactions on Image Processing*, vol. 23, no. 3, Mar. 2014.
- [8] M. Huang, W. Yu, and D. Zhu, “An improved image segmentation algorithm based on the Otsu method,” in *Proc. 13th ACIS Int. Conf. Softw. Eng., Artif. Intell., Netw. Parallel Distrib. Comput.*, Aug. 2012, pp. 135–139.
- [9] N. Otsu, “A threshold selection method from gray-level histograms,” *IEEE Trans. Syst., Man. Cybern.*, vol. 9, no. 1, pp. 62–66, Jan. 1979.

CARACTERIZAÇÃO DAS PROPRIEDADES ACÚSTICAS DE PHANTOMS DE PARAFINA EM GEL COM CERA DE CARNAÚBA PARA IMAGENS DE ULTRASSOM

L. L. De Matheo*, M. A von Krüger* e W. C. A. Pereira*

*Programa de Engenharia Biomédica – COPPE, Universidade Federal do Rio de Janeiro, Brasil
e-mail: dematheo@peb.ufrj.br

Resumo: *Phantoms* ultrassônicos possuem propriedades acústicas próximas às dos tecidos biológicos e são utilizados em estudos por imagens de ultrassom com a finalidade de treinar profissionais da saúde e desenvolver programas de diagnóstico assistidos por computador. No contexto atual, *phantoms* são confeccionados com materiais de baixa durabilidade (p.ex., o agar e a gelatina). Sendo assim, é vantajoso que se invista em materiais com maior durabilidade. Neste trabalho, foi confeccionado um *phantom* com base de parafina em gel, no qual foram adicionadas concentrações de 0 a 8% de cera de carnaúba. Foram estimadas a velocidade de propagação e a atenuação em função da frequência, e também avaliadas imagens de ultrassom dos *phantoms*. Foi verificado que a mistura é viável, e mimetizou o tecido adiposo, portanto, pode servir na confecção de *phantoms* de US modo-B. No entanto, uma limitação encontrada foi a elevada atenuação em concentrações superiores a 2% de cera de carnaúba.

Palavras-chave: **Phantoms**, Ultrassom, Propriedade Acústica, Imagem, Parafina gel, Cera de carnaúba.

Abstract: *Ultrasonic phantoms have acoustic properties close to biologic tissues and are used in ultrasound imaging studies to train health professionals and develop diagnostic programs assisted by computer. In the present context, phantoms are made with materials of short durability (e.g., agar and gelatin). Thus, it is advantageous to search for materials whose acoustical properties can last long. In this study, a phantom was made with paraffin-gel matrix with carnauba wax being added in concentrations of 0 to 8%. The ultrasound speed-of-sound and the attenuation in function of the frequency was estimated; the images were also evaluated. It was found that the mixture is viable and mimics adipose tissue and can therefore work in the preparation of US B-mode phantoms. Nevertheless, a limitation was found when the concentrations of carnauba wax exceeds 2% the attenuation becomes to high and that can be considered a limitation.*

Keywords: *Tissue mimic phantoms, Ultrasound, Acoustic Properties, Image, Paraffin-gel, Carnauba wax.*

Introdução

O uso de imagens médicas para rastreamento e diagnóstico de doenças é crescente, entre elas estão as obtidas por ultrassom (US modo-B), principalmente pelo avanço na qualidade das imagens, ausência de radiação ionizante e portabilidade [1]–[3]. *Phantoms* ultrassônicos são corpos de prova que mimetizam certas propriedades acústicas dos tecidos biológicos e são utilizados para aprimorar técnicas de imagem, treinamento de profissionais e desenvolvimento de algoritmos para diagnóstico assistido por computador – CADs [4]–[9].

Diversos materiais têm sido testados para a confecção de *phantoms* ultrassônicos. Os primeiros compostos utilizados foram agar e gelatinas, que apresentam a desvantagem de possuir pouca durabilidade e precisar de armazenamento em solução antibiótica [7], [10]–[12]. Novos materiais têm sido estudados [8], [11], [13], dentre eles a parafina em gel [14], [15], que por ser cerosa não desidrata e possui maior durabilidade e a cera de carnaúba, ambos usados por Vieira (2013), como componente estrutural de lesões teciduais [14].

Este trabalho caracterizou as propriedades acústicas dos *phantoms* formados por uma matriz de parafina em gel com a cera de carnaúba como componente estrutural em concentrações de 0 a 8% M/M.

Materiais e métodos

Para confeccionar o *phantom* foi utilizada a parafina em gel (Solgel, São Paulo, Brasil) como material base transparente com ponto de fusão em 60°C, e a Cera de Carnaúba (GM Ceras Comércio de Ceras e Derivados Ltda., lote 01/15, São Paulo, Brasil), como material estruturante, com ponto de fusão em 86°C. Foram analisadas as propriedades acústicas do *phantom* com concentrações da cera de 0, 1, 2, 4 e 8% M/M. Os parâmetros estimados foram: velocidade de propagação e coeficiente de atenuação ultrassônicos.

Preparo do *phantom* - Para confeccionar um *phantom* com cerca de 25ml, a parafina em gel e a cera de carnaúba foram misturadas em um Becker e levadas a um fogão elétrico até atingir 100°C. Em seguida, a solução

foi levada à bomba a vácuo, por 5 minutos para a retirada das bolhas. O material ainda aquecido foi vertido em um molde cilíndrico de dimensões (raio e altura de 2 cm). Foram fabricados, no total, 5 phantoms.

Análise das propriedades acústicas - A análise das propriedades acústicas foi feita pela técnica transmissão-recepção em tanque com água destilada, descrita na literatura [8], [16]. Os equipamentos utilizados foram: gerador de função (AFG3021B, Tektronix, Texas, USA), osciloscópio (TDS2024B, Tektronix, Texas, USA) e transdutores de imersão (Olympus, Tóquio, Japão). A temperatura da água foi controlada a 23°C por um termostato (Banho ultratermostato, Nova Ética, Brasil). A temperatura também foi medida pelo termômetro digital (MTH-1362W, Minipa, Houston, Texas, EUA).

Para análise da velocidade de propagação e do coeficiente de atenuação foi utilizado um programa em plataforma LabView®.

A velocidade foi calculada na frequência central de 5 MHz. O coeficiente de atenuação foi estimado com base no trabalho de Maggi (2011), com afastamento do phantom em relação aos transdutores e o cálculo da FFT - Fast Fourier Transform [8]. Com a finalidade de determinar o comportamento da atenuação em função da frequência, dez sinais para cada phantom foram obtidos nas frequências centrais de 1,0; 4,5; 7,4; 9,0 e 10,0 MHz. Após obtenção dos dados experimentais uma curva exponencial teórica foi ajustada conforme na literatura [8], [17] expressa pela Equação 1,

$$\alpha(f) = \alpha f^N \quad \text{Equação 1}$$

onde α é o coeficiente de atenuação, f a frequência e N o expoente de curva.

Aquisição e análise das imagens modo-B - As imagens de cada phantom foram feitas no ultrassonógrafo (SonixMDP Ultrasound System; BK Ultrasound, Richmond, BC, Canada), obtendo-se 10 imagens de cada phantom com os seguintes parâmetros: frequência 10MHz, ganho de 42% e profundidade de 2,5 cm.

A avaliação quantitativa das imagens foi feita no programa ImageJ®. Uma região de interesse (ROI) retangular foi estabelecida igualmente para todas as imagens entre as profundidades 0,5 cm e 1,5cm. O histograma da distribuição dos níveis de cinza foi utilizado para analisar e descrever o comportamento das amostras avaliadas.

Resultados

A média e desvio-padrão das velocidades de propagação, das 10 medições encontram-se na Tabela 1.

Tabela 1: Média e desvio-padrão da velocidade de propagação do ultrassom nos *phantoms*.

Velocidade de Propagação do ultrassom [m·s ⁻¹]		
Concentração (%)	0	1452,2 ± 1,14
	1	1456,2 ± 2,41
	2	1449,8 ± 1,79
	4	1451,4 ± 0,53
	8	1454,8 ± 0,41

Os coeficientes de atenuação dos *phantoms* foram calculados (Tabela 2) e estimadas as curvas exponenciais teóricas (Fig. 1). A Tabela 3 apresenta os valores dos expoentes destas curvas.

Tabela 2: Atenuação do feixe de US em função da concentração de cera de Carnaúba (α). Média e desvio padrão de 10 amostras para cada grupo.

		Coeficiente de Atenuação (dB)				
		1	4,5	7,4	9	10
Concentração (%)	Frequência (MHz)					
	0	0,11 ± 0,07	1,23 ± 0,16	3,55 ± 0,31	4,10 ± 0,17	5,13 ± 0,06
	1	0,31 ± 0,12	2,64 ± 0,11	5,89 ± 0,69	9,24 ± 1,41	10,03 ± 1,03
	2	0,67 ± 0,13	2,82 ± 0,14	7,33 ± 0,19	13,57 ± 0,18	17,42 ± 0,19
	4	0,71 ± 0,15	8,61 ± 0,04	23,01 ± 2,07	33,09 ± 3,85	36,81 ± 3,49
8	0,86 ± 0,12	14,66 ± 2,17	46,77 ± 7,08	62,94 ± 8,92	74,31 ± 9,58	

Tabela 3: Expoentes das curvas de atenuação do feixe de ultrassom calculados a partir dos pontos experimentais segundo uma curva exponencial.

		Coeficiente da Curva de Atenuação				
		Concentração (%)				
		0	1	2	4	8
N		0,41	0,38	0,36	0,43	0,48

Tabela 4: Média seguida do desvio padrão da distribuição dos níveis de cinza em função da concentração de cera de carnaúba.

Distribuição dos Níveis de Cinza	
Concentração (%)	Níveis de Cinza
0	0,16 ± 0,06
1	11,11 ± 0,55
2	18,18 ± 1,02
4	9,13 ± 0,90
8	2,25 ± 0,45

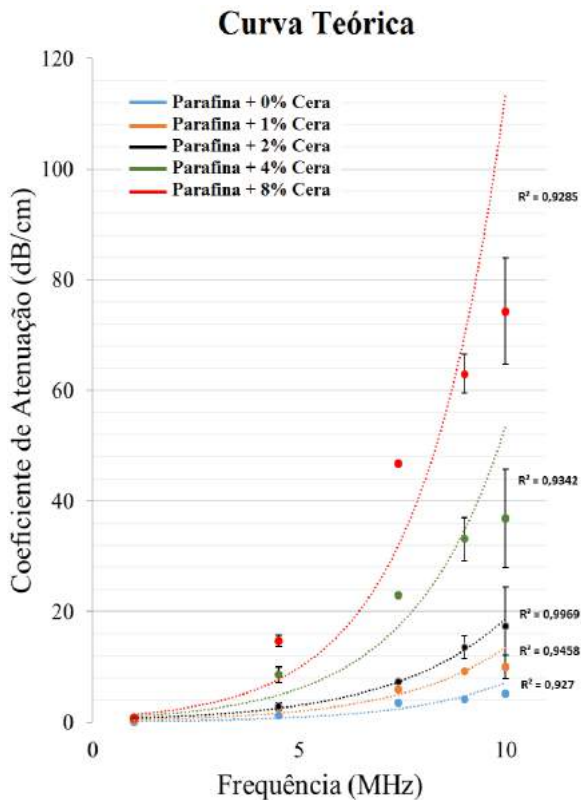


Figura 1: Curva exponencial teórica calculada pelos pontos experimentais.

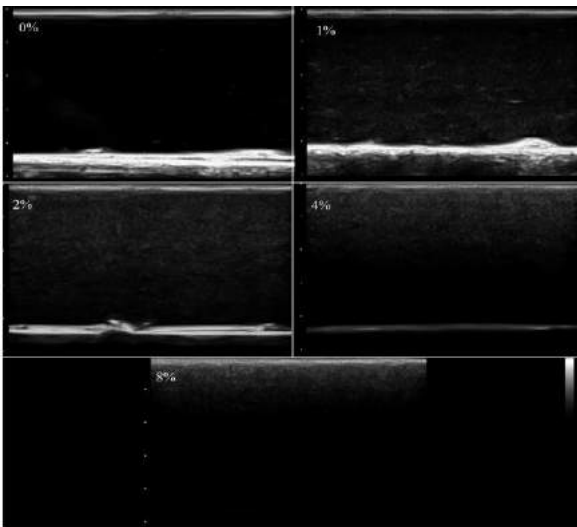


Figura 2: Imagens modo-B de cada grupo de *Phantoms*. A faixa horizontal corresponde ao fundo do *phantom* e diminui o brilho com o aumento da concentração de cera.

Em seguida, as imagens foram coletadas, a ROI foi estabelecida e o histograma gerado. Os resultados desta análise encontram-se na Tabela 4. As imagens representativas de cada grupo podem ser observadas na Figura 2.

Discussão

A velocidade de propagação do US nos *phantoms* parece não sofrer alterações significativas, quando se acrescenta a cera de carnaúba, sendo úteis para a mimetização do tecido adiposo, cuja velocidade na literatura é de $1454 \pm 21,8 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ [2], [5], [10]. A dificuldade em se alterar a velocidade de propagação do US, conforme já relatado [14], é um fator limitante em relação aos tecidos biológicos que estes podem mimetizar.

A atenuação do feixe no *phantom* aproxima-se do observado para o tecido adiposo obtidos na literatura, $0,50 \pm 0,1 \text{ dB}\cdot\text{cm}^{-1}$ [2], [5], [10]. Ao se analisar a faixa de frequência de 1 a 10 MHz, utilizadas em exames de imagens médicas [14], [18], [19], torna-se evidente que o aumento da concentração de cera de carnaúba eleva a atenuação nos *phantoms*, dificultando a observação de estruturas internas, por perda de contraste na imagem.

O espalhamento gerado pela cera de Carnaúba provoca um aumento na distribuição dos níveis de cinza, mas é logo reduzido pelo aumento da atenuação acústica. Isto indica que a cera não é um bom material a ser utilizado como espalhador, não sendo crítico para o caso do tecido adiposo que também apresenta pouco espalhamento.

Observou-se que o aumento na concentração de cera de Carnaúba eleva a resistência a danos mecânicos nos *phantoms*, permitindo um melhor manuseio destes, sem o rompimento estrutural característico da parafina em gel pura. A parafina e a cera não desidratam e possuem estabilidade química, produzindo um *phantom* durável [15], sendo vantajoso se comparado com o agar ou a gelatina; possuem também baixo custo de produção, menos de 30 reais por *phantom* e são atóxicos.

Conclusão

Este trabalho mostrou que *phantoms* confeccionados como parafina em gel e cera de Carnaúba em concentrações de até 2% do total da massa podem contribuir para mimetizar o tecido adiposo, com velocidade de propagação e atenuação semelhantes a este. A cera eleva a resistência mecânica, diminuindo os danos por manuseio e contato com os transdutores, fato que não ocorre com o agar e gelatina. A dificuldade em alterar a velocidade de propagação nos *phantoms* limita a aplicação destes compostos quanto ao tipo de tecido biológico a ser mimetizado. Esse fator é encontrado em diversos outros materiais testados na literatura, o que sugere que para cada tecido a ser mimetizado faz-se necessária a utilização de novos compostos.

Agradecimentos

Às agências de fomento CAPES, CNPq e FAPERJ pelo apoio financeiro.

Referências

- [1] P. G. Newman e G. S. Rozycki, “THE HISTORY OF ULTRASOUND”, *Surg. Clin. North Am.*, vol. 78, n° 2, p. 179–195, abr. 1998.
- [2] Carol M. Rumack, Stephanie R. Wilson, J. William Charboneau, e Deborah Levine, *Diagnostic Ultrasound*, 4° ed, vol. 1, 1 vols. Philadelphia: Mosby Elsevier, 2011.
- [3] M. Costantini, P. Belli, R. Lombardi, G. Franceschini, A. Mulè, e L. Bonomo, “Characterization of solid breast masses: use of the sonographic breast imaging reporting and data system lexicon”, *J. Ultrasound Med. Off. J. Am. Inst. Ultrasound Med.*, vol. 25, n° 5, p. 649–659; quiz 661, maio 2006.
- [4] R. A. Nicholson e M. Crofton, “Training phantom for ultrasound guided biopsy.”, *Br. J. Radiol.*, vol. 70, n° 830, p. 192–194, fev. 1997.
- [5] M. O. Culjat, D. Goldenberg, P. Tewari, e R. S. Singh, “A Review of Tissue Substitutes for Ultrasound Imaging”, *Ultrasound Med. Biol.*, vol. 36, n° 6, p. 861–873, jun. 2010.
- [6] B. Zeqiri e M. Hodnett, “Measurements, phantoms, and standardization”, *Proc. Inst. Mech. Eng. [H]*, vol. 224, n° 2, p. 375–391, 2010.
- [7] E. L. Madsen, J. A. Zagzebski, R. A. Banjavie, e R. E. Jutila, “Tissue mimicking materials for ultrasound phantoms”, *Med. Phys.*, vol. 5, n° 5, p. 391–394, out. 1978.
- [8] L. E. Maggi, “Caracterização das Propriedades Acústicas de Novos Materiais Visando a Confecção de Phantoms Ultrassônicos”, Tese de Doutorado, Universidade Federal do Rio de Janeiro, Rio de Janeiro, 2011.
- [9] K. Zell, J. I. Sperl, M. W. Vogel, R. Niessner, e C. Haisch, “Acoustical properties of selected tissue phantom materials for ultrasound imaging”, *Phys. Med. Biol.*, vol. 52, n° 20, p. N475-484, out. 2007.
- [10] E. L. Madsen, J. A. Zagzebski, G. R. Frank, J. F. Greenleaf, e P. L. Carson, “Anthropomorphic breast phantoms for assessing ultrasonic imaging system performance and for training ultrasonographers: part I”, *J. Clin. Ultrasound JCU*, vol. 10, n° 2, p. 67–75, fev. 1982.
- [11] J. E. Browne, K. V. Ramnarine, A. J. Watson, e P. R. Hoskins, “Assessment of the acoustic properties of common tissue-mimicking test phantoms”, *Ultrasound Med. Biol.*, vol. 29, n° 7, p. 1053–1060, jul. 2003.
- [12] C. Sun, S. D. Pye, J. E. Browne, A. Janeczko, B. Ellis, M. B. Butler, V. Sboros, A. J. W. Thomson, M. P. Brewin, C. H. Earnshaw, e C. M. Moran, “The Speed of Sound and Attenuation of an IEC Agar-Based Tissue-Mimicking Material for High Frequency Ultrasound Applications”, *Ultrasound Med. Biol.*, vol. 38, n° 7, p. 1262–1270, jul. 2012.
- [13] G. M. Spirou, A. A. Oraevsky, I. A. Vitkin, e W. M. Whelan, “Optical and acoustic properties at 1064 nm of polyvinyl chloride-plastisol for use as a tissue phantom in biomedical optoacoustics”, *Phys. Med. Biol.*, vol. 50, n° 14, p. N141-153, jul. 2005.
- [14] S. L. Vieira, T. Z. Pavan, J. E. Junior, e A. A. O. Carneiro, “Paraffin-gel tissue-mimicking material for ultrasound-guided needle biopsy phantom”, *Ultrasound Med. Biol.*, vol. 39, n° 12, p. 2477–2484, dez. 2013.
- [15] S. L. Vieira, “Desenvolvimento de um ‘phantom’ para treinamento de biópsia de mama guiada por Ultra-Som”, Dissertação de Mestrado, Universidade de São Paulo FFCLRP – Departamento de Física e Matemática Programa de Pós-graduação em Física Aplicada à Medicina e Biologia, Ribeirão Preto - SP, 2005.
- [16] A. F. van der Steen, M. H. Cuyper, J. M. Thijssen, e P. C. de Wilde, “Influence of histochemical preparation on acoustic parameters of liver tissue: a 5-MHz study”, *Ultrasound Med. Biol.*, vol. 17, n° 9, p. 879–891, 1991.
- [17] Haim Azhari, *Basics of biomedical ultrasound for engineers*, 1° ed, vol. 1, 1 vols. New Jersey: John Wiley & Sons, 2010.
- [18] P. Fish, *Physics and Instrumentation of Diagnostic Medical Ultrasound*, 1° ed, vol. 1, 1 vols. New York: John Wiley & Sons, 1990.
- [19] R. H. Silverman, “High-resolution ultrasound imaging of the eye - a review”, *Clin. Experiment. Ophthalmol.*, vol. 37, n° 1, p. 54–67, jan. 2009.

SEGMENTAÇÃO AUTOMÁTICA DO ÁTRIO ESQUERDO EM IMAGENS ECOCARDIOGRÁFICAS

D. J. L. L. Pinheiro e R. C. Coelho

Instituto de Ciência e Tecnologia – Universidade Federal de São Paulo, São José dos Campos/SP
e-mail: reginaccoelho@gmail.com

Resumo: A ecocardiografia é um exame de diagnóstico médico que avalia as estruturas e funcionamento do coração por imagens de ultrassom. Ele é muito utilizado para extrair medidas que auxiliem cardiologistas na avaliação da saúde cardíaca. A proposta deste trabalho é apresentar um método de segmentação do átrio esquerdo em imagens de ecocardiografia transtorácica. A metodologia inclui a seleção automática da região do átrio utilizando imagens de movimento, filtragem com combinação do filtro da mediana e da Wavelet homomórfica, e segmentação do átrio pelo método de Otsu. Com intuito de validar os resultados da segmentação, os contornos atriais encontrados foram comparados com marcações manuais. Os resultados apresentaram erro médio de $4,90 \pm 1,26\%$, o que representa a eficiência do método mesmo para um banco de dados com imagens tão diversificadas, bem como torna possível a utilização desse trabalho para auxiliar a extração automática de medidas relacionadas ao átrio esquerdo.

Palavras-chave: ecocardiografia transtorácica, átrio esquerdo, segmentação.

Abstract: *Echocardiography is a medical diagnostic exam to evaluate the structure and function of the heart by ultrasound images, commonly used to extract measurements to assist cardiologist in the assessment of heart's healthy. The purpose of this study is to present a left atrium segmentation method in transthoracic echocardiography images. The methodology includes automatic selection of the region atrium, through moving images, filtering with the filter combination of the median and homomorphic Wavelet, and segmentation of the atrium by Otsu method. In order to validate the results of segmentation, atrial contours were compared with marking manually traced. The results showed an average error of $4.90 \pm 1.26\%$, which represents the efficiency of the method even for a database with very diverse images, and makes it possible to use this work to aid in the automatic extraction of measures relating to the left atrium.*

Keywords: *transthoracic echocardiography, left atrium, segmentation, extraction of measures.*

Introdução

O ecocardiograma é um dos principais exames médicos usados para diagnosticar disfunções e anomalias no coração, por possibilitar a visualização das estruturas cardíacas em imagens. Dentre os tipos de

exames, o ecocardiograma transtorácico (*TTE*) é uma técnica comumente usada pelos cardiologistas, uma vez que não é invasiva e possui uma grande versatilidade na análise de diversas condições clínicas da anatomia do coração [1]. Por ser de muita importância para cardiologistas e apresentar baixo custo frente a outras técnicas de mesmo fim (ressonância magnética ou tomografia computadorizada), há uma necessidade de ferramentas que auxiliem profissionais da saúde na interpretação dos exames, de modo a facilitar a extração das informações necessárias das imagens.

A utilização do *TTE* é tão vasta que ele é indicado tanto pela *British Society of Echocardiography* quanto pela *American College of Cardiology Foundation* como técnica apropriada para avaliação da saúde cardíaca de pacientes em condições pré-operatórias, que estão aguardando por cirurgias urgentes [1].

De maneira geral, o coração é essencialmente dividido em duas porções, direita e esquerda, cada uma composta por átrio, ventrículo e válvulas. A porção direita é responsável por realizar a pequena circulação, que envolve a chegada do sangue do corpo ao coração e a oxigenação do mesmo nos pulmões. Por outro lado, a porção esquerda é responsável pela grande circulação ou circulação sistêmica no qual o sangue oxigenado é bombeado para todas as regiões do corpo. Essa última porção é a mais estudada, tendo em vista que disfunções relacionadas a ela implicam em problemas sistêmicos de circulação.

Nesse sentido, a importância do estudo do átrio esquerdo (AE) deve-se ao fato deste não ser uma câmara passiva durante o ciclo cardíaco, pois ele precisa contrair o suficiente durante a sístole para propulsionar todo o sangue ao ventrículo esquerdo. Na literatura encontram-se diferentes propostas de segmentação atrial com intuito de auxiliar em tratamentos guiados por imagens e na criação de modelos cardíacos [2]–[4]. Dessa forma, a proposta desse trabalho é apresentar um método de segmentação do átrio esquerdo a partir de imagens de *TTE*. Tal resultado auxilia extrações automáticas de medidas relacionadas à essa câmara cardíaca, como diâmetro e volume atrial, taxa de ejeção, dentre outras, que são de extrema importância em diagnósticos médicos.

Materiais e métodos

A presente seção apresenta a origem dos exames de ecocardiograma usados, os pré-processamentos aplicados às imagens e a metodologia de segmentação

do AE. Toda a metodologia foi desenvolvida utilizando o ambiente do MatLab R2015a ©, bem como sua toolbox de processamento de imagens.

Exames Ecocardiográficos – Para a segmentação do AE foram utilizadas imagens de vídeo de ecocardiografia transtorácica com a janela parasternal esquerda do plano de corte longitudinal. A escolha dessa vista de ecocardiograma decorre da possibilidade de visualização do funcionamento de diferentes câmaras cardíacas e extração de várias medidas referentes a elas [5], [6].

Foram utilizados 10 vídeos de ecocardiografia de corações humanos saudáveis, extraídos da Internet (Youtube), contendo, em média, dois ciclos cardíacos por vídeo. Os vídeos foram separados em frames para ser possível o processamento de cada imagem.

Delimitação da Janela do Ecocardiograma – As imagens ecocardiográficas apresentam, além das estruturas cardíacas, várias informações referentes ao software e equipamentos utilizados para o exame, além do sinal de eletrocardiograma do paciente. Como essas informações podem dificultar a segmentação do AE, foi realizado um corte em cada imagem com o objetivo de isolar apenas o cone do ecocardiograma que representa as estruturas vistas. Para tanto, foi realizada a limiarização da imagem do movimento de cada vídeo. Considerando os quadros referentes a um ciclo cardíaco, as imagens de movimento foram calculadas pela técnica das diferenças cumulativas, conforme Eq. (1):

$$Im_{mov}(x, y) = Im_{mov}(x, y) + |f(x, y, t_i) - f(x, y, t_{i+1})| \quad (1)$$

em que Im_{mov} é a imagem de movimento resultante (inicializada com zeros), e $f(x, y, t_i)$ e $f(x, y, t_{i+1})$ correspondem, respectivamente, às imagens nos tempos i e $i+1$ em cada vídeo (já considerando que cada vídeo está apenas com um ciclo cardíaco). Ao final dessa etapa, todas as elementos que não se movimentam no tempo são removidos como resultado do cálculo das diferenças. A seguir, a imagem Im_{mov} foi limiarizada (limiar = 30 encontrado experimentalmente) para eliminar ruídos que não pertençam à região do “cone” correspondente à imagem do ecocardiograma. Para realizar o recorte da região do ecocardiograma encontra-se os extremos (esquerdo, direito, superior e inferior) da imagem limiarizada e usa-se estes limites para o corte da imagem.

Deteção do Ponto da Válvula Mitral – Para isolar a região do AE na imagem já cortada, foi detectado o ponto de deslocamento máximo da válvula mitral, correspondente ao quadro do final da diástole, visto que esse deslocamento comporta os limites atriais. Para isso, utilizou-se a imagem do movimento encontrada na etapa anterior, uma vez que ela apresenta mais claramente as estruturas que mais se movimentam durante um ciclo cardíaco. Assim, considerando Im_{mov} (Figura 1(a)), para eliminar as estruturas localizadas acima do septo interventricular, 40% da imagem localizada na parte superior foi limpa (recebeu a cor de fundo), uma vez que o átrio está localizado na região inferior, como mostrado na Figura 1(b). Para determinar a porcentagem de remoção equivalente à região do septo

interventricular, levou-se em consideração as proporções anatômicas do coração, dado que as imagens estavam limitadas à janela do ecocardiograma. A seguir, foi utilizada a limiarização de Otsu¹ (Figura 1(c)) para ser possível encontrar o ponto máximo de elevação entre a parede do endocárdio e o início do átrio. Este ponto encontrado, apresentado em vermelho na Figura 1(d), corresponde à localização aproximada da ponta da válvula mitral no final da diástole.

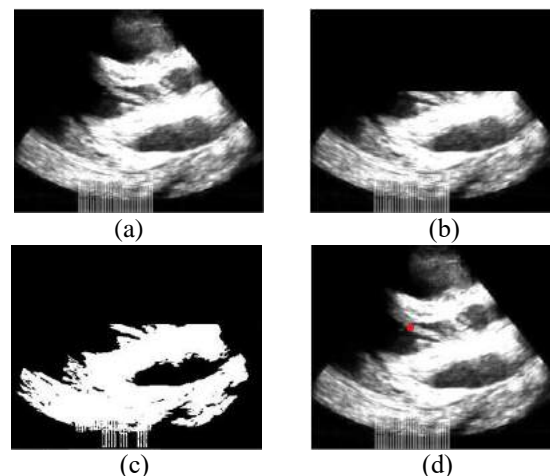


Figura 1: Metodologia para localizar ponto da válvula mitral. (a) Imagem de movimento de um ciclo cardíaco; (b) retirada da parte superior da imagem que não pertence ao átrio; (c) limiarização de Otsu; (d) localização aproximada da ponta da válvula mitral ao final da diástole.

Tratamento do Ruído Speckle – A obtenção das imagens de ecocardiografia é baseada no funcionamento do ultrassom, que consiste no aproveitamento do eco refletido por ondas sonoras de alta frequência ao se deparar com algum tecido ou órgão do corpo humano. O espalhamento das ondas de ultrassom refletidas provoca, nas imagens, um efeito ruidoso que gera variações nas intensidades dos pixels com padrão granular [7], [8]. Esse tipo de ruído é muito frequente em imagens de ecocardiograma, sendo conhecido como ruído *speckle*.

Para a atenuação desse ruído nas imagens processadas tomou-se como base o estudo de filtros feitos por Mateo et. al, 2009 [9], que apresenta diferentes prosotas de filtragem. Dentre os filtros apresentados (e testados no presente trabalho), os da mediana e wavelet homomórfica foram os que apresentaram melhores resultados. O filtro da mediana (Med_{filt}) reduz as variações granulares de ruídos, suavizando alguns contornos [10], como mostrado na Figura 2(b). A Transformada Wavelet possui como uma de suas vantagens a variação da janela da função base na filtragem, ou seja, para frequências baixas, tais funções serão longas e, para frequências altas, elas serão curtas [11]. Essa diferenciação permite que ruídos de

¹Limiarização de Otsu encontra o limiar que minimiza a soma das variâncias intraclases em uma imagem. Esse valor corresponderá ao melhor limiar para separar frente e fundo da imagem.

diferentes frequências sejam observados e tratados de maneira mais eficaz. Além disso, o homomorfismo do filtro confere ao mesmo a eliminação de ruídos considerados multiplicativos, por aplicar uma transformação logarítmica na imagem transformando-os em ruídos aditivos [9]. Contudo, o tratamento da imagem com o filtro homomórfico da Wavelet ($Hwlet_{filt}$), apesar de possibilitar uma notória redução do ruído *speckle*, ele também reduz muito o contraste e nitidez na imagem, o que pode gerar perda de informação em imagens de baixo contraste, como ocorrido na Figura 2(c). Dessa forma, foi realizada uma combinação dos dois filtros (conforme Eq. 2) para atenuar o ruído presente na imagem e aumentar o contraste das bordas do AE.

$$Im_{filt} = 1 - \left((1 - Med_{filt}) - Hwlet_{filt} \right) \quad (2).$$

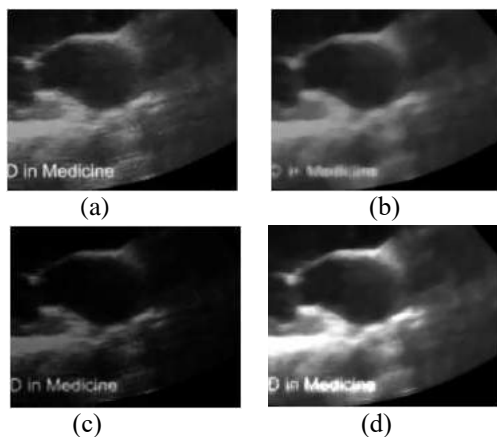


Figura 2: Tratamento do ruído *speckle*. (a) Frame original do vídeo; (b) aplicação do filtro da mediana com janela 9x9; (c) aplicação do filtro passa alta homomórfico de wavelet; (d) resultado da combinação dos filtros.

Segmentação do Átrio Esquerdo – Para encontrar um ponto no interior do átrio $P(x,y)$, segmentou-se Im_{filt} utilizando Otsu (Figura 3(a)), obtendo Im_{seg} , e o valor do ponto foi calculado como:

$$P = \left(\frac{(x_{max} + x_{min})}{2}, \frac{(y_{max_i} + y_{min_i})}{2} \right) \quad (3)$$

sendo x_{max} e x_{min} valores máximo e mínimo de x em Im_{seg} . Considerando uma reta vertical que passa em x , y_{max_i} e y_{min_i} são valores em y onde a reta toca a parede superior e inferior, respectivamente, do átrio. Assim, os contornos acima e abaixo do ponto P (ponto em vermelho na Figura 3(b)) correspondem às paredes superior e inferior do átrio (Figura 3(b)). Para obtermos um contorno suave, foi aplicada uma spline cúbica aos pontos do contorno encontrado. Foi utilizada a spline proposta [12] que utiliza o método de otimização de Newton para obter uma rápida convergência na escolha do parâmetro de suavização ótimo da curva.

Resultados

Embora todos os quadros dos 10 vídeos de exames ecocardiográficos tenham sido testados e todos apresentaram resultados satisfatórios, apenas os resultados referentes aos quadros que correspondem ao final da sístole foram apresentados na Figura 4, tendo em vista que estes são os utilizados para os cálculos da maioria das medidas atriais [13].

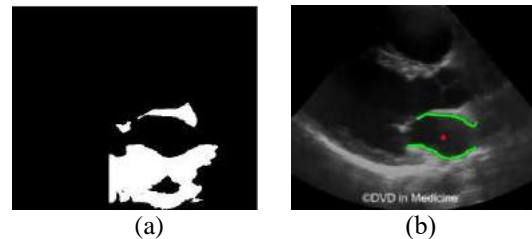


Figura 3: Extração do contorno das paredes do AE. (a) Segmentação por Otsu da imagem filtrada; (b) localização do ponto P (vermelho) e contorno das paredes atriais (verde).

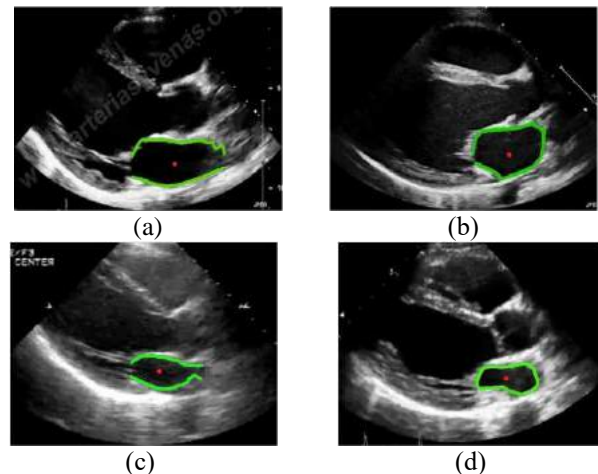


Figura 4: Resultados das segmentações das paredes do átrio esquerdo. (a)-(d) Quadros do final da sístole dos exames ecocardiográficos processados.

Os resultados encontrados foram comparados com marcações manuais (*Gold Standard*) para a validação. Os erros entre os contornos do AE são apresentados na Tabela 1. Vale ressaltar que os exames de números 1-5, indicados na tabela, referem-se, respectivamente, às figuras 3(b), 4(a), 4(b), 4(c), e 4(d).

Tabela 1: Erro entre a marcação manual (*gold standard*) e o contorno encontrado na segmentação automática.

Exame	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
Erro (%)	5,02	5,14	1,92	5,65	6,59	6,05	4,62	4,18	4,77	5,05

Discussão

Os resultados obtidos apresentaram um erro médio de $4,90 \pm 1,26\%$, entre as segmentações, sendo essa média de erro pequena e aceitável quando comparado com outros trabalhos. Em [14], por exemplo, a

segmentação do AE com imagens de ecocardiograma intracardiaco apresentou erro médio de 15%, usando uma metodologia semiautomática (com ajustes manuais em algumas segmentações), o que mostra a vantagem da presente metodologia que é totalmente automática e com um erro percentual menor. No entanto, deve-se levar em consideração que a base de dados utilizada no presente trabalho e em [14] são diferentes (não foi possível ter acesso à base de dados utilizada em [14]). Além disso, a pequena variabilidade no desvio padrão do erro neste trabalho, ressalta a eficácia do algoritmo para trabalhar em imagens de diferentes padrões com mesma eficiência.

Dentre as vantagens dos processamentos aplicados, ressalta-se a filtragem pela combinação dos filtros da mediana e da wavelet homomórfica. O uso destes filtros combinados, além de reduzir o ruído *speckle*, também realçam as bordas de interesse. Dessa forma, mesmo em imagens muito ruidosas, como é o caso das Figuras 4(c) e (d), ou de baixo contraste (Figura 2(a) com resultado apresentado em Figura 3(b)), houve uma distinção aceitável entre as paredes atriais e os outros tecidos cardíacos.

Ademais, tanto a delimitação do cone que de fato apresenta a imagem de ecocardiograma, quanto o recorte da região do AE foram duas etapas que propiciaram maior precisão nos resultados, uma vez que estas etapas eliminam informações que, na maioria dos casos, prejudicam a segmentação.

Os resultados obtidos no isolamento da região atrial e na filtragem aplicada na imagem indicam que o uso da combinação de métodos conhecidos na literatura são promissores para auxiliar na detecção do contorno do AE, mesmo com um banco de dados composto por imagens de diferentes padrões de contraste, nitidez e de relação sinal-ruído. Em suma, considerando todos os pontos apresentados, as diretrizes recém publicadas sobre a utilização de exames ecocardiográficos [6] na quantificação de medidas do coração, e o corte utilizado que possibilita medições do AE com maior acurácia quando comparadas à outras vistas, há um grande potencial para o uso futuro da segmentação proposta para a extração de medidas relacionadas à essa câmara.

Conclusão

Pelo fato das imagens ecocardiográfica muitas vezes apresentarem baixa resolução, é comum encontrar trabalhos na literatura que tratam estas imagens e segmentam as regiões de interesse para auxiliar os especialistas na extração de medidas. Neste artigo, foi desenvolvido um método automático de segmentação do átrio esquerdo a partir de imagens ecocardiográficas que, comparado aos resultados apresentados em [14], apresenta erros inferiores e sem a necessidade de intervenção do usuário.

Agradecimentos

Agradamos ao Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico (CNPq) pelo suporte financeiro.

Referências

- [1] A. R. Houghton, *Making Sense of Echocardiography*, Second Edi. C R C PRESS, 2014.
- [2] Y. Zheng, T. Wang, M. John, S. K. Zhou, J. Boese, and D. Comaniciu, "Multi-part left atrium modeling and segmentation in C-arm CT volumes for atrial fibrillation ablation," *Lect. Notes Comput. Sci. (including Subser. Lect. Notes Artif. Intell. Lect. Notes Bioinformatics)*, vol. 6893 LNCS, no. PART 3, pp. 487–495, 2011.
- [3] R. Karim, R. Mohiaddin, and D. Rueckert, "Automatic Segmentation of the Left Atrium," *Hear. Lung*, 2007.
- [4] M. John and N. Rahn, "Automatic Left Atrium Segmentation by Cutting the Blood Pool at Narrowings BT - Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention – MICCAI 2005: 8th International Conference, Palm Springs, CA, USA, October 26-29, 2005, Proceedings, Part II," J. S. Duncan and G. Gerig, Eds. Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg, 2005, pp. 798–805.
- [5] G. Wharton, R. Steeds, J. Allen, H. Phillips, R. Jones, et al., "A minimum dataset for a standard adult transthoracic echocardiogram: a guideline protocol from the British Society of Echocardiography," *Echo Res. Pract.*, vol. 2, no. 1, pp. G9–G24, 2015.
- [6] R. M. Lang, L. P. Badano, V. Mor-Avi, J. Afilalo, A. Armstrong, et al., "Recommendations for cardiac chamber quantification by echocardiography in adults: An update from the American society of echocardiography and the European association of cardiovascular imaging," *Eur. Heart J. Cardiovasc. Imaging*, vol. 16, no. 3, pp. 233–271, 2015.
- [7] A. D. S. Coutinho and L. L. Ling, "Filtragem do ruído 'speckle' em componentes de intensidade de imagens SAR polarimétricas," 2014.
- [8] K. Krissian, C. F. Westin, R. Kikinis, and K. G. Vosburgh, "Oriented speckle reducing anisotropic diffusion," *IEEE Trans. Image Process.*, vol. 16, no. 5, pp. 1412–1424, 2007.
- [9] J. L. Mateo and A. Fernández-Caballero, "Finding out general tendencies in speckle noise reduction in ultrasound images," *Expert Syst. Appl.*, vol. 36, no. 4, pp. 7786–7797, 2009.
- [10] D. N. Muller and E. L. Daronco, "Filtros Espaciais Passa-Baixa." 2000.
- [11] D. Fugal, *Preview of wavelets, wavelet filters, and wavelet transforms*. 2009.
- [12] C. H. Reinsch, "Smoothing by spline functions. II," *Numer. Math.*, vol. 16, no. 5, pp. 451–454, 1971.
- [13] A. C. S. Sousa, "Volume atrial esquerdo como índice de função diastólica," *Arq. Bras. Cardiol.*, vol. 87, no. 3, pp. e27–e33, 2006.
- [14] M. E. Rettmann, T. Stephens, D. R. Holmes, C. Linte, D. L. Packer, and R. a. Robb, "Segmentation of left atrial intracardiac ultrasound images for image guided cardiac ablation therapy," vol. 8671, p. 86712D, 2013.

SISTEMA DE PROCESSAMENTO DE IMAGENS PARA CLASSIFICAR OS PADRÕES DO CDIS POR DIMENSÃO FRACTAL

R. F. A. Alves, L. H. Carrasco, R.R. Silva, S.R.M.S. Boschi, T.A. Scardovelli, S.C.M. Rodrigues e A. P. Silva

Núcleo de Pesquisas Tecnológicas/Universidade de Mogi das Cruzes, Mogi das Cruzes, Brasil.
ferreiraalves.castro@gmail.com.br

Resumo: O carcinoma ductal *in situ* (CDIS) é uma lesão pré-invasiva, com uma proliferação celular anormal. Estima-se que 53% dos casos de CDIS progridem para o câncer invasivo se não houver tratamento adequado. O arranjo arquitetônico de CDIS é dividido em quatro padrões: micropapilar, cribriforme, sólido e comedo. A variação diagnóstica entre as lesões tem importantes implicações clínicas. Dessa forma, o diagnóstico histológico assertivo tem sido considerado um dos parâmetros mais importantes para o tratamento correto. Portanto, o objetivo desse estudo é desenvolver uma ferramenta computadorizada de processamento de imagens para auxiliar na classificação dos padrões do CDIS, por meio de dimensão fractal. Dentre as várias maneiras de calcular a dimensão fractal, destaca-se a técnica de box-counting, utilizada para analisar imagens que possuam uma complexa taxa de variação em sua escala, além de alta heterogeneidade. Em um estudo piloto, a ferramenta desenvolvida apresentou o padrão micropapilar que teve como dimensão fractal: 1.8522, já o padrão comedo, por se tratar de um padrão considerado mais grave por ser o precursor do carcinoma invasivo, resultou em uma dimensão fractal de 1.7661. A ferramenta desenvolvida foi capaz de processar as imagens e calcular a dimensão fractal de cada padrão de CDIS.

Palavras-chave: Carcinoma Ductal *in situ* (CDIS), Dimensão Fractal, Modelo matemático, Processamento de Imagens.

Abstract: *Ductal carcinoma in situ (DCIS) is a pre-invasive lesion with abnormal cell proliferation. It is estimated that 53% of cases of DCIS progress to invasive cancer progressing if there is no proper treatment. The DCIS architectural arrangement is divided into four patterns: micropapillary, cribriform, solid and comedo. The diagnostic variation between the lesions has important clinical implications. Thus, the assertive histological diagnosis has been considered one of the most important parameters for the correct treatment. Therefore, the aim of this study is to develop a computerized tool image processing to assist in the classification of DCIS standards through fractal dimension. Among the various ways to calculate the fractal dimension, there is a box-counting technique used to analyze images that have a complex rate of change in its range, and high heterogeneity. In a pilot study, the developed tool which presented the standard*

micropapillary had the fractal dimension: 1.8522, as the standard comedo, because it is a standard considered more serious because it is the precursor of invasive carcinoma resulted in a fractal dimension of 1.7661. The developed tool is able to process the images and calculate the fractal dimension of each pattern of DCIS. Through this study it was concluded that the development of this processing system can be used as a tool to diagnose.

Keywords: *Ductal Carcinoma in situ (DCIS), Fractal Dimension, Mathematic model, Image Processing*

Introdução

O carcinoma ductal *in situ* (CDIS) é uma lesão pré-invasiva, com uma proliferação celular anormal com propensão pelas unidades ducto-lobulares terminais da mama, associada à um possível envolvimento de ductos mamários verdadeiros e alto risco de recorrência local [1]. Estima-se que 53% dos casos de CDIS progridem para o câncer invasivo se não houver o tratamento adequado [2]. Visando a melhoria na sobrevivência dos indivíduos com câncer de mama, os avanços tecnológicos foram direcionados ao seu diagnóstico precoce [3]. Para melhorar a probabilidade de sucesso do tratamento, é desejável detectar a doença nas fases iniciais, quando está relativamente bem estabelecida, mas ainda não se tornou invasiva [4]. Reconhecer a história natural do CDIS, incluindo a forma como ele se desenvolve, se irá evoluir para o estágio invasivo ou não, é de grande importância [5]. Por isso, algumas pesquisas visam o desenvolvimento de processos de classificação de CDIS baseados em características histológicas, sendo elas: padrão de crescimento, forma e tamanho das células e de seus núcleos e estimativas de taxa de crescimento [6]. Outra característica desse processo é o arranjo arquitetônico do CDIS, que é dividido em quatro padrões: micropapilar, cribriforme, sólido e comedo [7;4]. Embora as quatro morfologias de CDIS sejam utilizadas por patologistas para o diagnóstico, o conhecimento da progressão morfológica do carcinoma é limitado [8]. A variação diagnóstica entre as lesões tem importantes implicações clínicas [8]. Por isso, o diagnóstico histológico assertivo tem sido considerado um dos parâmetros mais importantes para o tratamento correto.

O interesse no método de processamento de imagens decorre de duas áreas principais de aplicação: melhoria

da informação visual para a interpretação humana e processamento de dados das imagens para a percepção automática através de máquinas [9]. Um método de análise com aplicações nas mais diversas áreas de conhecimento, em especial, na área de processamento e análise de imagens é a utilização da dimensão fractal como ferramenta para análise de complexidade [10]. Fractais são formas que possuem dimensão fracionada, não obedecendo à geometria Euclidiana tradicional, onde os objetos possuem dimensões inteiras [11].

Os tumores benignos têm geralmente bordas suaves, arredondadas e bem definidas. Já os tumores malignos apresentam frequentemente bordas mal definidas e contornos irregulares, quase sempre com presença de espículas, exibindo forma semelhante às formas encontradas em fractais [12]. Dentre as várias maneiras de calcular a dimensão fractal, podemos destacar a técnica de *box counting*, muito utilizada para analisar imagens que possuam uma complexa taxa de variação em sua escala, além de alta heterogeneidade ou lacunaridade [13]. Dessa forma, um método de processamento de imagens que possa classificar os padrões de CDIS por meio da dimensão fractal, poderá auxiliar o diagnóstico médico, além de contribuir com a melhora da detecção ainda nas fases iniciais desse carcinoma, propiciando um diagnóstico mais eficiente.

Assim, com base no que foi exposto anteriormente, o objetivo desse estudo é desenvolver uma ferramenta computadorizada de processamento de imagens para auxiliar na classificação dos padrões do carcinoma ductal *in situ*, por meio de dimensão fractal.

Materiais e métodos

O desenvolvimento de um software deve seguir quatro etapas consideradas como fundamentais, sendo: levantamento de requisitos, análise e projeto, implementação e testes [14].

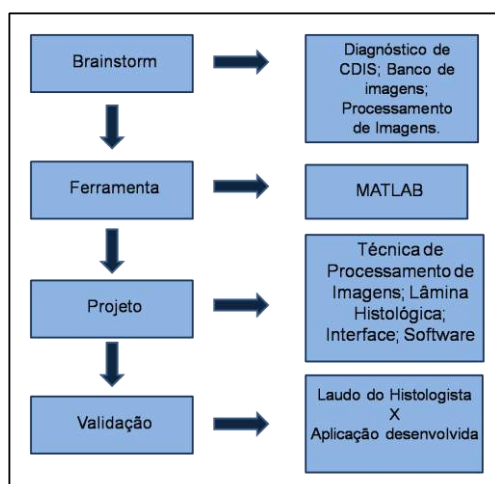


Figura1 – Estrutura do projeto desenvolvido.

Já a implementação da técnica de *box counting* [15] (contagem de caixas), consiste em criar uma grande malha de tamanho U sobre a figura fractal, fazendo a contagem do número N de caixas que cobrem a figura.

A cada etapa a malha é refinada, reduzindo o tamanho das caixas U e aumentando a quantidade N de caixas que cobrem a figura. Ao estabelecer uma relação entre o número de caixas necessárias para cobrir a imagem à medida que a malha é refinada, o cálculo da dimensão fractal é realizado [16]. Dessa forma, cria-se uma relação entre $\log(N(U)) \times \log(1/U)$ que possibilita a definição da dimensão fractal através da equação 1 abaixo:

$$FD = \lim_{n \rightarrow \infty} \frac{(\log(N_{n+1}(U)) - \log(N_n(U)))}{\log(\frac{1}{U_{n+1}}) - \log(\frac{1}{U_n})} \quad (1)$$

Sendo que:

- FD é a dimensão fractal a ser calculada;
- N_{n+1} e $N_n(U)$ são as quantidades de caixas da malha que cobre a imagem em dois instantes diferentes;
- $1/U_{n+1}$ e $1/U_n$ indicam a relação entre o tamanho inicial total da malha e o tamanho das caixas em dois instantes distintos.

Neste projeto, o algoritmo que utiliza o método de *box counting*, foi implementado em ferramenta computacional MATLAB (R2015b).

A Figura 2 apresenta um fluxograma contendo as etapas da aplicação computadorizada.

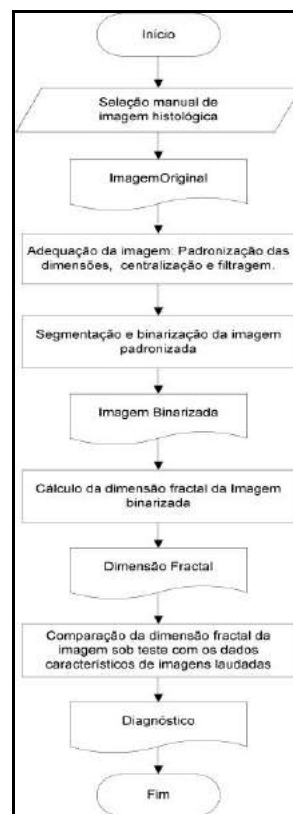


Figura 2: Etapas da aplicação implementada.

A partir da seleção manual da imagem histológica do CDIS é necessário a adequação da imagem, para que as dimensões sejam padronizadas, bem como a centralização e filtragem da mesma. Com o início do processamento de imagens, ocorre a segmentação e binarização da imagem padronizada. A partir da imagem

binarizada é realizado o cálculo da dimensão fractal, e o resultado é comparado com o laudo do histopatologista. Por fim, o diagnóstico é fornecido.

Modelos tridimensionais, utilizados para a simulação computacional do crescimento tumoral no ducto mamário [17], foram utilizados para gerar uma faixa de classificação dos padrões de CDIS. Esses permitiram gerar faixas de valores de dimensão fractal referente a cada estágio.

A Figura 3 apresenta a interface padrão da aplicação. Essa interface é dividida em quatro campos, sendo eles: A) Imagem Original: a imagem original de CDIS será inserida para o início do processamento de imagens; B) Imagem Segmentada: a imagem adicionada anteriormente será processada; C) resultado: apresenta o resultado gráfico da dimensão fractal; D) descrição: resultado obtido a partir da técnica *box counting* e o diagnóstico resultante.

A primeira etapa para o início do processamento é adicionar a imagem que se deseja analisar, no ícone “abrir imagem”. Depois de inserir a imagem desejada, deve-se acionar o botão “executar”, a partir de então, o processamento da imagem será iniciado. O resultado obtido aparecerá nos campos “Box-counting” e “Descrição”.

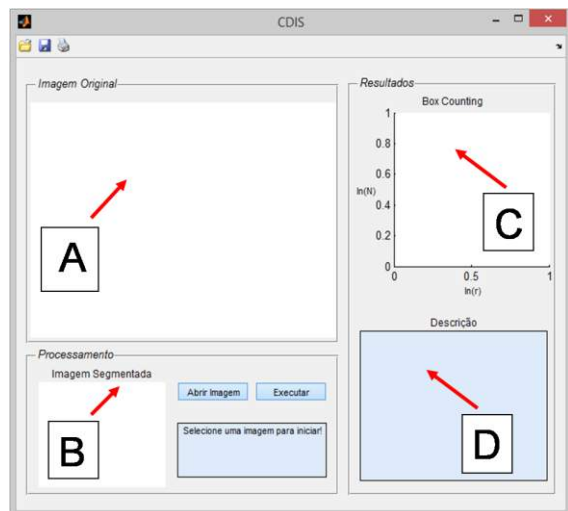


Figura 3 – Interface padrão da aplicação

Resultados

Foram selecionadas quatro imagens laudadas, uma de cada padrão do CDIS, adquiridas a partir da literatura [2]. Essas imagens foram adicionadas ao software para um teste piloto.

A figura 4 mostra o teste realizado com o padrão histológico Micropapilar.

Com o processamento realizado, é possível observar que a imagem da lâmina histológica contendo o material de CDIS foi segmentada e posteriormente analisada pelo método *box counting*. No campo “resultado”, o sistema mostra duas curvas, a curva original proveniente da imagem analisada e a curva linearizada utilizada para cálculo da dimensão fractal. No campo “descrição”, o sistema apresenta o resultado da dimensão fractal, o

tamanho da imagem e o diagnóstico referente ao padrão histológico.

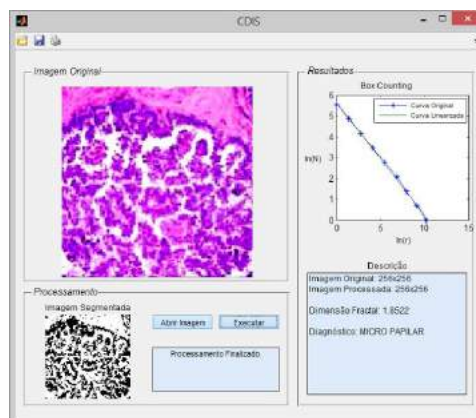


Figura 4: Análise do padrão de CDIS – Micropapilar

A figura 5 mostra o teste realizado com o padrão histológico Cribriforme, da mesma forma que a figura anterior. Porém, por se tratar de um padrão histológico diferente, o resultado da dimensão fractal também foi diferente.

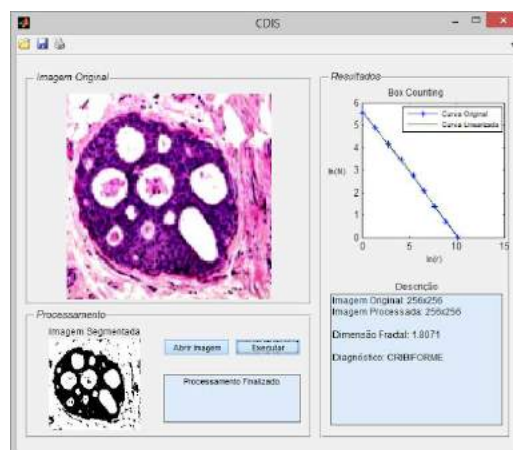


Figura 5 – Análise do segundo padrão de CDIS – Cribriforme

O mesmo teste foi realizado com os outros dois padrões de CDIS: Sólido e Comedo, como é apresentado na tabela 1.

Tabela 1 – Dimensão fractal dos padrões de CDIS.

Padrão de CDIS	Dimensão Fractal
Micropapilar	1.8522
Cribriforme	1.8071
Sólido	1.7793
Comedo	1.7661

Discussão

Nessa etapa do projeto, foi possível observar que o software desenvolvido é capaz de processar as imagens e calcular a dimensão fractal de cada padrão de CDIS através do método *box counting*. A utilização de dimensão fractal para o diagnóstico de câncer de mama

já foi utilizado em algumas pesquisas [18] para imagens de exame de mamografia ou ressonância magnética. Porém, para o diagnóstico de CDIS, se vê necessário a análise de imagens provenientes de lâminas histológicas, pois o treinamento em reconhecer os padrões morfológicos de espectro de lesões proliferativas de mama ainda é o principal instrumento do patologista no diagnóstico dessas lesões [19]. Pretende-se validar o método apresentado utilizando um número maior de imagens laudadas, possibilitando a identificação de um padrão entre os estágios do CDIS e a dimensão fractal.

Conclusão

Através desse estudo foi possível concluir que o desenvolvimento de um sistema de processamento de imagens para a classificação dos padrões de CDIS pode ser utilizado como ferramenta de auxílio ao diagnóstico. A técnica de *box counting* para o processamento das imagens permitiu a análise dos padrões de maneira eficaz, visto que essa técnica realiza uma varredura completa na imagem, mesmo naquelas com formatos muito irregulares e com alto nível de heterogeneidade, como se apresentam as imagens dos padrões de CDIS.

Agradecimentos

À FAEP (Fundação de Amparo ao Ensino e Pesquisa da Universidade de Mogi das Cruzes), a CAPES (Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior) e a FAPESP (Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de São Paulo - Processo nº 2013/22947-0) pelo apoio financeiro.

Referências

- [1] Page DL, Anderson TJ, eds. Diagnostic Histopathology of the Breast. 1st ed. New York, NY: Churchill Livingstone; 1987:157–174.
- [2] Allred, DC. Biological characteristics of ductal carcinoma in situ. In: Silverstein ML, ed. *Ductal Carcinoma In Situ of the Breast*. 2nd ed. Philadelphia, PA: Lipincott, Williams and Wilkins; 2002:37–48.
- [3] Kessler, LG. The relationship between age and incidence of breast cancer. Population and screening program data. *Cancer* 1992;69(7 Suppl): 1896–903.
- [4] Silverstein, MJ. Ductal carcinoma in situ of the breast. *Annu. Rev. Med.* 2000. 51:17-32.
- [5] Polyak, K. Breast cancer: origins and evolution. *J Clin Invest.* 2007;117(11):3155–3163.
- [6] Page, DL; Rogers, LW. Carcinoma in situ (CIS). In: Page DL, Anderson TJ, eds. Diagnostic Histopathology of the Breast. 1st ed. New York, NY: Churchill Livingstone; 1987:157–174.
- [7] Jaffer S., Bleweiss IJ. Histologic classification of ductal carcinoma in situ. *Microsc Res Tech.* 2002 Oct 15;59(2):92-101.
- [8] Wiechmann L, Kuerer HM. The molecular journey from ductal carcinoma in situ to invasive breast cancer. *Cancer.* 2008 May 15;112(10):2130-42. Doi: 10.1002/cncr.23430.
- [9] Olabbarriaga, S. D. Smeulders, A. W. M. 2001, 'Interaction in the Segmentation of Medical Images: a Survey', *Medical Image Analysis* vol. 5, pp. 127-142.
- [10] Backes, A. R.; Bruno, O. M. Shape classification using complex network and multi-scale fractal dimension. *Pattern Recognition Letters*, Elsevier, v. 31, n. 1, p. 4–51, 2010.
- [11] Napolitano A, Ungania S, Cannata V. Fractal Dimension Estimation Methods for Biomedical Images. *MATLAB - A fundamental Tool for Scientific Computing and Engineering Applications*, vol.3; 2012.
- [12] Raguso G, Ancona A, Chieppa L, L'abbate S, Pepe ML, Mangieri F, De Palo M, Rangayyan RM. Application of Fractal Analysis to Mammography. 32nd Annual International Conference of the IEEE EMBS. Aug 31 - Sep 4; Buenos Aires, Argentina. 2010.
- [13] Karperien, A. L., Jelinek H.F., AND A. M. Buchan. "Box-Counting Analysis of Microglia Form in Schizophrenia, Alzheimer's Disease and Affective Disorder". *Fractals*. 2008. 16(02):103
- [14] Pressman, R. S. Software engineering: a practitioner's approach, 7th ed., McGraw-Hill, New York, 2010.
- [15] Voss RF. Random fractals: Characterisation and measurement, in *Scaling Phenomena in Disordered Systems*, edited by R. Pynn and A. Skjeltorp. Plenum Press, New York. 1985.
- [16] Silva MM, Souza WA. Dimensão Fractal. *REMat - Revista Eletrônica de Matemática*, nº2. 2010.
- [17] Alves, R. F. A.; Ianaguivara, E. S.; A. P. Silva. Simulação computacional do crescimento tumoral no ducto mamário. In: XXIV Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica - CBEB 2014, Uberlândia. v. 1. p. 983-986, 2014.
- [18] Sakorafas GH, Farley DR. Optimal management of ductal carcinoma *in situ* of the breast. *Surg Oncol.*2003;12(4):221-40.
- [19] Salles MA, Matias MARF, Resende LMP, Gobbi H. Variação inter-observador no diagnóstico histopatológico do carcinoma ductal *in situ* da mama. *Rev Bras Ginecol Obstet.* 2005;27(1):1-6.

ANÁLISE DE IMAGENS DE RETINOGRÁFIAS PARA AUXÍLIO NO ACOMPANHAMENTO DE PACIENTES COM UVEÍTE POSTERIOR

B. C. Souza*, M. A. Marques* e T. Martins**

*Engenharia de Controle e Automação/UNESP, Sorocaba, Brasil

**Universidade Federal de São Paulo/UNIFESP, São Paulo, Brasil

e-mail: brunocamposjp@gmail.com

Resumo: Técnicas de processamento digital de imagens foram aplicadas em imagens de retinografias de pacientes com uveíte posterior com o objetivo de identificar e segmentar as áreas afetadas, auxiliando a observação e a quantificação dessas regiões, para assim realizar o acompanhamento dos pacientes. Foram adotadas técnicas de pré-processamento, como a filtragem espacial de suavização e ajustes nos níveis de cinza para melhorar as características qualitativas das imagens e consequentemente a sua observação. Para realizar a análise quantitativa visando identificar e segmentar as regiões de interesse da imagem, foram utilizadas técnicas de crescimento de regiões por Fuzzy e por média. O software MatLab possibilitou a utilização das técnicas implementadas nas imagens fornecidas pelo Oftalmologista. Os resultados iniciais mostram que as técnicas implementadas estão conduzindo a bons resultados tanto na observação quanto na quantificação da área afetada, bem como o acompanhamento da uveíte posterior.

Palavras-chave: Retinografia, uveíte posterior, processamento digital de imagens, MatLab.

Abstract: Digital image processing techniques have been applied to images from fundus of patients with posterior uveitis in order to perform the identification and targeting of the affected areas, assisting its observation and quantification of these regions and thus helping with the follow up of patients. Preprocessing techniques have been implemented, such as spatial filtering and smoothing adjustments in gray levels to improve the quality of the images. In order to perform quantitative analysis by identifying and segmenting the image regions of interest, growth techniques were used in Fuzzy regions and average. The MatLab software enabled the use of techniques implemented in the images provided by the Ophthalmologist. Initial results show that the techniques implemented are leading to good results both in viewing and quantification of the affected area, as well as monitoring of posterior uveitis.

Keywords: Fundus photography, posterior uveitis, digital image processing, MatLab.

Introdução

A uveíte é uma inflamação da úvea, camada pigmentada que fica localizada entre a retina e a esclera. A úvea é formada pela íris, corpo ciliar e coróide. Há

três tipos de uveíte: anterior, intermediária e posterior. A uveíte posterior causa lesões na coróide, que mudam de aspecto com a evolução da doença e podem ser acompanhadas por exames de imagens [1, 2].

O prognóstico é geralmente bom em pacientes que recebem diagnóstico e tratamento precoce, mas podem ocorrer sequelas que podem causar danos irreversíveis à visão, dependendo da severidade, duração e resposta ao tratamento.

Diante disso, o objetivo deste trabalho foi utilizar técnicas de processamento digital de imagens (PDI) em retinografias de pacientes com uveíte posterior com a finalidade de facilitar a identificação, a quantificação da área afetada e o acompanhamento dessa patologia. Foram estudadas e implementadas técnicas de PDI, as quais foram aplicadas em imagens de retinografias com lesões de uveíte posterior, auxiliando o Oftalmologista no acompanhamento da doença.

Materiais e métodos

As imagens de retinografias foram processadas utilizando diversos métodos de PDI para facilitar o acompanhamento das lesões por uveíte. Os algoritmos foram implementados utilizando o software MatLab e o processamento realizado em várias imagens oriundas de um banco de dados montado sob indicação de um Oftalmologista. A Figura 1 mostra o fluxograma das técnicas utilizadas.

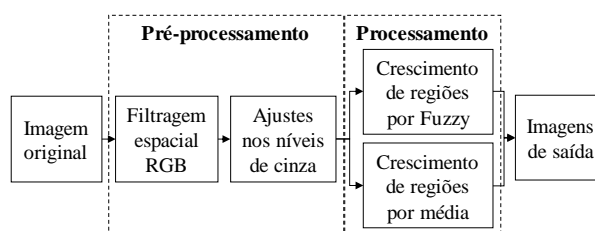


Figura 1. Fluxograma dos métodos implementados.

Pré-processamento – Após a aquisição de uma imagem digital, é importante realizar um pré-processamento antes de se aplicar qualquer tipo de técnica de processamento na mesma. A principal função do pré-processamento é melhorar a imagem de forma que após o seu processamento, os resultados obtidos sejam melhores do que se as imagens originais tivessem sido utilizadas. Dentre as várias técnicas de pré-

processamento, cita-se a filtragem espacial de suavização e o ajuste nos níveis de cinza [3, 4].

Filtragem - O objetivo das técnicas de filtragem espacial é processar uma imagem de modo que o resultado obtido seja uma imagem mais adequada para uma aplicação específica. Os filtros de suavização atenuam ou eliminam os componentes de alta frequência das imagens, no caso imagens RGB. Estes componentes correspondem a regiões de bordas ou detalhes finos nas imagens. Logo, estes filtros têm a função de suavizar a imagem, reduzindo o ruído [4].

Ajuste dos níveis de cinza - O histograma de uma imagem descreve a distribuição da intensidade de valores de níveis de cinza que ocorrem na mesma. O ajuste nos níveis de cinza é um método utilizado com o objetivo de se obter uma imagem com um histograma equalizado a partir da redistribuição dos valores de intensidade dos níveis de cinza de seus *pixels* [5].

Processamento - Métodos de segmentação de imagem subdividem uma imagem em partes ou objetos constituintes, separando-os por suas propriedades geométricas, topológicas ou alguma outra característica em comum. Por exemplo, propriedades como área, forma e textura de alguns objetos podem ser extraídos de uma imagem digital para serem analisadas [3].

Os processos utilizados para a segmentação de imagens são geralmente baseados em propriedades dos níveis de cinza de uma imagem, utilizando as características de descontinuidades ou similaridades da mesma. No primeiro caso, os algoritmos para segmentação baseiam-se em mudanças abruptas nos níveis de cinza. Já na similaridade, os algoritmos buscam agrupar pontos da imagem que apresentam uma certa característica em comum. Para isto, são utilizados métodos de limiarização, crescimento de regiões, divisão e fusão de regiões [6].

Crescimento de regiões é uma técnica que agrupa *pixels* ou sub-regiões em regiões maiores, de acordo com um critério de similaridade. É o processo em que as regiões são formadas a partir de um conjunto de pontos chamados de sementes. Nesse processo, cada região é composta por um *pixel* semente e caso os vizinhos deste *pixel* tenham propriedades semelhantes a ele (análise de pertinência), estes serão adicionados à região. Em seguida, serão identificados os novos vizinhos destes novos *pixels* para serem analisados e incrementados, ou não, à região. Assim, o processo continua até que não haja mais vizinhos que tenham características que possam pertencer à esta região.

Fuzzy - O crescimento de regiões por Fuzzy é uma técnica baseada no conceito de lógica Fuzzy, na qual para cada *pixel* da imagem se determina um grau de pertinência (entre zero e um). Este valor de pertinência calculado indica se este *pixel* pertence ou não à região [7]. Neste caso, para cada vizinho analisado, o valor de pertinência adotado depende do nível de *threshold* escolhido, da distância máxima do *pixel* semente, do *pixel* atual, etc.

Média - A segmentação de regiões por média também utiliza o processo de análise de pertinência de

cada *pixel* vizinho, porém ela é realizada através do cálculo da média do *pixel* em análise com seus adjacentes. Para cada vizinho, é calculada a diferença entre o valor da intensidade do mesmo e a média da região, usado como uma medida de similaridade. Caso este valor calculado seja menor do que um determinado limiar, este *pixel* é atribuído à região, caso contrário, ele é descartado. A região cresce iterativamente, comparando todos os novos *pixels* vizinhos, sendo este processo interrompido quando esta diferença se tornar maior do que um determinado limiar [7].

Resultados

Para testar todos os métodos implementados e analisar os resultados obtidos, foi selecionada uma imagem do banco de dados (Figura 2) com diagnóstico de uveíte posterior.



Figura 2. Imagem original para aplicação dos métodos.

As técnicas de pré-processamento, filtragem espacial RGB e ajuste dos níveis de cinza foram aplicadas na imagem da Figura 2 a fim de se realizar uma análise qualitativa da mesma.

A Figura 3 mostra o resultado desta imagem após a utilização de um filtro de suavização e a sua posterior decomposição em RGB.

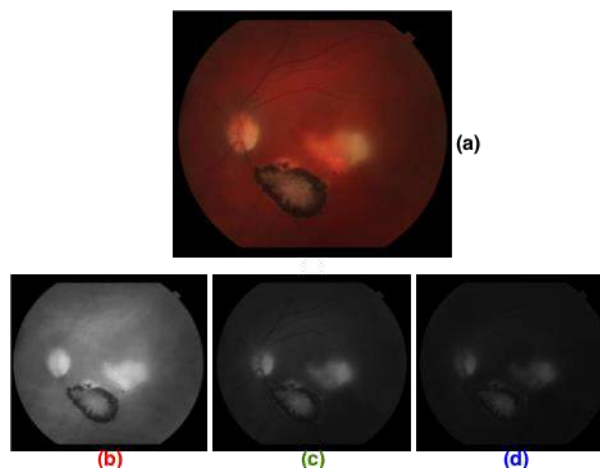


Figura 3. (a) Imagem após a filtragem espacial de suavização e suas componentes (b) R, (c) G e (d) B.

Para cada componente RGB, realizou-se o ajuste dos níveis de cinza seguindo uma curva padrão, onde os

valores de cada *pixel* foram redistribuídos, resultando em uma dispersão linear destes *pixels* pelo histograma da imagem. A Figura 4 mostra o processo aplicado em apenas um dos componentes, no caso o G (verde), demonstrando a imagem antes e após o ajuste, bem como os seus respectivos histogramas.

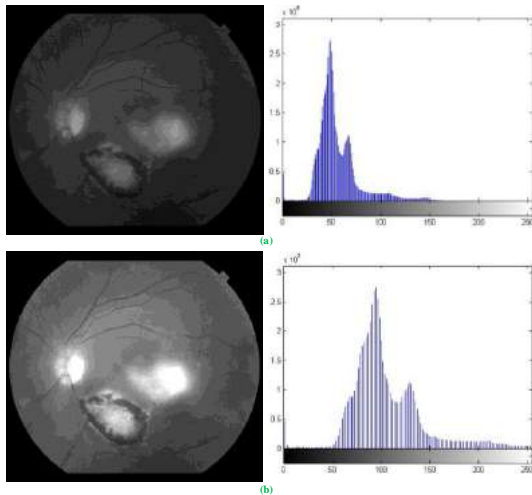


Figura 4. Componente G com seus respectivos histogramas: (a) antes e (b) após o ajuste dos níveis de cinza.

As Figuras 5(a), (b) e (c), mostram respectivamente, os componentes R, G e B da Figura 3 ((b), (c) e (d)), após o ajuste nos níveis de cinza. A imagem RGB foi rearranjada com as suas três componentes equalizadas separadamente, resultando na imagem mostrada na Figura 5(d).

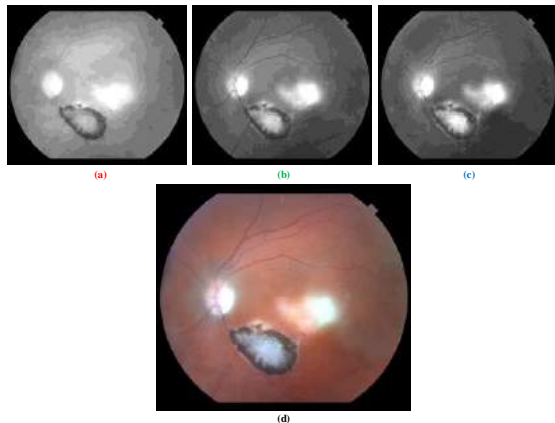


Figura 5. Componentes (a) R, (b) G e (c) B após ajuste nos níveis de cinza e (d) imagem equalizada.

Após a aplicação do pré-processamento na imagem original, utilizou-se os métodos de processamento a fim de se identificar e quantificar as regiões de interesse (uveíte posterior) nas imagens. Como este trabalho visa o acompanhamento do tratamento de um paciente, simulou-se a evolução da doença gerando novas imagens aumentando (manualmente) as áreas com as lesões, facilitando assim, a análise e a comparação dos métodos de processamento utilizados. Nas imagens da Figura 6, houve uma diminuição do tamanho das lesões

entre as imagens (a), (b) e (c). A Figura 6 mostra as imagens nas quais foram aplicadas as técnicas de crescimento de regiões. As regiões de interesse foram selecionadas através da seleção de um *pixel* semente com *mouse*.

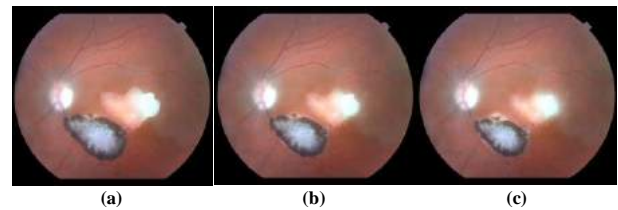


Figura 6. Imagens pré-processadas simulando três fases do tratamento de um paciente.

A segmentação foi realizada após a utilização das técnicas de crescimento de regiões. Se um *pixel* pertence à área interna resultante do crescimento de regiões, atribui-se o valor 255 (branco) ao mesmo, caso contrário, o valor zero (preto) é atribuído ao *pixel*.

A Figura 7 mostra as imagens obtidas após a utilização do método de crescimento de região por Fuzzy (a.1, a.2 e a.3) e as respectivas imagens segmentadas (b.1, b.2 e b.3). A representação numérica da quantidade de *pixels* nas áreas lesionadas e selecionadas nas imagens segmentadas obtidas através desta técnica pode ser vista na Figura 8.

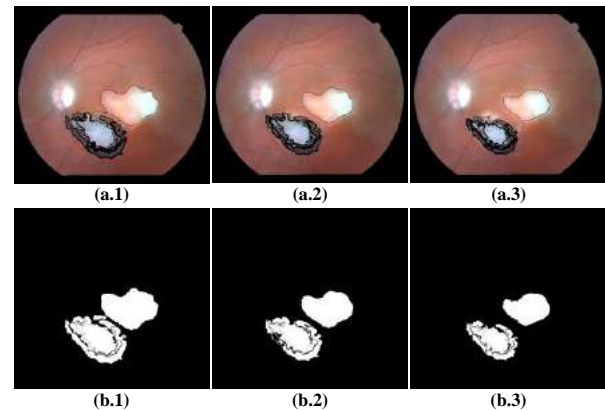


Figura 7. Imagens resultantes após o crescimento de regiões por Fuzzy (a.1, a.2 e a.3) e as regiões segmentadas (b.1, b.2 e b.3).

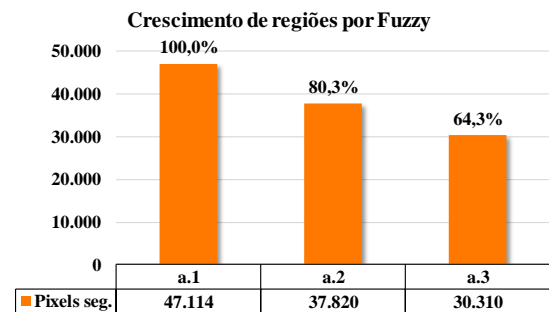


Figura 8. Quantidade de *pixels* nas áreas lesionadas e segmentadas com a técnica Fuzzy.

Já a Figura 9 apresenta os resultados obtidos com a técnica de crescimento de regiões por média. A

representação numérica da quantidade de *pixels* nas áreas lesionadas e segmentadas está ilustrada na Figura 10.

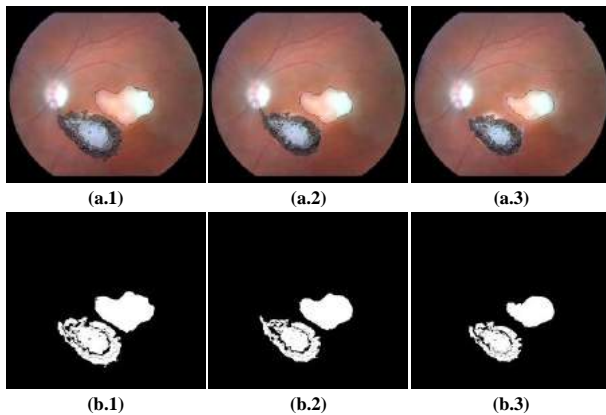


Figura 9. Imagens resultantes após o crescimento de regiões por média (a.1, a.2 e a.3) e as regiões segmentadas (b.1, b.2 e b.3).

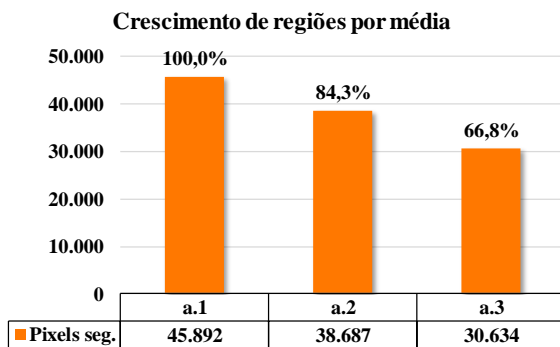


Figura 10. Quantidade de *pixels* nas áreas lesionadas e segmentadas com o crescimento de regiões por média.

A Figura 11 mostra uma comparação entre as técnicas de crescimento de regiões utilizadas.

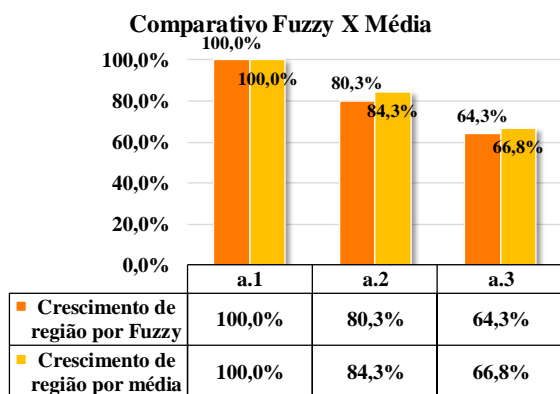


Figura 11. Comparação entre os métodos de crescimento de regiões utilizados.

Discussão

Vários testes foram realizados para validar os métodos implementados, utilizando-se outras imagens, além das apresentadas neste artigo. As imagens obtidas após o pré-processamento, mostram uma melhora no

contraste, na visualização e na identificação da uveíte posterior (Figuras 3, 4 e 5).

Já os métodos de crescimento de regiões por Fuzzy e média, mostraram-se eficientes no que tange a segmentação e a quantificação dos *pixels* nas regiões de interesse (Figuras 7 e 9).

Comparando-se estas duas técnicas, observa-se que ambas geraram resultados muito semelhantes na segmentação (Figuras 7 e 9) e na quantificação das regiões afetadas pela uveíte (Figura 11). Nos dois casos houve uma diminuição proporcional do número de *pixels* nas áreas segmentadas.

Conclusão

Através dos resultados obtidos, pode-se concluir que as imagens obtidas após a utilização dos métodos de pré-processamento são melhores do que as imagens originais e que os ruídos e a falta de contraste que estavam presentes nas imagens foram reduzidos, sendo possível identificar as regiões de interesse (uveíte).

Conclui-se também, que os métodos implementados na fase de processamento das imagens, identificaram e segmentaram as áreas de forma satisfatória. Através desses métodos, foi possível também, quantificar estas regiões, auxiliando o Oftalmologista no diagnóstico.

Como era previsto pela simulação do tamanho das áreas afetadas pela uveíte nas imagens, as técnicas utilizadas detectaram e quantificaram as reduções das regiões afetadas pela patologia, sendo possível assim, realizar o acompanhamento durante o tratamento (simulado) de um paciente.

De acordo com o Oftalmologista, conclui-se que os resultados são satisfatórios e podem auxiliar os médicos no diagnóstico e acompanhamento do tratamento da uveíte posterior.

Referências

- [1] Goldman L.; Ausiello D. Tratado de Medicina Interna. Rio de Janeiro: Elsevier; 2005.
- [2] Lopes, A. C. Tratado de Clínica Médica. São Paulo: Roca; 2009.
- [3] Gonzalez, R. C.; Woods, R. E. Processamento de Imagens Digitais. São Paulo: Edgard Blücher; 2000.
- [4] Marques Filho, O.; Vieira Neto, H. Processamento Digital de Imagens. Rio de Janeiro: Brasport; 1999.
- [5] Gonzalez, R. C.; Woods, R. E.; Eddins, S. L. Digital Image Processing Using MATLAB. 2nd ed. Gatesmark Publishing; 2009.
- [6] Pedrini, H.; Robson Schwartz, W. Análise de Imagens Digitais: princípios, algoritmos e aplicações. São Paulo: Thomson Learning; 2008.
- [7] Rangayyan, R. M. Biomedical Image Analysis. CRC Press; 2005.

DETERMINAÇÃO AUTOMÁTICA DA CAIXA CONTENDO O CORAÇÃO EM SEQUÊNCIA TEMPORAL DE RM

Fábio Cappabianco^{*}, Marcos S G Tsuzuki^{**}, Paulo Miranda^{***}, Rogério Y Takimoto^{**},
Edson K Ueda^{**}, André K Sato^{**}, Luciano M Rosset^{**}, Roberto S U Rosso Jr^{****},
Toshiyuki Gotoh^{*****}, Tae Iwasawa^{*****}

^{*}UNIFESP, São José dos Campos, Brasil

^{**}EPUSP, São Paulo, Brasil

^{***}IME-USP, São Paulo, Brasil

^{****}UDESC, Joinville, Brasil

^{*****}YNU, Yokohama, Japão

^{*****}Kanagawa Cardiovascular Respiratory Center, Yokohama, Japão
e-mail: mtsuzuki@usp.br

Resumo: A determinação da caixa contendo o coração é útil em várias aplicações. Sequências balanceadas SSFP sem contraste produzem artefatos originários do fluxo sanguíneo. Consequentemente, poucas pesquisas utilizando este tipo de sequência foram feitas, pois os artefatos prejudicam o imageamento. Porém, essa desvantagem pode ser útil na determinação da caixa contendo coração. Um ajuste de posição vertical é necessário para compensar o movimento diafragmático. O algoritmo proposto é avaliado com vários conjuntos de sequências temporais de RM sem contraste.

Palavras-chave: RM, Coração, Sem Contraste

Abstract: *The heart bounding-box can be used in several applications. Balanced SSFP sequence without contrast produces artifacts originated from the blood flow. For this reason, very few research studies using this type of MR sequence has been conducted. However, this drawback can be used to help in the determination of the heart bounding-box. It is necessary to adjust the vertical position in each image to compensate the diaphragmatic movement. The proposed algorithm is evaluated with several sets of MR temporal sequences without contrast.*

Keywords: *MR, Heart, Without Contrast*

Introdução

Muitos pesquisadores estão utilizando a sequência conhecida como TWIST para obter imagens por RM em que o pulmão possua bom contraste de seu contorno e redução da influência do fluxo sanguíneo [1]. Por outro lado, outras sequências de RM (como o True Fisp da Siemens, ou Balanced-FFE da Phillips) estão sendo utilizados para visualizar as estruturas internas dos pulmões [2, 3]. Assim, o movimento da estrutura interna dos pulmões é observado e pode ser utilizado para analisar a complexidade de seu movimento [4], e para registrar imagens temporalmente [5]. É muito difícil imagear simultaneamente o contorno pulmonar e sua estrutura interna. Neste tipo de imagem, a segmentação do pulmão é uma tarefa difícil.

A segmentação automática do coração e pulmões é uma tarefa fundamental, porém complicada, devido a variação de formas e da qualidade da imagem. A determinação de informações relevantes na fase de pré-segmentação pode influenciar a qualidade da segmentação final. Quando imagens coronais são consideradas, alguns pesquisadores dividem a imagem coronal ao meio, forçando a separação dos pulmões [6]. Este é um processo empírico que pode ser automatizado com a determinação da posição horizontal do coração.

Neste trabalho é proposto um método que determina a caixa contendo o coração nas imagens de uma sequência temporal de RM obtida utilizando a sequência balanceada SSFP, como a True Fisp da Siemens, sem a utilização de contraste. A caixa contendo o coração é corretamente determinada incluindo o movimento vertical síncrono do diafragma.

Este trabalho é estruturado da seguinte forma, primeiramente serão apresentados alguns conceitos básicos relacionados à sequência de imageamento por RM adotada neste trabalho (True Fisp da Siemens). Será explicada a influência da batida do coração na sequência temporal de RM. Em seguida será detalhado o método proposto, mostrando alguns resultados e, finalmente a conclusão.

Conceitos Básicos

A Fig. 1(a) mostra a primeira imagem de uma sequência de imagens coronais. Considere o plano vertical perpendicular à imagem que intercepta todas as imagens por RM na mesma posição 3D. A variação no tempo da intensidade do pixel na posição vertical é mostrada na Fig. 1(b). Deve-se observar que a sequência de imagens por RM sofre mudanças súbitas de intensidade, uma situação que é frequentemente observada devido às mudanças de condição de polarização. Quando o coração bombeia o sangue pelo corpo, a intensidade do pixel muda localmente, produzindo artefatos.

Muitos pesquisadores utilizam a transformada de Hough para superar esse efeito [7]. É suposto que toda a estrutura relacionada aos pulmões possua um movimen-

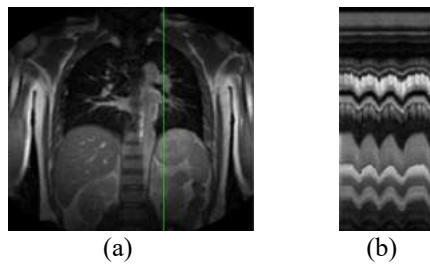


Figura 1– (a) Imagem por RM do peito. (b) Imagem vertical 2DST e obtida a partir da linha vertical verde exibida em (a).

to quase síncrono, e a sincronização ocorre devido a um padrão denominado de função respiratória. A ideia deste trabalho não é superar esse feito, mas sim utilizá-lo para ajudar na determinação da caixa contendo o coração. Outros trabalhos ajustam a frequência de imageamento para reduzir artefatos [8].

Alguns pesquisadores determinam a posição do coração em uma sequência temporal de RM obtidas com contraste [9]. Diferentemente dos trabalhos anteriores, este trabalho determina a caixa contendo o coração sem a utilização de contraste. O peito possui dois órgãos em movimento, os pulmões e o coração. O movimento dos pulmões é mais acentuado na direção vertical menos na direção horizontal. O coração sofre a influência do movimento dos pulmões, e conseqüentemente a posição horizontal modifica menos em toda a sequência temporal de RM.

Influência da Batida do Coração em Imagens Temporais por RM

A Fig. 2 mostra a sequência temporal de imagens por RM no plano coronal. As imagens possuem intensidade de pixel diferente no local onde o sangue é bombeado pela batida do coração. O paciente possui respiração livre e o pulmão se movimenta principalmente na direção vertical. A influência da batida do coração é claramente observável na imagem determinada pela diferença de duas imagens consecutivas. A Fig. 3 mostra a sequência temporal de diferença de imagens. Pixels com intensidade mais alta mostram as posições onde o sangue está fluindo, e onde o movimento está ocorrendo. A primeira imagem em uma sequência temporal é adquirida em um estado transiente de magnetização; desta forma, ela possui uma intensidade de sinal e contraste diferentes. Por este motivo, a primeira diferença de imagem mostrada na Fig. 3 possui um aspecto distinto, comparado às outras. Neste trabalho, a imagem inicial que está em estado transiente não é considerada.

É possível utilizar a imagem original e de diferenças para determinar a presença de sangue. Pixels associados com sangue possuem alta intensidade em ambas as imagens. A Fig. 4(a) exibe a somatória de todas as imagens (com exceção da primeira imagem), onde é possível observar que pixels com maior intensidade são associados não somente com o sangue. A Fig. 4(b) mostra a somatória de imagens de diferenças (com exceção da primeira imagem), onde é possível observar que pixels

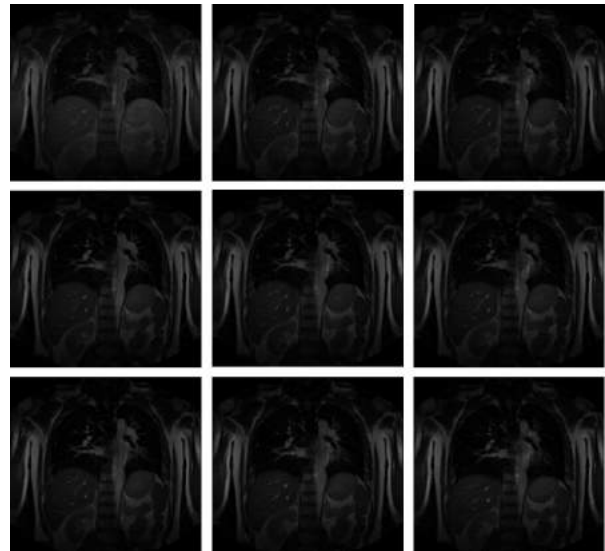


Figura 2. Sequência temporal de imagens por RM no plano coronal.

com alta intensidade são associados ao movimento do pulmão e fluxo sanguíneo. Neste trabalho, o método proposto utiliza somente a soma das imagens de diferenças.

Algoritmo Proposto

O emprego da extração rápida de característica através do conceito de imagem integral foi amplamente popularizado pelo algoritmo de detecção de objetos de Viola-Jones [10], que foi motivado principalmente pelo problema de detecção de face em tempo real. As características empregadas neste algoritmo que utiliza *features de Haar* envolve a somatória de pixels de uma imagem delimitada por um retângulo, que pode ser avaliada em tempo constante (4 referências por retângulo) com o uso de uma representação de imagem denominada de imagem integral.

O valor da imagem integral I_f de uma imagem de entrada I na posição (x, y) guarda a soma de todos os

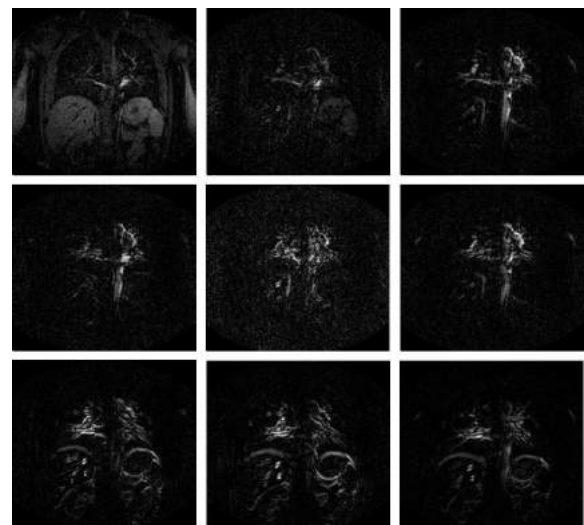


Figura 3. Diferença entre duas imagens consecutivas no plano coronal.

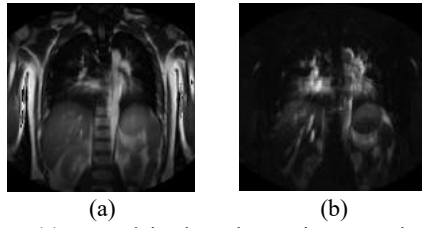


Figura 4 – (a) somatória de todas as imagens da sequência temporal; (b) somatória de todas as imagens de diferença de imagens da sequência temporal.

pixels da imagem original que possui índices menores ou igual que o ponto em avaliação, utilizando

$$I_f(x, y) = \sum_{\forall \hat{x} \leq x} \sum_{\forall \hat{y} \leq y} I(\hat{x}, \hat{y}) \quad (1)$$

Aqui, a soma de intensidades dentro de uma imagem de aplicação específica é adotada como uma pontuação para detectar a caixa contendo o coração em uma sequência temporal de imagens por RM. A imagem de referência é computada como sendo a diferença absoluta das intensidades da imagem entre duas fatias consecutivas de uma sequência completa (excluindo a imagem inicial no estado transiente).

Seja $F_t, t = 1, \dots, N$, os quadros de imagens em uma sequência composta por N quadros. Para cada pixel $p = (x, y)$, a imagem de referência $R(x, y)$ é computada como

$$R(x, y) = \|F_t(x, y) - F_{t+1}(x, y)\|. \quad (2)$$

Devido às contrações ventriculares o coração possui uma elevada taxa de mudança, que fica evidente com a utilização da informação temporal. Considere uma caixa 2D com $w \times h$ pixels, com as coordenadas (x_b, y_b) no canto superior esquerdo. Este retângulo especifica uma área composta por pontos (x, y) com $x \in [x_b, x_b + w - 1]$ e $y \in [y_b, y_b + h - 1]$. A soma das intensidades $R(x, y)$ dos pixels dentro dessas região retangular resulta em uma pontuação S , que pode ser eficientemente computada com o uso da imagem integral $R_f(x, y)$ utilizando

$$\begin{aligned} S(x_b, y_b) = & R_f(x_b + w - 1, y_b + h - 1) \\ & - R_f(x_b - 1, y_b + h - 1) \\ & - R_f(x_b + w - 1, y_b - 1) \\ & + R_f(x_b - 1, y_b - 1). \end{aligned} \quad (3)$$

Portanto, o centro do coração $C=(x_c, y_c)$ corresponde com o centro da caixa $(x_b^* + w/2, y_b^* + h/2)$ resultando em uma melhor pontuação, isto é, a caixa que possui a

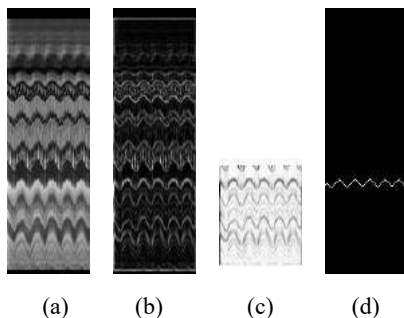


Figura 5 – Determinação do movimento diafragmático.

máxima somatória de intensidades na imagem de referência $R(x, y)$ determinada por

$$(x_b^*, y_b^*) = \operatorname{argmax}_{x_b, y_b} S(x_b, y_b) \quad (4)$$

O coração é geralmente do tamanho de um punho: 12 cm (5 pol) em comprimento, 8 cm (3,5 pol) em largura, e 6 cm (2,5 pol) em espessura. Neste trabalho, uma caixa de 14,7 x 9,8 cm² é utilizada para detectar o coração.

Compensação do Movimento Diafragmático

O coração é verticalmente deslocado pelo movimento diafragmático, e um algoritmo para determinar o ajuste necessário em cada instante de tempo é proposto. Uma imagem espaço-tempo vertical no centro do coração é determinada (como mostra a Fig. 5(a)). Então um filtro de Sobel é computado (veja Fig. 5(b)) e assim, a imagem complementar é determinada, isto é, cada pixel recebe a intensidade máxima do gradiente subtraída de seu valor. Esta imagem é restrita à máscara que contém a região diafragmática para evitar ruído em outras estruturas (veja Fig. 5(c)). Finalmente, o algoritmo de detecção de aresta baseado em live wire [11] é aplicado. A primeira coluna à esquerda de intensidade de pixels destro da máscara é utilizada como pontos iniciais ou sementes e o algoritmo é executado até o primeiro pixel na última coluna à direita é alcançada. O caminho percorrido da coluna à esquerda para a coluna à direita define o movimento diafragmático (veja Fig. 5d)).

Resultados

As sequências de imagens por RM utilizada no experimento foram obtidas por Symphony (1.5 T) feito pela Siemens, utilizando o método true FISP. As imagens por RM foram obtidas de três pacientes saudáveis não fumantes. Porém, o algoritmo proposto foi testado com mais de 100 sequências temporais de imagens por RM.

A Fig. 6 mostra três imagens, onde é mostrada a caixa contendo o coração. A Fig. 6(a) foi obtida do paciente A, onde o plano coronal é um plano frontal e o coração possui uma grande área de intersecção. A Fig. 6(b) foi obtida do paciente B, e mostra uma imagem similar com a caixa contendo o coração. A Fig. 6(c) foi obtida do paciente C, e a caixa contendo o coração é mostrado. O plano coronal desta imagem é um plano das costas e a espinha é visível. O coração não é visível, mas a caixa contendo o coração é determinado na posição correta.

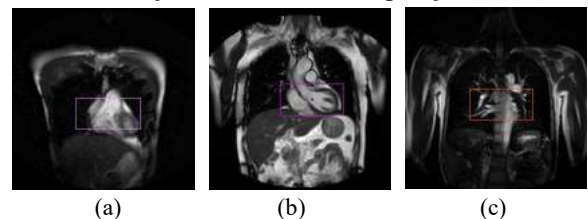


Figura 6 – (a) Caixa contendo o coração do paciente A; (b) Caixa contendo o coração do paciente B; (c) Caixa contendo o coração do paciente C.

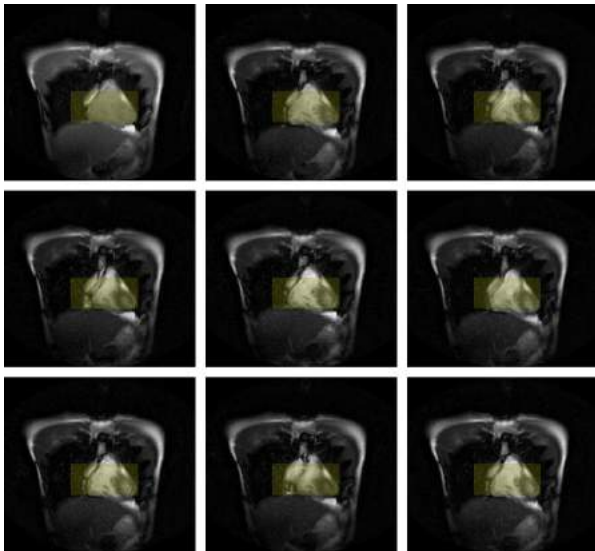


Figura 7 – Sequência temporal de imagens por RM e a determinação da caixa contendo o coração.

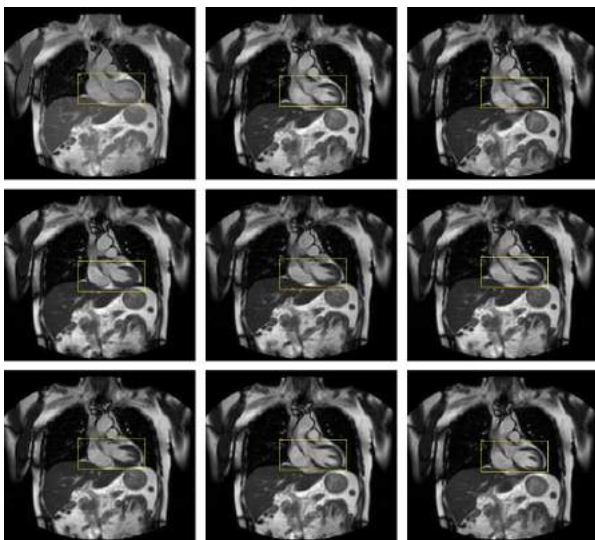


Figura 8 – Sequência temporal de imagens por RM e a determinação da caixa contendo o coração com compensação do movimento diafragmático.

Fig. 7 e Fig. 8 são partes de uma sequência temporal obtidas, respectivamente, dos pacientes A e B. Nestas figuras, pode ser observado que as caixas contendo o coração foram corretamente obtidas. Mas, na Fig. 7 pode ser observado que a caixa contendo o coração, que é representado por um retângulo amarelo, está em uma posição fixa, e o coração se movimentava verticalmente no tempo devido ao movimento diafragmático. Na Fig. 8, este movimento é compensado, e a caixa contendo o coração se movimentava verticalmente de acordo com o movimento diafragmático.

Conclusão e Trabalhos Futuros

Um algoritmo para determinar a caixa contendo o coração em uma sequência temporal de imagens por RM obtidas utilizando sequência balanceada SSFP como a True Fisp da Siemens sem contraste foi proposto. São utilizados os artefatos produzidos pelo fluxo san-

guíneo para ajudar na determinação da caixa contendo o coração. Como trabalho futuro, a caixa contendo o coração pode ser utilizada para segmentar automaticamente os pulmões e coração.

Agradecimentos

Este projeto foi suportado pelo CAPES/JSPS (AUXPE 1269/2014). MSG Tsuzuki é parcialmente suportado pelo CNPq (proc. 310.663/2013-0), AK Sato é suportado pela CAPES, EK Ueda e RY Takimoto são suportados pelo CNPq (proc. 140.518/2015-0 e 150.508/2015-8). O protocolo foi aprovado pelo comitê de éticas médicas do Kanagawa Cardiovascular Respiratory Center.

Referências

- [1] Y Yang, EV Reeth, CL Poh, CH Tan, and IWK. Tham, "A spatiotemporal-based scheme for efficient registration-based segmentation of thoracic 4D MRI", *IEEE J Biomed Health Inf*, vol. 18, pp. 969–977, 2014.
- [2] MSG Tsuzuki, FK Takase, T Gotoh, S Kagei, A Asakura, T Iwasawa, and T Inoue, "Animated solid model of the lung constructed from unsynchronized MR sequential images", *CAD*, vol. 41, pp. 573–585, 2009.
- [3] Y Masuda and H Haneishi, "4D MR imaging of respiratory organ motion using an intersection profile method", in *Proc SPIE Medical Imaging*, San Diego, USA, 2010, p. 7625.
- [4] T Gotoh, Y Hosoda, T Yanagita, S Kagei, T Iwasawa, T Inoue, and MSG Tsuzuki, "Motion complexity analysis with automated lung field tracking in MRI temporal sequences". in *Proc 18th IFAC WC*, Milan, Italy, 2011, pp. 5001–5006.
- [5] AK Sato, N Stevo, MSG Tsuzuki, E Kadota, T Gotoh, S Kagei, and T Iwasawa, "Registration of temporal sequences of coronal and sagittal MR images through respiratory patterns", *Biomed Signal Proces*, vol. 6, pp. 34–47, 2011.
- [6] AG Silva, MSG Tsuzuki, RSU Rosso-Jr, S Kagei, T Gotoh, and T Iwasawa, "Lung segmentation of sagittal and coronal MR images using morphological operations", in *Proc 5th ISSNIP-IEEE Biosignals and Biorobotics Conf*, Salvador, Brazil, 2014.
- [7] RS Tavares, MSG Tsuzuki, T Gotoh, S Kagei, and T Iwasawa, "Lung movement determination in temporal sequences of MR images using Hough transform and interval arithmetics", in *Proc 7th IFAC Symp MCBMS*, Aalborg, Denmark, 2009, pp. 192–197.
- [8] VS Deshpande, SM Shea, and D Li, "Artifact reduction in true-FISP imaging of the coronary arteries by adjusting imaging frequency", *Magn Reson Med*, vol. 49, pp. 803–809, 2003.
- [9] Y Iwao, Y Wei, S Kagei, T Gotoh, T Iwasawa, and MSG Tsuzuki, "Fusion of lung MR/CT images through lung vessel registration", in *Proc 35th EMBC*, Osaka, Japan, 2013, pp. 3419–3422.
- [10] P Viola and M Jones, "Rapid object detection using a boosted cascade of simple features", in *Proc CVPR*, vol. 1, Hawaii, USA, 2001, pp. 511–518.
- [11] A Falcão, J Udupa, S Samarasekera, S Sharma, B Hirsch, and R Lotufo, "User-steered image segmentation paradigms: Live-wire and live-lane", *Graph Model in Proc*, vol. 60, pp. 233–260, 1998.

SOFTWARE PARA CONTAGEM AUTOMÁTICA DE CÉLULAS MARCADAS POR AGENTE FLUORESCENTE

M. Valle *, N. Daghanli *

*Universidade Federal do ABC (CECS), São Bernardo do Campo, Brasil
e-mail: matheusdv@gmail.com

Resumo: A contagem celular é utilizada em avaliações fundamentais ou clínicas. Quando realizada manualmente, se torna um método extenuante e de critérios subjetivos. Neste trabalho, foi desenvolvido um *software* para contagem automática de células marcadas por fluorescência, realizando o *thresholding* com base no método de *Otsu* e em correções relacionadas às áreas das imagens celulares. Os métodos com correções foram analisados por teste *t-Student*, não sendo observadas diferenças significativas com relação às contagens manuais (a correção por média aparada de 10% obteve melhor resultado, com $p=0,47$), resultando em um *software* eficaz para contagem automática destas células.

Palavras-chave: Engenharia biomédica, contagem celular, processamento de imagem, *threshold*, fluorescência.

Abstract: *Cell counting is useful method in fundamental or clinical evaluations. When manually performed, it turns into a subjective and extenuate method. In this work, it was developed an automated fluorescently stained cell counting software, performing the thresholding based on the Otsu's method and in area-related corrections. Methods with corrections were analyzed by t-Student test, being significantly similar to manual counting. The correction by 10% trimmed mean had the higher similarity, with $p=0.47$, resulting in an effective automated counting software for these cells.*

Keywords: *Biomedical engineering, cell counting, image processing, threshold, fluorescence.*

Introdução

Uma das análises utilizadas para avaliar culturas celulares em pesquisa básica ou utilizadas em rotina clínica é a contagem de células, sendo empregados cálculos como de rendimento, proliferação e viabilidade celular [1,2]. Para isso, pode-se realizar a contagem manualmente, observando uma imagem de microscopia. A contagem manual é um procedimento extenuante e sua acurácia é comprometida, sendo subjetivos os critérios pelos quais as células serão contadas, tornando-se um processo com resultados variáveis [3], mesmo quando utilizados *softwares* que auxiliem a contagem manual, induzindo a erros de avaliação, uma vez que é rotineira a contagem de um grande número de células dispostas em diversas imagens, que demandam várias horas de trabalho.

A automatização da contagem de células obtida pelo processamento computacional das imagens é uma alternativa para assegurar resultados confiáveis e reproduzíveis. Um método eficaz é o *thresholding*, onde um limiar é definido para a imagem, permitindo o isolamento do objeto de interesse do fundo da imagem [4], transformando a imagem numa matriz binária.

O presente estudo tem por objetivo desenvolver e testar um programa computacional para automatização da contagem de células obtidas por imagens de microscopia de fluorescência, utilizando conceitos de processamento de imagem em programação *Matlab*®.

Materiais e métodos

Foi elaborado um código capaz de detectar o *threshold* da imagem, utilizando como base o método de *Otsu* [5]. Esse método analisa o histograma da imagem, através da relação entre as quantidades de pixels em cada nível de cinza, a separando em duas classes: fundo (f) e objeto (o) e assim analisando as probabilidades (ω) de ocorrência e de nível médio (μ) de cada classe, as quais são calculadas considerando os momentos de ordem zero e de ordem um do histograma, respectivamente.

O nível médio total da imagem é dado então por:

$$\mu_T = \omega_f \mu_f + \omega_o \mu_o \quad (1)$$

Utilizando as variâncias (σ^2) de cada classe, foram calculadas as variâncias interclasses e intraclasses, respectivamente:

$$\sigma_B^2 = \omega_f \omega_o (\mu_f - \mu_o)^2 \quad (2)$$

$$\sigma_W^2 = \omega_f \sigma_f^2 + \omega_o \sigma_o^2 \quad (3)$$

onde a soma destas é definida por variância total:

$$\sigma_T^2 = \sigma_B^2 + \sigma_W^2 \quad (4)$$

O *threshold* (τ) é definido pela razão entre a variância interclasses e a variância total. Os valores do histograma são normalizados, então o *threshold* também estará normalizado, apresentando valor entre zero e um:

$$\tau = \frac{\sigma_B^2}{\sigma_T^2} \quad (5)$$

$$0 \leq \tau \leq 1 \quad (6)$$

Foi atribuído valor zero (correspondente à cor preta) para os pixels da imagem com valores maiores do que o *threshold* (fundo) e valor um (correspondente à cor branca) para os pixels com valores menores ou iguais ao *threshold* (numa escala de cinza, correspondendo aos objetos a serem analisados, as células), formando uma imagem binária.

Uma região com um aglomerado de pixels iguais a 1 envoltos por pixels iguais 0 definem uma célula, ou seja, o aglomerado de 1 é a célula e os 0 ao redor são o fundo. Cada célula é contabilizada, obtendo um número n . Células sobrepostas são vistas como apenas uma célula, pois os aglomerados de 1 se sobrepõem, não havendo uma fronteira de 0 para os separarem, sendo necessário um aperfeiçoamento da contagem.

Foi calculado o valor médio da área das células contadas, onde a área de uma região é definida como a quantidade de pixels dentro dos limites de uma fronteira [4]. A área de cada célula (A_i) foi normalizada pelo valor médio (\bar{A}) obtido e arredondada para o número inteiro mais próximo (*round*). Caso este número fosse maior que um, isso indicava que havia mais de uma célula nesta região, acrescentando o valor normalizado. Desta forma, o número n de células pôde ser corrigido:

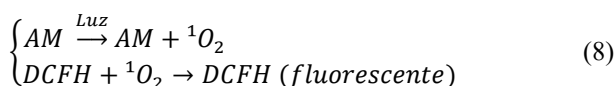
$$\begin{cases} \text{Round} \left(\frac{A_i}{\bar{A}} \right) > 1, & n = n + \text{round} \left(\frac{A_i}{\bar{A}} \right) \\ \text{Round} \left(\frac{A_i}{\bar{A}} \right) \leq 1, & n = n \end{cases} \quad (7)$$

Além do cálculo utilizando a média, foram utilizadas a mediana e médias aparada de 5%, 10% e 15%, como descrito em [6], para a análise adicional dos dados.

Os códigos para o processo de automatização da contagem foram desenvolvidos em *Matlab*®.

Para comparar a eficácia do método automático, as mesmas imagens foram contadas manualmente por um grupo de cinco voluntários, teste duplo cego. O *software ImageJ*® foi utilizado para auxiliar a contagem manual, utilizando a extensão *Cell Counter* [7] e o *software BioEstat*® para os cálculos de média, desvio padrão e teste *t-Student* para amostras independentes.

Foram utilizadas as imagens obtidas por Garcez et al [8], onde as células em suspensão de *Candida albicans* foram marcadas por DCFH-DA (Diacetato de Diclorofluoresceína). Este composto emite fluorescência ao ser reduzido por espécies reativas de oxigênio (EROs). Para reduzir o DCFH, utiliza-se o azul de metileno (AM) como agente fotossensibilizante:



As células fluorescentes foram imagiadas em microscópio de fluorescência *Axiocvert Zeiss*® e as imagens em níveis de cinza (entre 0-255) capturadas por uma câmera CCD acoplada. Foi utilizado aumento de 630x.

Foram utilizadas quatro imagens, que são representativas do problema em questão (contagem automática do número de células presentes numa placa de cultura) para verificar se o programa computacional desenvolvido é capaz de promover a análise proposta.

Resultados

Após a determinação do *threshold* e geração da nova imagem binária, fica evidente a interpretação de células sobrepostas como sendo uma única célula. A Figura 1 compara uma das amostras de imagens, indicando essas interpretações. O *threshold* determinado para esta imagem pode ser visto em seu histograma apresentado na Figura 2.

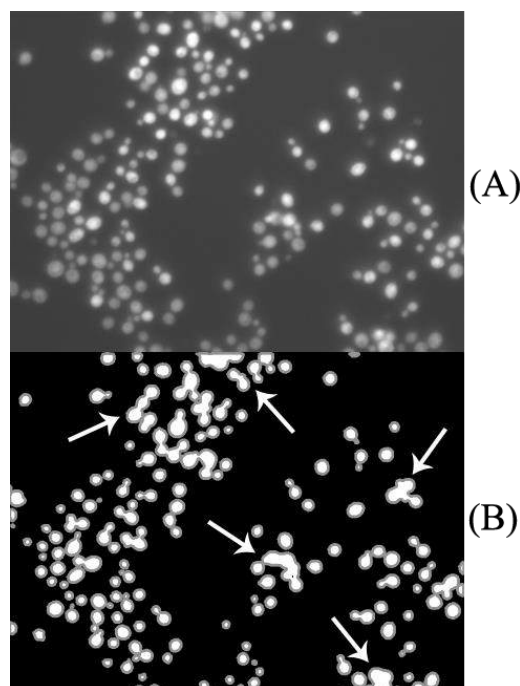


Figura 1: Comparação da imagem original (A) com a imagem binária (B), sendo evidenciado o contorno das células em cinza. As setas indicam uma região com mais de uma célula (na imagem original, A), que foi inicialmente interpretada como sendo uma única célula e os valores corrigidos posteriormente (Equação 7).

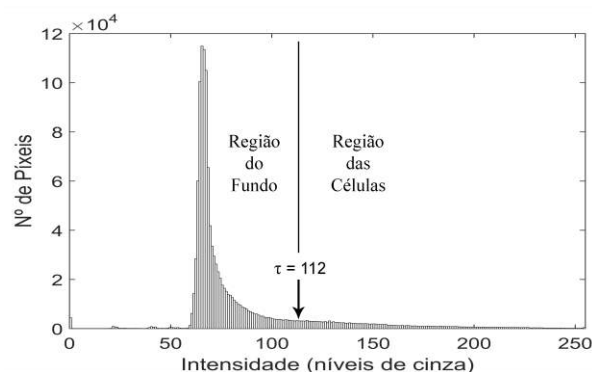


Figura 2 – *Threshold* (não normalizado) identificado no histograma da imagem, separando as regiões caracterizadas como fundo e como células.

O número de células contabilizadas por cada método está apresentado na Figura 3.

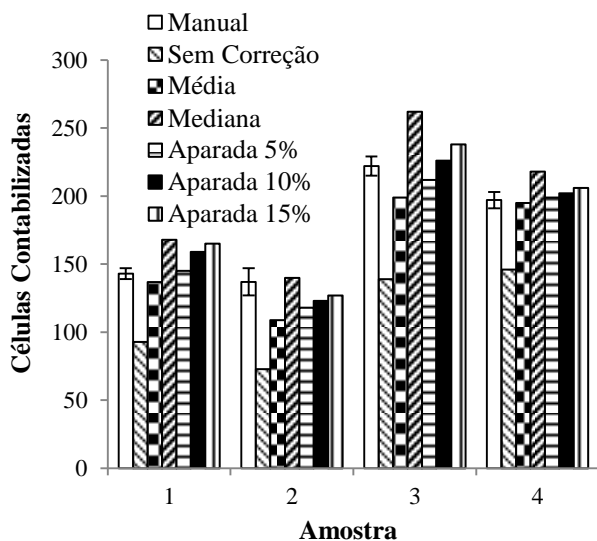


Figura 3: Número de células obtidas pela contagem manual (média \pm desvio padrão), contagem automática sem correção e automática com correções de média, mediana, média aparada por 5%, 10% e 15%.

O teste t independente realizado indicou que as contagens automáticas são significativamente iguais às manuais ao nível de 5%, exceto a contagem sem correção. A correção com média aparada de 10% obteve o resultado mais próximo à manual, com $p=0,47$.

Para cada imagem, as contagens foram realizadas, em média, em 3 minutos para a análise manual, e as automáticas em 5 segundos.

Discussão

Nossos resultados obtidos através do programa desenvolvido apresenta boa correlação entre os métodos e proporcionou agilidade neste procedimento. Nossas análises estatísticas apresentaram valores de p do teste t-Student variaram entre as diferentes correções do programa: desde a rejeição ($p=0,03$), na condição "contagem automática sem correção", pois não se diferenciava células sobrepostas. Nas outras condições (contagem com correções) os valores de p calculados estiveram em valores maiores que 0,26. As condições que se apresentaram mais satisfatórias foram as obtidas pelos métodos de média aparada, sendo que a média aparada de 5% obteve $p=0,42$; a de 15% obteve $p=0,40$.

O valor que mais se apresentou satisfatório em nossas análises foi a média aparada de 10%, que obteve o $p=0,47$.

As imagens de microscopia de fluorescência utilizadas neste estudo possuem variações significativas entre os níveis de cinza dos objetos e do fundo, favorecendo o *thresholding* através deste método [5,9].

O método de *thresholding* utilizado analisa a integração (propriedades globais) do histograma ao invés da diferenciação (propriedades locais, como vales) [5], o que é necessário para a análise dos histogramas

das imagens estudadas, que não apresentam vales entre fundo e objetos, conforme Figura 2.

A contagem automática apresentou valores menores do que a contagem manual, sendo significativamente diferentes ao nível de 5% e confirmando a necessidade de uma correção matemática devido a células sobrepostas.

O *thresholding* realizado pelo *software* proposto utiliza apenas os momentos cumulativos de ordem zero e um do histograma em escala de cinza, reduzindo o tempo de processamento computacional necessário [5]. O tempo de execução da contagem automática foi cerca de 60 vezes menor que o tempo para contagem manual.

As imagens utilizadas possuem aproximadamente entre 175-200 células e destas um número significativamente maior de células individuais em comparação às sobrepostas (entre 10-15% do total de células). Neste trabalho foram utilizadas as áreas médias aparadas (em 10%) das células. Como a área média é obtida levando-se em consideração este maior número de células individuais, nossa estimativa desta área média corresponde mais aproximadamente à área média "real" daquele conjunto de células, excluindo as maiores e menores "áreas", pois a sobreposição das células não segue nenhum padrão, sendo aleatória.

O *software* demonstrou que é possível realizar contagens de um grande número de células de modo computacional com um intervalo de tempo de execução significativamente inferior aos métodos manuais, apresentando um intervalo de 36 vezes menor que o manual.

As imagens utilizadas não devem apresentar baixa resolução, pois estas apresentariam regiões de pixels isolados pela baixa resolução interpretados como células durante o *thresholding*.

Para uma maior aplicabilidade do *software*, serão estudadas as contagens automáticas com variações dos parâmetros apresentados neste trabalho, abrangendo outros tipos celulares e de microscopias, além de análises adicionais numa maior quantidade de imagens.

Conclusão

A contagem automática através do *thresholding* foi realizada com eficácia ao serem aplicadas correções relacionadas às áreas das células, diminuindo seu tempo de execução e minimizando erros devidos a fatores humanos. A correção por média aparada de 10% obteve a maior similaridade ao padrão manual comparado, com $p=0,47$.

Agradecimentos

Os autores agradecem à UFABC.

Referências

- [1] Jorge TCA, Castro SL. Doença de Chagas: manual para experimentação animal. Rio de Janeiro: Fiocruz; 2000.

- [2] Soares DM, Ginani F, Barboza, CAG. Rendimento de células mesenquimais do ligamento periodontal humano submetidas a diferentes protocolos de criopreservação. *Revista de Odontologia da UNESP*; 2012. 41(6):415-419.
- [3] Piuri V, Scotti F. Morphological classification of blood leucocytes by microscope images. Milan: Computational Intelligence for Measurement Systems and Applications; 2004. p. 103-108.
- [4] Gonzalez RC, Woods, RE. *Digital Image Processing*. 2nd ed. New Jersey: Prentice-Hall; 2002.
- [5] Otsu N. A threshold selection method from gray-scale histograms. *IEEE Transactions on systems, man, and cybernetics*;1979. Vol SMC-9, No. 1.
- [6] MathWorks. Trimmean [internet]. Disponível em <http://www.mathworks.com/help/stats/trimmean.htm>
- [7] Vos KD. Cell Counter [internet]; 2010; Disponível em <http://rsbweb.nih.gov/ij/plugins/cell-counter.html>
- [8] Garcez AS et al. Antimicrobial mechanisms behind photodynamic effect in the presence of hydrogen peroxide. *Photochemical & Photobiological Sciences*; 2010. 10, p. 483-490.

MICROULTRASSOM FUNCIONAL PARA UTILIZAÇÃO NO ESTUDO DO ACIDENTE VASCULAR ENCEFÁLICO-ISQUÊMICO EM RATOS

A. S. Cruz*, M. M. Drehmer**, J. Geremia *, W. C. Baetas** e J. C. Machado***

* Programa de Engenharia Biomédica – COPPE/UFRJ, Rio de Janeiro, Brasil

** Programa de Pós-Graduação em Ciências Cirúrgicas – FM/UFRJ, Rio de Janeiro, Brasil
e-mail:acruz@peb.ufrj.br

Resumo: O acidente vascular encefálico isquêmico (AVEi) é a segunda causa de morte e a principal causa de incapacidade no mundo, sendo que o tratamento clínico conta com apenas um medicamento. O uso de modelos animais é imprescindível na realização de experimentos para a obtenção de novos tratamentos e isto compele à implementação de métodos de diagnósticos adequadamente estabelecidos para uma investigação que utilize os referidos animais. Este presente trabalho tem como objetivo investigar a ocorrência do AVEi, no cérebro de ratos com a utilização de ultrassom de alta frequência (30 MHz). O método permite a geração de imagens de alta resolução com campo de visão de 16 mm de comprimento x 12 mm de profundidade. Além disso, agentes de contraste ultrassônicos são utilizados para aumentar o contraste da imagem na região de fluxo sanguíneo no cérebro. Foi coletada uma série de imagens de ultrassom da mesma região cerebral que foram compostas por meio da técnica de Pixel de Máxima Intensidade (PMI) para realçar a região de micro-circulação cerebral. Esse método, denominado de microultrassom funcional ou MUSf, permitiu investigar o acidente vascular encefálico na microvasculatura do córtex motor e sensorial de ratos, com o melhor custo benefício quando comparado a outras técnicas de diagnóstico.

Palavras-chave: Acidente vascular encefálico, microultrassom funcional, agentes de contraste ultrassônicos, rato.

Abstract: *The stroke is the second cause of death and the first cause of physical inability in the world. The treatment has only one medication. The animal models of stroke are essentials to find out new treatments. The present study objective was to investigate the occurrence of stroke, in rodent brain, based on high-frequency ultrasound imaging (30MHz), with a field-of-view of 16mm wide x 12mm deep. An ultrasound contrast agent was used to contrast-enhance the image related to blood volume flow in the brain blood vessels. A sequence of image frames acquired from the same site of the brain was compounded through an image processing technique based of maximum intensity pixel (MIP). This allowed determining the blood flow in the micro-vasculature of a rat and detection of no-flow due to stroke became possible. This method, termed functional micro-ultrasound imaging or fMUS is most cost-effective way of investigate stroke in rodent brain.*

Keywords: *Stroke, functional micro-ultrasound imaging, ultrasound contrast agent, rat.*

Introdução

O Acidente Vascular Encefálico (AVE) é a segunda maior causa de morte e a principal causa de incapacidade no mundo. O AVE pode se apresentar de forma isquêmica ou hemorrágica. Contudo, sabe-se que o AVEi é o de maior incidência, representando 87% dos casos [1]. O AVEi é ocasionado pela redução ou ausência de fluxo sanguíneo em uma região do cérebro devido à obstrução do fluxo em uma ou mais artérias [2].

O tratamento clínico de AVEi conta com apenas um medicamento e menos de 5% dos pacientes fazem uso dele [3]. Assim, os modelos de AVEi tornaram-se imprescindíveis na busca de novos tratamentos. Para isso, várias das técnicas de imagens utilizadas na clínica para diagnósticos, tais como ressonância magnética funcional (fRM), tomografia computadorizada (TC), tomografia por emissão de pósitrons (PET), fluorescência de dois fótons (2PM) e doppler transcraniano, foram reprojeta-das para pequenos animais, embora muitas possuem um alto custo de utilização [4].

Recentemente, foi descrita uma nova técnica de imagem, denominada microultrassom funcional (MUSf), que permite a visualização *in vivo* da topologia microvascular e da hemodinâmica cerebral, utilizando ultrassom a frequências elevadas e com a vantagem de possuir baixo custo quando comparada a outras técnicas de imagem [5]–[7]. Adicionalmente, a MUSf permite a utilização de agentes de contraste ultrassônicos (ACUs) que possuem alto espalhamento da onda ultrassônica, devido a presença de gás no seu interior, dando origem a um sinal de eco mais intenso e portanto capaz de conferir mais contraste à imagem nas regiões ocupadas por vasos sanguíneos [8].

Assim, este trabalho, ainda em andamento, tem como objetivo inicial estabelecer uma metodologia adequada para investigar a microcirculação sanguínea cerebral no córtex motor e sensorial, de forma que se identifique a área de lesão no modelo de isquemia cerebral focal em ratos por meio do microultrassom funcional, com auxílio da técnica de Pixel de Máxima Intensidade (PMI) no pós-processamento das imagens, com ou sem auxílio de agentes de contraste.

Materiais e métodos

Amostra– Foram utilizados 4 ratos Wistar, isogênicos, com peso em torno de 300 g mantidos no biotério no Centro de Cirurgia Experimental da Faculdade de Medicina da UFRJ, em ambiente controlado e com ração e água *ad libitum*. Os animais foram distribuídos em dois grupos: Grupo 1 (controle, n=3) animais normais e Grupo 2 (experimental, n=1) animais com AVEi. O protocolo do experimento foi aprovado pela Comissão de Ética no Uso de Animais (CEUA) em Experimentação Científica do Centro de Ciências da Saúde da Universidade Federal do Rio de Janeiro (protocolo n° 101/14).

Indução da isquemia– O modelo de AVEi utilizado foi a oclusão permanente da ACM em ratos. Primeiramente, os animais foram anestesiados com cloridato de quetamina 5% e cloridato de xilasina 2% por via intraperitoneal, e cuidados de assepsia e antisepsia foram realizados. A profundidade da anestesia foi avaliada regularmente através de estímulos da região interdigital da pata com auxílio de uma pinça. Após o animal estar totalmente anestesiado, foi realizada uma incisão mediana na região cervical, para ter acesso a artéria carótida externa (ACE). Essa foi cuidadosamente dissecada do tecido circundante e isolada do nervo vago. Após esse procedimento, a mesma foi suturada e um cateter 24G foi inserido na região distal à sutura. Após o acesso da artéria carótida interna (ACI), o guia foi retirado e um fio monofilamentar de náilon 4-0 foi inserido em seu lugar e progredido dentro da luz da ACI por cerca de 3,0 cm até oclusão na ACM. Essa extensão foi pré-definida como sendo suficiente para causar a oclusão do óstio da ACM esquerda. Após o sangramento ser contido por compressão, com o fio de náilon sendo fixado entre duas suturas com espaço de 5mm, com transecção da ACE entre esses pontos. Procedeu-se a síntese da ferida com o fio monofilamentar de náilon 4-0. A indução da isquemia foi verificada através do teste de reação.

O método de indução de isquemia focal ideal seria via artéria carótida comum esquerda (ACCE) para a oclusão da artéria cerebral média (ACM), pois é o que melhor conserva a anatomia arterial do rato. No entanto, este modelo ainda encontra-se em fase de desenvolvimento por co-autores deste trabalho.

Craniectomia– Após a indução da isquemia cerebral, os ratos foram, primeiramente, anestesiados por 2% de isoflurano em 100% de O₂ por via respiratória. A profundidade da anestesia foi avaliada regularmente através de estímulos da região interdigital da pata com auxílio de uma pinça. A cabeça dos animais foram tricotomizadas e foi realizada uma incisão acima da fissura craniana medial. O tecido conjuntivo, localizado abaixo a incisão, foi retirado por meio de fricção da gase com água oxigenada e o músculo temporal foi levemente descolado com ajuda de um bisturi. Após todos esses procedimentos, foi removido uma janela retangular do osso do crânio, (a partir do Bregma +3,5 até -4,0 mm eixo ântero-posterior e 2,0 até 5,0 mm do

eixo medial-lateral) com auxílio de uma broca dental de 1,4 mm de diâmetro, em baixa velocidade de rotação. Solução salina foi adicionada repetidamente entre sessões de perfurações, até a retirada do osso. A incisão foi fechada com o fio monofilamentar de náilon 4-0.

Obtenção das imagens MUSf – Foi utilizado um sistema de microultrassom Vevo 2100 (VisualSonics Inc., Toronto, ON, Canadá), operando com um transdutor linear com uma frequência central de 30 MHz (MS-400; VisualSonics Inc., Toronto, ON, Canadá). Previamente à aquisição das imagens com o Vevo 2100, os animais foram anestesiados com 2% de isoflurano em 100% de O₂ por via respiratória e mantidos em decúbito ventral em uma plataforma para ratos (AS-11550; VisualSonics, Toronto, Canadá). O acoplamento acústico entre o cérebro do animal e o transdutor de ultrassom foi assegurado por gel de ultrassom padrão aplicado para cada sessão de imagem. O transdutor foi orientado para a aquisição de imagens no plano transversal do cérebro, de modo a interceptar o córtex motor e somatossensorial primário. Foram adquiridos *cineloops* com 300 *frames*, cada *frame* representando uma imagem de ultrassom no modo-B (*brightness*). Cada imagem cobria uma região com campo de visão de 16 mm de comprimento por 12 mm de profundidade.

Os *cineloops* foram adquiridos 24 horas após a indução de AVEi e os animais controle tiveram imagens coletadas antes e após a administração intravenosa dos ACUs.

Agente de contraste ultrassônico– Os ACUs (*untargeted* Vevo MicroMarker; VisualSonics Inc., Toronto, ON, Canadá) consistem de um revestimento lipídico, com um diâmetro entre 0,5 a 5 µm, preenchido com gás perfluorocarbono, dissolvido em solução salina a uma concentração de 6 x 10⁸ bolhas/ml. Foram administrados via veia caudal. As microbolhas circulam pelo espaço vascular, até serem removidas pelo fígado, rins e pulmões.

Pós-processamento das imagens MUSf– Primeiramente, foram obtidos 300 *frames* de cada *cineloop* do MUSf, no formato avi. A seguir, as imagens dos 300 *frames* do *cineloop* foram extraídas e armazenadas em formato JPG, por meio da versão gratuita do *software* Free Video to JPG Converter, V.2.1.2 (DVDVIDEOSOFT LTD, Londres, Inglaterra). Posteriormente, um *script* no Matlab[®] (Versão 7.8.0.347, The MathWorks Inc, Natick, MA) foi implementado para operar nas 300 imagens, cada uma com 385 linhas x 598 colunas, de forma a determinar o *pixel* de máxima intensidade. Para isso, considerando-se cada par de coordenadas (i,j), com 1 ≤ i ≤ 385 e 1 ≤ j ≤ 598, buscou-se o *pixel* correspondente de máxima intensidade dentre o conjunto das 300 imagens. Ao final foi reconstruída uma nova imagem, em escala de cinza, com os PMIs para cada coordenada da imagem. Por fim, fez-se uma subtração entre a imagem gerada com os PMIs e uma imagem escolhida aleatoriamente dentre as 300 imagens obtidas previamente à administração de agentes de contraste. Como as duas imagens estão em escala de cinza,

foi realizada uma operação de subtração simples no Matlab®.

Resultados

Animais controle– Uma imagem típica de micro-
ultrassom cerebral é apresentada na Fig. 1a. O crânio
aparece hiperecótico em imagens do modo B (Fig. 1a),
devido à reflexão elevada da onda acústica pelo osso.
Entretanto, pouco contraste é observado na imagem de
ultrassom, sem muito realce da malha de vasos sangui-
neos no cérebro. O pós-processamento das imagens,
sem administração de agentes de contraste ultrassônicos,
intensifica o sinal de ultrassom retro-espalhado pelo
sangue e permite identificar um pouco melhor a presen-
ça de vasos sanguíneos, através da técnica PMI (Fig. 1b).
As imagens pós-processadas, coletadas após a adminis-
tração de agentes de contraste ultrassônicos (Fig. 1c),
evidenciam a natureza de alto espalhamento dos ACUs,
os quais provocam uma aparência fortemente tracejada
dos *pixels* correspondentes às regiões por onde flui o
sangue, de forma a permitir uma grande melhora na
identificação de vasos penetrantes individuais, como
arteríolas e vênulas, da microcirculação cerebral. A
Figura 1d resultante da subtração da Figura 1c pela
Figura 1a, evidencia a microcirculação sanguínea local.

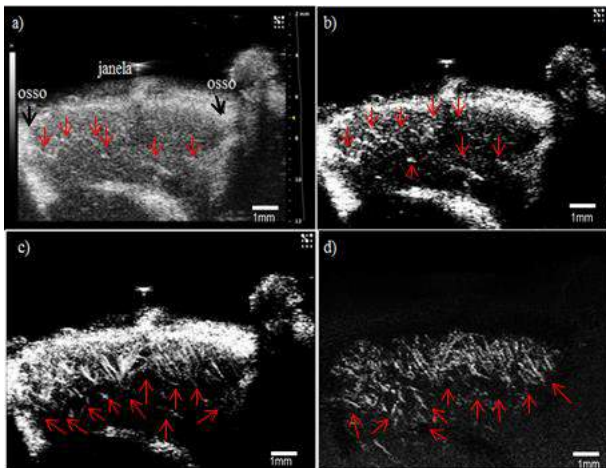


Figura 1-Imagens em modo B do ultrassom padrão de ratos controle. a) Na imagem é apontada a região da janela craniana e as setas pretas apontam as regiões delimitadas pelo crânio; b) Imagem obtida após aplicar a técnica PMI na imagem original, sem a utilização de ACUs; c) Imagem obtida após aplicar a técnica PMI na imagem original, com a utilização de ACUs em animais controle; d) Imagem obtida pela subtração da Figura 1c pela Figura 1a. As setas vermelhas apontam os vasos sanguíneos.

Animais com AVEi – O retroespalhamento das he-
mácias, característico em tecidos com irrigação sangui-
nea, não foram observadas no córtex motor e sensorial,
neste animal que foi induzido ao AVEi. Apenas um
único vaso sanguíneo é observado nas imagens, tanto no
modo B, como na imagem gerada pela técnica PMI,
coletadas sem ACUs (Figura 2). A imagem pós-

processada apresenta baixo contraste, e evidencia a
ausência de microcirculação sanguínea cerebral, no
córtex motor e sensorial (Fig. 2b).

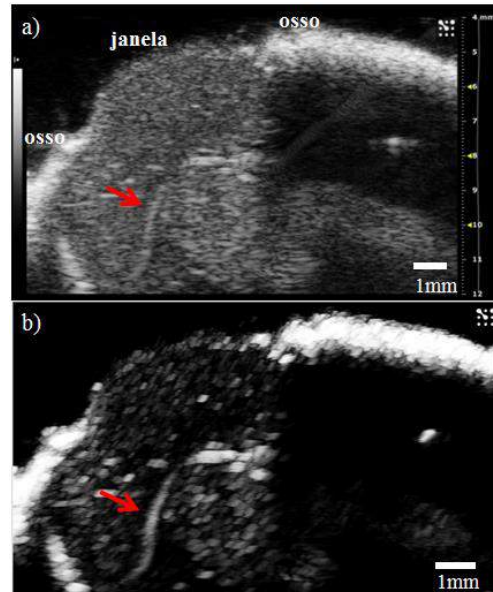


Figura 2-Imagens de animais com AVEi. a) Imagens em modo B do ultrassom padrão sem a administração de ACUs. b) técnica PMI com a utilização de ACUs em animais com AVEi. As setas apontam um único vaso com fluxo sanguíneo.

Discussão

O MUSf, juntamente com ACUs e a técnica de PMI,
mostrou-se uma ferramenta eficaz para observar a mi-
crocirculação do córtex cerebral de ratos e sugere que é
capaz de diagnosticar o AVEi em modelos animais. As
imagens MUSf dos animais controle, não processadas,
apresentam um baixo contraste, dificultando identificar
o sinal retroespalhado pelas hemácias, impossibilitando
a identificação da microcirculação do córtex, como po-
de ser observada na Figura 1a. O pós-processamento das
imagens MUSf, pela técnica de PMI, sem agentes de
contraste, possibilita observar que há presença de vasos
sanguíneos (Fig. 1b), quando comparado a figura ante-
rior, entretanto, ainda não é bem caracterizada, como
observada na Figura 1c, onde o pós-processamento das
imagens com a administração de agente de contrastes
permite a identificação de vasos penetrantes individuais
como arteríolas e vênulas, da microcirculação cerebral,
evidenciada pelo tracejado percorrido pelas ACUS, com
alto contraste, no espaço intravascular.

Alguns entraves metodológicos dificultaram o aces-
so da veia caudal para a administração de ACUs, no
animal AVEi deste trabalho, sendo necessário ajustes
ainda em testes para sincronização entre a condição
clínica dos animais pós-operados e a obtenção das ima-
gens. Entretanto, a observação das imagens do *cineloop*
(dados não mostrados) e da imagem obtida após o pro-
cessamento das imagens pela técnica PMI, mesmo sem
a administração de agente de contraste, mostra a ausên-
cia de fluxo sanguíneo no córtex motor e sensorial,

apenas sendo possível identificar uma veia calibrosa, a qual possui um sinal retroespalhado pelas hemácias de alta intensidade. A ausência do fluxo sanguíneo sugere que o MUSf, juntamente com o pós processamento das imagens é capaz de diagnosticar a isquemia cerebral focal em ratos.

O MUSf, em estudos anteriores, também tem-se mostrado uma ferramenta eficaz nos estudos da hemodinâmica cerebral. O MUSf apresentou valores de volume sanguíneo cerebral (CBV) e quantificação do fluxo sanguíneo cerebral, semelhantes às outras técnicas de imagem, na análise do córtex sensorial-motor e no *striatum*. O CBV arterial e venoso das alterações transitórias, quando os ratos sofriam estímulos na pata traseira, foi de $0,89 \pm 0,08$ mL/100g e $0,61 \pm 0,09$ mL/100g para matéria cinzenta cortical e subcortical, enquanto a fRM teve um CBV arterial no córtex e no *striatum* em ratos de $1,0 \pm 0,3$ ml de 100 g / para ambas as regiões (via ASL MRI) e TC teve um CBV de $2.1 \pm 0,38$ mL / 100 g e $1,92 \pm 0,32$ ml / 100 g, para o córtex parietal e *striatum* [7]. Além disso, apresentou resolução espacial comparável à da fRM e superior a TC e PET de animais normais. Apresentou ainda resolução temporal superior a técnica de 2PM. Apesar de essa técnica possuir maior resolução espacial, apresenta profundidade de penetração e resolução temporal inferior à do MUSf [5], [6]. Entretanto, ambas as técnicas apresentam necessidade da abertura de uma janela craniana, o que pode ser considerado como uma desvantagem. Outra desvantagem do MUSf é a bidimensionalidade de suas imagens, embora imagens tri-dimensionais podem ser obtidas, mas à custa da resolução temporal.

No entanto, o seu custo é relativamente baixo, quando comparado com as outras técnicas citadas. Em 2011, o custo de um equipamento de microultrassom representava menos de um quarto do preço de um equipamento para 2PM e aproximadamente dez vezes menos que um sistema de RM para pequenos animais [4].

A corrente sanguínea no cérebro ocorre de maneira dinâmica, assim, é dificilmente observada em imagens. Para contornar essa adversidade, neste trabalho foi utilizada a técnica de MPI, a qual gera uma nova imagem que permite analisar a hemodinâmica cerebral. Pysz MA e colaboradores [9] utilizaram a técnica PMI e ACUs para avaliação da vascularização, *in vivo*, de modelo de tumor de câncer de cólon. Eles observaram que as imagens geradas com a técnica de PMI e a imunohistoquímica para níveis de angiogênese do tumor (CD-34) de cortes, *ex vivo*, obtiveram uma boa correlação ($R^2=0,77$).

Contudo, o MUSf isoladamente ou aliado ao uso de agentes de contraste sugere o possível diagnóstico em um modelo de AVEi em ratos, apesar de ter sido realizado em apenas um animal, mostrando que é uma ferramenta promissora para estudos hemodinâmicos em modelos pré-clínicos de AVEi, em virtude de sua satis-

fatória resolução espacial e baixo custo quando comparada a outras técnicas.

Agradecimentos

Os autores agradecem aos órgãos financiadores: CAPES, CNPq e FAPERJ.

Referências

- [1] Go As, Mozaffarian D, Roger VL, Benjamin EJ, Berry JD, Borden WB, Bravata DM, Dai S, Ford ES, Fox CS, Franco S, Fullerton HJ, Gillespie C, Hailpern SM, Heit JA, Howard VJ, Huffman MD, Kissela BM, Kittner SJ, Lackland DT, Lichtman JH, Lisabeth LD, Magid D, Marcus GM, Marelli S, Matchar DB, McGuire DK, Mohler ER, Moy CS, Mussolino ME, Nichol G, Paynter NP, Schreiner PJ, Sorlie PD, Stein J, Turan TN, Virani SS, Wong ND, Woo D, Turner MB, and American Heart Association Statistics Committee and Stroke Statistics Subcommittee. Heart disease and stroke statistics 2013 update: a report from the American Heart Association. *Circulation*, 2013; 127 (1):e6–e245.
- [2] Attwell D, Buchan AM, Charpak S, Lauritzen M, Macvicar BA, Newman EA. Glial and neuronal control of brain blood flow. *Nature*. 468(7321):232–243.
- [3] Chopp M, Zhang ZG, Jiang Q. Neurogenesis, angiogenesis, and MRI indices of functional recovery from stroke. *Stroke J. Cereb. Circ.* 2007; 38(2):827–831.
- [4] Foster FS, Hossack J, Adamson SL. Micro-ultrasound for preclinical imaging. *Interface Focus*. 2011; 1(4):576–601.
- [5] Van Raaij ME, Lindvere L, Dorr A, He J, Sahota B, Foster FS, Stefanovic B. Functional micro-ultrasound imaging of rodent cerebral hemodynamics. *NeuroImage*. 2011; 58(1):100–108.
- [6] Van Raaij ME, Lindvere L, Dorr A, He J, Sahota B, Foster FS, Stefanovic B. Quantification of blood flow and volume in arterioles and venules of the rat cerebral cortex using functional micro-ultrasound. *NeuroImage*. 2012. 63(3):1030–1037.
- [7] Macé E, Montaldo G, Cohen I, Baulac M, Fink M, Tanter M. Functional ultrasound imaging of the brain. *Nat. Methods*. 2011; 8(8):662–664.
- [8] Helfield BL, Cherin E, Foster FS, Goertz DE. Investigating the subharmonic response of individual phospholipid encapsulated microbubbles at high frequencies: a comparative study of five agents. *Ultrasound Med. Biol.* 2012; 38(5):846–863.
- [9] Pysz MA, Foygel K, Panje CM, Needles A, Tian L, Willmann JK. Assessment and Monitoring Tumor Vascularity With Contrast-Enhanced Ultrasound Maximum Intensity Persistence Imaging. *Invest. Radiol.* 2011; 46(3):187–195.

CRIAÇÃO DO MODELO DO PULMÃO E SUAS ESTRUTURAS INTERNAS EM MOVIMENTO PARA APLICAÇÕES EM REALIDADE VIRTUAL

Bruno T Nakagawa^{*}, Rafael V S Penteado^{*}, Marcos S G Tsuzuki^{*}, Romero Tori^{*}, Rogério Y Takimoto^{*}, Edson K Ueda^{*}, André K Sato^{*}, Roberto S U Rosso Jr^{**}, Toshiyuki Gotoh^{***}, Tae Iwasawa^{****}

^{*}EPUSP, São Paulo, Brasil

^{**}UDESC, Joinville, Brasil

^{***}YNU, Yokohama, Japão

^{****}Kanagawa Cardiovascular Respiratory Center, Yokohama, Japão
e-mail: mtsuzuki@usp.br

Resumo: A visualização do pulmão em movimento é uma área de pesquisa atual. Será proposta uma metodologia para criar o modelo 3D do pulmão e suas estruturas internas em movimento a partir de uma imagem de TC de alta resolução e de uma sequência de imagens de TC de baixa resolução da região torácica. O modelo criado será inserido em um ambiente de realidade virtual para suportar a broncoscopia virtual onde as vias aéreas estão em movimento respiratório. A movimentação pelo usuário no ambiente virtual será feita com o uso dos Óculos Rift e do Leap Motion.

Palavras-chave: Pulmão, Respiração, Tomografia Computacional, Simulação 3D, Realidade Virtual.

Abstract: *The lung movement visualization is an area of active research. A methodology to create the 3D lung model and its internal structures in movement using a high-resolution CT image and a sequence of low-resolution CT image of the thoracic region is proposed. The model will be used in a virtual reality environment for the virtual bronchoscopy under respiratory movement. The user movement in the virtual environment will be controlled using the Oculus Rift and the Leap Motion.*

Keywords: *Lung, Breathing, Computed Tomography, 3D Simulation, Virtual Reality.*

Introdução

Os avanços na área de imagens médicas, além de contribuir com o diagnóstico precoce e preciso de uma série de doenças, fornece informações pré-operatórias da anatomia do paciente e do local a ser operado. Apesar disso, a análise visual de imagens é insuficiente para a determinação de características das estruturas em estudo fazendo com que haja a necessidade de se obter modelos geométricos que as representem e forneçam um ambiente de simulação de procedimentos. Neste sentido, modelos gráficos de órgãos para uso em aplicações de realidade virtual na área médica, fornecem um ambiente mais intuitivo que as imagens 2D [1, 2, 3].

Este trabalho propõe uma metodologia para criar o modelo do pulmão 3D em movimento e sua utilização

em broncoscopia virtual. O usuário estará imerso em um ambiente virtual e interagirá com ele através de movimentos da cabeça e das mãos. Será possível navegar pelas vias aéreas para simular a broncoscopia. Para a criação do modelo do pulmão, o maior problema é que, diferentemente de outros órgãos, ele não possui músculos próprios [4, 5], sendo impossível visualizar diretamente o seu movimento. Assim, a única maneira de obter o seu movimento é por equipamentos de imageamento.

Revisão Bibliográfica

A utilização da realidade virtual na medicina existe graças ao modelamento 3D das estruturas anatômicas e patológicas das partes do corpo humano. A existência de um modelo 3D em movimento num ambiente virtual facilita a visualização, possibilitando um melhor entendimento da fisiologia da parte em análise. Além disso, esses ambientes podem ainda ser utilizados em simulações cirúrgicas [1] ou em treinamento e educação de futuros médicos[3]. No caso do pulmão, para se obter o seu modelo 3D em movimento a partir de imagens de RM, o contorno pulmonar deve ser recuperado. Ray et al. [6] propõem a segmentação da imagem fundindo o contorno paramétrico à região homogênea da imagem. Após a geração do modelo 3D, o movimento do pulmão é obtido a partir de modelos de deformação do tecido [7], modelos utilizando elemento finitos [8] ou através de registros temporais [4, 9]. Entretanto, as vias aéreas em movimento não podem ser obtidas pelo mesmo método. Este trabalho, segundo o conhecimento dos autores, é o primeiro que obtém o modelo das vias aéreas em movimento respiratório.

Metodologia

Este trabalho utiliza imagens sequenciais do pulmão obtidas via TC de baixa radiação e de baixa resolução, que reconstroem um ciclo respiratório com inspiração e expiração. Além disso, uma imagem de alta resolução do pulmão também é obtida. O movimento é obtido pela sequência de imagens de baixa resolução e a imagem de



Figura 1: Hardware utilizado na simulação da realidade virtual. É possível visualizar os óculos rift acoplado ao leap motion (Extraído de <http://simulatortrends.com/leap-motion-oculus-vr-frustrations-future/>).

alta resolução é registrada a cada imagem de baixa resolução. Assim, obtém-se uma sequência de imagens de alta resolução em movimento, própria para a simulação da broncoscopia.

As imagens obtidas via TC (baixa e alta resolução) são processadas pelo algoritmo proposto por Iwao et al. [10], a fim de obter imagens 3D segmentadas do pulmão e de suas estruturas internas, em especial das vias aéreas e dos lobos pulmonares. Em seguida, essas imagens são processadas pelo algoritmo desenvolvido por Tsuzuki et al. [11] para criar modelos triangulares facetados do pulmão e de suas estruturas internas.

A simulação em realidade virtual é feita através do periférico Oculus Rift [12], que apresenta também sensores de movimento da cabeça, permitindo o usuário observar toda a cena. Além disso utiliza-se o equipamento Leap Motion [13], que é capaz de detectar o movimento das mãos do usuário e, assim, determinar os comandos de navegação. Os periféricos utilizados para a simulação podem ser visualizados na Fig. 1. Por estar completamente imerso no ambiente virtual, o usuário não é capaz de utilizar acessórios comuns, como o mouse e o teclado. Assim, a interação é feita por gestos realizados pelas mãos e captados pelo Leap Motion.

Descrição da solução

O sistema de realidade virtual foi criado com a ferramenta de criação de jogos Unity 3D [14]. A sua escolha se deve, entre outros, à larga gama de funcionalidades disponíveis, como por exemplo o mapeamento de sombra, texturas e de colisão que não precisariam ser codificadas em baixo nível; a sua portabilidade, pois apresenta compatibilidade com 22 plataformas de jogos e à grande comunidade que a utiliza, o que garante facilidade ao suporte.

Captura das Imagens – foram obtidos 22 grupos de imagens de baixa resolução: 11 durante a inspiração e 11 durante a expiração (ciclo respiratório completo). Cada grupo apresenta 112 imagens transversais da caixa torácica, com 512 x 512 pixels com uma camada de 1,5 mm de espessura. Além disso, foi obtido um grupo de imagens de alta resolução. Esse grupo apresenta 691 imagens transversais, com 512 x 512 pixels com uma camada de 0,5 mm de espessura.

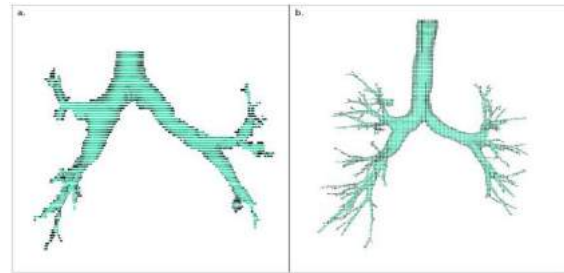


Figura 2: (a) Modelo de baixa resolução, onde as vias aéreas foram segmentadas até quatro níveis de bifurcação. (b) Modelo de alta resolução, onde as vias aéreas foram segmentadas até dez níveis de bifurcação.

Os termos alta e baixa resolução se referem à quantidade de informação presente em cada grupo de imagens. Estão também relacionadas à quantidade de radiação ionizante. Nota-se que, por possuir um número bem maior de camadas, o modelo de alta resolução faz uso de maior quantidade de radiação ionizante. Inviabilizando a aquisição de imagens sequenciais do movimento pulmonar. A fim de diminuir a quantidade de radiação ionizante e viabilizar a aquisição de sequências temporais, as imagens são obtidas em baixa resolução.

O ciclo respiratório completo dura quatro segundos, que corresponde a uma frequência respiratória de cerca de 15 ciclos por minuto.

Extração e segmentação do pulmão – Para segmentar o pulmão foi utilizado o algoritmo proposto por Iwao et al. [10]. O resultado deste algoritmo é a classificação de cada pixel como sendo interno às vias aéreas, interno aos vasos sanguíneos, interno a um dos lóbulos ou interno ao pulmão. Desta maneira, o pulmão e suas estruturas internas são totalmente classificados. As imagens de baixa resolução resultaram em um modelo pobre, onde as vias aéreas foram segmentadas até quatro bifurcações, enquanto as vias aéreas em imagens de alta resolução podem ser segmentadas em até nove bifurcações. A Fig. 2 exibe exemplos de segmentação dos dois tipos de imagens (alta e baixa resolução).

Cubos marchantes – para segmentar o pulmão foi utilizado o algoritmo proposto por Tsuzuki et al. [11] para criar um modelo triangular sólido a partir das nuvens de pontos obtidas na etapa anterior. Assim, obtém-se um modelo facetado triangular com as informações da superfície das vias aéreas, dos lóbulos e dos pulmões.

Tratamento e animação dos modelos – por possuir uma quantidade de triângulos muito elevada, os modelos obtidos na etapa anterior foram decimados (redução do número de triângulos) e suavizados. O registro entre o modelo de alta resolução e os de baixa resolução é feito pela identificação de pontos característicos. Os pontos característicos selecionados foram os pontos de bifurcação das vias aéreas. Também é definido como invariante o topo da imagem, considerando que o voluntário permaneceu imóvel durante toda a aquisição das imagens.

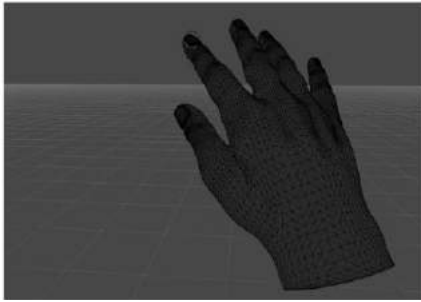


Figura 3: O Hovercursor, indica o posicionamento da mão no ambiente virtual.

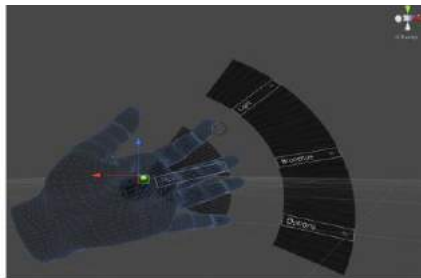


Figura 4: O Hovercast, onde o movimento dos dedos permite a seleção de um dos itens de uma lista.

Determina-se a translação realizada por cada ponto característico. Este é o registro do movimento entre as imagens de baixa e alta resoluções. Falta agora identificar o movimento feito por cada vértice existente no modelo de alta resolução.

Para cada vértice do modelo de alta resolução identifica-se o ponto característico mais próximo e a distância até ele. A quantidade de movimento associada ao vértice em análise é determinada pela análise das distâncias até o ponto característico mais próximo e até o ponto invariante. Se o vértice estiver entre o ponto característico mais próximo e o ponto invariante, o movimento executado pelo vértice é uma parte do movimento feito pelo ponto característico. Em caso contrário, quando o vértice não está entre os dois, o movimento associado ao vértice é mais acentuado que o movimento executado pelo ponto característico. Após a determinação do movimento de cada vértice, o modelo 3D é exportado em um formato compatível com o ambiente Unity.

Interface e navegação – a interface utilizada tem como pilares a intuitividade e a imersão. O usuário não precisa interagir de maneira direta com nenhum dispositivo fora do ambiente virtual para executar comandos e navegar pelo sistema. Com isso, três funcionalidades foram desenvolvidas: um cursor virtual definido com o dedo indicador da mão direita (Hovercursor – vide Fig. 3), um painel virtual com menus hierárquicos acessível pela palma da mão esquerda (Hovercast – vide Fig. 4) e painéis virtuais que podem ser acessados pelo cursor (Hoverboard).

A movimentação pelo ambiente virtual é realizada através do Oculus Rift e do Leap Motion. Existe um objeto câmera que tem a sua rotação controlada pelo giroscópio presente no Oculus Rift (acompanhando o movimento da cabeça), e a sua translação pelo painel direcional HoverBoard. A câmera é deslocada com o



Figura 5: Movimento pulmonar, são exibidos os pulmões em diversos instantes. (a) Frame 0. (b) Frame 23. (c) Frame 47.

uso de forças físicas. Ao acionar um dos botões do painel, é aplicada uma força no sentido equivalente, sendo que ele sempre está definido em relação ao eixo da cabeça do usuário (a seta frontal realiza o deslocamento no mesmo sentido da visão).

Para garantir que a experiência no mundo virtual chegue o mais próximo da realidade, existe a necessidade de um nível elevado de fidelidade nos sinais sensoriais visuais. Em outras palavras, estas aplicações requerem um elevado nível de imersão para produzirem um bom resultado na sensação de presença [15]. Dessa forma, um dos pontos considerados foi a criação de um ambiente que estimule sensorialmente o usuário.

Broncoscopia – no campo da medicina, habilidades manuais e técnicas também devem ser adquiridas para desempenhar com competência procedimentos invasivos, tais como fibrobroncoscopia flexível (FFB). Até recentemente, a formação em FFB e outros procedimentos endoscópicos ocorria diretamente em pacientes reais, o que pode resultar em procedimentos invasivos prolongados, um potencial para diagnósticos errados, aumento do desconforto do paciente e aumento do risco de morte relacionada ao procedimento. Entretanto, isso têm mudado aos poucos para métodos alternativos que simulam os procedimentos, apresentando bons resultados de treinamento [16].

Os sistemas atuais de simulação desse procedimento utilizam um modelo 3D estático das vias aéreas, devido à dificuldade de se adquirir imagens de alta resolução em sequência, para reprodução do movimento. Assim, esse projeto visa preencher essa lacuna de funcionalidade. A navegação dentro das vias aéreas, em movimento, é realizada livremente sobre um modelo em alta resolução das mesmas. Além disso, um efeito sonoro de respiração em sincronia com a animação das vias aéreas é utilizado para auxiliar no fator de imersão.

Resultados

A Fig. 5 exhibe os pulmões em três instantes da animação. A Fig. 5(a) exhibe o momento de maior expiração (menor quantidade de ar). A Fig. 5(c) exhibe o momento de maior inspiração (maior quantidade de ar). A Fig. 6 exhibe os lóbulos classificados em movimento. A Fig. 7 exhibe as vias aéreas em diversos instantes do movimento. Estes resultados visualizam o modelo de alta resolução após o registro com os modelos de baixa resolução ser realizado.

A Fig. 8 exhibe o modo de broncoscopia virtual. O modelo está suavizado e em movimento. A dificuldade para se movimentar em um modelo animado é muito



Figura 6: Movimento dos lóbulos, são exibidos os lóbulos em diversos instantes. (a) Frame 0. (b) Frame 23. (c) Frame 47.



Figura 7: Movimento das vias aéreas, são exibidas as vias aéreas em diversos instantes. (a) Frame 0. (b) Frame 23. (c) Frame 47.

maior quando comparada ao modelo estático. Para iniciantes é muito fácil se perder em meio ao labirinto representado pelo interior das vias aéreas.

Foi desenvolvido um exercício onde o objetivo é atingir um ponto de bifurcação específico das vias aéreas. Para atingi-lo foi criado um plano de trajetória, onde definiu-se para onde ir em cada bifurcação. Entretanto, mesmo com este planejamento não foi trivial atingir a bifurcação definida como objetivo.

Conclusões e Trabalhos Futuros

Neste trabalho foi desenvolvida uma metodologia para criar e visualizar o pulmão e suas estruturas internas em movimento. O pulmão e suas estruturas internas em movimento são observados em um ambiente virtual imersivo. A partir de uma sequência de imagens de TC 3D de baixa resolução e de uma única imagem de TC 3D de alta resolução, foi criada uma animação do pulmão e de suas estruturas internas com alta resolução. Para isto foi feito o registro de pontos característicos das vias aéreas para determinar o movimento de cada vértice presente no modelo do pulmão e de suas estruturas internas.

Foi desenvolvido um simulador virtual de broncoscopia onde as vias aéreas estão em movimento. Até então os sistemas de simulação da broncoscopia não utilizavam modelos com movimento. Foram detectadas dificuldades na determinação da trajetória correta quando uma bifurcação nas vias aéreas é encontrada. Assim, trabalhos futuros devem suportar uma interface mais amigável e facilitar a compreensão do local atual e para qual direção o usuário deve ir, considerando que as vias aéreas são um labirinto de difícil compreensão de posicionamento.

Agradecimentos

Este projeto foi suportado pelo CAPES/JSPS (AUXPE 1269/2014). MSG Tsuzuki é parcialmente suportado pelo CNPq (proc. 310.663/2013-0), AK Sato é suportado pela CAPES, EK Ueda e RY Takimoto são suportados pelo CNPq (proc. 140.518/2015-0 e 150.508/2015-8). O protocolo foi aprovado pelo comitê de ética médicas do Kanagawa Cardiovascular Respiratory Center.



Figura 8: Visualização no modo de broncoscopia virtual.

Referências

- [1] L. Soler, S. Nicolau, J. Schmid, C. Koehl, J. Marescaux, X. Pennec and N. Ayache, "Virtual Reality and Augmented Reality in Digestive Surgery". In Proc 3rd IEEE/ACM Int Symp Mixed and Augmented Reality, Arlington, USA, 2004, p. 278-279.
- [2] B. Preim, C. Tietjen, W. Spindler and H. O. Peitgen, "Integration of Measurement Tools in Medical 3D Visualizations". Proc IEEE Visualization, Boston, USA, 2002. p. 21-28.
- [3] A. H. Al-khalifah, R. J. McCrindle, P. M. Sharkey and V. N. Alexandrov, "Using Virtual Reality for Medical Diagnosis, Training and Education". Proc. 6th Int Conf. Disability, Virtual Reality & Assoc. Tech., Esbjerg, Dinamarca, 2006. p. 193-200.
- [4] M. S. G. Tsuzuki, F. K. Takase, T. Gotoh, S. Kagei, A. Asakura, T. Iwasawa, and T. Inoue, "Animated Solid Model of the Lung Constructed from Unsynchronized MR Sequential Images", CAD, vol. 41, pp. 573-585, 2009.
- [5] A. K. Sato, N. Stevo, M. S. G. Tsuzuki, E. Kadota, T. Gotoh, S. Kagei, and T. Iwasawa, "Registration of Temporal Sequences of Coronal and Sagittal MR Images Through Respiratory Patterns", Biomed Signal Proces, vol. 6, pp. 34-47, 2011.
- [6] N. Ray, S.T. Acton, T. Altes, E.E. de Lange, J.R. Brookeman, Merging parametric active contours within homogeneous image regions for MRI-based lung segmentation. IEEE Transactions on Medical Imaging, 22, pp. 189-199, 2003.
- [7] Santhanam, A.P., Imielinska, C., Davenport, P., Kupelian, P., Rolland, J.P. Modeling real-time 3D lung deformations for medical visualization. IEEE Trans Inf Technol Biomed, 12, 257-270, 2008.
- [8] R. Werner, J. Ehrhardt, R. Schmidt and H. Handels "Modeling respiratory lung motion: a biophysical approach using finite element methods", Proc. SPIE 6916, Medical Imaging 2008: Physiology, Function, and Structure from Medical Images.
- [9] Y. Masuda and H. Haneishi, "4D MR imaging of respiratory organ motion using an intersection profile method." in Proc SPIE Medical Imaging, vol. 7625, San Diego, USA, 2010.
- [10] Y. Iwao, T. Gotoh, S. Kagei, T. Iwasawa and M. S. G. Tsuzuki, "Integrated Lung Field Segmentation of Injured Regions and Anatomical Structures from Chest CT Images". 8th IFAC BMS, Budapeste, Hungria. 2012. pp. 85-90.
- [11] M. S. G. Tsuzuki, F. K. Takase, M. A. S. Garcia and T. C. Martins, "Converting CSG models into Meshed B-Rep Models Using Euler Operators and Propagation Based Marching Cubes". Journal of the Brazilian Society of Mechanical Sciences and Engineering, Vol. XXIX, No. 4. 2007. pp. 337-344.
- [12] Oculus Rift. <https://www.oculus.com/en-us/>. Acesso em 9 de abril de 2016.
- [13] Leap Motion. <https://www.leapmotion.com/>. Acesso em 9 de abril de 2016.
- [14] Unity - Game Engine. <http://unity3d.com/pt/>. Acesso em 9 de abril de 2016.
- [15] R. Pausch, D. Proffitt, G. Williams, "Quantifying Immersion in Virtual Reality". Proc SIGGRAPH'97. Los Angeles, USA, 1997. p. 13-18.
- [16] H. G. Colt, S. W. Crawford, O. Galbraith, "Virtual Reality Bronchoscopy Simulation: A Revolution in Procedural Training", Chest, vol. 120, p. 1333-1339, 2001.

INVESTIGAÇÃO DE ALTERAÇÕES TÉRMICAS NA TIREOIDE DE PACIENTES COM HIPOTIREOIDISMO E FIBROMIALGIA

A. P. C. Costa*, J. M. Maia**, M. L. Brioschi*** e J. E. M. M. Machado****

*CPGEI - Universidade Tecnológica Federal do Paraná, Curitiba, Brasil

**CPGEI/PPGEB/DAELN – Universidade Tecnológica Federal do Paraná, Curitiba, Brasil

***FMUSP – Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo, São Paulo, Brasil

**** Centro de Dor e Neurocirurgia Funcional – Hospital Nove de Julho, São Paulo, Brasil
e-mail: anachristakis@gmail.com

Resumo: O objetivo dessa pesquisa foi investigar a incidência de alterações térmicas na área tireoidiana em pacientes com síndrome de fibromialgia (SF). Para isso, foi selecionando um banco de dados de uma Clínica de diagnóstico por termografia, contendo 45 pacientes, de ambos os sexos, com idade superior a 18 anos. As imagens selecionadas foram as de posição anteroposterior (AP) em extensão cervical. Utilizou-se um programa computacional dedicado (*Flir Report*), para demarcar a região da tireoide de cada paciente e obter as respectivas temperaturas. Os dados tabelados foram analisados estatisticamente (*Microcal Origin 6.0*). Analisando-se os resultados de termografia dos pacientes com hipotireoidismo, SF e grupo controle, observou-se, neste estudo, que os dados dos pacientes com diagnóstico de hipotireoidismo apresentaram médias de temperaturas da glândula tireoide de 32,1°C, diferentes das médias de temperaturas de pacientes com SF (30,6°C) e do grupo controle (30,7°C).

Palavras-chave: Hipotireoidismo, fibromialgia, termografia.

Abstract: *The objective of this research was to investigate the incidence of the thermal changes in thyroid area in patients with fibromyalgia syndrome (FS). To achieve this objective, thermal images of 45 patients, both gender, with age above 18 years, were selected from a Diagnostic Thermography Laboratory database. The selected images were those of anteroposterior position (AP) in cervical extension. It was used a dedicated computational program (Flir Report) to demarcate the region of thyroid of each patient and to obtain the temperature. The data were tabulated and analyzed statistically (Microcal Origin 6.0). By analyzing the thermography results of patients with hypothyroidism, SF, and a control group, it was observed that the data of the patients with hypothyroidism presented an average temperature of 32,1°C, the mean temperatures of patients with FS was 30,6°C and for the control group was 30,7°C.*

Keywords: Hypothyroidism, fibromyalgia, thermography.

Introdução

A síndrome da fibromialgia (SF) é caracterizada por dores musculoesqueléticas crônicas, generalizadas e pela presença de pontos dolorosos específicos à palpação [1, 2] que persiste por muitos anos e não responde aos anti-inflamatórios e analgésicos compostos. Nos últimos anos, a prevalência da fibromialgia aumentou devido ao estabelecimento de critérios clínicos de diagnóstico apresentado na revista *American College of Rheumatology* (ACR) [1], onde além das dores musculoesqueléticas, o paciente pode apresentar: fadiga, rigidez matinal de curta duração, intolerância ao frio, taxa metabólica diminuída e vasoconstrição cutânea sobre os pontos dolorosos, distúrbios de sono (sono não-reparador), parestesia, edema subjetivo e distúrbios cognitivos. E na atividade termorregulatória, apresentar a diminuição da temperatura corporal; distribuição da gordura marrom, assemelhando-se aos dos pontos dolorosos [3].

Estresses e frio estimulam a termogênese e agravam os sintomas; a regulação da termogênese e dor compartilham várias áreas do cérebro onde podem influenciar-se simultaneamente; bloqueio anestésico do gânglio estrelado e programas de exercícios estimulam o alívio dos sintomas da fibromialgia. A SF afeta com maior frequência indivíduos do gênero feminino, sendo 89% dos casos em pacientes com idade entre 30 a 50 anos, entretanto, não se pode descartar casos em homens e em indivíduos mais novos e idosos [4].

A relação da fibromialgia com as disfunções da glândula tireoide é incerta pois, acredita-se que pacientes com hipotireoidismo podem apresentar sintomas semelhantes ao da fibromialgia, como: fadiga, alterações do sono, alterações intestinais, ganho de peso e dores no corpo. Portanto, para um diagnóstico correto de fibromialgia, essa disfunção da tireoide deve ser descartada [5].

A presença de hipotireoidismo tem sido relatada em mulheres com fibromialgia [6], sendo evidenciado que a maioria dos casos está associada com a dificuldade na produção tireoidiana ou na utilização do que ela produz [7]. Sendo assim o hipotireoidismo está associado a um estado clínico resultante da quantidade insuficiente de hormônios circulantes da tireoide para suprir a função

orgânica normal. Os sintomas que podem ser observados são: dores musculares e nas articulações, fadiga, fraqueza, pele seca, dores de cabeça e menorragia, além da depressão e mudança de personalidade [8]. Portanto, a relação entre a SF e disfunção tireoidiana ainda não está muito clara [9, 10], levando em consideração que o funcionamento da tireoide é importante para todo o organismo humano e responsável pelo ritmo do trabalho do corpo [11].

A termografia por infravermelho é um meio de mapear e quantificar a temperatura cutânea. Utilizada recentemente como exame complementar de imagem ainda emergente de diagnóstico, monitoração e prognóstico de doenças. A termografia afere a energia infravermelha (IR) emitida pelo corpo. Permitindo, desta forma, mapear a distribuição térmica da superfície cutânea e consequentemente estudar a termorregulação com imagem de alta definição e sensibilidade. A energia irradiada de qualquer objeto depende da emissividade de sua superfície. E o corpo humano atinge valores maiores que 97,8% no comprimento de onda do infravermelho distante, entre 7,5 a 13µm. Por tratar-se de método que examina ondas eletromagnéticas, utiliza-se o termo hiper-radiação para indicar o aquecimento provocado pelo aumento do fluxo sanguíneo local devido à inibição da atividade neurovegetativa simpática vasomotora e hiporradiação no caso de esfriamento por diminuição de fluxo sanguíneo ou hiperatividade neurovegetativa simpática vasomotora [12].

A termografia tem sido utilizada na avaliação de pacientes com dor crônica que não apresentam alterações estruturais anatômicas que justifiquem a sua dor. E cuja etiologia é de origem funcional. Um exemplo são os pacientes com fibromialgia que apresentam um diagnóstico de difícil acerto, pois não existem exames laboratoriais específicos [12].

Logo, o objetivo desse trabalho foi investigar a incidência de alterações térmicas na área tireoidiana correspondente em pacientes com fibromialgia e compará-los a um grupo controle.

Materiais e métodos

Foram estudados dados de 45 pacientes do gênero feminino e masculino, com idade superior a 18 anos, sendo esses diagnosticados com SF por especialista seguindo critérios do *American College of Rheumatology (ACR)*, do ano 2015; e selecionados pacientes normais sem sinais de SF ou doença tireoidiana (grupo controle). Os dados dos pacientes foram obtidos de um banco de dados de uma clínica de exames de termografia (InfraRedMed) onde as imagens térmicas foram previamente obtidas por um câmera de infravermelho calibrada com as seguintes especificações: *Flir T650SC*, com resolução de 640x480 pixel, precisão de temperatura reportada pelo fabricante de $\pm 1^\circ\text{C}$, resolução de temperatura de $0,1^\circ\text{C}$, parâmetros de emissividade de 0,98, temperatura de reflexão de 20°C , distância de 1 m da câmera/objeto, temperatura atmosférica de 20°C , umidade relativa do ar de 50%. O

aparelho utilizava um detector do tipo “*uncooled focal plane*” que atua na faixa espectral de ondas eletromagnéticas entre 7,5 e 14µm, que corresponde à faixa do infravermelho distante (FIR).

As imagens foram obtidas em uma sala climatizada seguindo-se os padrões para aquisição das imagens para diagnóstico térmico. Para a captação das imagens, os pacientes são colocados em posição ortostática anterior e posterior (AP), e outras que se fazem necessárias seguindo-se as indicações médicas para cada exame. Para seleção dos dados térmicos necessários para a análise desta pesquisa utilizou-se apenas as imagens do paciente em AP ortostase superior (Figura 1) e AP em extensão da cervical (Figura 2).

As imagens selecionadas no banco de dados, foram analisadas por meio de um programa computacional dedicado (*Flir Report*), o qual permitiu a seleção dos pontos na região escolhida para o estudo, no caso, região da tireoide na cervical, e por conseguinte, com as temperaturas obtidas em cada imagem dos pacientes pesquisados, obteve-se uma tabela e realizou-se a análise estatística no programa *Microcal Origin 6.0*, correlacionando as temperaturas da tireoide dos pacientes com disfunção tireoidiana, FB e grupo controle.



Figura 1: Imagem térmica em AP ortostase superior.

Para a realização desta pesquisa, o projeto foi submetido e aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa da Universidade Tecnológica Federal do Paraná-UTFPR (Parecer n°. 1.054.356).

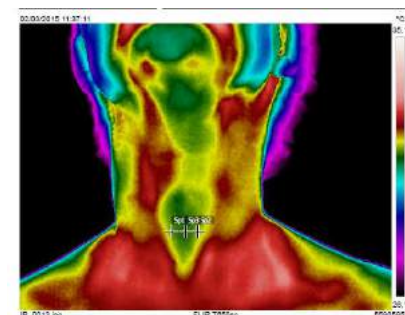


Figura 2: Imagem térmica em AP extensão da cervical.

Resultados

Por meio da metodologia empregada verificou-se que, dentre os 45 pacientes selecionados aleatoriamente no banco de dados da clínica, 37 pacientes eram do

gênero feminino e 8 masculino. A média de idade dos pacientes que apresentaram disfunção tireoidiana (grupo 1) foi de 55,7 anos, entretanto, 10 pacientes apresentaram fibromialgia em conjunto com a disfunção tireoidiana previamente diagnosticada por exames laboratoriais convencionais. Já a média de idade de pacientes com diagnóstico de fibromialgia e normalidade para disfunção tireoidiana (grupo 2) foi de 43,9 anos, e esse grupo apresentava 14 pacientes do gênero feminino e 1 do gênero masculino. O grupo 3 - controle formado por pacientes com diagnóstico de normalidade para fibromialgia e disfunção tireoidiana, possuía uma média de idade de 48,8 anos e era composto por 15 pacientes (11 mulheres e 4 homens). Na análise estatística dos resultados obtidos no grupo 1, pode-se verificar que a média de temperatura da tireoide em pacientes com síndrome tireoidiana (hipotireoidismo) e fibromialgia foi 32,1°C, com desvio padrão apresentado de 0,4°C. Também, observou-se que a média de diferença termográfica na glândula tireoide foi de $dT+1,2^{\circ}C$. No grupo 2, a média de temperatura obtida nos pacientes que apresentam fibromialgia e normalidade para disfunção foi de 30,6°C, com desvio padrão de 0,5°C. E no grupo 3 - controle, a média de temperatura foi de 30,7°C, com desvio padrão de 0,5°C, para pacientes normais (Tabela 1).

Quando analisada a comparação da análise estatística dos dados do grupo 1 e grupo 2, verifica-se que a média de temperatura da região da tireoide no grupo 1 foi de 33,3°C e do grupo 2, de 32,3°C, com desvio padrão de 0,3°C, e sendo constatado apenas uma diferença de 1°C para menos no grupo 2. O teste ANOVA mostrou que as amostras são significativamente diferentes entre si, e apresentam f de 4,9 e p de 0,03. Também, observou-se no banco de dados que os pacientes com hipotireoidismo apresentavam sintomas de dor no corpo, dor crônica difusa, cansaço, sono não reparador, constipação intestinal, diarreia, cólicas, refluxo gástrico, cefaleias, depressão, dentre outros sintomas.

Quando realizada a comparação estatística dos dados do grupo 1 e grupo 3, as médias obtidas de temperaturas da tireoide foram 33,3°C e 32,4°C, respectivamente, sendo assim uma diferença de temperatura de 0,9°C para o grupo 3. O teste ANOVA mostrou que os dados não são significativamente diferentes e apresentam uma f de 2,5 e p de 0,12.

Analisando-se os grupos 2 e 3 pode-se obter uma média de temperaturas da tireoide de 32,3°C e 32,4°C, respectivamente, com uma diferença de 0,1°C. O teste ANOVA mostrou que os dados não são significativamente diferentes e apresenta f de 0,1 e p de 0,74.

Portanto, observa-se com base nesses resultados, que há diferença de temperaturas, entre os pacientes que apresentam disfunção tireoidiana em relação aos pacientes que possuem fibromialgia, de aproximadamente 1°C. Mesmo havendo uma pequena variação de temperatura entre os grupos 1 e 3, nesse estudo as amostras não apresentaram diferenças

conforme dados obtidos pelo teste ANOVA. Na comparação dos grupos 2 e 3 não se verificou mudanças significativas nas médias das temperaturas, sendo as amostras consideradas semelhantes.

Tabela 1: Resultados obtidos na análise estatística dos exames de termografia dos grupos 1, 2 e 3.

Amostras	Média de T (°C)	Desvio Padrão (°C)	T mínima (°C)	T máxima (°C)	N
Grupo 1	32,1	0,4	28,7	34,0	15
Grupo 2	30,6	0,5	26,1	32,6	15
Grupo 3	30,7	0,5	26,2	32,7	15

Discussão

De acordo com os resultados do trabalho, houve diferença na temperatura da região tireoidiana de pacientes com FM (33,3°C) em comparação com grupo controle (32,4°C). A fibromialgia é definida como uma síndrome dolorosa musculoesquelética não-inflamatória de caráter crônico e possui dentre as suas principais manifestações clínicas: queixas algícas distribuídas pelo corpo, sensação de fadiga e distúrbios do sono, de acordo com os descritos por [6]. Além dessas manifestações, em 1990 foi publicado no *American College of Rheumatology (ACR)* [1] outros critérios clínicos de diagnóstico que se somam aos já descritos, entre eles: a presença na história clínica de dor generalizada, afetando o esqueleto axial e periférico, acima e abaixo da cintura, com duração superior a três meses; e a presença de dor à palpação com força aplicada de 4kg/cm² em pelo menos 11 dos 18 pontos dolorosos (*tender points*) (9 pares) no corpo humano [1, 2, 3]. Neste trabalho não foram verificados *tender points* pois este critério de diagnóstico não era necessário para atender aos objetivos da pesquisa, portanto só foram medidas as temperaturas na região AP em extensão da cervical e os pacientes do estudo já possuíam diagnóstico clínico de hipotireoidismo e SF que foram confirmados por laudos médicos de termografia disponíveis no banco de dados.

A SF pode estar presente em uma proporção de nove mulheres para cada homem, na faixa etária de 30 a 50 anos, em pessoas com tendência à depressão, perfeccionistas e detalhistas [1]. Entretanto, não se pode descartar a possibilidade de SF em homens, e em indivíduos mais novos e idosos [4]. Nessa pesquisa observou-se na base de dados escolhida que dentre os 46 pacientes selecionados aleatoriamente, 15 apresentavam diagnóstico de fibromialgia, sendo 11 do gênero feminino e 4 do masculino, com média de idade de 47,7 anos, portanto as premissas descritas na Revista ACR foram respeitadas [1]. Também vale ressaltar que, mesmo não sendo uma das metodologias empregadas neste estudo, foram observados outros sintomas destacados na anamnese dos pacientes do banco de dados. Entre eles, cita-se a dor crônica pelo corpo, depressão, sono não-reparador, cansaço, constipação intestinal e diarreias, cefaleias e outros. Analisando-se

os laudos médicos pode-se verificar que muitas vezes a dor crônica generalizada era devido a mialgias, artrites, artroses e reumatismos, dentre outras.

Portanto, alguns sintomas da FB são comuns e podem ser relacionados a outras doenças, entre elas o hipotireoidismo [6], entretanto, na literatura não há muitos estudos que relacionam as disfunções tireoidianas em pacientes com FM. Em uma pesquisa no ano de 2006 [6] foi estudado 166 indivíduos com diagnóstico de FM, observou que 21,1% dos pacientes apresentaram altas concentrações de TSH (hormônio tireoestimulante) associado ao hipotireoidismo, e anteriormente em 1997 [7] diagnosticou quatro (10,5%) casos de hipotireoidismo em sua pesquisa com 38 pacientes. Nessa pesquisa, não foram analisados exames laboratoriais para verificar a contagem de TSH nos pacientes, e sim a análise de imagens térmicas que mostravam a disfunção com uma média de $+1,2^{\circ}\text{C}$, confirmando a disfunção tireoidiana, corroborando com relatos dos pacientes e laudos médicos de termografia.

Conclusão

Diante da metodologia empregada e do objetivo do estudo, verificou-se que a SF pode apresentar alguns sintomas da disfunção tireoidiana. Assim, analisando-se os dados obtidos pelo exame de termografia para pacientes com disfunção tireoidiana, SF e normais, verificou-se que os pacientes com diagnóstico de disfunção tireoidiana apresentaram médias de temperatura tireoidiana ($32,1^{\circ}\text{C}$) diferente das médias de temperatura tireoidiana dos pacientes com SF ($30,6^{\circ}\text{C}$) e do grupo controle ($30,7^{\circ}\text{C}$). E quando realizado uma análise estatística comparativa entre os grupos, estes apresentaram diferenças de temperatura de 1°C entre os grupos 1 ($33,3^{\circ}\text{C}$) e 2 ($32,3^{\circ}\text{C}$); de $0,9^{\circ}\text{C}$ entre os grupos 1 e 2; e $0,1^{\circ}\text{C}$ entre os grupos 2 e 3.

Agradecimentos

À CAPES, CNPq, Fundação Araucária e UTFPR pelo suporte financeiro e à InfraRedMed pelo apoio na realização dos testes.

Referências

- [1] Wolfe, F; Smithe, Ha; Yunus, Mb; Bennett, Rm; Bombardier, C; Goldenberg, Dl *et al.* Criteria for the classification of fibromyalgia. The American College of Rheumatology. 1990. 33:160-72.
- [2] Helfenstein Junior, M; Goldenfum, Ma; Siena, Caf. Fibromialgia: aspectos clínicos e ocupacionais. Rev Assoc. Med. Bras. 2012; 58(3): 358-365.
- [3] Jeschonnek, M. *et al.* Abnormal microcirculation and temperature in skin above tender points in patients with fibromyalgia. Rheumatology. 2000. 39:917-921.
- [4] Marques AP, Matsutani LA, Ferreira EAG, Mendonça LLF. A fisioterapia no tratamento de pacientes com fibromialgia: uma revisão de literatura. Rev Bras Reumatol. 2002;42(1):42-48.
- [5] Bazzichi, L.; Rossi, A.; Giuliano, T.; Feo, F.; Giacomelli, C.; Consensi, A. *et al.* Association between thyroid autoimmunity and fibromyalgic disease severity. Clin Rheumatol. 2007. 26:2115-20.
- [6] Freire, M; Teodoro, Rb; Oliveira, Lb; Cunha, Sfc.; Pereira, Bp; Borges, Mf Concomitância de fibromialgia em pacientes portadores de hipotireoidismo e de alterações tireoidianas em pacientes com fibromialgia. Rev Bras Reumatologia, 2006; 46(1):11-15, jan/fev.
- [7] Lowe JC. Thyroid status of 38 fibromyalgia patients: implications for the etiology of fibromyalgia. Clin Bull Myofascial Ther. 1997; 2(1):6-41.
- [8] Khurram IM, Choudhry KS, Muhammad K, Islam N. Clinical presentation of hypothyroidism: a case control analysis. J Ayub Med Coll Abbottabad. 2003;15(1):45-49.
- [9] Pamuk ON, Cakir N. The frequency of thyroid antibodies in fibromyalgia patients and their relationship with symptoms. Clin Rheumatol. 2007;26(1):55-59.
- [10] Góes, Sm; Leite, N; Cieslak, F; Paiva, E. Prevalência de hipotireoidismo em pacientes com fibromialgia. Fisioter. Mv. 2008. Abr/jun; 21 (2): 125-133.
- [11] Bianco, Ac; Kimura, Et. Glândula Tiróide. In: Margarida de Mello Aires. (Org.). Fisiologia. 2 ed. Rio de Janeiro: Guanbara-Koogan, 1999, 1:812-828.
- [12] Brioschi, ML. Metodologia de normalização de análise do campo de temperaturas em imagem infravermelha humana. [Tese]. Curitiba: Universidade Federal do Paraná, 2011.

REGISTRO DAS VIAS A 3D SEGMENTADAS A PARTIR DE IMAGENS DISTINTAS

Leonardo I Abe^{*}, Yuma Iwao^{*}, Marcos S G Tsuzuki^{**}, Rogerio Y Takimoto^{**},
Edson K Ueda^{**}, André K Sato^{**}, Thiago C Martins^{**}, Toshiyuki Gotoh^{*}
Roberto S U Rosso Jr^{***}, Tae Iwasawa^{****}

^{*}YNU, Yokohama, Japan

^{**}EPUSP, São Paulo, Brasil

^{***}UDESC, Joinville, Brasil

^{****}Kanagawa Cardiovascular Respiratory Center, Yokohama, Japão
e-mail: mtsuzuki@usp.br

Resumo: O registro de imagens é uma técnica computacional eficiente para diagnósticos e monitoramento de doenças. Doenças das vias aéreas pulmonares, como a doença pulmonar obstrutiva crônica (DPOC) e a asma, necessitam de exames periódicos e a comparação com dados anteriores para avaliar a evolução dos pacientes é promissora. Este trabalho tem como objetivo realizar a comparação de dois modelos 3D distintos das vias aéreas do pulmão. Para isso, um algoritmo de registro das vias aéreas é proposto, executado ramo a ramo. Como os ramos são curtos com poucos pontos característicos, algumas informações adicionais são necessárias para garantir a estabilidade do registro. O processo de registro é feito através do ICP (Iterative Closest Point) utilizando o esqueleto juntamente com os pontos da superfície das vias aéreas. Para acelerar o processo, uma solução utilizando um diagrama de Voronoi baseado num voxel 3D é usado para tornar a correspondência de pontos mais rápida, reduzindo o tempo de processamento do algoritmo. O algoritmo proposto foi testado e os resultados foram comparados com os obtidos através do ICP convencional utilizando somente os pontos da superfície das vias aéreas.

Palavras-chave: Reconstrução da superfície diafragmática, Registro temporal, Imagens de TC

Abstract: *Image registration is an efficient computational technique for diagnosis and disease monitoring. Lung airways diseases, such as chronic obstructive pulmonary disease (COPD) and asthma, require periodical checkups and past data comparison to assess the patient condition evolving promisingly. The objective of this work is to compare two different lung airways 3D models. Thus, an airway registration algorithm, performed branch by branch, is proposed. Since the branches are small, with simple shapes, some additional information is required to grant stability to the registration. The registration is performed by the ICP (Iterative Closest Point) combining the airway skeleton points and the airway surface points. To make this process faster, a 3D voxel-based Voronoi diagram solution is used to make the point correspondence faster, reducing the overall processing time of the algorithm. The proposed algorithm was tested and the results were compared to the ones obtained by the conventional ICP*

using the airway surface points only.

Keywords: *Diaphragmatic surface reconstruction, temporal registration, CT imaging.*

Introdução

A grande vantagem ao se utilizar imagens médicas é permitir o diagnóstico local utilizando procedimentos não-invasivos. A partir de exames periódicos, as imagens obtidas são úteis para avaliar o estado do pulmão e a evolução de doenças, como a doença pulmonar crônica (DPOC) e a asma. Atualmente, com o desenvolvimento de scanners de TC que emitem radiação de baixa ionização é possível obter imagens 4D do pulmão num ciclo respiratório completo: inspiração e expiração. Isso possibilitou a visualização do pulmão e suas estruturas internas em diferentes estágios no tempo.

Uma série de abordagens foram propostas para permitir a comparação e o registro das imagens obtidas a partir dos exames periódicos. Foram propostas abordagens baseadas em intensidade do *voxel* [1] e *template matching* [2] que apesar de permitirem uma manipulação aritmética e uma fácil manipulação, não fornecem nenhuma informação a respeito do movimento respiratório do parênquima pulmonar.

A fim de permitir o registro dos órgãos internos do pulmão e possibilitar a comparação das imagens adquiridas em diferentes instantes de tempo, este trabalho realiza o processamento da nuvem de pontos segmentada e determina um esqueleto para as vias aéreas segmentadas. A partir do esqueleto as bifurcações relevantes são encontradas. As bifurcações relevantes são utilizadas no registro das vias aéreas em um processo feito ramo a ramo. Com isso, um algoritmo de registro que combina a nuvem de pontos original e o esqueleto para realizar o registro das vias aéreas é proposto. O processo de registro é acelerado utilizando-se um diagrama de Voronoi 3D discreto para determinar os pontos correspondentes.

Fundamentação teórica

O algoritmo de registro utilizado nesta pesquisa é o ICP proposto por Abe et al. [3], ele é uma variação do ICP convencional proposto por Besl and McKay [4]. Abe

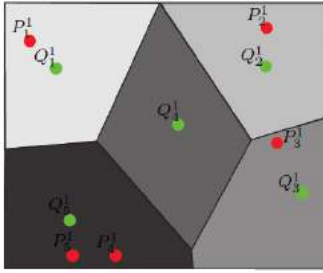


Figura 1. Busca dos pontos mais próximos de P em Q utilizando o diagrama de Voronoi discreto.

et al. [3] utilizam um diagrama de Voronoi 3D discreto para acelerar a busca dos pontos correspondentes. O ICP soluciona simultaneamente dois problemas: a determinação dos pontos correspondentes e o cálculo da transformação rígida. Considerando-se duas nuvens de pontos 3D, P e Q , com nuvens n e m , respectivamente, representadas como

$$\begin{aligned} P &= \{P_1, P_2, \dots, P_n\} \\ Q &= \{Q_1, Q_2, \dots, Q_m\} \end{aligned} \quad (1)$$

onde P é a nuvem de pontos de referencia (ou fixa) e Q é a nuvem de pontos de comparação (ou móvel). O ICP determina a matriz de transformação rígida M que minimiza

$$\forall Q_i \in Q, \exists P_j \in P \|Q_i - P_j \cdot M\| \quad (2)$$

O algoritmo usado na construção do diagrama de Voronoi discreto é uma variação 3D do algoritmo de cálculo de distância Euclidiana proposto por Shih and Wu [5]. Ao dividir o espaço 3D em regiões, o ponto mais próximo de P em Q é facilmente determinado verificando-se a qual região pertence o ponto de P no diagrama de Voronoi discreto de Q (vide Fig. 1).

O fluxograma do ICP com a utilização do diagrama de Voronoi 3D discreto pode ser visualizado na Fig. 2. O laço interno ao retângulo tracejado é executado até atingir o critério de parada. A busca dos pontos correspondentes utilizada pelo ICP pode ser feita a partir de várias abordagens. Para uma nuvem de pontos P com tamanho n e para uma nuvem de pontos Q com tamanho m , a busca pode ser feita através da comparação ponto a ponto com complexidade $O(n*m)$ ou com a utilização da árvore Kd 3D com uma complexidade $O(n*\log n)$ para construção da árvore Kd 3D e $O(\log m)$ para a busca. Abe et al. [3] propõem a utilização do Voronoi 3D discreto com uma complexidade $O(m)$ para a determinação do ponto correspondente. Considerando que o espaço 3D discreto é representado por uma matriz com dimensões $a \times b \times c$, o algoritmo de construção do diagrama de Voronoi 3D discreto apresenta uma complexidade $O(a*b*c)$. Além disso, o mesmo diagrama de Voronoi 3D discreto é utilizado para todas as iterações diferentemente da árvore Kd que deve ser criada a cada iteração. A Fig. 3 mostra o desempenho utilizando a proposta de Abe et al. [3] e utilizando a árvore Kd 3D.

Após a determinação dos pontos correspondentes, o ICP calcula a transformação rígida que transforma uma nuvem de pontos na outra. O cálculo da transformação

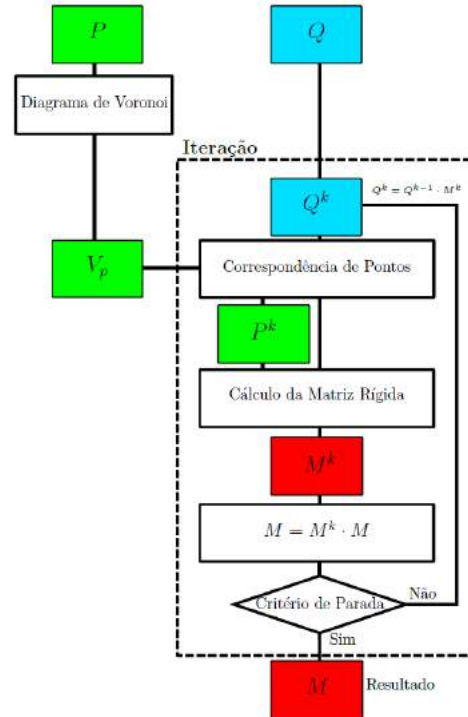


Figura 2. Fluxograma do ICP utilizando o diagrama de Voronoi 3D discreto para a determinação dos pontos correspondentes.

rígida possui duas etapas: cálculo da matriz de rotação R e cálculo da matriz de translação t . A matriz de rotação é obtida a partir da decomposição em valores singulares (SVD) da matriz de covariância H .

$$H = \sum_{i=1}^m (P_i^k - C_P^k) \cdot (Q_i^k - C_Q^k)^T \quad (3)$$

onde C_P^k e C_Q^k são os centroides de P^k e Q^k . A matriz de rotação é dada por $R = V \cdot U^T$ onde U e V são os componentes rotacionais obtidos de SVD (H) = [U, S, V]. Utilizando os centroides, o vetor de translação é obtido por $T = C_P^k - C_Q^k \cdot R$.

Materiais e Métodos

O registro rígido de duas vias aéreas diferentes do pulmão gera um bom alinhamento quando os mesmos possuem formas similares. No entanto, a comparação das vias aéreas em diferentes estados de respiração utilizando o ICP convencional é difícil devido a não similaridade do pulmão nestes estados de respiração. Neste trabalho, a árvore de bifurcação é determinada pela análise do esqueleto. O algoritmo de registro proposto utiliza a informação de classificação do ramo. O esqueleto é utilizado duas vezes: na determinação da árvore de bifurcação e no ICP proposto que realiza o registro ramo a ramo. O registro do ramo é feito através da combinação do esqueleto do ramo com a nuvem de pontos do ramo.

Registro de ramo utilizando nuvem de pontos – A partir da utilização da nuvem de pontos associada a cada ramo, recuperada pela segmentação, o registro com o seu ramo correspondente na outra via aérea pode ser feito

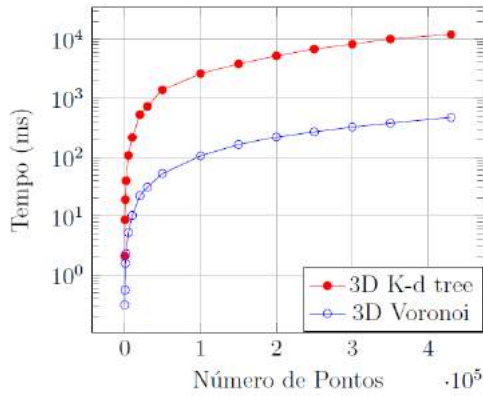


Figura 3. Desempenho na determinação dos pontos correspondentes utilizando o Voronoi 3D discreto e a árvore Kd.

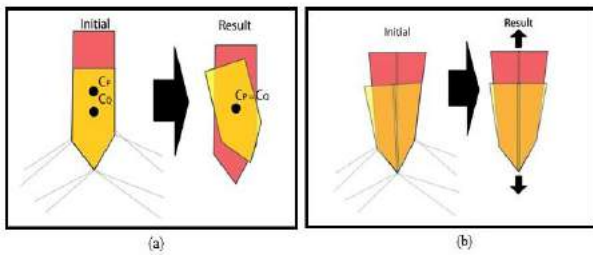


Figura 4. (a) Registro utilizando o ICP convencional ao ramo da nuvem de pontos (a orientação do ramo não está correta). (b) Registro utilizando o esqueleto, o registro pode ser obtido analisando-se apenas um grau de liberdade.

com o ICP convencional. Devido ao eixo de simetria existente no centro do ramo, existem vários mínimos locais (vide Fig. 4 (a)).

Algoritmo de geração do esqueleto – Para gerar o esqueleto das vias aéreas, a proposta de Cao et al. [6] foi utilizada. Ela possui duas etapas: contração dos pontos, para reduzir a nuvem de pontos à forma do esqueleto, e junção das bordas, que transforma os pontos agrupados em um esqueleto 1D vetorizado.

Junção do esqueleto à nuvem de pontos – Após a determinação do esqueleto, existe a necessidade de mapeá-lo à nuvem de pontos. Inicialmente, o esqueleto é dividido em ramos, cada extremidade do ramo é definida como bifurcação ou ponto final. Os pontos de bifurcação do esqueleto e os pontos de bifurcação da nuvem de pontos (definida pelo algoritmo de segmentação) são pontos característicos e são considerados pontos correspondentes.

Uma vez que os pontos característicos foram mapeados, resta mapear os pontos restantes. Para este fim, cada ramo do esqueleto é transformado em uma sequência de pontos igualmente espaçados. Assim, cada ponto igualmente espaçado do esqueleto pode ser mapeado a pontos da nuvem de pontos por um plano de varredura ortogonal ao ramo do esqueleto. Todo o ponto da nuvem de pontos que estiver próximo do plano de varredura será mapeado ao ramo do esqueleto corrente. Para garantir que nenhum ponto distante seja incluído no processo (pontos pertencentes a ramos distantes), utiliza-se o raio médio do ramo da nuvem de pontos analisada. Se o ponto estiver fora do raio médio, o ponto é excluído do mapeamento.

Registro de ramo utilizando o esqueleto – A utilização do esqueleto representado por uma sequência de pontos regularmente espaçados com o ICP assegura uma correta orientação do resultado. Entretanto, o registro possui várias soluções devido à natureza da forma (vide Fig. 4 (b)).

Algoritmo de registro do ramo proposto – Para o algoritmo proposto quatro nuvens de pontos são consideradas no fluxograma da Fig. 2: o par de nuvens de pontos das vias aéreas e o par de nuvens de pontos do esqueleto. Para o registro, além da criação de dois diagramas de Voronoi 3D discreto (um para cada tipo de nuvem de pontos), a correspondência é realizada exclusivamente com pontos de mesmo tipo. Pontos do esqueleto são mapeados a pontos do esqueleto; e pontos da nuvem de pontos são mapeados a pontos da nuvem de pontos. A matriz de covariância é definida como

$$H = \alpha \cdot \sum_{i=1}^m (P_i^k - C_P^k) \cdot (Q_i^k - C_Q^k)^T + \beta \cdot \sum_{i=1}^s (P_{si}^k - C_{sP}^k) \cdot (Q_{si}^k - C_{sQ}^k)^T \quad (4)$$

onde as variáveis com índice s pertencem à nuvem de pontos do esqueleto, e α e β são os pesos normalizados.

Processamento das nuvens de pontos – Após a obtenção de uma sequência de 10 imagens 3D de CT do tórax de um paciente em inspiração, a nuvem de pontos foi segmentada utilizando o algoritmo proposto por Iwao et al. [7, 8]. Para os testes, um computador com Processador Intel Core i7-4770, 3.40GHz com 16GB RAM foi utilizado e a nuvem de pontos foi processada utilizando-se o algoritmo proposto desenvolvido em C++.

Resultados

A partir dos testes realizados foi possível verificar-se o ganho de processamento obtido e a melhoria do registro através da utilização do algoritmo proposto. A Tab. 1 mostra uma comparação dos tempos para realizar o registro das vias aéreas consideradas utilizando o ICP convencional e o algoritmo proposto com diferentes tamanhos de nuvem de pontos.

Tabela 1: Tempos de processamento obtidos com diferentes tamanhos de nuvens de pontos.

Pontos da nuvem	ICP convencional (ms)	Algoritmo proposto (ms)
100	41.8	24.2
1000	377.0	71.4
10000	4302.4	696.8
100000	52540.0	15285.4

As Figs. 5(a) e 6(a) mostram a situação das vias aéreas e de seu esqueleto na qual os pulmões estão na mesma fase de respiração e o nível diafragmático é diferente. A nuvem de pontos de referência P é mostrada em vermelho e a nuvem de pontos móvel Q é mostrada em azul. O resultado final do registro utilizando o ICP con-

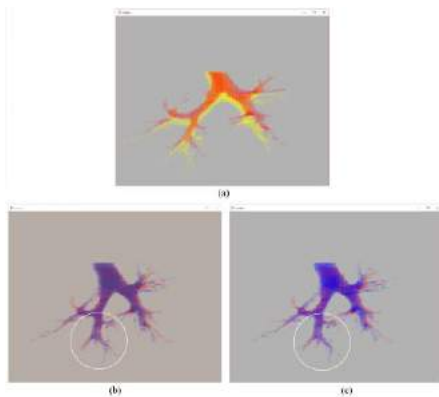


Figura 5. (a) Vias aéreas com uma grande diferença (b) Registro utilizando o ICP convencional para o caso mostrado em (a). (c) Registro utilizando o algoritmo proposto para o caso mostrado em (a).

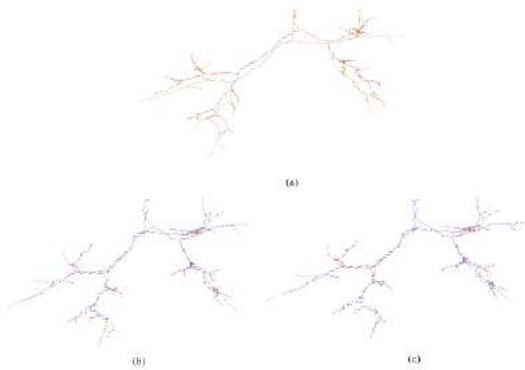


Figura 6. (a) Esqueleto das vias aéreas com uma grande diferença (b) Registro utilizando o ICP convencional para o caso mostrado em (a). (c) Registro utilizando o algoritmo proposto para o caso mostrado em (a).

convencional é mostrado nas Figs. 5(b) e 6(b) enquanto o registro utilizando o algoritmo proposto é mostrado nas Figs. 5(c) e 6(c). Comparando-se os resultados de registros utilizando-se o ICP convencional e o algoritmo proposto foi possível verificar-se uma melhora nos ramos finais permitindo uma melhor comparação das diferenças entre os ramos. A Fig. 7 mostra o erro médio quadrático da distância em cada ramo. Os ramos de um nível menor possuem um erro maior na nuvem de pontos do esqueleto quando comparado com os ramos de nível maior. Isso ocorre pelo fato de haver um maior número de pontos nos ramos de níveis menores, o que faz com que a nuvem de pontos original tenha maior influência na convergência. Por outro lado, nos ramos de níveis maiores os ramos possuem um número menor de pontos fazendo com que a nuvem de pontos do esqueleto tenha maior influência na convergência.

Conclusão e Trabalhos Futuros

Neste artigo, um algoritmo de registro das vias aéreas é proposto; ele utiliza o ICP convencional e incorpora o esqueleto das vias aéreas realizando o registro ramo a ramo. Desse modo, o algoritmo combina os aspectos positivos do ICP convencional e do registro do esqueleto. Através de uma análise inicial de erro, verificou-se que a nuvem de pontos do esqueleto é crucial quando a nuvem

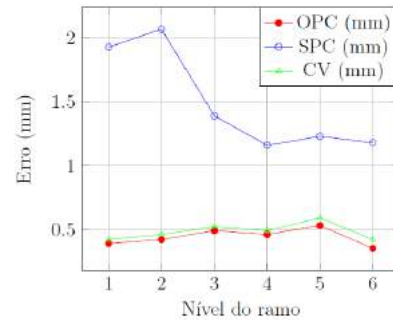


Figura 7. Erro em cada nível do ramo para o pulmão direito: nuvem de pontos original (OPC), nuvem de pontos do esqueleto (SPC) e valor combinado (CV).

de pontos possui menos pontos, fornecendo informação suficiente para a convergência do algoritmo proposto. Apesar da análise de erro utilizada, outras medidas estatísticas para a validação do método proposto são necessárias.

Agradecimentos

Este projeto foi suportado pelo CAPES/JSFS (AUXPE 1269/2014). MSG Tsuzuki é parcialmente suportado pelo CNPq (proc. 310.663/2013-0), AK Sato é suportado pela CAPES, EK Ueda e RY Takimoto são suportados pelo CNPq (proc. 140.518/2015-0 e 150.508/2015-8). O protocolo foi aprovado pelo comitê de éticas médicas do Kanagawa Cardiovascular Respiratory Center.

Referências

- [1] Shimizu, K., Hasegawa, M., Makita, H., Nasuhara, Y., Konno, S., Nishimura, M.. Airway limitation and airway dimensions assessed per bronchial generation in older asthmatics. *Respiratory Medicine* 104, 2010, 1809-1816.
- [2] Osman, O., Ozekes, S., Ucan, O. N.. Lung nodule diagnosis using 3d template matching. *Computers in Biology and Medicine* 37 (8), 2007, 1167-1172.
- [3] LI Abe, Y Iwao, T Gotoh, S Kagei, RY Takimoto, MSG Tsuzuki, T Iwasawa, "High speed point cloud matching algorithm for medical volume images using 3D Voronoi diagram". In: Proc 7th Int Conf BMEI. Dalian, China, 2014, pp. 159-164.
- [4] PJ Besl, ND McKay, "A method for registration of 3D shapes". *IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence* 14 (2), 1992, 239-256..
- [5] FY Shih, YT Wu, "Fast Euclidean distance transformation in two scans using a 3x3 neighborhood". *Computer Vision and Image Understanding*, 2004, pp. 195-205.
- [6] J Cao, A Tagliasacchi, M Olson, H Zhang, Z Su, "Point cloud skeletons via laplacian based contraction". In: Proc Shape Modeling Int Conf. Washington DC, EUA, 2010, pp. 187-197.
- [7] Y Iwao, T Gotoh, S Kagei, T Iwasawa, MSG Tsuzuki, "Integrated lung field segmentation of injured regions and anatomical structures from chest CT images". In: Proc 8th IFAC Symp BMS. Budapeste, Hungria, 2012. pp. 85-90.
- [8] Y Iwao, T Gotoh, S Kagei, T Iwasawa, MSG Tsuzuki, "Integrated lung field segmentation of injured region with anatomical structure analysis by failure-recovery algorithm from chest CT images". *Biomedical Signal Processing and Control* 12, 2014, 28-38.

SEGMENTAÇÃO PULMONAR DE SEQUÊNCIAS TEMPORAIS DE IMAGENS DE RM UTILIZANDO TRANSFORMADA DE HOUGH

José M M Chirinos^{*}, Marcos S G Tsuzuki^{*}, Fábio Cappabianco^{**}, Paulo Miranda^{***}
Rogério Y Takimoto^{**}, Edson K Ueda^{**}, André K Sato^{**}, Roberto S U Rosso Jr^{****}
Toshiyuki Gotoh^{*****}, Tae Iwasawa^{*****}

^{*}EPUSP, São Paulo, Brasil

^{**}UNIFESP, São José dos Campos, Brasil

^{***}IME-USP, São Paulo, Brasil

^{****}UDESC, Joinville, Brasil

^{*****}YNU, Yokohama, Japão

^{*****}Kanagawa Cardiovascular Respiratory Center, Yokohama, Japão

e-mail: mtsuzuki@usp.br

Resumo: Este artigo apresenta um método para obter um conjunto coordenado de pontos, representando o contorno pulmonar, para cada imagem na sequência temporal de imagens de RM. A partir de um dado ponto, denominado centro de rotação, são geradas várias imagens temporais (2DSTI) com diversas orientações. Foram utilizadas máscaras para delimitar o domínio de aplicação da transformada. Esta formulação modificada da transformada de Hough fornece curvas síncronas ao movimento diafragmático, denominadas movimentos respiratórios, e que são suavizados pelo algoritmo de contornos ativos. Finalmente, o algoritmo de geração de silhuetas toma estes movimentos respiratórios e fornece contornos para cada quadro pertencente a sequência e, portanto, de uma silhueta do pulmão para cada sequência processada.

Palavras-chave: Segmentação do Pulmão, Imagens Médicas, RM, Transformada de Hough.

Abstract: This paper presents a methodology to acquire a connected set of points, which represents the lung contour, for every frame on an MRI temporal sequence. From a given point, which will be called rotation center, various 2-dimensional space-time images (2DSTI) with varied orientation will be generated. Masks are used to delimit the modified Hough transform application domain. This modified Hough transform formulation provides curves synchronous to the diaphragmatic movement, named respiratory movements, and an active contours algorithm smooths them. Finally, the silhouette generation algorithm provides contours for every frame on the sequence and, thus, a lung silhouette on every sequence processed.

Keywords: Lung Segmentation, Medical Imaging, MRI, Hough Transform.

Introdução

A observação direta do movimento pulmonar é inviável, uma vez que o pulmão colapsa quando a caixa

torácica é aberta. Diversos modelos do movimento pulmonar foram desenvolvidos: utilizando imagens de tomografia computadorizada (TC) [1], e baseado na anatomia pulmonar [2]. Como a TC expõe o paciente a consideráveis doses de radiação ionizante, a escolha pelo imageamento por Ressonância Magnética (RM) é preferível. O imageamento por RM possui diversas limitações a serem superadas. Entre elas, destacam-se a baixa relação sinal-ruído, devido à baixa densidade de prótons no ar [3]; a geração de artefatos pela pulsação sanguínea [4] e pelo movimento do tecido cardíaco [5].

A segmentação do pulmão em imagens de RM é uma atividade não trivial. Asakura et al. [6, 7] propuseram um método semi-automático para a segmentação temporal pulmonar em sequências de imagens de RM. Tavares et al. [8, 9] utilizaram a transformada de Hough para criar um conjunto de pontos desestruturado ao redor do contorno pulmonar. A transformada de Hough utilizou apenas o módulo do valor do gradiente, desprezando as informações de ângulo. Na proposta de Tavares et al., contornos distintos podem ser combinados, o que acarreta na inserção de artefatos.

O algoritmo de segmentação proposto neste trabalho se baseia na obtenção de contornos pulmonares por meio de padrões respiratórios. É utilizada uma transformada de Hough adaptada, que adota o módulo e do ângulo, a fim de reduzir a presença de artefatos.

Conceitos Fundamentais

A Figura 1 exhibe duas sequências temporais de imagens de RM: uma sagital e outra coronal. Todas as imagens foram obtidas na mesma posição do espaço, mas em instantes distintos de tempo. A Figura 2 exhibe uma imagem espaço-temporal, que representa um corte em uma sequência temporal de imagens. A imagem espaço-temporal foi criada a partir da linha azul sobre a imagem sagital. É possível observar a presença de artefatos devidos ao pulsar sanguíneo.

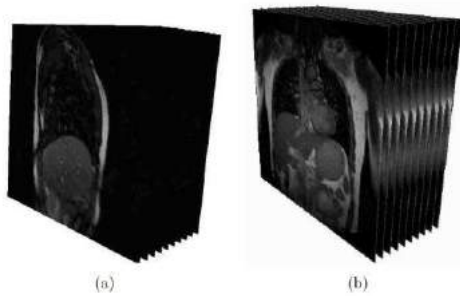


Figura 1. Sequências temporais de imagens de RM. (a) sagital; e (b) coronal.

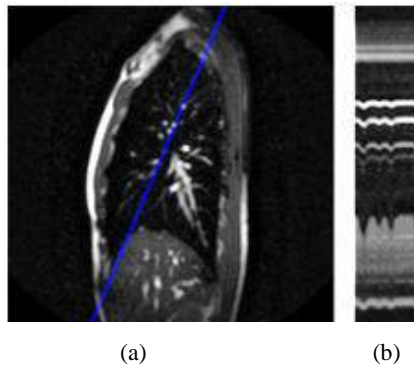


Figura 2. (a) Imagem sagital de uma espaço-temporal seccionada pela linha azul. (b) Imagem espaço temporal criada a partir do corte definido pela linha azul sobre uma sequência temporal de imagens.

Métodos de segmentação baseados na transformada de Hough determinam a presença de padrões respiratórios $f_k(t)$ síncronos a uma função respiratória padrão $f_s(t)$ pré-determinada [9]. Determinam-se uma escala e um deslocamento que combinados à função respiratória padrão determinam um padrão respiratório, conforme

$$f_k(t) = y = a \cdot f_s(t) - b \quad (1)$$

o parâmetro a representa uma escala e o parâmetro b representa um deslocamento vertical. A determinação ocorre por um mecanismo de votação sobre o espaço paramétrico onde o módulo dos gradientes são acumulados.

Os padrões respiratórios determinados pela transformada de Hough não estão necessariamente associados ao contorno pulmonar. Para restringir à busca à padrões respiratórios associados ao contorno pulmonar, Tavares et al. [10] utilizou máscaras binárias. Este trabalho também faz uso de máscaras binárias.

Método Proposto

A Figura 3 apresenta a arquitetura do algoritmo proposto. Inicialmente, são criadas máscaras binárias para que apenas padrões respiratórios associados ao contorno pulmonar sejam determinados. São criados diversos planos espaço-temporais denominados 2DSTI multidirecionais, que são rotacionados ao redor de um ponto.

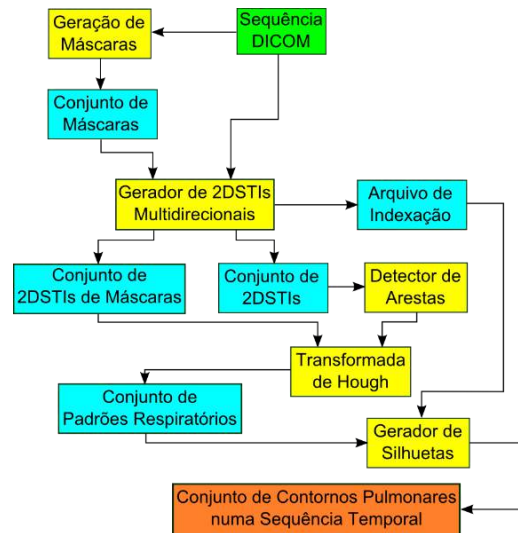


Figura 3. Arquitetura do sistema proposto.

Para cada plano são criados planos espaço-temporais de máscara e de imagem, como ilustrado na Figura 2. A transformada de Hough proposta é utilizada. O contorno pulmonar para cada imagem 2DSTI é obtido, a combinação dos pontos obtidos em cada 2DSTI segundo a rotação adotada definem e uma sequência de pontos representando o contorno pulmonar.

Transformada de Hough modificada – Trabalhos anteriores [10, 11, 12] utilizaram uma abordagem que considera o módulo do gradiente para realizar a votação no espaço paramétrico. Neste trabalho será utilizada a aresta calculada por

$$E(x, y) = I(x, y) - I(x, y - 1) \quad (2)$$

onde $E(x, y)$ é o valor do gradiente e $I(x, y)$ é o valor da intensidade do pixel da imagem. Assim, o gradiente possui um sinal que representa a direção do gradiente. Assim, arestas associadas a gradientes positivos serão separadas de arestas associadas a gradientes negativos. Os dois serão acumulados separadamente e a busca será feita por máximos e mínimos no espaço paramétrico. A Figura 4 ilustra o procedimento.

A Figura 4(c) exibe o espaço paramétrico onde os

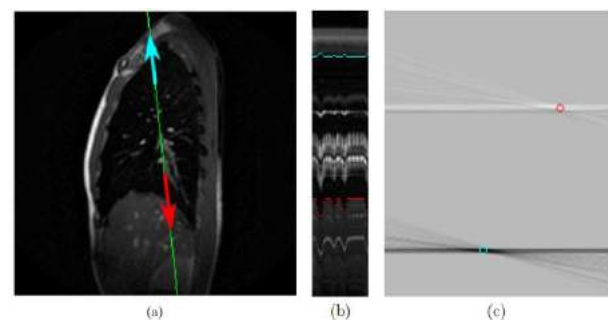


Figura 4. (a) Imagem sagital onde a linha verde define a imagem espaço-temporal. (b) Imagem espaço temporal com dois padrões respiratórios determinados. (c) Espaço paramétrico de Hough.

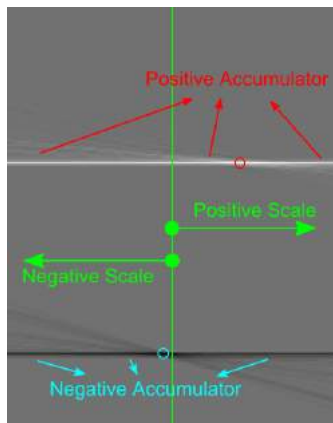


Figura 5. Definição de regiões de interesse no espaço paramétrico: região de escala positiva com acumulador positivo; e região de escala negativa com acumulador negativo.

valores de gradiente foram acumulados. É possível observar que existem duas regiões: uma com intensidade escura e outra com intensidade clara. Considerando o pulmão representado na Figura 4(a), as duas regiões exibidas na Figura 4(c) correspondem a entrar e sair do pulmão. A seta vermelha está associada ao ponto de máxima intensidade em vermelho (intensidade clara), e a seta azul está associada ao ponto de mínima intensidade em azul (intensidade escura). Os dois padrões respiratórios associados ao contorno pulmonar estão exibidos na imagem espaço-temporal da Figura 4(b).

Uma outra propriedade importante é que o pulmão está inflando e desinflando de modo similar a um balão. Assim, se o contorno superior está subindo com o inflar do pulmão, o contorno inferior estará executando o movimento oposto; ou seja, estará descendo. Os dois contornos presentes em uma imagem espaço-temporal devem executar movimentos em oposição de fase. É possível observar na Figura 5 que existem duas regiões de interesse para realizar a busca: escala positiva com acumulador positivo; e escala negativa com acumulador negativo.

Geração de Planos Multidirecionais – Resta detalhar a criação das imagens espaço-temporais (2DSTI). A Figura 6 ilustra o processo, inicialmente define o centro de rotação. O centro de rotação está sendo considerado como o ponto médio das máscaras da sequência temporal. As imagens espaço-temporais possuem dimensões

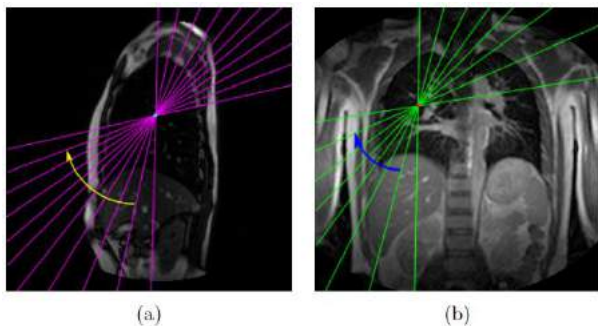


Figura 6. Exemplo de imagens espaço-temporais. (a) Sequência sagital. (b) Sequência coronal.

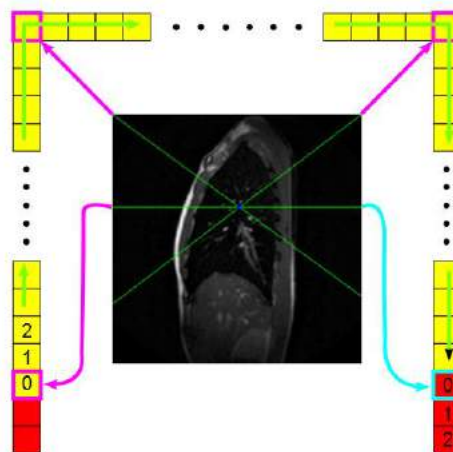


Figura 7. Definição das imagens espaço-temporais em uma sequência sagital.

distintas, dependendo da posição do centro de rotação.

Para criar uma imagem espaço-temporal definem-se os seus pontos extremos, os quais são utilizados por algoritmo de Bresenham para traçar linhas (exemplos em verde são exibidos na Figura 6).

Os pontos extremos são definidos seguindo um padrão. A primeira imagem espaço-temporal gerada é horizontal, com seu ponto inicial à esquerda. Na Figura 7, uma imagem espaço-temporal é gerada a partir dos pontos extremos marcados com zero e os pontos iniciais estão em amarelo. Considerando o centro de rotação como referência (exibido em azul na Figura 7), o ponto inicial percorre a borda da imagem em sentido horário (marcado em amarelo), como indicam as setas em verde.

Para cada incremento unitário no ponto inicial, determina-se um ponto final e gera-se uma imagem espaço-temporal. O ponto final é determinado de modo que pertença à mesma reta que conecta o ponto inicial e o centro de rotação. Pontos finais (exibidos em vermelho na Figura 7) não são necessariamente vizinhos.

Geração de silhuetas – Para criação dos contornos orientados, é necessário reescrever a informação de movimento pulmonar obtida através dos padrões respiratórios. Utilizando a informação das linhas de referência e os movimentos respiratórios obtidos é possível associar um ponto pertencente a um padrão respiratório a um ponto pertencente a um contorno pulmonar.

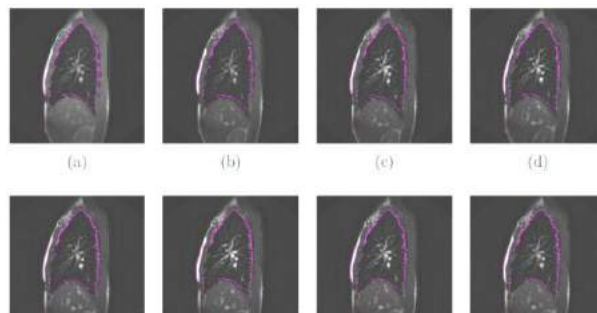


Figura 8. Exemplo de contornos pulmonares determinados.

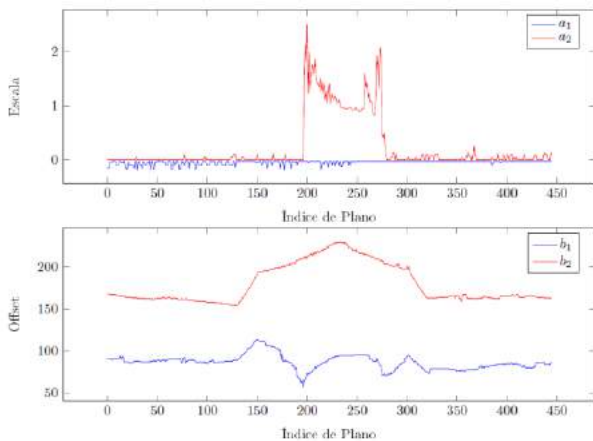


Figura 9. Gráfico exibindo a variação dos parâmetros determinados pela transformada de Hough para cada imagem espaço-temporal: escala (acima) e deslocamento (abaixo).

Resultados

As seqüências de imagens de RM utilizadas no experimento foram obtidas por um equipamento Symphony (1.5T) fabricado pela Siemens, utilizando True-FISP. As imagens foram obtidas de cinco pacientes saudáveis não fumantes. Imagens iniciais dos conjuntos de dados dinâmicos que foram obtidas no estado transiente de magnetização, que possuem alta intensidade de sinal e contraste, não foram utilizadas. Foram obtidas diversas seqüências temporais de cada um dos cinco pacientes. A Figura 8 exibe os contornos obtidos.

A Figura 9 exibe a variação da escala e do deslocamento para cada uma das imagens espaço-temporais. São determinados dois conjuntos de parâmetros: um com escala positiva e outro com escala negativa. É possível observar que o movimento do pulmão pode ser caracterizado apenas pelo movimento diafragmático, que amplitude muito elevada. Os gráficos exibem pequenas variações nos valores de escala e deslocamento nos demais planos, mesmo para imagens espaço-temporais adjacentes.

Conclusão

Foi proposta uma nova adaptação para a transformada de Hough que divide o espaço paramétrico em duas regiões de interesse, reduzindo a presença de artefatos no resultado final. Uma seqüência orientada de pontos define a silhueta do pulmão, determinada pela seqüência orientada de imagens espaço-temporais.

Neste trabalho foram considerados exclusivamente imagens de pacientes saudáveis. Entretanto, sabe-se que pacientes com doenças crônicas como doença pulmonar obstrutiva crônica não possuem movimentação síncrona pulmonar. Ou seja, os movimentos dos contornos pulmonares presentes em uma imagem espaço-temporal não apresentam necessariamente oposição de fase. Assim, estudos adicionais devem ser feitos considerando apenas intensidades negativas e positivas.

Agradecimentos

Este projeto foi suportado pelo CAPES/JSPPS (AUXPE 1269/2014). MSG Tsuzuki é parcialmente suportado pelo CNPq (proc. 310.663/2013-0), JMM Chirinos e AK Sato são suportados pela CAPES, EK Ueda e RY Takimoto são suportados pelo CNPq (proc. 140.518/2015-0 e 150.508/2015-8). O protocolo foi aprovado pelo comitê de éticas médicas do Kanagawa Cardiovascular Respiratory Center.

Referências

- [1] B Tsui, W Segars, D Lalush, Effects of upward creep and respiratory motion in myocardial Spect. IEEE Transactions on Nuclear Science, vol. 47, pp. 1192–1195, 2000.
- [2] VB Zordan, B Celly, B Chiu, PC DiLorenzo, Breathe easy: model and control of simulated respiration for animation. Graphical Models, vol. 68, pp. 113–132, 2006.
- [3] JP Ko, DP Naidich. Computer aided diagnosis and the evaluation of lung disease. Journal of Thoracic Imaging, vol. 19, p. 136–155, 2004.
- [4] HU Kauczor, MRI of the lung. Berlin: Springer-Verlag, 2009.
- [5] H Hatabu, DC Alsop, M Bonnet, WB Geftter, T2* and proton density measurement of normal human lung parenchyma using submillisecond echo time gradient echo magnetic resonance imaging. European Journal of Radiology, v. 29, pp. 245–252, 1999.
- [6] A Asakura, T Gotoh, S Kagei, T Iwasawa, T Inoue, Computer aided system for respiratory motion analysis of the lung region by sequential MR images. Medical Imaging Technology, v. 23, p. 39–46, 2005.
- [7] MSG Tsuzuki, FK Takase, T Gotoh, S Kagei, A Asakura, T Iwasawa, T Inoue. Animated solid model of the lung constructed from unsynchronized MR sequential images. CAD, vol. 41, pp. 573–585, 2009.
- [8] RS Tavares, AK Sato, MSG Tsuzuki, T Gotoh, S Kagei, T Iwasawa, Temporal segmentation of lung region MR image sequences using Hough transform. In: Proc 32nd EMBC, 2010, Buenos Aires, Argentina, 2010. pp. 4789–4792.
- [9] RS Tavares, MSG Tsuzuki, T Gotoh, S Kagei, T Iwasawa, Lung movement determination in temporal sequences of MR images using Hough transform and interval arithmetics. In: Proc 7th IFAC BMS, Aalborg, Dinamarca, 2009, pp. 192–197.
- [10] Tavares RS, JMM Chirinos, LI Abe, T Gotoh S Kagei, T Iwasawa, MSG Tsuzuki, Temporal segmentation of lung region from MRI sequences using multiple active contours, Proc. 33th EMBC, Boston, Estados Unidos, pp. 7985–7988.
- [11] LI Abe, MSG Tsuzuki, JMM Chirinos, TC Martins, T Gotoh, S Kagei, T Iwasawa, AG Silva, RS Rossoo Jr, RS Tavares, Diaphragmatic surface reconstruction from massive temporal registration of orthogonal MRI sequences. In Proc 19th IFAC WC, Cidade do Cabo, África do Sul, 2014, pp. 3569–3574.
- [12] RS Tavares, LI Abe, JMM Chirinos, T Gotoh, S Kagei, T Iwasawa, MSG Tsuzuki, Comparison of two lung segmentation algorithms from MRI temporal sequences, In Proc 2nd IASTED CompBio, Cambridge, Inglaterra, 2011, pp. 351–356.

ANÁLISE DE SIMILARIDADE ENTRE IMAGENS MAMOGRÁFICAS 2D E DE TOMOSSÍNTESE UTILIZANDO SIMULADOR DE PMMA

P. C. Carneiro*, E. M. Ruberti Filha**, R. L. Thomaz*, C. L. Debs***, N. Barros****, A. O. Andrade*, A. C. Patrocínio*.

*Faculdade de Engenharia Elétrica, Universidade Federal de Uberlândia, Uberlândia, Brasil.

**Ruberti & Ruberti Consultoria em Proteção Radiológica e Controle de Qualidade Ltda., São Paulo, Brasil.

***Faculdade de Medicina, Universidade Federal de Uberlândia, Uberlândia, Brasil.

****Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo, São Paulo, Brasil.

e-mail: pedrocarneiro@ufu.br

Resumo: Uma nova modalidade de exame adicional surgiu com o intuito de aumentar a detecção precoce do câncer de mama: a tomossíntese. Tal técnica permite uma imagem reconstruída a partir de diferentes projeções (fatias) da mama, reduzindo o efeito da sobreposição dos tecidos mamários. O objetivo deste trabalho é comparar quantitativamente imagens de polimetilmetacrilato (PMMA) geradas tanto a partir de tomossíntese quanto de mamografia FFDM (*Full field digital mammography*) por meio do algoritmo de similaridade estrutural SSIM (*Structural SIMilarity*). O índice de similaridade estrutural foi calculado entre regiões de interesse de imagens obtidas de um equipamento que permite o exame em modo combo, isto é, mamografia convencional 2D juntamente com a tomossíntese (projeção, fatia e reconstrução). Neste trabalho, então, foi possível quantificar o nível de similaridade a partir de diferentes funções de janelamento. Além disso, mostrou-se que imagens adquiridas com diferentes técnicas de aquisição apresentam uma similaridade relativamente alta.

Palavras-chave: mamografia 2D, dose glandular média, similaridade, SSIM, tomossíntese.

Abstract: *A new technique of additional exam was created to improve the early detection of breast cancer: the tomosynthesis. Such technique shows a reconstructed image from different projections (slices) of the breast, reducing, this way, the effect of mammary tissues superposition. This paper aims at quantitatively comparing polymethylmethacrylate (PMMA) images generated from tomosynthesis as well as from FFDM (Full Field Digital Mammography) through the Structural SIMilarity (SSIM) algorithm. The structural similarity index was calculated among the regions of interest of images taken from an equipment which performs the exam in a combo mode, that is, the conventional 2D mammography exam and the tomosynthesis (projection, slice, and reconstruction). From this work, we could quantify the level of similarity from different windowing functions. Moreover, this paper has shown that images which are obtained from different acquisition techniques reveal a relatively high similarity.*

Keywords: *2D mammography, mean glandular dose, similarity, SSIM, tomosynthesis.*

Introdução

Nos últimos anos, visando cada vez mais a detecção precoce do câncer de mama, surgiu uma nova e promissora técnica de aquisição de imagens digitais: a tomossíntese [1]. Nesta nova técnica, comumente denominada por mamografia 3D, o tubo de raios X é rotacionado em um único plano ao redor da mama comprimida, gerando uma série de projeções, uma para cada angulação do tubo de raios X. Assim, são obtidas várias fatias, isto é, imagens em cortes finos da mama a partir da série de projeções geradas [2-3].

Com esse sistema os tumores são identificados mais facilmente, principalmente em mamas densas, devido ao maior detalhamento desse tipo de imagem e a maior variação de contraste em comparação com as imagens 2D de mamografia convencional [2, 4-6].

A avaliação da qualidade de imagens pode ser feita quantitativamente com o auxílio de diversos índices de similaridade propostos na literatura [7-11]. Um algoritmo bem consolidado é o de similaridade estrutural (SSIM), amplamente aceito devido a sua boa precisão de avaliação e formulação matemática simples [11].

O objetivo do trabalho é comparar quantitativamente, a nível estrutural, imagens de polimetilmetacrilato (PMMA) dessas duas modalidades de aquisição de imagem mamográficas, ou seja, imagens tanto reconstruídas a partir de tomossíntese quanto de mamografia FFDM (*Full field digital mammography*) por meio de um algoritmo de similaridade.

Materiais e métodos

O equipamento utilizado para a aquisição das imagens foi o mamógrafo digital FFDM da Hologic, modelo *Selenia Dimensions 3D* que possui o recurso de tomossíntese. As imagens foram realizadas com placas

de polimetilmetacrilato (PMMA) totalizando 50 milímetros de espessura.

Este equipamento permite o exame em modo combo, isto é, sob a mesma compressão são adquiridas tanto imagens em duas dimensões (mamografia digital convencional 2D), quanto em três dimensões (tomossíntese), gerando uma série de imagens no mesmo exame.

Para o primeiro teste, foram selecionadas quatro imagens do mesmo exame combo (30kVp) para a comparação por índice de similaridade, sendo elas: a imagem convencional (2D), adquirida com ângulo 0°, a imagem de tomossíntese reconstruída (*C-View*), uma imagem de projeção sob ângulo de 1,07° processada e uma imagem de uma fatia reconstruída.

Devido às diferentes dimensões das imagens, neste estudo foi delimitada uma região de interesse (ROI) em cada imagem. Para isso, foi calculado o ponto central de cada imagem e a partir desta coordenada central foi delimitada uma região quadrangular de 100x100 pixels. A Figura 1 apresenta as quatro ROIs delimitadas.

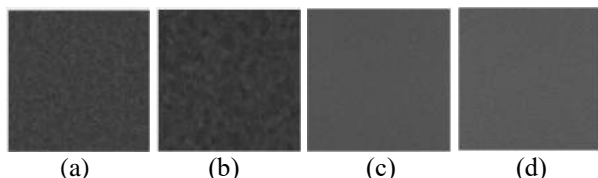


Figura 1: Regiões de interesse das imagens geradas a partir do PMMA do exame combo - (a) convencional (2D); (b) tomossíntese reconstruída (*C-View*); (c) projeção processada; (d) fatia reconstruída.

Depois da delimitação das regiões de interesse, a etapa seguinte foi a implementação do índice de similaridade estrutural (SSIM). Optou-se pela utilização desse índice SSIM, devido à sua ampla utilização, pelo fato de ter uma boa precisão de avaliação e também por possuir uma formulação matemática simples com baixo tempo de processamento [9]. O algoritmo foi desenvolvido no *software MATrix LABoratory (MATLAB®)*.

O índice SSIM é baseado na comparação de padrões locais de intensidade de pixels que são normalizados para luminância, contraste e estrutura (covariância) [11]. Ele não está relacionado com a estrutura geométrica da imagem, mas sim com a estrutura de vizinhança de pixel. As máscaras utilizadas pelo SSIM avaliam as conexões de pixels e definem se estruturalmente existem diferenças (análise de vizinhança).

Tal medida de similaridade é calculada em várias janelas da imagem, sendo o tamanho e a função das janelas podendo ser definida pelo usuário. O índice de similaridade entre duas janelas de coordenadas x e y de mesmo tamanho é apresentado a seguir pela Equação 1.

$$SSIM(x, y) = \frac{(2\mu_x\mu_y + C_1)(2\sigma_{xy} + C_2)}{(\mu_x^2 + \mu_y^2 + C_1)(\sigma_x^2 + \sigma_y^2 + C_2)} \quad (1)$$

Na Equação 1, temos que μ_x e μ_y correspondem à média das coordenadas x e y , σ_x e σ_y à variância de x e y , σ_{xy} à covariância de x e y , e por fim, C_1 e C_2 , duas

constantes que estabilizam a divisão quando μ_x e μ_y são próximos de zero. C_1 e C_2 são dependentes do quadrado da multiplicação da faixa dinâmica de pixels L por um vetor constante definido por *default* igual a 0,05. A variável L então, é igual a $(2^{N^{\text{de bits}}} - 1)$.

Na prática, necessita-se apenas de uma medida de qualidade global da imagem. Por isso, é usado a média (MSSIM) da matriz resultante composta pelo índice SSIM calculado entre as imagem X e Y comparadas, a partir de cada varredura da janela, apresentada pela Equação 2. A comparação pode ser feita entre duas imagens quaisquer, permitindo aplicações diversas [12].

$$MSSIM(X, Y) = \frac{1}{M} \sum_{j=1}^M SSIM(x_j, y_j) \quad (2)$$

Na Equação 2, a variável M indica o número de janelas locais da imagem e, x_j e y_j , indicam o conteúdo das imagens na posição j da janela local. O valor resultante do MSSIM varia entre 0 e 1, sendo que o valor 1 é atingido quando o par de imagens comparadas é exatamente idêntico.

O índice de similaridade médio (MSSIM) entre pares de ROIs foi calculado com três janelas de tamanho 3x3 pixels, sendo elas: com função gaussiana (filtro passa-baixa) de desvio padrão 1,5; com função gaussiana de desvio padrão 1; e com função média (filtro de média). As imagens possuíam 10 bits de resolução de contraste, mantendo o valor de L igual a 1023.

Cada par de imagem foi testado separadamente, obtendo um índice de similaridade MSSIM individual com determinada função de janelamento. Todas as ROIs foram comparadas umas com as outras, gerando então um total de seis comparações com cada uma das três diferentes janelas. A partir dos resultados obtidos para as três janelas, foi calculada também a média e o desvio padrão por par de ROIs comparadas.

Após esse teste inicial, foi feita uma comparação apenas entre imagens de mamografia convencional 2D com diferentes valores de tensão no tubo de raios X (segundo teste). A mesma metodologia explicada anteriormente foi utilizada, no qual a partir do centro das imagens foi extraída um ROI de tamanho 100x100 pixels. As imagens foram obtidas a partir de tensão no tubo de 26, 28 e 30 kVp, que resultaram em dose glandular média (DGM) de 1,53, 1,58 e 1,56 mGy, respectivamente, apresentadas na Figura 2.

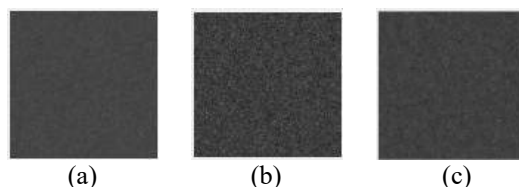


Figura 2: Regiões de interesse de imagem convencional de mamografia 2D obtida a partir de placas de PMMA com diferentes tensões do tubo - (a) 26kVp; (b) 28kVp; (c) 30kVp.

O MSSIM foi calculado entre essas imagens a fim de verificar o comportamento do índice nas imagens

obtidas com diferentes parâmetros de aquisição: tensão no tubo e corrente elétrica. Dessa forma, foi possível avaliar se os diferentes parâmetros provocaram diferenças nas imagens a ponto de serem detectadas pelo algoritmo SSIM.

Resultados

A Tabela 1 apresenta os resultados obtidos para o índice de similaridade MSSIM do primeiro teste com as quatro regiões de interesse. Foi calculada a média (\bar{X}) e o desvio padrão (σ) das três funções de janelamento.

Tabela 1: Índice MSSIM - valor obtido para cada uma das janelas (3x3) testadas e média geral das comparações das imagens de mesmo exame.

MSSIM	Gaussiana $\sigma = 1,5$	Gaussiana $\sigma = 1$	Filtro Média	$\bar{X} \pm \sigma$
<i>C-View x</i> 2D	0,7992	0,8051	0,7958	0,8± 0,0047
<i>C-View x</i> Projeção	0,8055	0,8103	0,8026	0,81± 0,0039
<i>C-View x</i> Fatia	0,7777	0,7824	0,7749	0,7783± 0,0038
2D x Projeção	0,8509	0,8532	0,85	0,8513± 0,0016
2D x Fatia	0,8292	0,8315	0,8283	0,83± 0,0016
Projeção x Fatia	0,9361	0,9368	0,9359	0,9362± 0,0004

A Tabela 2 mostra os resultados obtidos para o segundo teste, no qual foram utilizadas apenas regiões de interesse de imagens de mamografia 2D, obtidas com diferentes técnicas de aquisição. Assim como no teste anterior, para este teste foi calculado o valor do MSSIM individual para cada janela testada, e a média (\bar{X}) geral de cada comparação.

Tabela 2: Índice MSSIM - valor obtido para cada uma das janelas (3x3) testadas e média geral das comparações das imagens 2D com diferentes tensões no tubo.

Imagens 2D	Gaussiana $\sigma = 1,5$	Gaussiana $\sigma = 1$	Filtro Média	$\bar{X} \pm \sigma$
26kVp x 28kVp	0,7590	0,7633	0,7572	0,7598± 0,0026
26kVp x 30kVp	0,8575	0,8603	0,8564	0,8581± 0,0016
28kVp x 30kVp	0,7349	0,7394	0,7371	0,7371± 0,0018

Além da análise quantitativa dos valores de MSSIM de cada comparação, foi gerado também um mapa de similaridade de cada par de imagem analisada, permitindo uma análise visual. Neste mapa, pontos brancos representam pontos idênticos nas imagens comparadas, enquanto que pontos cinzas e pretos representam diferenças, sendo que quanto mais escuro, maior a diferença de luminância, contraste e estrutura.

As Figuras 3 e 4 apresentam os mapas de similaridade resultantes das ROIs comparadas para o primeiro e segundo teste, respectivamente, com a função gaussiana de desvio padrão igual a 1,5.

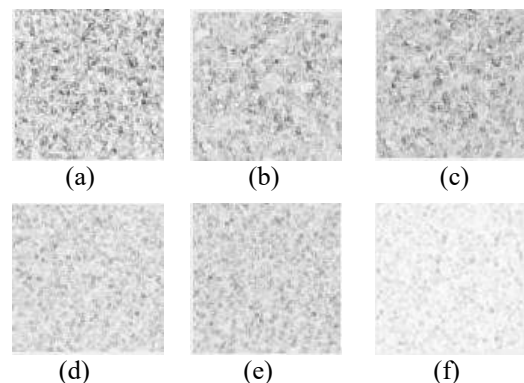


Figura 3: Mapas de similaridade resultantes do cálculo do índice SSIM das imagens comparadas - (a) *C-View x* 2D; (b) *C-View x* Projeção; (c) *C-View x* Fatia; (d) 2D x Projeção; (e) 2D x Fatia; (f) Projeção x Fatia.

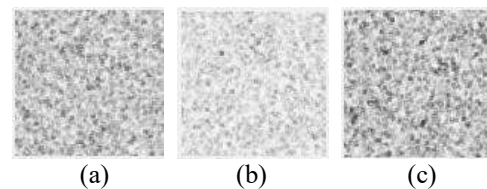


Figura 4: Mapas de similaridade resultantes do cálculo do índice SSIM das imagens comparadas - (a) 26kVp x 28kVp; (b) 26kVp x 30kVp; (c) 28kVp x 30kVp.

Discussão

A partir da Tabela 1 nota-se que o par projeção processada e fatia reconstruída foi o que possuiu maior índice de similaridade, aproximadamente 0,94. Isso pode ser explicado pelo fato da ROI referente à fatia ser reconstruída a partir da projeção gerada pela tomossíntese, comprovando então essa maior similaridade. Na Figura 3(f), a alta similaridade desse par de ROIs comparadas foi mostrada, visto que o mapa de similaridade resultante é praticamente composto na sua totalidade por pixels brancos.

Já o menor valor obtido para o MSSIM foi na comparação entre *C-View* e fatia reconstruída, com valor médio de 0,7783 para as três janelas. Isto é justificado pois a fatia reconstruída representa apenas uma porção da imagem a determinada altura, ao contrário da *C-View* que retrata a imagem em sua totalidade, pois corresponde à reconstrução 3D de todas as fatias reconstruídas das projeções adquiridas ao longo da tomossíntese. Entretanto, apesar da diferença entre essas ROIs, o valor de MSSIM evidencia também que imagens deste tipo ainda possuem certo nível de similaridade, podendo ser visualizado pelo mapa de similaridade da Figura 3(c).

Outra análise que pode ser feita é com relação ao alto valor do MSSIM obtido (0,8513) entre a comparação da ROI de mamografia convencional 2D

com a projeção de tomossíntese processada. Esse valor de similaridade relativamente alto era esperado, visto que a mamografia 2D convencional nada mais é do que uma projeção processada com o tubo de raios X na angulação 0°, mostrado pelo mapa de similaridade da Figura 3(d).

Pela Tabela 2 constatou-se que imagens de 26 e 30kVp foram as que obtiveram maior MSSIM dentre as ROIs analisadas. Essa semelhança também é observada no mapa de similaridade com pixels de tons mais claros da Figura 4(b) e nos valores de DGM, visto que as doses são bem próximas, 1,53 e 1,56mGy, respectivamente. A menor variação de DGM entre as ROIs das imagens de 26 e 30kVp se dá pela diminuição da corrente elétrica aplicada na operação do equipamento na imagem de 30kVp, que é menor que a corrente aplicada quando o equipamento operou com 28kVp.

Esse resultado mostra que as imagens com maior diferença de tensão no tubo (26kVp x 30kVp) foram as que apresentaram contraste, luminância e estruturas mais semelhantes. Ou seja, a variação de kVp, neste caso, não resultou em uma diferença tão significativa a ponto de ser detectada pelo SSIM.

A partir dos resultados, verificou-se também que a mudança da função da janela não influenciou de maneira significativa no valor do MSSIM para o grupo de ROIs testadas.

Conclusão

Neste trabalho, com a utilização do índice de similaridade estrutural SSIM foi possível comparar quantitativamente e visualmente tanto imagens de mamografia convencional 2D quanto imagens geradas a partir da tomossíntese. Pelo primeiro teste notou-se as diferenças entre a imagem 2D e 3D de um exame realizado em modo combo e quantificou-se a similaridade da imagem 2D com projeções adquiridas com o tubo angulado na tomossíntese.

Pelo segundo teste, uma avaliação de dose pode ser feita, em relação às imagens 2D, uma vez que a variação de tensão, para 50 mm de PMMA, mostrou pouca diferença entre as imagens, sugerindo uma investigação mais intensa neste caminho.

Sugere-se como trabalho futuro a implementação de outros índices de similaridade a fim de comparar com o algoritmo SSIM. Ademais, para um estudo mais amplo, é necessário expandir o número de regiões de interesse analisadas, com projeções e fatias de diferentes angulações.

Agradecimentos

Agradecemos ao Hospital das Clínicas de São Paulo da Universidade de São Paulo, e o apoio financeiro da CAPES e FAPEMIG.

Referências

[1] Park JM, Franken EA, Garg M, Fajardo LL, Niklason LT. Breast tomosynthesis: Present

- considerations and future applications 1. *Radiographics*. 2007; 27:S231-S240.
- [2] Skaane P, Gullien R, Bjorndal H, Eben EB, Ekseth U, Haakenaasen U, Jahr G, Jebsen IN, Krager M. Digital breast tomosynthesis (DBT): initial experience in a clinical setting. *Acta Radiologica*. 2012; 53(5):524-529.
- [3] Baker JA, Joseph YLO. Breast tomosynthesis: state-of-the-art and review of the literature. *Academic Radiology*. 2011; 18:1298-1310.
- [4] Rose SL, Tidwell AL, Bujnoch LJ, et al. Implementation of breast tomosynthesis in a routine screening practice: an observational study. *American Journal of Roentgenology*. 2013; 200(6):1401-1408.
- [5] Ciatto S, Houssami N, Bernardi D, et al. Integration of 3D digital mammography with tomosynthesis for population breast-cancer screening (STORM): a prospective comparison study. 2013; 14(7):583-589.
- [6] Fornvik D, Zackrisson S, Ljunberg O, et al. Breast Tomosynthesis: Accuracy of tumor measurement compared with digital mammography and ultrasonography. *Acta Radiologica*. 2010; 3:240-247.
- [7] Xu S, Liu X, Jiang S. A Fast Feature Similarity Index for Image Quality Assessment. *International Journal of Signal Processing, Image Processing and Pattern Recognition*. 2015; 8(11): 179-194.
- [8] Dosselmann R, Yang XD. A Formal Assessment of the Structural Similarity Index. University of Regina. Department of Computer Science, 2008.
- [9] Okarma K. Combined full-reference image quality metric linearly correlated with subjective assessment. In: *Artificial Intelligence and Soft Computing*. Springer Berlin Heidelberg, 2010. p. 539-546.
- [10] G. H Chen, C. L. Yang, and S. Xie, "Gradient-based structural similarity for image quality assessment", *IEEE International Conference on Image Processing*; 2006 Oct 08-11; Georgia, USA. 2008. p. 3056-3059.
- [11] Wang Z, Bovik AC, Sheikh HR, Simoncelli EP. Image quality assessment: From error visibility to structural similarity. *IEEE Transactions on Image Processing*. 2004; 13(1):600-612.
- [12] Casti P, Mencattini A, Salmeri M, Rangayyan RM. Analysis of structural similarity in mammograms for detection of bilateral asymmetry. *IEEE Transactions on Medical Imaging*. 2015; 34(2): 662-671.

ACOUSTIC RADIATION FORCE IMPULSE IN DEEP TISSUES USING MATRICIAL ARRAY TRANSDUCERS

F.M.Cardoso *, D.S.Santos* and S.S.Furuie*

* University of Sao Paulo, Sao Paulo, Brazil
e-mail: fernando.okara@gmail.com

Abstract: There are several studies involving acoustic radiation force and its ability to image the mechanical properties of tissue. Acoustic radiation force impulse (ARFI) imaging is one modality that uses standard diagnostic ultrasound scanners to generate localized, impulsive, acoustic radiation forces in tissue. However, the application of this technique has been limited to depths smaller than 10 cm. This issue may impede the application of this technology in obese people, for example, and is caused by the inability of the transducer to focus the necessary amount of energy far from the transducer surface. In this study, we demonstrate that application of ARFI at a depth of 12 cm using conventional linear transducers may be harmful, because there is a high energy concentration near the transducer surface. Therefore, we propose the usage of 2D transducer with larger surface to enable the application of ARFI in deep tissues. In this study, we performed numeric simulations to demonstrate that the application of ARFI with the proposed transducer is feasible and safe.

Keywords: elastography, ARFI, cavitation, 2D array transducer.

Introduction

Acoustic radiation force impulse (ARFI) is a technique that utilizes the streaming properties of the ultrasound propagation in order to displace the insonified tissue. The force magnitude is

$$F = \frac{2\alpha I}{c} \quad (1)$$

where c is the sound speed, α the tissue absorption coefficient and I is the temporal average intensity at that spatial location.

Tissue motion generates shear waves, whose propagation speed, c_s , can be used to determine the Young's modulus, E , of the tissue [1].

$$E = 3\rho c_s^2 \quad (2)$$

where ρ is the tissue density.

This technique, that utilizes shear waves to obtain information about the tissue elasticity, is called Shear Wave Elastographic Imaging (SWEI) and, compared to other techniques, has the advantage of providing quantitative information about the tissue stiffness.

However, its application has been limited to tissues no deeper than 10cm [2] in relation to the transducer surface. This may restrict the usage of this technology to non-optimal transducer positioning or even impede its application in obese people. One of the reasons that hinders the application of ARFI in deeper tissues is the fact that the ultrasound energy decays as the waves get further from the transducer. Since a considerable amount of energy is necessary to generate a measurable tissue displacement, the energy close to the transducer might be great enough to generate cavitation and damage the tissue.

Cavitation is a phenomenon where gas bubbles inside a liquid undergoes very large size variations and violently collapse under the inertia of the surrounding liquid. Cavitation generates a series of events that may be harmful to the patient: a) high amplitude shear waves, which may cause lysis of adjacent cells; b) acoustic shocks that can propagate stress waves outwards; c) harmfully high pressures and temperatures; and d) enough energy to cause free radicals generation local to the collapsing bubble.

Cavitation only occurs when the rarefactional pressure peak, p_r , *in situ* is above a threshold. The parameter utilized to analyze this threshold contains the ultrasound center frequency f in its formula and is called mechanical index (MI):

$$MI = \frac{p_r}{\sqrt{f}} \quad (3)$$

When MI is not greater than 0.7, the procedure is considered safe [3].

We propose a method that considers a 2D array transducer with larger elements, in order to perform ARFI in regions deeper than 10 cm. The greater size of the transducer surface prevents the energy concentration near the surface and the 2D array enables dynamic focusing in both lateral and elevational directions. The method was evaluated using numeric simulation, where the ultrasound waves were simulated using Field II [4].

Materials and methods

The study of a two-dimensional transducer using numerical simulation must take into account the following parameters: center frequency, number of elements, distance between adjacent elements, element size.

Ultrasound Frequency – Since attenuation

increases with frequency, it is expected that lower frequencies would provide more energy in deep tissues [5]. However, frequencies lower present poor beamforming. Therefore, there is a trade-off between amount of energy and focusing. In the Results section, we present the performance of the proposed transducer using frequencies ranging from 200kHz to 2MHz.

Number of Elements – Following the ultrasound equipment that is available in our laboratory (Sonix Qtouch [6]) we will simulate a 64-channel transducer. However, we performed a reflecting procedure in the elevation axis in order to increase the number of active elements to 128. The reflecting procedure is illustrated in Figure 1.

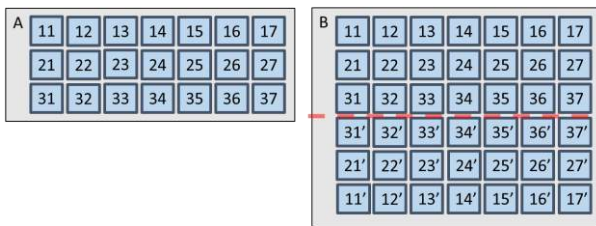


Figure 1: Transducer A is a conventional transducer with 21 independent channels. Transducer B is the transducer with its elements reflected in relation to the reflection line (red dashed line). Transducer B has 42 elements, where each pair of reflected elements N and N' receive the same excitation signal.

After the reflection procedure, the element N receives the same excitation signal as its reflected pair element N' . Hence, the transducer is able to focus on different depths, but is unable to automatically move or steer the beam emission in the elevational-axial plane. On the other hand, in the lateral-axial plane, as conventional transducers, it is possible to focus, steer and move the beam emission.

Distance between adjacent elements (kerf) –

Since we intend to maximize the element size within a limited transducer size, the kerf should be as small as possible. Hence, the kerf will be $100\mu\text{m}$, which is the blade thickness of the cutting machine in our laboratory.

Element Size – The choice of the element size is somehow arbitrary. Since we want to distribute the ultrasound energy in a large surface in order to mitigate energy concentration near the transducer, large elements should be chosen. However, excessively large elements would result in a large transducer with unpractical clinical applications. Therefore, we limited the transducer size to 80 mm and 60 mm in the lateral and elevational direction, respectively.

In this work, we simulated arrays with 13×10 and 12×11 (lateral x elevational) elements, namely T_A and T_B , respectively. Following the transducer size restriction and considering the kerf, in the T_A , the elements 5.6mm and 4.9mm in the lateral and elevational direction. Analogously, in T_B , each element will measure 6.6mm and 3.9mm in the lateral and elevational direction, respectively.

Since both configuration, T_A and T_B , have more than

128 elements, the elements in the corner of the transducer were inactive. For example, the array with 13×10 configuration contains 130 elements. Hence, the elements located at the first and last rows of the first and last lines were not used in the simulation.

Table 1 contains other parameters that were considered in the numeric simulation.

Table 1: Parameters used in the simulation.

Parameter	Value	Unit
Attenuation	.7	dB/MHz/cm
Pulse duration	45	μs
Focus depth	120	mm
Ultrasound Speed	1540	m/s

The volume used to analyze the beam emission measured 80mm, 60mm and 160mm in the lateral, elevational and axial direction, respectively. The beam wave amplitudes were measured in nodes that were uniformly distributed throughout the volume with a 4-mm space between them in the 3 directions.

For the sake of comparison, a conventional 1D array transducer, namely T_{Ref} , was also simulated. It was composed by 128 elements, where each element measured 0.5mm and 5.0mm in the lateral and elevational direction. All other parameters were set as the above-mentioned configuration.

Results

Figure 2 shows the performance of T_A using different frequencies. It is possible to see that the results with frequency 0.5MHz and 1.0MHz present good trade-off between amount of energy and beamforming. Therefore, in this study, we will utilize 1.0MHz as the center frequency of the following results.

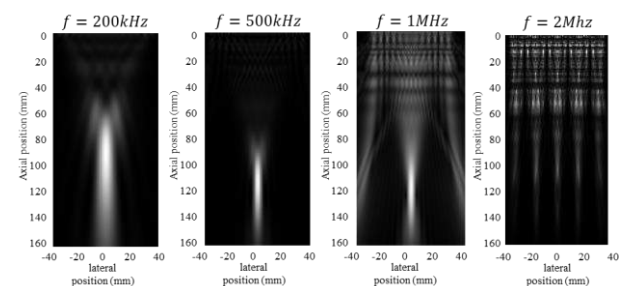


Figure 2: Accumulated energy distribution in the lateral-axial plane of the simulation of T_A focused at 120mm depth with frequencies ranging from 200kHz to 2MHz.

Figure 3 shows the accumulated energy distribution of the ultrasound beam emitted by T_A , T_B and T_{Ref} , all of them focused at 20mm depth. It is possible to see that T_A and T_B were unable to focus the ultrasound beam, while T_{Ref} presented good performance.

Figure 4 illustrates the accumulated energy distribution of the ultrasound beam emitted by T_A , T_B and T_{Ref} , all of them focused at 120mm depth.

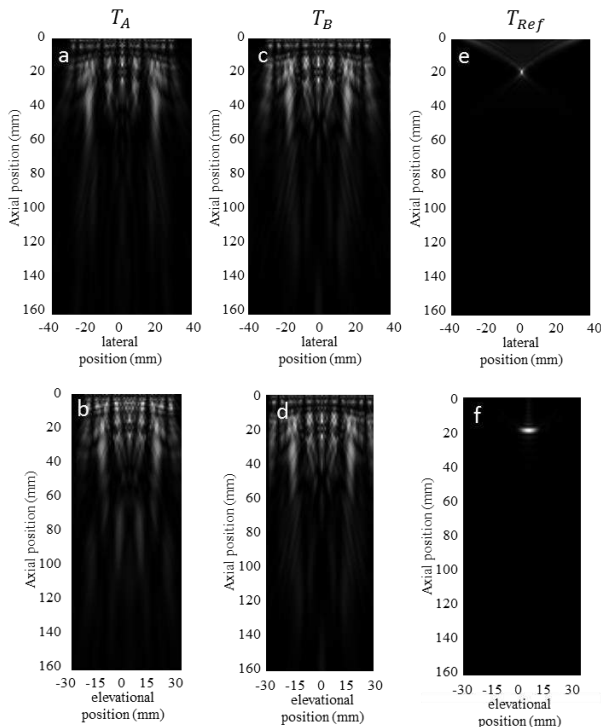


Figure 3: a, c and e depict the accumulated energy distribution in the lateral-axial plane of the simulation of T_A , T_B and T_{Ref} , respectively, focused at 20mm depth. b, d and f illustrate the accumulated energy distribution in the elevational-axial plane of the simulation of T_A , T_B and T_{Ref} , respectively, focused at 20mm depth.

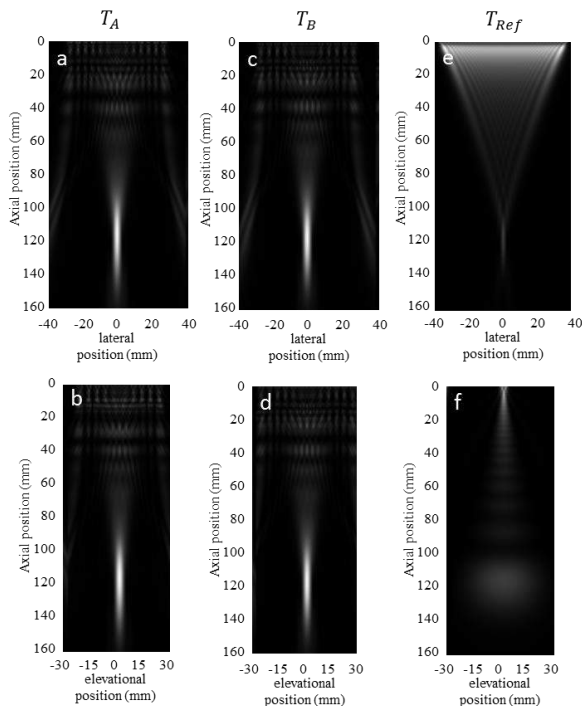


Figure 4: a, c and e illustrate the accumulated energy distribution in the lateral-axial plane of the simulation of T_A , T_B and T_{Ref} , respectively, focused at 120mm depth. b, d and f depict the accumulated energy distribution in the elevational-axial plane of the simulation of T_A , T_B and T_{Ref} , respectively, focused at 120mm depth.

As seen in Figure 4, the 2D array configuration of T_A and T_B enabled the focusing in the lateral and elevational direction. On the other hand, T_{Ref} was unable to focus in the elevational direction. Besides, in Figure 3e, it is also possible to notice a region close to the transducer with high energy.

Figure 5 shows the accumulated energy distribution in the axial line in relation to the center of the transducer using the configuration of T_A , T_B and T_{Ref} when focusing at 20mm and 120mm. The values were normalized to the value in the focus point for each case.

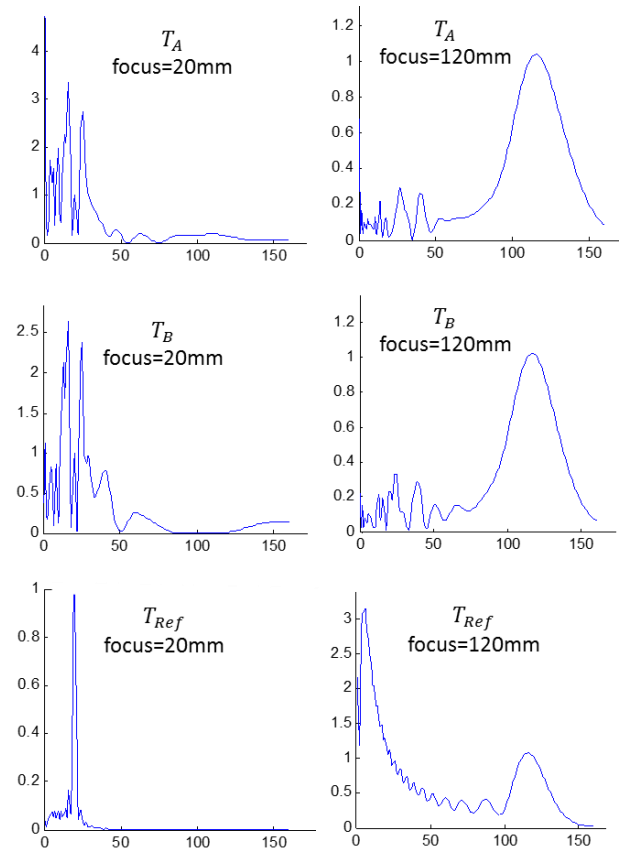


Figure 5: Accumulated energy distribution in the axial line in relation to the center of the transducer for T_A , T_B and T_{Ref} , with focus=20mm and focus=120mm depth.

According to Figure 5, when focus=20mm, T_A and T_B presented a diffused energy distribution and T_{Ref} showed a well-defined energy concentration. For focus=120mm, for T_A and T_B , the accumulated energy around the focus were roughly 3 times greater than the accumulated energy closer to the transducer. The opposite phenomenon was observed in T_{Ref} , where the accumulated energy around 5mm is roughly 3 times greater than the accumulated energy in 120mm.

The energy distribution is related to the Mechanical Index, which can be seen in the rarefactional pressure peak map in Figure 6.

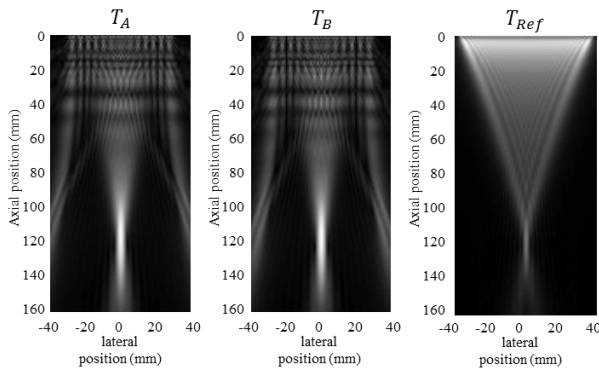


Figure 6: Rarefactional pressure peak map of T_A , T_B and T_{Ref} , respectively, focused at 120mm depth.

Discussion and Conclusions

T_A and T_B presented a poor performance when focusing in regions close to the transducer, in this study 20mm. Since the energy is distributed in a region 3 to 4 times larger than the focus distance, the transducer was unable to concentrate the beam. On the other hand, when focused at a larger depth, in this case 120mm, the conventional transducer T_{Ref} was unable to focus because the depth is several times larger than the transducer dimension – in the case of focus at infinitum, all elements would be fired at the same time and the beam would be unfocused. A possible solution that would satisfy both close and far focusing region is a transducer with a large number of independent channels, e.g. 1024. However, this would require more sophisticated hardware and processing capabilities. Nowadays, the possibility to work with two different transducer is more practical.

The results of Figure 3e are similar to the results obtained by [7], where the authors discussed the feasibility of the ARFI procedure using numerical simulation. However, that work did not take into consideration the application of ARFI focused at depths greater than 20mm.

In Figure 5 and Figure 6, it is noticeable that, using T_{Ref} , the greater energy and MI occurs in the region close to the transducer. This might be dangerous, because, in order to concentrate an energy great enough to generate a measurable tissue displacement at a depth of 120mm, an even greater energy is applied at 5mm, which may cause cavitation bubbles. Besides cavitation, this energy concentration out of the focus region may also generate unwanted tissue displacement, which may interfere with the measurement of the tissue displacement of the region of interest. Finally, this work demonstrate that this unwanted energy concentration may be avoided by using a 2D array transducer with large surface.

Due to the element dimensions of T_A and T_B , side lobes are also generated (Figure 4). Hence, the proposed transducers are probably unsuitable to ultrasound imaging. This problem may be solved with the utilization of a hybrid transducer with two different types of arrays, one responsible to displace the tissue

and the other dedicated to monitor the displacement. Nevertheless, the focus of this study is the possibility of applying ARFI to displace tissues more than 10 cm far from the transducer. The simulations indicated that the accumulated energy peak in the main lobe is 4 times greater than the accumulated energy peak in the side lobes. Besides, the side lobe is more than 3 cm apart from main lobe. Therefore, the presence of side lobes does not pose a problem to the tissue displacement in the main lobe.

Future Work

Future works involve the simulation of tissue displacement using finite element methods. We also started the construction of a transducer using the configuration of T_A to compare empirically with the performance of a conventional transducer T_{Ref} .

Acknowledgements

Thanks to people of the Ultrasound Laboratory in the Departamento de Engenharia Mecatrônica e de Sistemas Mecânicos at Escola Politécnica.

References

- [1] Nightingale K, Stutz D, Bentley R, Trahey G. 'Acoustic radiation force impulse imaging: ex vivo and in vivo demonstration of transient shear wave propagation.' *Biomed Imag* 2002:525e8. Conference Publications
- [2] Benson JBS, Fan L. "Tissue Strain Analytics: A Complete Ultrasound Solution for Elastography." Siemens Healthcare Whitepaper. 2012 No. A91US-224-1C-4A00.
- [3] Hoskins PR, Elastography. In: Hoskins PR, Martin K, Thrush A, editor. *Diagnostic Ultrasound: Physics and Equipment*. New York: Cambridge; 2010. p. 196-214
- [4] Jensen JA, Nikolov S: Fast simulation of ultrasound images, *Proceedings the IEEE Ultrasonics Symposium*, vol. 2, pp. 1721-1724, 2000.
- [5] Fahey BJ, Nelson RC, Bradway DP, Hsu SJ, Dumont DM, Trahey GE, "In vivo visualization of abdominal malignancies with acoustic radiation force elastography", *Phys Med Biol.*; 53(1): 279–293, Jan 2008.
- [6] <http://www.analogicultrasound.com/ultrasonix/systems/sonixtouch>
- [7] Palmeri ML, Sharma AC, Bouchard RR, Nightingale RW, Nightingale KR. "A finite-element method model of soft tissue response to impulsive acoustic radiation force," *IEEE Trans. Ultrason. Ferroelectr. Freq. Control*, vol. 52, no. 10, pp. 1699-1712, Oct. 2005.

SEGMENTAÇÃO AUTOMÁTICA DE LESÕES DE MAMA EM IMAGENS DE ULTRASSOM

J. P. C. Mendes*, M. G. F. Costa*, W. C. A. Pereira**, C. F. F. Costa Filho*

*Centro de P&D em Tecnologia Eletrônica e da Informação, CETELI – UFAM, Manaus-AM, Brasil

**Programa de Pós-Graduação em Engenharia Biomédica PEB/UFRJ, Rio de Janeiro-RJ, Brasil
e-mail: joaumcampos@gmail.com

Resumo: Este trabalho apresenta a segmentação automática de lesões de mama em imagens de ultrassom, baseando-se em técnicas de processamento de imagens como *contrast stretching*, *contrast-limited adaptative histogram equalization*, difusão anisotrópica morfológica, *watershed-based clustering*, imposição de mínimos e *region growing*, para realçar, filtrar e segmentar tais lesões. O método proposto foi testado em uma base de dados contendo 60 imagens de US de mama com suas respectivas delimitações manuais feitas por um especialista. Três métricas de desempenho foram utilizadas: razão de sobreposição (RS), valor residual normalizado (*nrv*) e distância proporcional (*PD*). Imagens cuja segmentação através do presente método obtiveram $RS \geq 0,7$ ou $nrv \leq 0,2$ ou $PD \leq 15\%$, em comparação com a delimitação manual, foram consideradas satisfatórias. Por fim, 96,67% das imagens da base de dados obedeceram a tal critério.

Palavras-chave: Segmentação, ultrassonografia de mama, difusão anisotrópica morfológica, *region growing*.

Abstract: This paper presents an automatic method of segmentation of breast lesions in ultrasound images, based on techniques of image processing such as contrast stretching, contrast-limited adaptative histogram equalization, morphological anisotropic diffusion, watershed-based clustering, impose minima and region growing, to enhance, filter and segment such lesions. The proposed method has been tested on a database of 60 US breast images with their respective manual delineations made by a radiologist. Three performance metrics were used: overlap ratio (RS), normalized residual value (*nrv*) and proportional distance (PD). Images whose segmentation obtained $RS \geq 0.7$ or $nrv \leq 0.2$ or $PD \leq 15\%$, compared with manual delineation were considered satisfactory. Finally, 96.67% of database images obey this criterion.

Keywords: Segmentation, breast ultrasound, morphological anisotropic diffusion, region growing.

Introdução

A ultrassonografia (US) de mama é um exame que tem por finalidade analisar o tecido mamário e colher informações sobre lesões e nódulos. Sua importância dá-se como exame auxiliar à mamografia, quando a mesma apresenta resultados inconclusivos. Através do exame de US de mama pode-se diferenciar lesões sólidas de lesões

císticas, com uma precisão de ~100%. US de mama também são utilizados para diferenciar lesões benignas de malignas [1].

As imagens de US são caracterizadas pela presença de ruídos (*speckles*) resultantes da interação das ondas ultrassônicas com as células que compõem os tecidos humanos. Em face disso, a segmentação de lesões em imagens de US não é uma tarefa trivial, pois os *speckles* aumentam a dificuldade de localização das bordas de diferentes estruturas, devido ao baixo contraste entre o fundo e as estruturas a serem segmentadas[2].

Disso, decorre a importância de métodos de segmentação de lesões. Métodos automáticos de segmentação de lesões em imagens de US, normalmente inclui uma etapa prévia de pré-processamento (realce e filtragem de ruídos). Muitos métodos computacionais têm sido desenvolvidos para auxiliar na tarefa de obtenção automática ou semiautomática do contorno de lesões em imagens de ultrassom [3-6]. Esses métodos utilizam, na etapa de pré-processamento, técnicas como: *contrast stretching*, equalização de histograma, filtro de Gabor, filtragem espacial, *contrast-limited adaptative histogram equalization* (CLAHE) e difusão anisotrópica; na etapa de segmentação técnicas como: imposição de mínimos, técnicas de limiar, *watershed* e função *average radial derivative* (ARD).

Este trabalho tem por objetivo extrair, automaticamente, o contorno da lesão de mama em imagens de US. Para tal propõe-se o uso de outras técnicas de processamento de imagens como a difusão anisotrópica morfológica (MAD), no pré-processamento e *region growing*, na etapa de segmentação, em associação às técnicas mencionadas no parágrafo anterior.

Materiais

Neste trabalho, foi utilizado um banco de imagens de 60 pacientes do Instituto Nacional do Câncer (INCa) construído por Gomez *et al.* [3]. As imagens são em escala de cinza com resolução de profundidade de 8 bits e diferentes tamanhos. Cada imagem contém uma lesão de mama. Cada lesão tem seu respectivo exame histopatológico. O conjunto é composto de 30 imagens de lesões benignas e 30 de lesões malignas. Tais lesões foram manualmente delimitadas por um especialista.

Métodos

Pré-processamento – Esta etapa visa a melhoria do contraste entre a região pertencente a lesão e os tecidos adjacentes. Para tal foram aplicadas duas técnicas. A primeira, é o *contrast stretching* que corresponde à expansão da faixa dinâmica dos níveis de cinza da imagem através da aplicação de uma função de escala linear para os valores dos seus *pixels* [7]. A segunda técnica foi o CLAHE que é uma técnica de melhoramento local, em que a imagem de entrada é dividida em subimagens retangulares e o histograma dessas sub-regiões são obtidas. Então, a intensidade de cada pixel da imagem processada é transformada em um valor proporcional à variação de intensidade dos histogramas locais (função de equalização), porém limitado a um nível máximo. Desta maneira, o realce se reduz a áreas mais homogêneas e, desta forma, prevenindo a amplificação de um ruído indesejado, e fazendo com que características escondidas se tornem mais visíveis na imagem [8]. Exemplo do pré-processamento aplicado à Figura 1(a) é apresentado nas Figuras 1(b) e 1(c).

Adicionalmente, visando aumentar a eficiência da segmentação, propõe-se o uso do filtro de difusão anisotrópica morfológica para a supressão dos ruídos. Esse filtro apresenta a capacidade de reduzir o ruído sem borrar as bordas entre regiões homogêneas. Perona e Malik [9] introduziram este filtro que é expresso por:

$$\frac{\partial I}{\partial t} = \text{div}[c(\|\nabla I\|)\nabla I] \quad (1)$$

em que ∇ é o operador gradiente, div é o operador divergência, I é a imagem ruidosa original, $\|\cdot\|$ denota a magnitude e $c(\cdot)$ é o coeficiente de difusão que privilegia as regiões grandes sobre as regiões pequenas e é expresso como:

$$c(\nabla I) = \frac{1}{1 + \left(\frac{\|\nabla I\|}{k}\right)^2} \quad (2)$$

em que k é uma constante que controla a extensão da difusão e determina o contraste das bordas a serem preservadas.

Segall e Acton [10] propuseram uma modificação no coeficiente de difusão $c(\cdot)$ de Perona e Malik [9] visto que o método em questão era incapaz de remover características de pequena escala com alto contraste, o que faria do filtro impróprio para remoção de determinados tipos de ruídos. Com isso, Segall e Acton introduziram o conceito de Difusão Anisotrópica Morfológica (MAD) com o preceito de que os filtros baseados em operadores morfológicos eram capazes de eliminar irrelevâncias e preservar características essenciais. Logo, eles optaram por aplicar um filtro morfológico de fechamento-abertura na magnitude do gradiente de $c(\cdot)$ como $\|\nabla(\gamma(\varphi(I)))\|$, com o propósito de remover objetos menores que o elemento estruturante, porém mantendo a estrutura e localização dos contornos.

Quando a imagem está corrompida com ruídos claros e escuros, esta pode ser filtrada com um filtro de fechamento-abertura ($\gamma\varphi$) ou abertura-fechamento ($\varphi\gamma$). No entanto, quando o nível de ruído é alto e de diferentes

tamanhos, um único filtro $\gamma\varphi$ ou $\varphi\gamma$ não é o suficiente. A solução para este problema está em alternar operações de fechamento e abertura começando com um elemento estruturante pequeno e a cada iteração aumentando n vezes o seu tamanho. Este tipo de filtro é conhecido como filtro sequencial alternado (ASF) [11] e é expresso como:

$$ASF_B^{\gamma\varphi}(f) = \gamma_B(\varphi_B(f)) \quad (3)$$

Tendo em vista a maior adaptação do ASF em relação ao filtro $\gamma\varphi$, optou-se por utilizá-lo na equação de difusão anisotrópica morfológica, porém, ao invés de ser um ASF simples propôs-se a utilização de um ASF por reconstrução, que tem o mesmo conceito do ASF, contudo, as aberturas e fechamentos são por reconstrução, conforme expressão mostrada a seguir:

$$ASF_B^{\tilde{\gamma}\tilde{\varphi}}(f) = \tilde{\gamma}_B(\tilde{\varphi}_B(f)) \quad (4)$$

Decidiu-se utilizar um ASF por reconstrução que realiza um fechamento por reconstrução seguido de uma abertura por reconstrução, usando um disco (5 pixels de raio) como elemento estruturante. Então, o coeficiente de difusão torna-se:

$$c(\nabla I) = \frac{1}{1 + \left(\frac{\|ASF_B^{\tilde{\gamma}\tilde{\varphi}}(I)\|}{k}\right)^2} \quad (5)$$

Segmentação da imagem – Para a etapa de segmentação utilizou-se duas técnicas baseadas em operadores morfológicos (*watershed-based clustering* e a imposição de mínimos), seguida da técnica de *Region Growing* para obtenção da região de interesse (ROI).

O *Watershed-based clustering* [11] é uma técnica de agrupamento baseado no operador *watershed* que consiste em aplica-lo no histograma de uma imagem com o propósito de agrupar as classes de pixel e, por consequência, reduzir os níveis de cinza da mesma, vide exemplo na Figura 1(e).

Seguindo os processos desta etapa, visando que as regiões pertencentes à ROI obtivessem os menores valores de intensidade dentre toda imagem, aplicou-se a técnica de Imposição de mínimos [11], vide Figura 1(f). Esta técnica consiste em forçar uma região de mínimos na imagem, ou seja, uma região cujos *pixels* possuam os menores valores de intensidade na imagem. Para isso, é necessária uma imagem marcadora, uma imagem binária de mesma dimensão da imagem de entrada, onde as regiões que se deseja obter os mínimos são representadas por pontos singulares de valor 1. A Imposição de mínimos é realizada em dois passos. Primeiro, é calculado o mínimo ponto-a-ponto entre a imagem de entrada e a imagem marcadora e então, no segundo passo, é realizado uma reconstrução morfológica por erosão [3], definida como:

$$f_{min}(x, y) = R_{f_S \wedge f_M}^{\epsilon}(f_M(x, y)) \quad (6)$$

em que $f_S \wedge f_M$, representa o mínimo ponto-a-ponto entre a imagem de entrada e a imagem marcadora, e R^{ϵ} representa a reconstrução morfológica por erosão de

$f_S \wedge f_M$.

O passo final da segmentação consiste na aplicação da técnica de *Region Growing* para agrupar os pixels ou sub-regiões em regiões maiores com base em critérios pré-definidos. A abordagem básica é começar com um conjunto de pontos “sementes” e, a partir deles, fazer as regiões crescerem anexando a cada semente aqueles *pixels* vizinhos que têm propriedades predefinidas semelhantes ao da semente [12]. Neste caso, para o presente trabalho, a “semente” utilizada foi um ponto singular de valor 1, centralizado em uma imagem binária de mesma dimensão da imagem de entrada (a mesma utilizada pela técnica de imposição de mínimos), e o critério de crescimento foi a variação de intensidade dos *pixels*, pois as regiões pertencentes à lesão (ROI) continham valores de intensidade baixos e próximos. A Figura 1(g) mostra um exemplo desse processamento aplicado na Figura 1(f). A Figura 1(h) mostra o resultado final com o contorno da segmentação sobreposto à imagem de US da Figura 1(a).

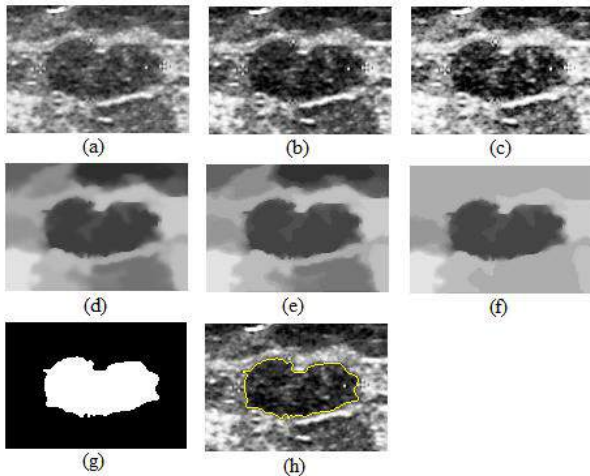


Figura 1: Passos metodológicos da proposta. (a) US de mama original. (b) *Contrast stretching*. (c) CLAHE. (d) Filtro MAD com ASF por reconstrução. (e) *Watershed-based clustering*. (f) Imposição de mínimos. (g) *Region growing*. (h) Imagem final com o contorno da lesão.

Métricas de avaliação

O desempenho do método de segmentação proposto foi avaliado segundo métricas que comparam a segmentação automática (S_C) versus a segmentação manual realizada pelo especialista (S_M). Foram utilizadas três métricas, a saber: a Razão de Sobreposição (RS) [3], o valor residual normalizado ($nr\nu$) [3] e Distância Proporcional (PD) [3].

A Razão de Sobreposição (RS)[3], do inglês *Overlap Ratio* (OR), é definida como:

$$RS = \frac{\text{Área}(S_M \cap S_C)}{\text{Área}(S_M \cup S_C)} \quad (7)$$

em que S_M e S_C retratam as áreas contidas nos contornos manual (feito pelo especialista) e automático (obtido com o método proposto, respectivamente; \cap e \cup indicam interseção e união, respectivamente.

Como as imagens segmentadas são binárias, as áreas são determinadas pela soma de todos os *pixels* pertencentes a região segmentada [5]. Quando as segmentações são idênticas, $RS = 1$. À medida em que elas se diferenciam, RS diminui.

A segunda métrica, denominada de valor residual normalizado ($nr\nu$) [3], é definida como:

$$nr\nu = \frac{\text{Área}(S_M \oplus S_C)}{\text{Área}(S_M)} \quad (8)$$

em que \oplus representa um ou-exclusivo.

Logo, se S_C e S_M são congruentes, $nr\nu = 0$. À medida em que elas se diferenciam, $nr\nu$, aumenta.

A terceira métrica utilizada foi a Distância Proporcional (PD) [3], que calcula não somente se os contornos (segmentações) são diferentes um do outro mas quão longe estes estão, e é expresso como:

$$PD = \frac{\frac{\sum_{x_i \in C_R} d(x_i, C_C)}{|C_M|} + \frac{\sum_{x_i \in C_M} d(x_i, C_M)}{|C_C|}}{2\sqrt{\frac{\text{Área}(S_M)}{\pi}}} \times 100 \quad (9)$$

em que o numerador calcula a distância média de todos os *pixels* em C_C (contorno da segmentação automática) para C_M (contorno da segmentação manual) e vice-versa. $d(x_i, C_M)$ é a distância geométrica (em *pixels*) de um ponto x_i para um contorno C , e $|C|$ é o número de pontos em C . O denominador é um fator normalizador, que torna esse parâmetro independente de mudança de escala.

Se C_C e C_M são iguais, $PD = 0\%$. À medida em que os contornos se diferenciam PD aumenta.

Resultados

A Figura 2 apresenta alguns dos resultados obtidos. Como se pode observar, o método computacional revela mais detalhes da lesão de mama que a delimitação manual.

A Tabela 1 mostra a avaliação dos resultados através das métricas de desempenho. As segmentações que obtiveram $RS \geq 0.7$ ou $nr\nu \leq 0.2$ ou $PD \leq 15\%$, foram consideradas adequadas.

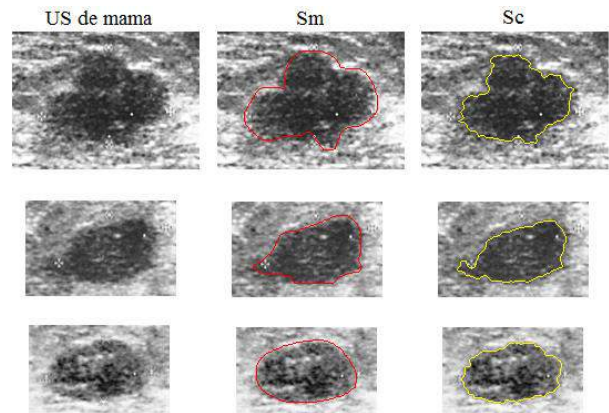


Figura 2: Resultados obtidos pelo método proposto (S_C) em comparação com a delimitação manual feita por um especialista (S_M).

Tabela 1: Resultado do método de segmentação segundo as métricas de desempenho e seus valores de limiar.

Métrica +	Nº de imagens que atenderam o critério/nº de imagens da classe		
	Limiar	Benigna	Maligna
$RS \geq 0.7$	30/30	23/30	53/60
$nrv \leq 0.2$	16/30	4/30	20/60
$PD \leq 15\%$	30/30	28/30	58/60

Discussão

O método de segmentação automática de lesões de mama em imagens de US implementado diferencia-se de alguns dos métodos identificados na literatura [3-6] nos seguintes processos: na filtragem de ruídos e na etapa de segmentação. Na etapa de filtragem, foi utilizado um filtro sequencial alternado (ASF) por reconstrução morfológica, no coeficiente de difusão do filtro de difusão anisotrópica morfológica (MAD), buscando uma melhor supressão dos ruídos presentes nas imagens. Na etapa de segmentação, observou-se que o uso da função ARD, como uma técnica de segmentação baseada em descontinuidades normalmente utilizada nesta etapa [3-6], tendia a identificação de contornos (maiores variações do gradiente) que, em alguns casos, não correspondiam à lesão. Dessa forma, optou-se por utilizar um método de segmentação baseada em regiões, que buscasse agregar pixels a ROI com base em critérios de vizinhança e textura. Assim utilizou-se o *region growing*. Adicionalmente, a utilização desse método trouxe simplicidade computacional, tendo em vista ser de fácil implementação

Tanto a análise visual quanto a análise quantitativa mostram que as segmentações obtidas pelo presente método apresentam pequenas variações em relação as delimitações manuais realizadas pelo especialista. O contorno do especialista mostra-se mais conservador.

Observa-se na Tabela 1 que o método apresentou, para todas as métricas, melhor desempenho na segmentação de lesões benignas, devido as mesmas apresentarem contraste e definição de bordas superiores às lesões malignas. O método segmentou de forma aceitável 96,67% ($PD \leq 15\%$) das lesões. Entretanto, o uso métrica *nrv*, com valor de corte de 0,2 resultou num desempenho do método de somente 33,3%. Credita-se isso ao fato de *nrv* ser mais sensível a variações do contorno que as outras métricas.

Para ilustrar o desempenho do método em relação a trabalhos da área, temos que enquanto a melhor taxa de acerto obtida foi de 96,67% (com $PD \leq 15\%$), os autores de [3] obtiveram uma taxa de 92% (com $PD \leq 10\%$) para um conjunto de 50 imagens, enquanto que a presente proposta utilizou 60 imagens. Tal comparação é meramente ilustrativa, visto que os conjuntos de dados diferem, apesar de serem de mesma população.

Espera-se, em trabalhos futuros, avaliar novas técnicas como as redes neurais convolutivas e buscar um banco de imagens maior e mais representativo.

Por fim, pode-se concluir, que a combinação dessas diferentes técnicas de processamento de imagens conseguiu, de maneira eficaz, segmentar de forma automática as lesões de mama em imagens de ultrassom, dado a complexidade destas.

Agradecimentos

Parte dos resultados apresentados neste trabalho foram obtidos através do Projeto de pesquisa e formação de RH, em nível de graduação e pós-graduação, nas áreas de automação industrial, softwares para dispositivos móveis e TV Digital, financiado pela Samsung Eletrônica da Amazônia Ltda., no âmbito da Lei no. 8.387 (art.2º)/91.

Referências

- [1] A. T. Stavros, D. Thickman, C. L. Rapp, M. A. Dennis, S. H. Parker, and G. A. Sisney, "Solid breast nodules: use of sonography to distinguish between benign and malignant lesions," *Radiology*, vol. 196, pp. 123-134, 1995.
- [2] Y. Yu and S. T. Acton, "Speckle reducing anisotropic diffusion," *Image Processing, IEEE Transactions on*, vol. 11, pp. 1260-1270, 2002.
- [3] W. Gomez, L. Leija, A. V. Alvarenga, A. F. C. Infantsi, and W. C. A. Pereira, "Computerized lesion segmentation of breast ultrasound based on marker-controlled watershed transformation," *Medical Physics*, vol. 37, pp. 82-95, Jan 2010.
- [4] K. Horsch, M. L. Giger, L. A. Venta, and C. J. Vyborny, "Automatic segmentation of breast lesions on ultrasound," *Medical physics*, vol. 28, pp. 1652-1659, 2001.
- [5] A. Alvarenga, A. Infantsi, C. Azevedo, and W. Pereira, "Application of morphological operators on the segmentation and contour detection of ultrasound breast images," *Brazilian Journal of Biomedical Engineering*, vol. 19, pp. 91-101, 2003.
- [6] W. Gomez, L. Leija, W. C. A. Pereira, A. F. C. Infantsi, and Ieee, "Morphological Operators on the Segmentation of Breast Ultrasound Images," *Pahce: 2009 Pan American Health Care Exchanges*, pp. 60-64, 2009 2009.
- [7] A. K. Jain, *Fundamentals of Digital Image Processing*: Prentice Hall, 1989.
- [8] K. Zuiderveld, "Contrast limited adaptive histogram equalization," in *Graphics gems IV*, 1994, pp. 474-485.
- [9] P. Perona and J. Malik, "Scale-space and edge detection using anisotropic diffusion," *Pattern Analysis and Machine Intelligence, IEEE Transactions on*, vol. 12, pp. 629-639, 1990.
- [10] C. A. Segall and S. T. Acton, "Morphological anisotropic diffusion," in *Image Processing, International Conference on*, 1997, pp. 348-348.
- [11] P. Soille, *Morphological Image Analysis: Principles and Applications*: Springer, 1999.
- [12] R. C. Gonzalez and R. E. Woods, *Digital Image Processing*: Pearson/Prentice Hall, 2008.

CARACTERIZAÇÃO DE NÓDULOS PULMONARES EM IMAGENS DE TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA PARA FINS DE AUXÍLIO COMPUTADORIZADO AO DIAGNÓSTICO

A. P. P. Froner*, A. M. Marques da Silva**, J. D. Finatto** e J. R. Hoefel*

*Hospital São Lucas, PUCRS, Porto Alegre, Brasil

** Núcleo de Pesquisa em Imagens Médicas, PUCRS, Porto Alegre, Brasil

e-mail: anafroner@yahoo.com.br; ana.froner@pucrs.br

Resumo: O objetivo geral deste estudo foi avaliar a utilização de dados de pacientes e atributos quantitativos de nódulos pulmonares em imagens de tomografia computadorizada de pulmão para a construção de um modelo de classificação em termos de malignidade para fins de auxílio ao diagnóstico. O estudo foi baseado na análise das imagens de 51 pacientes, com lesões malignas e benignas confirmadas por laudo anatomopatológico. O estudo contou com a interpretação diagnóstica em um estudo cego com médicos radiologistas e a utilização da regressão logística para análise do poder preditivo de variáveis qualitativas e quantitativas extraídas das imagens de tomografia computadorizada de pulmão.

Palavras-chave: Tomografia Computadorizada, Atributos, Diagnóstico Auxiliado por Computador, Nódulos Pulmonares.

Abstract: *The aim of this study was to evaluate the use of patient data and quantitative attributes of pulmonary nodules in lung computed tomography to build a classification model in terms of malignancy. The study was based on the analysis of 51 patients images, with malignant and benign lesions confirmed through anatomo-pathological report. The study included a diagnostic interpretation in a blind study with radiologists and the use of logistic regression to analyze the predictive power of qualitative and quantitative variables extracted from computed tomography lung images.*

Keywords: *Computed Tomography, Features, Computer-Aided Diagnosis, Pulmonary nodules.*

Introdução

O exame de tomografia computadorizada (TC) é utilizado no rastreamento do câncer, pois possui resolução de alto contraste em relação à radiografia de tórax e, portanto, fornece uma melhor detecção de lesões pulmonares [1].

Métodos de auxílio computadorizado ao diagnóstico ou CAD (do inglês *Computed Assisted Diagnosis*) vêm sendo desenvolvidos para auxiliar radiologistas na detecção e classificação dos nódulos pulmonares [2,3]. Tais métodos são baseados na extração, cálculo de atributos dos nódulos e classificação. Mas para tanto, é necessário que inicialmente sejam definidos quais

atributos são clinicamente significativos para estabelecer os métodos para sua extração e quantificação [4].

No caso de nódulos pulmonares, a maior parte dos estudos utilizam atributos de forma, textura e dados demográficos, tais como a idade e se o paciente é ou foi fumante. No entanto, observa-se que a escolha dos atributos que melhor classificam nódulos pulmonares com vistas à uma avaliação de sua malignidade, ainda é um problema aberto, não havendo consenso em relação àqueles que devem ser utilizados.

Este trabalho tem como objetivo caracterizar nódulos pulmonares através de imagens de tomografia computadorizada (TC) de pulmão, buscando a sua classificação em termos de malignidade e relevância para o diagnóstico médico por imagem.

Materiais e métodos

Os atributos quantitativos foram extraídos de um banco de imagens com pacientes que foram para a biópsia. Assim, os nódulos possuem o diagnóstico confirmado por meio da análise anatomopatológica do tecido pulmonar, possuindo sua classificação de malignidade e benignidade considerada verdadeira (padrão ouro), permitindo que a pesquisa seja voltada para a investigação do modelo de classificação para uma classificação mais próxima àquela obtida pela biópsia.

Foram analisadas imagens de TC de alto contraste de toda região do tórax utilizando um protocolo de tórax de matriz 512 x 512 pixels, adquiridas em um equipamento de TC (Siemens, Somatom Emotion 16 canais), com 120 kV, 241 mAs, pitch de 0,9, espessura de corte de 2,0 mm e resolução de 1,185 pixel/mm. O estudo foi aprovado Comitê de Ética em Pesquisa sob protocolo de número CAAE 12385713.4.0000.5336.

Para a análise quantitativa, os exames foram divididos em dois grupos: (1) imagens de nódulos benignos; (2) imagens de nódulos malignos, todos identificados a partir de exames de TC de pulmão de pacientes e seus respectivos exames anatomopatológicos.

Seleção das Imagens - Foram selecionados 33 pacientes com adenocarcinoma de grau II e III e carcinoma epidermóide, para análise e seleção das imagens de nódulos malignos; 18 pacientes com hamartoma, lipoma e condroadenoma, para análise e

seleção das imagens de nódulos benignos. Cada exame foi analisado para verificar se a imagem era compatível com este estudo, com nódulos menores que 3 cm, passíveis de realização da volumetria e que não estivessem envoltos em estrias atelectásicas. A amostra foi constituída de imagens de 51 pacientes, sendo 21 do sexo feminino (F) e 30 do sexo masculino (M), com idades entre 18 e 83 anos.

Atributos Qualitativos na avaliação do diagnóstico – Para um levantamento preliminar dos atributos relevantes para o diagnóstico foi realizado um estudo com 3 médicos radiologistas. Cada radiologista avaliou cada atributo utilizando uma escala de importância: de 1, para os atributos que eram considerados menos importantes para o diagnóstico de malignidade de nódulos pulmonares, a 5, para os atributos que eram considerados mais importantes.

Interpretação das Imagens pelos Radiologistas – Foi realizado um estudo cego de interpretação das imagens de TC de pulmão reordenados aleatoriamente e anonimizados com 4 radiologistas. Os médicos não tiveram acesso à história clínica e ou ao diagnóstico que determinava a malignidade dos nódulos. Cada nódulo foi classificado como benigno ou maligno, analisando apenas as características visíveis das imagens e a idade dos pacientes. As respostas foram comparadas com o padrão ouro. Foi determinada a concordância (confiabilidade e acurácia) das interpretações dos médicos, utilizando a medida Kappa [5].

Análise do Desempenho do Modelo na Classificação dos Nódulos - Para descrever quantitativamente o desempenho do modelo de classificação dos nódulos, foi utilizada a área sob a curva ROC (do inglês, *Receiver Operating Characteristic*), calculada a partir da sensibilidade e a especificidade para todas as observações da amostra [6, 7]. A discriminação é aceitável para área entre 0,7 e 0,8; excelente entre 0,8 e 0,9; e excepcional para área maior do que 0,9 [8].

Segmentação dos Nódulos – Para extração dos atributos quantitativos dos nódulos é necessária uma etapa de segmentação. Após analisar visualmente cada corte, as imagens de TC e identificar quais os cortes que possuíam nódulos pulmonares, optou-se pela segmentação por meio da delimitação manual do contorno do nódulo, pois muitos nódulos encontravam-se próximos à parede do tórax ou próximos a vasos pulmonares, dificultando a segmentação automática.

Extração dos Atributos Quantitativos – Para a extração dos atributos quantitativos foram utilizadas diversas ferramentas: a ferramenta de análise de regiões de interesse da estação de trabalho; uma adaptação da ferramenta desenvolvida no programa MATLAB®, por Nunes [9], cedida e adaptada para uso neste trabalho; e o software de domínio público ImageJ®.

Atributos Morfológicos - Os atributos morfológicos calculados neste trabalho foram: perímetro, área, volume, compacidade, irregularidade e os momentos invariantes (ordem 1 a 7), que são calculados a partir dos momentos centrais. Os atributos de perímetro, área, volume, compacidade e irregularidade foram calculadas

com o auxílio da estação de trabalho e do programa ImageJ®, os momentos invariantes foram calculados através do programa desenvolvido por Nunes [9], adaptado para uso em imagens de TC segmentadas. Finalmente, é realizada a contagem dos pixels das áreas e perímetros de todos os cortes do nódulo, o volume total é calculado e os atributos de compacidade, irregularidade e momentos centrais e invariantes são calculados.

Atributos de Intensidade - Os atributos de intensidade calculados neste trabalho são: os valores de média de número TC em HU, a massa, a densidade e dois índices relacionados à presença de gordura ou calcificações nos nódulos. Para o cálculo destes atributos foram utilizados a ferramenta desenvolvida em MATLAB® [9] e o ImageJ®. De posse dos valores de média e desvio padrão do número TC, é possível calcular o valor da massa e densidade do nódulo. Como a atenuação dada pelo número TC em HU, segundo Hoop et al [10], está diretamente relacionada à densidade física, (adiciona-se 1000 ao valor de HU), pode-se obter o valor da densidade e calcular sua massa multiplicando o valor do volume encontrado pela densidade. Para contemplar algumas características apontadas pelos radiologistas e estudos sobre a densidade de nódulos pulmonares [11,12] relevantes na diferenciação dos nódulos, tais como a presença de calcificações ou gordura como indicador de malignidade ou benignidade, foram criados dois atributos de intensidade: *índice de gordura* (IG), dado pela razão entre a área de gordura e a área total do nódulo; e *índice de calcificação* (IC), dado pela razão entre a área de calcificação no nódulo e a área total do nódulo. Os pixels de gordura e calcificação no nódulo foram obtidos a partir de uma limiarização simples. Para a segmentação da gordura, a limiarização é realizada para identificar os pixels com valores entre -80HU e -100 HU e para a segmentação da calcificação, os pixels foram limiarizados em valores acima de 100 HU.

Atributos de Textura - Os atributos de textura calculados neste trabalho são: a homogeneidade, a entropia e a variância. Neste trabalho foi utilizada a média dos atributos de textura em quatro ângulos (0°, 90°, 180°, 270°). O aplicativo desenvolvido por Nunes [9] realiza o cálculo da matriz de co-ocorrência para uso nos cálculos dos parâmetros de textura de Haralick, tais como homogeneidade, entropia e variância.

Construção de um Modelo para Classificação dos Nódulos - Para a construção do modelo de classificação dos nódulos foram analisados 20 atributos quantitativos extraídos das imagens de TC de pulmão, frequentemente utilizados em estudos dessa natureza, 2 variáveis qualitativas ou categóricas (sexo e localização) e 1 variável quantitativa relacionada à idade. Os atributos quantitativos foram: 12 (doze) atributos morfológicos (volume, área, perímetro, compacidade, irregularidade e os momentos invariantes de ordem 1 a 7), 5 (cinco) atributos de intensidade (massa, densidade, média do número TC, índice de gordura e índice de calcificação) e 3 (três) atributos de textura (homogeneidade, entropia e variância). A estatística da

análise das variáveis foi realizada pela regressão logística [8], utilizando o programa estatístico SPSS. Para a seleção das variáveis independentes, realizou-se uma análise univariada prévia de cada uma das variáveis. As variáveis qualitativas ou categóricas foram incluídas no modelo de classificação a partir da análise do teste de χ^2 (Chi-square) de associação entre a variável e o diagnóstico de malignidade ($p < 0,05$) [13], e uma análise de regressão logística univariada ($p < 0,25$) [8]. Para avaliar o desempenho do modelo, foi utilizada a curva ROC e a medida da área sob a curva.

Resultados e Discussão

Atributos Relevantes para o Diagnóstico Médico - O atributo com maior escore (5) para classificação da malignidade, unânime entre os médicos, foi a velocidade de crescimento do tumor, um resultado que concorda com Reeves e colaboradores [14]. Como este estudo não acompanhou o mesmo paciente ao longo do tempo, esse atributo não foi considerado na análise posterior. A seguir, em nível de importância (entre 5 e 3,5), estão: a volumetria, o diâmetro, a circularidade do nódulo, o halo de infiltração periférico e as calcificações. Finalmente, para um nível de importância menor (entre 3, e 3,5) estão: a massa, a intensidade média (número TC) e a forma do contorno; também considerados pelos pesquisadores, atributos de importância na classificação de lesões pulmonares.

Interpretação das Imagens pelos Radiologistas - A Tabela 1 mostra os valores dos coeficientes Kappa e acurácia obtidos para cada médico. Estes valores revelam a dificuldade dos médicos radiologistas em realizarem um laudo exclusivamente baseado apenas na interpretação de características visuais das imagens de TC de pulmão. Observa-se como a maior experiência na interpretação radiológica (médico 1) fornece resultados significativamente melhores de concordância do diagnóstico.

Tabela 1: Coeficientes Kappa e acurácias para os quatro médicos radiologistas

		B	M	N (casos válidos)	Coef. Kappa	Acurácia Total
Médico 1	Benigno	11	5	16	0,653	0,851
	Maligno	2	29	31	[0,420;0,886]	
Médico 2	Benigno	6	4	10	0,369	0,744
	Maligno	6	23	29	[0,051;0,687]	
Médico 3	Benigno	5	7	12	0,396	0,780
	Maligno	2	27	29	[0,084;0,708]	
Médico 4	Benigno	6	5	11	0,424	0,780
	Maligno	4	26	30	[0,110;0,738]	

Perfil das Amostras - A amostra foi constituída de imagens de TC de pulmão de 51 pacientes, sendo 21 do sexo feminino (F) e 30 do sexo masculino (M). As idades variaram de 18 a 83 anos. Os nódulos pulmonares estão localizados em diferentes lóbulos pulmonares: lobo superior esquerdo (LSE), lobo

superior direito (LSD), lobo inferior esquerdo (LIE), lobo inferior direito (LID) e lobo médio direito (LMD). A média da idade dos pacientes com nódulos benignos foi de $(63,1 \pm 12,0)$ e média da idade dos pacientes com nódulos malignos $(60,8 \pm 12,9)$, com nível de $p = 0,548$, ou seja, para essa amostra, a idade não está associada com a malignidade do nódulo. Desta forma, a variável 'idade' não foi incluída no modelo de classificação. No teste do χ^2 , o nível de significância para a associação entre a variável categórica 'sexo' e a malignidade do nódulo foi de $p = 0,344$ para a amostra estudada. Assim, pode-se afirmar que não há associação entre o sexo dos pacientes e a malignidade dos nódulos pulmonares neste conjunto de imagens. Para a variável categórica independente 'localização', observou-se que há evidências de que os nódulos benignos estão associados ao LIE (lobo inferior esquerdo), pois 85,7% dos nódulos benignos estão nessa localização, com resíduo ajustado é 3,0 (maior do que 1,96). No teste do χ^2 , o nível de significância para a associação entre a variável categórica 'localização' e a malignidade do nódulo foi de $p = 0,043$ ($p < 0,05$). Dessa forma, optou-se por conservar a variável 'localização' no modelo de regressão logística. Este resultado é coerente com os resultados de Winer-Muran [15], que mostraram que 70% dos cânceres de pulmão estão localizadas nos lobos superiores e ocorrem com maior frequência no pulmão direito.

Tabela 2: Variáveis independentes analisadas no modelo de regressão logística. As variáveis com $p < 0,25$ foram incluídas no modelo de regressão logística multivariada [8].

Variável independente	p	Inclusão no Modelo
Localização LIE	0,014	SIM
Volume	0,068	SIM
Densidade (g/cm ³)	0,308	NÃO
Massa (g)	0,070	SIM
Média Número TC (HU)	0,308	NÃO
Índice de Gordura	0,085	SIM
Índice de Calcificação	0,143	SIM
Área Corte Central (cm ²)	0,056	SIM
Perímetro Corte Central (cm)	0,018	SIM
Compacidade Corte Central	0,003	SIM
M01 Corte Central	0,250	NÃO
M02 Corte Central	0,433	NÃO
M03 Corte Central	0,595	NÃO
M04 Corte Central	0,583	NÃO
M05 Corte Central	0,510	NÃO
M06 Corte Central	0,782	NÃO
M07 Corte Central	0,573	NÃO
Homogeneidade Corte Central	0,647	NÃO
Entropia Corte Central	0,071	SIM
Variância Corte Central	0,117	SIM
Localização LIE	0,014	SIM

Análise dos Atributos Quantitativos das Imagens para o Modelo de Classificação – As variáveis cujo

valor de p na regressão logística univariada foi maior do que 0,25 foram descartadas do modelo de classificação. Como a irregularidade está altamente correlacionada à compacidade ($r = -0,98$), optou-se por excluir essa variável, mantendo apenas a compacidade. A Tabela 2 mostra o resumo das variáveis submetidas à regressão logística univariada do tipo *step-wise* e seu nível de significância. Para os atributos bidimensionais, o cálculo foi realizado apenas para o corte central do nódulo.

Para avaliar o melhor modelo de classificação da malignidade dos nódulos a partir de seus atributos, foram avaliadas diversas combinações de modelos por regressão logística múltipla, usando as seguintes variáveis ou atributos: localização LIE, volume, massa, índice de gordura, índice de calcificação, área, perímetro, compacidade, entropia e variância.

Após a regressão logística multivariada e os testes com modelos considerando diferentes conjuntos de atributos, o modelo escolhido que melhor classifica os nódulos malignos foi aquele que inclui as variáveis localização, índice de calcificação e compacidade foram consideradas relevantes. Este modelo revelou um alto valor preditivo positivo (86,3%) para essa amostra.

A função que representa o modelo resultante de classificação dos nódulos possui a seguinte equação:

$$P = [1 + e^{-(12,001 - 2,267.L - 21,724.IC + 5,886.C)}]^{-1} \quad (7)$$

onde P é o valor preditivo de classificação correta da malignidade do nódulo pulmonar, L é um termo binário (1 ou 0) que representa se a localização do nódulo está no LIE, IC é valor do índice de calcificação de todo volume do nódulo e C é o valor da compacidade calculada no corte central.

Apesar das limitações do modelo proposto, observa-se que o valor preditivo do modelo (86,3%) é muito maior do que o valor preditivo baseado na avaliação visual do médico mais experiente (65,3%), sem considerar o acaso, estando próximo da acurácia desse mesmo médico (85,1%), incluído o acerto devido ao acaso. Para avaliar o desempenho do modelo foi construída a curva ROC deste modelo de classificação, que resultou em uma área de 0,923, sendo este um desempenho de modelo de classificação cujo poder de discriminação é considerado excepcional, conforme Hosmer e Lemeshow [8].

Conclusão

Concluiu-se que o modelo que melhor classifica a malignidade dos nódulos inclui em sua equação: um atributo qualitativo de localização, um atributo de intensidade relacionado ao índice de calcificação e um atributo morfológico relacionado à compacidade do nódulo. Estes atributos concordam com a importância atribuída pelos médicos radiologistas a algumas dessas características na interpretação das imagens de tomografia computadorizada.

No entanto, mais estudos devem ser desenvolvidos no sentido de ampliar a amostra para incluir imagens de

nódulos benignos que não tenham ido para biópsia. Considerando que a biópsia é indicada pelo médico apenas nos casos de suspeita de malignidade, pode-se afirmar que os casos mais clássicos de nódulos benignos, de bordas mais arredondadas, com conteúdo maior de gordura e calcificações, não compuseram a amostra estudada.

Referências

- [1] Haesegawa M et al. (2000). Growth rate of small lung cancers detected on mass ct screening. *Radiology* 73: 1252-1259.
- [2] Iwano S et al. (2005). Computer-aided diagnosis: A shape classification of pulmonary nodules imaged by high-resolution CT. *Computerized Medical Imaging and Graphics* 29: 565-570
- [3] Way TW et al. (2009). Computer-aided diagnosis of pulmonary nodules on CT scans: Improvement of classification performance with nodule surface features. *Medical Physics*, 36(7).
- [4] Azevedo-Marques, P (2001). Diagnóstico Auxiliado por Computador na Radiologia. *Radiologia Brasileira* 34(5): 285-293.
- [5] Perroca MG; Gaidzinski RR. (2003). Avaliando a confiabilidade inteavaliadores de um instrumento para classificação de pacientes – coeficiente Kappa. *Rev. Esc. Enferm.* 37(1): 72-80.
- [6] Metz CE (1986). ROC methodology in radiologic imaging. *Invest. Radiol*, v. 21(9), p. 720-33.
- [7] Martinez EZ; Louzada-Neto F; Pereira BB (2003). A curva ROC para testes diagnósticos. *Cadernos Saúde Coletiva* 11 (1): 7-31.
- [8] Hosmer, DW; Lemeshow, S. *Applied Logistic Regression*. 2. Ed. New York: John Wiley & Sons, 2000.
- [9] Nunes LM. Segmentação e Caracterização de nódulos pulmonares. 2014. 95 f. Monografia (Graduação em Engenharia Biomédica) – Faculdade de Engenharia Elétrica, Universidade Federal de Uberlândia, Uberlândia, 2014.
- [10] Hoop B et al. (2010) Pulmonary Ground-Glass Nodules: Increase in Mass as Early Indicator of Growth. *Radiology*. 255(1);199-206.
- [11] Siegelman S et al. (1980). CT of the Solitary Pulmonary Nodule. *AJR* 135:1-13.
- [12] Patel VK et al. (2013). A Practical Algorithmic Approach to the Diagnosis and Management of Solitary Pulmonary Nodules. *Chest Imaging*, 143(3): 825 – 839.
- [13] Costa, AJLE; Nadanovsky, P. *Epidemiologia e Bioestatística na Pesquisa Odontológica*. São Paulo: Atheneu, 2005.
- [14] Reeves AP; Kostis WJ. (2000). Computer-Aided Diagnosis of Small Pulmonary Nodules. *Seminars in Ultrasound, CT and MRI*, Vol 21 No 2: p 116-128.
- [15] Winer-Muram H (2006). The Solitary Pulmonary Nodule. *Radiology* 239: Number 1.

SELEÇÃO DE ATRIBUTOS E CLASSIFICAÇÃO DE NÓDULOS MAMÁRIOS EM ULTRASSOM

G. A. M. Albonico*, W. C. A. Pereira**, W. Gómez***, A. T. Kauati*

*CECE-UNIOESTE, Foz do Iguaçu, Brasil

**Biomedical Engineering Program/COPPE-UFRJ, Rio de Janeiro, Brazil

***Information Technology Laboratory/CINVESTAV-IPN, Ciudad Victoria, Mexico
e-mail: gam.albonico@gmail.com

Resumo: O uso do ultrassom no diagnóstico de lesões de mama vem sendo cada vez mais pesquisado devido ao elevado número de falsos positivos que resultam de exames mamográficos. As imagens dos nódulos, obtidas por ultrassom, são utilizadas para a extração de atributos morfológicos, os quais são capazes de definir a forma e geometria dos tumores, e conseqüentemente classificá-los em benignos ou malignos. Sendo assim, neste trabalho foi utilizada uma metodologia *wrapper* para realizar a seleção destes atributos, de modo a aumentar o desempenho do classificador, sendo este, uma rede neural artificial (RNA) do tipo Perceptron Multi-Camadas (MLP) com algoritmo *backpropagation*. Os resultados mostram que alguns subconjuntos de atributos apresentam um bom desempenho, medido através da área sobre a curva *Receiver operating characteristic* (A_z), alcançando um resultado máximo de 0,835 na validação, enquanto o subconjunto total dos atributos, usados como *baseline*, obteve um desempenho de 0,762.

Palavras-chave: Ultrassom, seleção de atributos, classificação

Abstract: *The Ultrasound imaging use in the diagnosis of breast tumors has been increasing due to the high number of false positive results of mammography. The images of nodules obtained using ultrasound are used for extracting morphological attributes, which are able to define the shape and geometry of tumors, and therefore classify them as benign or malignant ones. Thus, in this article, a wrapper methodology was used to perform the selection of these attributes to improve the performance of the classifier, which was chosen as a multilayer perceptron (MLP) backpropagation artificial neural network (ANN). The results showed that some attributes subset, present good performance as measured by the area under the receiver operating characteristic curve (A_z), reaching a maximum of 0.835 for the validation set, while the total subset of the attributes used as baseline, achieved a 0.762.*

Keywords: *Ultrasound, attribute selection, classification*

Introdução

O câncer de mama é o segundo tipo de câncer mais comum em mulheres no Brasil e no mundo, equivalente

a cada ano a cerca de 25% dos novos casos de câncer [1]. As formas mais eficazes de detecção deste tipo de câncer são a análise clínica da mama, e o exame de mamografia. Exames de mamografia são capazes de detectar microcalcificações, um indicador chave em câncer de mama, entretanto, em muitos casos o paciente precisa passar por uma biópsia, devido ao elevado percentual de falsos positivos que este exame apresenta [2]. Este baixo valor de especificidade inerente ao exame de mamografia, leva a uma necessidade de outros exames complementares, e ao surgimento de novas técnicas para realizar este tipo de diagnóstico, dentre as quais mostram-se promissoras o uso de sistemas CAD (*Computer-aided diagnosis*) de detecção e classificação automática de imagens de ultrassom [3–6].

Nayem *et al.* [4] propõem um sistema CAD dividindo-o em três estagios essenciais: (i) segmentação da lesão; (ii) seleção de atributos; (iii) classificação. Em [7] foi feita uma extensa pesquisa bibliográfica em métodos automáticos para classificação de câncer de mama usando ultrassom, onde sintetiza a arquitetura de vários sistemas empregados, acrescentando uma etapa de pré processamento anterior à etapa de segmentação, no sistema apresentado [4].

Neste contexto, serão exploradas neste trabalho as etapas de seleção de atributos e de classificação de nódulos mamários em imagens de ultrassom. Onde será utilizada uma abordagem *wrapper*, de invólucro, adotando uma estratégia de busca de atributos baseada em algoritmos genéticos, e durante a etapa de classificação será utilizado um classificador com estrutura *Multilayer Perceptron* (MLP).

Desta forma, o objetivo principal do trabalho é obter um subconjunto de atributos que diferenciem as lesões mamárias entre benignas e malignas. Para isso, o desempenho deste subconjunto será comparado com uma referência, chamada de *baseline*, visando assim, melhorar as etapas de seleção de atributos e classificação presentes em sistemas CAD.

Materiais e métodos

Banco de dados – O banco de dados consiste em 541 imagens de tumores de mama, obtidas com um ultrassonógrafo Sonoline Sienna® (Siemens, Germany) utilizando um transdutor linear de 7,5 MHz, o qual

captura as imagens diretamente de sinal de vídeo de 8 bits, ou seja, 256 níveis de cinza. Existem 541 imagens no banco de dados, sendo 314 lesões benignas e 227 lesões benignas.

Extração de atributos – Em cada imagem de ultrassom utilizada foram extraídos vinte e dois atributos através de uma segmentação manual feita por um radiologista experiente, sendo estes atributos correspondentes as características morfológicas que descrevem as irregularidades dos nódulos mamários. Os atributos que foram extraídos das imagens de ultrassom estão listados na Tabela 1, e uma descrição detalhada pode ser encontrada em [2,5,8–11].

Tabela 1: Características morfológicas extraídas das imagens de ultrassom.

Numero associado	Nome
1	<i>Esqueleto elíptico normalizado</i>
2	<i>Orientação</i>
3	<i>Número de protuberâncias e depressões</i>
4	<i>Razão profundidade/largura</i>
5	<i>Razão de sobreposição</i>
6	<i>Arredondamento</i>
7	<i>Valor residual normalizado</i>
8	<i>Índice de lobulação</i>
9	<i>Distância proporcional</i>
10	<i>Extremidades do esqueleto</i>
11	<i>Comprimento radial normalizado (NRL) razão de área</i>
12	<i>Convexidade</i>
13	<i>NRL cruzamento</i>
14	<i>Circunferência Normalizada Elíptica</i>
15	<i>NRL entropia</i>
16	<i>Distância de Hausdorff</i>
17	<i>NRL Rugosidade</i>
18	<i>Circularidade</i>
19	<i>Distância média</i>
20	<i>NRL desvio padrão</i>
21	<i>Fator de forma</i>
22	<i>NRL média</i>

Seleção de atributos – Esta etapa tem como objetivo selecionar o melhor subconjunto de atributos, os quais sejam os mais significativos dentro do conjunto completo. O resultado desta etapa de seleção visa obter um subconjunto ótimo de atributos, os quais possam realizar a etapa de classificação de forma mais rápida e efetiva do que utilizando todo o conjunto, aumentando assim a precisão e compreensão do modelo utilizado. A eliminação de atributos redundantes ou de atributos que não possuem informações relevantes ao problema, diminui o custo computacional empregado e mitiga as

chances de ocorrer *overfitting* durante o processo de treinamento do indutor utilizado.

A complexidade do problema de seleção de atributos é da ordem de grandeza de 2^n , onde n representa o número total de atributos analisado. Como estratégia de busca, optou-se por utilizar uma metaheurística baseada em algoritmos genéticos [12], devido à relativa simplicidade e uma boa relação entre intensificação e diversificação que este tipo de algoritmo apresenta. Desta forma, nos subconjuntos subsequentes avaliados pelo algoritmo, são realizadas alterações utilizando operadores de *crossover* e de mutação. A taxa de *crossover* combina os melhores subconjuntos procurando obter outros ainda melhores. A taxa de mutação faz alterações locais em busca de novos ótimos próximos ao subconjunto em que está sendo feita.

A metodologia *wrapper*, aborda o processo de seleção de atributos na forma de um processo de busca interativa, retornando ao final o melhor subconjunto encontrado. O banco de dados foi inicialmente separado em 379 imagens destinadas para treinamento e seleção de atributos, e 162 imagens para teste. Ressalta-se também que durante o uso do classificador, durante a etapa de seleção de atributos, foi realizada a validação cruzada entre os dados usando 5 *folds*, que apesar de um elevado custo computacional, diminui a variância causada pelo uso de um classificador MLP, assegurando maior consistência nesta etapa da metodologia proposta.

Classificação – Para avaliar o desempenho dos subconjuntos de atributos gerados pelo método de busca, foi utilizada uma rede neural do tipo MLP com algoritmo *backpropagation*. O número de neurônios utilizados em cada uma das camadas da rede varia de acordo o problema analisado e com o número de variáveis e atributos existentes em cada banco de dados, [7,10]. Como durante as interações são gerados vários subconjuntos pelo algoritmo genético, é possível que existam subconjuntos contendo apenas um atributo, enquanto outros irão conter 21 ou 22 atributos a serem avaliados. Um número elevado de neurônios provoca problemas de *overfitting*, enquanto poucos neurônios fazem com que a rede não seja capaz e identificar as relações entre as entradas e saídas. Assim, o sistema elaborado utiliza uma abordagem variável para o número de neurônios, onde existirá sempre apenas uma camada intermediária e o número de neurônios desta camada é idêntico ao número de atributos que estavam sendo testados pela rede.

Avaliação de desempenho – Um classificador normalmente fornece como saída se o caso é benigno ou maligno. Uma análise estatística do classificador fornece taxas de verdadeiros positivos, verdadeiros negativos, falsos positivos e falsos negativos, os quais costumam ser representados por uma matriz de confusão. A partir destes valores, é possível calcular diferentes parâmetros relevantes ao problema, sendo eles, a sensibilidade, especificidade e acurácia.

Além destes parâmetros, realiza-se o cálculo da área da curva *Receiver Operating Characteristic* (ROC), que demonstra a relação entre os falsos positivos e os

verdadeiros positivos. Utiliza-se normalmente a acurácia ou a área sobre a curva ROC (A_z) como critério de desempenho de diferentes classificadores [2,4,6]. Assim, como entradas da rede neural são utilizados vários subconjuntos diferentes de atributos, que são selecionados pelo algoritmo genético de forma iterativa. Devido a uma representação mais justa do desempenho de um classificador, por efeito de um melhor balanceamento na distribuição de classes, neste trabalho será adotado apenas o uso de A_z como critério para avaliar o desempenho do classificador, também denominada função de aptidão do algoritmo genético.

Resultados

Utilizando o conjunto com todos os atributos, $n=22$, todos os valores foram individualmente normalizados entre $[-1,1]$ de forma linear, para assim evitar problemas de dimensão entre os atributos. Em seguida, este conjunto completo de atributos é submetido à uma abordagem *wrapper* para a seleção do melhor subconjunto possível. Os parâmetros utilizados para o algoritmo genético, foram ajustados partindo de valores adotados por autores que estudaram problemas com número semelhante de atributos [13–15]. Também foram realizados testes com vários valores para estes parâmetros, a fim de detectar alterações no comportamento e no desempenho do algoritmo. Os parâmetros adotados e os respectivos atributos selecionados por esta abordagem *wrapper*, estão sintetizados na Tabela 2. Além disso, foi adotado como modelo *baseline* um subconjunto utilizando todos os 22 atributos, os quais apresentaram um valor de 0,762 para A_z . O desempenho dos 6 subconjuntos obtidos nas etapas de seleção de atributos, treinamento e de validação são visualizados na Tabela 3. Ressalta-se que a etapa de seleção de atributos busca encontrar um subconjunto de atributos, que apresentem desempenho semelhante ou superior ao modelo *baseline*. Os gráficos das curvas ROC para os subconjuntos analisados podem ser vistos na Figura 1.

Tabela 2: Parâmetros utilizados no algoritmo genético, e subconjuntos de atributos selecionados na etapa de seleção de atributos.

Nº	Ger.	Pop.	Cross over	Mutação	Atributos
#1	20	20	0,4	0,40	3,4,5,6,7,12,13,15,16,21,22
#2	20	20	0,5	0,10	2,3,4,7,10,11,12,13,15,16,17,21,22
#3	20	20	0,5	0,60	4,5,8,11,12,13,16,21
#4	20	20	0,5	0,01	2,3,4,6,7,10,11,12,14,16,18
#5	50	50	0,8	0,10	4,5,8,12,13,16,21,22
#6	50	50	0,4	0,40	2,4,5,6,7,8,13,16,18,20,21

Tabela 3: Valores de A_z para os 6 subconjuntos de atributos utilizados.

Nº	Seleção de atributos (A_z)	Treinamento (A_z)	Validação (A_z)
#1	0,801	0,808	0,812
#2	0,810	0,809	0,770
#3	0,849	0,835	0,798
#4	0,827	0,841	0,766
#5	0,850	0,809	0,835
#6	0,842	0,838	0,805

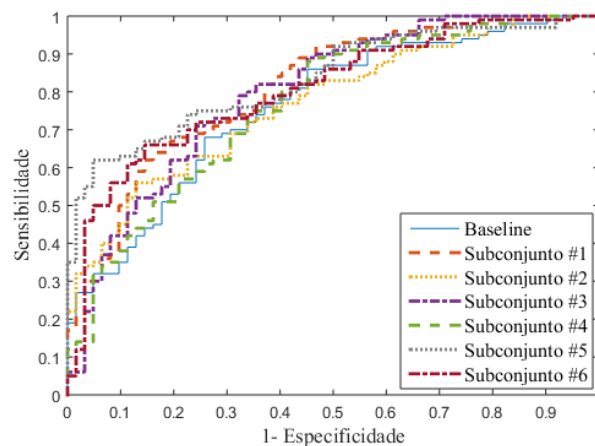


Figura 1: Comparação entre as curvas ROC dos seis subconjuntos, e a *baseline* utilizados.

Discussão

Uma metodologia *wrapper* foi aplicada para realizar a seleção de atributos devido à iteração direta entre a etapa de seleção e o classificador, o qual foi definido como uma rede neural MLP, devido a capacidade de abstração e detecção das interações entre entradas e saídas. Entretanto, ressalta-se que uma abordagem *wrapper* integrada com o uso de redes neurais exige grande tempo computacional devido à natureza combinatorial do problema de seleção de atributos, e o longo tempo de treinamento das redes neurais.

Foi usado um algoritmo genético para a busca dentro do espaço de solução, e seus parâmetros foram ajustados de acordo com trabalhos semelhantes e com o mesmo número de atributos encontrados na literatura e também por intensivos testes. Em [6] foram testados vários atributos, incluindo atributos de textura, comportamento acústico, atributos baseados em histogramas, entre outros, onde foram avaliados vários subconjuntos, concluindo que o melhor desempenho é obtido utilizando apenas atributos morfológicos, e que combinações de atributos morfológicos e de textura não aumentam o desempenho do classificador. Sendo assim, neste trabalho foram utilizados apenas atributos morfológicos.

Os resultados finais da etapa de classificação mostraram que um conjunto menor de atributos morfológicos pode obter um desempenho igual ou

superior ao modelo *baseline* adotado, onde foram utilizados todos os vinte e dois atributos. Mostra-se também, que apesar de alguns subconjuntos apresentarem valores elevados de A_z durante as etapas de seleção de atributos e treinamento, o resultado final durante a etapa de validação pode variar razoavelmente, como observado nos subconjuntos #2 e #3. Isso ocorre provavelmente, devido a uma baixa capacidade de generalização do classificador, que foi elaborado com poucos neurônios artificiais para evitar problemas de *overfitting*.

Conclusão

Assim, este artigo apresentou uma metodologia *wrapper* para realizar o processo de seleção de atributos visando avaliar o desempenho de uma rede neural artificial utilizada como classificador. Como método de busca para realizar a seleção de atributos foi utilizado um algoritmo genético, o qual identificou vários subconjuntos que apresentaram desempenho igual ou superior à *baseline* utilizada como critério de aceitação do subconjunto. Por fim, mostrou-se que a seleção de atributos é uma etapa fundamental na construção de classificadores, como afirma a literatura consultada, evitando com que sejam transferidas informações irrelevantes pelos atributos utilizados, e por fim, aumentando o desempenho destes sistemas CAD.

Agradecimentos

À CAPES e CNPq pelo apoio financeiro.

Referências

- [1] INCa. Instituto Nacional do Câncer José Alencar Gomes da Silva. Câncer de mama. 2014. Disponível em: http://www2.inca.gov.br/wps/wcm/connect/tiposdecancer/site/home/mama/cancer_mama
- [2] Alvarenga AV, Infantsi AFC, Pereira WCA, Azevedo CM. Assessing the performance of morphological parameters in distinguishing breast tumors on ultrasound images. *Medical Engineering & Physics*. 2010; vol. 32, n. 1, p. 49–56.
- [3] Nayeem MAR, Joadder MAM, Shetu SA, Jamil FR, Helal AA. Feature selection for breast cancer detection from ultrasound images. 2014 International Conference in Informatics, Electronics and Vision; 2014; p. 1–6.
- [4] Gómez W, Pereira WCA, Infantsi AFC, Díaz-Pérez A. Computerized diagnosis of breast lesions on ultrasonography, XXII Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica, 2010.
- [5] Chang RF, Wu WJ, Moon WK, Chen DR. Automatic ultrasound segmentation and morphology based diagnosis of solid breast tumors. *Breast Cancer Research and Treatment*. 2005. vol. 89, p. 179–185.
- [6] Flores WG, Pereira WCA, Infantsi AFC. Improving classification performance of breast lesions on ultrasonography. *Pattern Recognition*. 2014. vol. 48, p. 1125–1136.
- [7] Cheng HD, Shan J, Ju W, Guo Y, Zhang L. Automated breast cancer detection and classification using ultrasound images: A survey. *Pattern Recognition*. 2010. vol. 43, p. 299–317.
- [8] Su Y, Wang Y, Jiao J, Guo Y. Automatic detection and classification of breast tumors in ultrasonic images using texture and morphological features. *Open Medical Information Journal*. 2011. vol. 5, p.26–37.
- [9] Chiang HK, Tiu CM, Hung GS, Wu SC, Chang TY, Chou YH. Stepwise logistic regression analysis of tumor contour features for breast ultrasound diagnosis., *Ultrasound Med. Biol.*, vol. 27, p. 1493–1498, 2001.
- [10] Chen CM, Chou YH, Han KC, Hung GS, Tiu CM, Chiou HJ, Chiou SY. Breast lesions on sonograms: computer-aided diagnosis with nearly setting-independent features and artificial neural networks. *Radiology*. 2003. vol. 226, p. 504–514.
- [11] Horsch K, Giger ML, Vyborny CJ, Venta L. Performance of Computer-Aided Diagnosis in the Interpretation of Lesions on Breast Sonography. *Academic Radiology*. 2004. vol. 11, p. 272–280.
- [12] Kohavi R, John GH. Wrappers for feature subset selection. *Artificial intelligence*. 1997. vol. 97, p. 273–324.
- [13] Wu WJ, Lin SW, Moon WK. Combining support vector machine with genetic algorithm to classify ultrasound breast tumor images. *Computerized Medical Imaging and Graphics*. 2012. vol. 36, p. 627–633.
- [14] Sahinder B, Chan HP, Wei D, Petrick N, Helvie M, Adler DD, Goodsitt MM. Image feature selection by a genetic algorithm: application to classification of mass and normal breast tissue. *Medical Physics*. 1996. vol. 23, p. 1671–1684.
- [15] Mital M, Pidaparti RM. Breast Tumor Simulation and Parameters Estimation Using Evolutionary Algorithms, *Modelling and Simulation in Engineering*. 2008. vol. 2008, p. 1–6.

AVALIAÇÃO DE DOSES EM RADIOGRAFIA PANORÂMICA DIGITAL

K. R. Heiden*, A. S. P. S. da Rocha**, L. R. Hirsch**, Â. Fernandes***,
C. D. Almeida****, J. A. P. Setti*

*Programa de Pós-Graduação em Engenharia Biomédica da Universidade Tecnológica Federal do Paraná, Curitiba, Brasil

**Departamento de Física da Universidade Tecnológica Federal do Paraná, Curitiba, Brasil

***Departamento de Estomatologia da Universidade Federal do Paraná, Curitiba, Brasil

****Divisão de Física Médica do Instituto de Radioproteção e Dosimetria, Rio de Janeiro, Brasil
e-mail: katiiah@alunos.utfpr.edu.br

Resumo: Introdução - A radiografia panorâmica é um método de imagem amplamente utilizado na Odontologia, pois fornece uma visão geral do complexo dento-bucocomaxilofacial, sendo muito importante no diagnóstico e tratamento de patologias que acometem esta região. A dose associada a este procedimento é considerada baixa, entretanto órgãos radiosensíveis, como o cristalino, tireoide e glândulas salivares, são expostos diretamente à radiação. O objetivo principal deste estudo foi avaliar a dose absorvida por estes órgãos radiosensíveis durante a realização de uma radiografia panorâmica. Adicionalmente, foi avaliada a radiação espalhada na sala, que poderia ser absorvida pelo indivíduo ocupacionalmente exposto (IOE) ou acompanhante. Método - Para a determinação da dose absorvida, dosímetros termoluminescentes (TLDs) de fluoreto de lítio com magnésio e titânio (LiF:Mg,Ti) foram inseridos em um simulador antropomórfico Alderson Radiation Therapy (ART). Para a determinação da radiação espalhada, uma câmara de ionização foi posicionada em diferentes pontos da sala de exame. Resultados - As doses absorvidas nos órgãos variaram $0,23\pm 0,02$ mGy a $0,78\pm 0,07$ mGy e as taxas de dose de radiação espalhada na sala variaram de $7 \mu\text{Gy/h}$ a $399 \mu\text{Gy/h}$. Conclusão - As doses encontradas podem ser consideradas baixas, porém não devem ser negligenciadas, tendo em vista os efeitos cumulativos da radiação.

Palavras-chave: radiografia panorâmica, dosimetria, órgãos radiosensíveis, proteção radiológica.

Abstract: Introduction - The panoramic x-ray is an imaging method widely used in dentistry because it provides an overview of the complex dento-maxillofacial, being very important in the diagnosis and treatment of diseases that affect this region. The dose associated with this procedure is considered low, however radiosensitive organs, such as the lens, thyroid and salivary glands are directly exposed to radiation. The aim of this study was to evaluate the absorbed dose by these radiosensitive organs during a panoramic radiograph. It also evaluated the scattered radiation in the room, that could be absorbed by occupationally exposed individuals or chaperone. Method - To determine the absorbed dose, thermoluminescent

dosimeters (TLDs) lithium fluoride doped with titanium and magnesium (LiF:Mg,Ti) were placed in an anthropomorphic simulator Alderson Radiation Therapy (ART). To determine the scattered radiation, an ionization chamber was positioned at different points of the examination room. Results - The absorbed dose in organs ranged from 0.23 ± 0.02 mGy to 0.78 ± 0.07 mGy and scattered radiation dose rates ranged from $7 \mu\text{Gy/h}$ to $399 \mu\text{Gy/h}$. Conclusion - The doses found can be considered low, but should not be overlooked in view of the cumulative effects of the radiation.

Keywords: panoramic radiography, dosimetry, radiosensitive organs, radiation protection.

Introdução

A radiografia panorâmica é um método de imagem muito utilizado em diversas especialidades da Odontologia, entre elas a ortodontia e a cirurgia bucomaxilofacial, pois fornece uma visão geral dos maxilares, dentes, seios maxilares, fossa nasal e ATM, auxiliando no diagnóstico e tratamento de patologias que acometem esta região [1, 2].

As doses utilizadas são relativamente baixas, entretanto órgãos radiosensíveis como o cristalino, glândula tireoide e glândulas salivares são expostos diretamente à radiação. Além disto, em alguns casos, são necessárias várias radiografias panorâmicas durante o tratamento odontológico, expondo o paciente repetidas vezes [3].

Baixas doses podem produzir efeitos estocásticos, entre eles o câncer [4]. Estima-se que a probabilidade de indução de câncer fatal associado à radiografia panorâmica seja de 1 em 1.000.000 [5]. Apesar de baixos, os riscos de indução de tumores de parótida e tireoide devem ser considerados, pois a incidência destas patologias tem aumentado [1]. De acordo com o Instituto Nacional do Câncer (INCA), o carcinoma de tireoide é considerado o mais comum na região de cabeça e pescoço e, apesar de rara, a incidência de tumores de parótida tem crescido a cada ano, sendo que cerca de 85% da dose recebida pela parótida é proveniente de exposições odontológicas [6,7].

Diante da grande utilização de radiografias panorâmicas na Odontologia e do aumento dos riscos

associados a este procedimento, investigações acerca dos níveis de radiação a que os pacientes estão expostos são necessárias. O principal objetivo deste estudo foi avaliar a dose absorvida pelo cristalino, glândula tireoide e glândulas salivares e também a radiação espalhada na sala de exame, que pode ser absorvida pelo indivíduo ocupacionalmente exposto (IOE) ou pelo acompanhante, quando sua presença for necessária.

Materiais e métodos

O equipamento avaliado neste estudo foi um ORTHOPANTOMOGRAPH OP200 D, fabricado pela Instrumentarium Dental (Tuusula, Finlândia). A tensão deste equipamento varia de 57 a 85 kV, a corrente varia de 2 a 16 mA e o tempo de exposição varia de 14,1 a 17,6 s. A distância fonte-objeto é de 48,7 cm. Os parâmetros técnicos selecionados foram os indicados pelo fabricante para um adulto médio (66 kV, 10 mA e 14,1 s), sendo este o biotipo mais comum no local onde a pesquisa foi desenvolvida.

Avaliação das doses absorvidas - Para a avaliação da dose absorvida, dosímetros termoluminescentes (TLDs) de fluoreto de lítio dopado com magnésio e titânio (LiF:Mg,Ti) foram inseridos nas regiões correspondentes à glândula tireoide, glândulas salivares (sublingual, submandibulares e parótidas) e cristalino de um simulador antropomórfico.

Os TLDs utilizados medem 3,2 mm x 3,2 mm x 0,9 mm e foram fabricados e distribuídos pela RadPro Internacional GmbH (Wermelskirchen, Alemanha). Todos eles foram irradiados com uma fonte de Cobalto-60, de modo a testar sua sensibilidade. Testes de linearidade, reprodutibilidade e dependência energética também foram realizados para garantir a confiabilidade das medidas. Adicionalmente, seguindo trabalhos anteriores [1,8,9], os TLDs foram calibrados na energia do feixe (66 kV), com o auxílio de um detector de radiação de estado sólido AGMS-D, acoplado a um eletrômetro AGDM Accu-Gold Digitizer Module, ambos da Radcal (Monrovia, CA, USA).

O simulador utilizado foi o Alderson Radiation Therapy (ART), fabricado Radiology Support Devices, (Long Beach, CA, USA). Os simuladores ART são fabricados em materiais tecido-equivalentes, possibilitando simular detalhes anatômicos com grande precisão. Por sua natureza tecido-equivalente, permite uma análise confiável das doses recebidas. Para este estudo foram utilizadas as fatias 1 a 9, correspondendo à região de cabeça e pescoço. Cada fatia possui 2,5 cm de espessura e diversos orifícios para inserção dos TLDs.

O simulador foi posicionado com o plano médio sagital perpendicular ao solo, centralizado no campo da imagem e a linha infra-orbitomeatal (plano de Frankfurt) paralela ao solo, seguindo o mesmo posicionamento utilizado para todos os pacientes, conforme mostra a Figura 1. Uma imagem prévia foi tomada para confirmar o correto posicionamento e assegurar que toda a região de interesse estava dentro do campo de visão. Esta imagem prévia foi realizada sem

os TLDs, de forma a não interferir nos valores finais de dose.



Figura 1: Posicionamento do simulador: (a) vista posterior e (b) vista anterior.

Confirmado o posicionamento, os TLDs foram inseridos aos pares, nos locais correspondentes aos órgãos de interesse. A distribuição dos TLDs dentro do simulador está descrita na Tabela 1. Um par de TLDs de controle permaneceu próximo ao operador para permitir a subtração da radiação de fundo (BG). A utilização dos TLDs em pares garante um menor nível de incerteza na medida das doses.

Tabela 1: Localização dos TLDs no simulador

ID do par	Região	Nível
1	Tireoide	9
2	Tireoide (DEP)	9
3	Sublingual	7
4	Submandibular esq	7
5	Submandibular dir	7
6	Parótida esq	5
7	Parótida dir	5
8	Cristalino esq	3
9	Cristalino dir	3
10	Cristalino esq (DEP)	3
11	Cristalino dir (DEP)	3

DEP = Dose de entrada na pele.

Foram efetuadas dez exposições seguidas, a fim de garantir que os TLDs recebessem energia suficiente para uma leitura consistente. Depois de expostos, os TLDs foram retirados do simulador e enviados para leitura, juntamente com os TLDs de controle de BG.

A leitura foi realizada em uma leitora RA04 TLD Reader Analyser da RadPro Internacional GmbH. Os TLDs foram colocados um a um na leitora, com o auxílio de uma pinça, e aquecidos a uma temperatura progressiva, com pico de aproximadamente 300°C. Os resultados apresentados pela leitora foram expressos em unidades de cargas (nC).

Para calcular as doses absorvidas pelos órgãos é necessário utilizar um fator de conversão (FC), calculado com o auxílio do detector de radiação. Para o cálculo do FC, dois pares de TLDs foram expostos à radiação, juntamente com o detector de estado sólido

AGMS-D, descrito anteriormente. Outros dois pares foram mantidos longe do feixe, para subtrair o BG. Realizaram-se cinco exposições seguidas, utilizando os mesmos parâmetros técnicos selecionados anteriormente. O FC foi calculado através da soma das doses do detector, dividida pela média da leitura dos TLDs.

A dose absorvida foi calculada a partir da média das leituras dos TLDs, multiplicada pelo FC dado pelo detector.

Avaliação da radiação espalhada – Uma câmara de ionização modelo 10x5-1800 cc, acoplada a um eletrômetro modelo 9015, ambos da Radcal foi utilizada para avaliação da radiação espalhada na sala.

A câmara de ionização foi posicionada a 50 cm e a 100 cm do centro do equipamento, em angulações de 0°, 45° e 90°, totalizando seis pontos. Ângulos maiores não puderam ser medidos devido a proximidade do equipamento às paredes da sala. Considera-se como 0° o plano sagital mediano do paciente e como 90° o plano coronal do paciente. O centro do volume sensível da câmara estava a 130 cm de altura do chão, correspondendo ao tórax do IOE ou do acompanhante presente na sala no momento da realização do exame. A figura 2 mostra a câmara de ionização posicionada a 50 cm do centro do equipamento em um ângulo de 0°.



Figura 2: Câmara de ionização posicionada a 50 cm e 45° do centro do equipamento.

Foram feitas três exposições seguidas em cada um dos seis pontos, de forma a garantir maior confiabilidade nas medidas. As taxas de doses identificadas pelo detector eram mostradas imediatamente no visor do eletrômetro.

As taxas de dose de radiação espalhada na sala estão demonstradas na Tabela 3.

Resultados

Os resultados das doses absorvidas pelos órgãos radiosensíveis estão demonstrados na Tabela 2.

Tabela 2: Doses absorvidas nos órgãos

Região	Dose (mGy) ± Desvio Padrão
Tireoide	0,23 ± 0,02
Tireoide (DEP)	0,3 ± 0,02
Sublingual	0,26 ± 0,02
Submandibular esq	0,78 ± 0,07
Submandibular dir	0,31 ± 0,03
Parótida esq	0,33 ± 0,02
Parótida dir	0,29 ± 0,03
Cristalino esq	0,3 ± 0,02
Cristalino dir	0,29 ± 0,02
Cristalino esq (DEP)	0,26 ± 0,02
Cristalino dir (DEP)	0,3 ± 0,02

DEP: Dose de entrada na pele

Tabela 3: Radiação espalhada na sala (µGy/h)

Posição do detector	Médias das Leituras (µGy) ± Desvio Padrão				
	50 cm	85 ± 9	168 ± 5	135 ± 13	127 ± 14
0°	100 cm	21 ± 1	26 ± 2	7 ± 0	31 ± 2
	50 cm	223 ± 14	184 ± 2	238 ± 27	98 ± 17
45°	100 cm	42 ± 7	7 ± 1	49 ± 5	19 ± 2
	50 cm	209 ± 32	399 ± 48	288 ± 85	123 ± 1
90°	100 cm	11 ± 2	109 ± 15	44 ± 8	36 ± 2

Os resultados da Tabela 3 mostram as médias das três exposições. Em cada exposição a câmara de ionização apresentou quatro taxas de doses diferentes. Este fenômeno deve-se ao fato do feixe de raios-X estar em constante movimento durante a realização do exame, aproximando-se ou afastando-se da câmara de ionização, bem como a própria absorção do paciente e do sensor do equipamento.

Discussão

As doses utilizadas em Odontologia são baixas quando comparadas às doses utilizadas em Medicina, entretanto expõe os órgãos radiosensíveis da região da cabeça e pescoço aos riscos da radiação. O objetivo deste estudo foi avaliar a dose absorvida por estes órgãos, utilizando TLDs e simuladores antropomórficos e também avaliar a radiação espalhada na sala através de uma câmara de ionização.

O uso de TLDs-100 em simuladores antropomórficos é um dos métodos de medida de dose absorvida mais utilizado atualmente, sendo considerado o padrão ouro para investigação de doses em radiografias panorâmicas [1, 3].

Assim como em diversos estudos, a menor dose foi encontrada na glândula tireoide. Grünheid et al. [10], utilizando um equipamento do mesmo fabricante, porém do modelo OP100, encontraram 67 µGy na glândula tireoide e 656 µGy nas glândulas salivares. Toossi et al. [1], utilizando seis equipamentos diferentes, encontraram doses de 21 a 47 µGy na tireoide e de 330 a 432 µGy na parótida direita. Ludlow et al. [11],

utilizando um equipamento Orthophos Plus DS, encontraram doses de 740, 625 e 540 μGy nas glândulas parótidas, submandibulares e sublinguais, respectivamente. Ludlow e Ivanovic [12] justificam as maiores doses nas glândulas salivares pelo fato dos centros de rotação das unidades panorâmicas coincidirem com a localização destas glândulas, expondo-as continuamente.

As doses encontradas neste estudo são superiores às encontradas em outros estudos. Diferenças no tamanho do campo, geometria do feixe, parâmetros técnicos selecionados, calibração dos TLDs e posicionamento do paciente ou simulador podem justificar esta grande variação de doses.

Na legislação brasileira não existe um nível de referência para dose em radiografias panorâmicas, entretanto existe um nível de DEP para radiografia periapical de 3,5 mGy. Sabe-se que as doses provenientes de uma radiografia panorâmica são superiores às doses provenientes de radiografias periapicais, sendo assim, as doses encontradas neste estudo, mesmo sendo superiores às doses encontradas na literatura, podem ser consideradas baixas.

Ao analisar as doses encontradas neste estudo, observou-se um aumento significativo de dose na glândula submandibular esquerda. Este aumento pode ser justificado pela geometria do feixe do equipamento. Kaepler et al [13] investigaram a influência do centro de rotação dos equipamentos de radiografias panorâmicas e encontraram doses maiores no início e no fim da exposição. A glândula em questão foi irradiada no fim da exposição.

Quanto à dose de radiação espalhada na sala, a maior dose que poderia ser absorvida por um IOE ou acompanhante seria 399 $\mu\text{Gy/h}$, estando a uma distância de 50 cm do centro do equipamento. Se o indivíduo estivesse a uma distância de 100 cm do equipamento, a maior dose recebida seria 109 $\mu\text{Gy/h}$.

Os resultados obtidos podem contribuir para o cálculo de barreiras e blindagem da sala, bem como para retificar a necessidade dos operadores e acompanhantes manterem-se o mais distante possível da fonte de radiação.

Conclusão

As doses encontradas no cristalino, tireóide e glândulas salivares, assim como as taxas de dose encontradas na sala, foram consideradas baixas, entretanto não devem ser negligenciadas, pois os efeitos da radiação no organismo são cumulativos e independem das doses.

Seguindo os princípios de radioproteção, sugeridos pela Comissão Internacional de Proteção Radiológica, as doses devem ser justificadas, otimizadas e limitadas, sendo assim é fundamental que as solicitações de exames radiográficos sejam prescritas levando em consideração os riscos e benefícios do exame. É fundamental ainda que a realização deste seja feita utilizando a menor dose de radiação necessária para

obter um exame de qualidade diagnóstica, visando também limitar as exposições ocupacionais e do público.

Referências

- [1] Toossi MTB, Akbari F, Roodi SB. Radiation exposure to critical organs in panoramic dental examination. *Acta Medica Iranica*. 2012; 50(12): 809-813.
- [2] White SC, Pharoah MJ. *Radiologia oral: fundamentos e interpretação*. 5ª ed. Rio de Janeiro: Elsevier; 2007.
- [3] Lee C, Lee SS, Kim JE, Huh KH, Yi WJ, Heo MS, Choi SC. Comparison of dosimetry methods for panoramic radiography: thermoluminescent dosimeter measurement versus personal computer-based Monte Carlo method calculation. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol*. 2016;121(3): 322-329.
- [4] White SC, Mallya SM. Update on the biological effects of ionizing radiation, relative dose factors and radiation hygiene. *Australian Dental Journal*. 2012; 57(1 Suppl): 2-8.
- [5] Abbott P. Are dental radiographs safe? *Australian Dental Journal*. 2000; 45(3): 208-213.
- [6] Instituto Nacional do Câncer. Câncer da tireóide. Disponível em: www.inca.gov.br/conteudo_view.asp?id=2187.
- [7] Instituto Nacional do Câncer. Tumores de glândulas salivares. *Revista Brasileira de Cancerologia*. 2002;48(1): 9-12.
- [8] Davis AT, Safi H, Maddison SM. The reduction of dose in paediatric panoramic radiography: the impact of collimator height and programme selection. *Dentomaxillofacial Radiology*. 2015; 44(2): 2-6.
- [9] Lee GS, Kim JS, Seo YS, Kim JD. Effective dose from direct and indirect digital panoramic units. *Imaging Science in Dentistry*. 2013; 43: 77-84.
- [10] Grünheid T, Schieck JRK, Pliska BT, Ahmad M, Larson BE. Dosimetry of a cone-beam computed tomography machine compared with a digital x-ray machine in orthodontic imaging. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2012;141:436-43.
- [11] Ludlow JB, Davies-Ludlow LE, Brooks SL. Dosimetry of two extraoral direct digital imaging devices: NewTom cone beam CT and Orthophos Plus DS panoramic unit. *Dentomaxillofacial Radiology*. 2003; 32: 229-234.
- [12] Ludlow JB, Ivanovic M. Comparative dosimetry of dental CBCT devices and 64-slice CT for oral and maxillofacial radiology. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol*. 2008; 106: 106-14.
- [13] Kaepler G, Buchgeister M, Reinert S. Influence of the rotation center in panoramic radiography. *Radiation protection dosimetry*. 2008;128(2):239-44.

UTILIZAÇÃO DE APLICATIVO MÓVEL PARA MONITORAMENTO DA CICATRIZAÇÃO DE FERIDAS EM PACIENTES DIABÉTICOS

A.A.F. Carvalho^{†*}, B.J.G. Praciano*, Y.C.L. Macedo** e S.S.R.F. Rosa*

* Laboratório de Engenharia e Inovação (LEI), Universidade de Brasília - UnB, Distrito Federal, Brasil

** Laboratório de Engenharia e Inovação (LEI), Pós-graduanda em Engenharia Clínica, Hospital Israelita Albert Einstein, São Paulo, Brasil

[†]e-mail: amandaaline3@gmail.com

Resumo: Este trabalho propõe um aplicativo móvel, como forma de Tecnologia Assistiva, para extrair características do grau de cura de feridas em pacientes acometidos com diabetes, dentro do cenário *M-Health*. A metodologia adotada para o trabalho utiliza pesquisa com *survey*, buscando a informação diretamente com um grupo de interesse, em parceria com Hospital Universitário de Brasília (HUB), tomando como base os dados de feridas de pacientes atendidos no ambulatório de Fisioterapia e Reabilitação. Nesse cenário, os pesquisadores mapearam os itens fundamentais, tais como coloração, tamanho, forma e textura das feridas, por meio da captura de foto e processamento de imagens, o que possibilitou o cálculo da área afetada e determinação do grau de cura de cada paciente estudado.

Palavras-chave: Diabetes, Tecnologia Assistiva, Feridas, Processamento de Imagens, Aplicativo Móvel.

Abstract: *This paper proposes a mobile application, such as Assistive Technology, to extract degree characteristics of wound healing in patients affected with diabetes within the M-Health scenario. The methodology for the study uses survey research, seeking information directly with an interest group, in partnership with the University Hospital of Brasilia (HUB), based on data from wounds of patients seen in Physiotherapy and Rehabilitation Clinic. In this scenario, researchers have mapped the basic items, such as color, size, shape and texture of wounds by image capture, and then, image processing, which enabled the calculation of the affected area and determining the degree of curing each patient studied.*

Keywords: *Diabetes, Assistive Technology, Wounds, Image Processing, Mobile Application.*

Introdução

Tecnologia Assistiva (TA) é definida como uma ampla gama de equipamentos, serviços, estratégias e práticas aplicadas para minimizar problemas funcionais de um indivíduo incapacitado de alguma forma, seja temporária ou definitivamente [1]. Em outras palavras, a TA fornece novos paradigmas para promover qualidade de vida, autonomia e inclusão àqueles que possuem alguma deficiência ou habilidades funcionais

prejudicadas. Por ser um novo conceito e ainda em construção, a TA ora causa impacto, em razão de seus recursos estarem próximos do cotidiano, e ora não é notada, mesmo que presente, diante do fato de que esse conceito ainda é novidade para muitos [2]. Essa tecnologia também pode ser vista como um item, peça de equipamento ou produtos que podem ser comprados, modificados ou feitos sob medida com o objetivo de manutenção ou aumento das habilidades funcionais de uma pessoa com alguma limitação [3]. Por isso, a TA deve ser validada de forma que informações úteis sejam obtidas, capazes de mostrar a relação entre resultado e eficiência do seu uso ou não, para que sejam atribuídas características focadas ao tipo de grupo para o qual a TA foi desenvolvida.

No âmbito da saúde, a tecnologia fornece melhorias na qualidade de vida do paciente, propiciando uma conexão mais estreita entre médico e paciente e, por consequência, contribuindo para consolidação de ambientes humanizados. É necessário ter compreensão das tecnologias na área da saúde, visto que estas são utilizadas rotineiramente na prática assistencial [4].

No diabetes *mellitus*, a cicatrização das feridas é dificultada por várias questões fisiológicas da enfermidade, por isso o controle do processo infeccioso e o monitoramento do paciente são imprescindíveis. O tratamento deve levar em conta de fatores como localização física, tipo e fator causador, para que seja oferecido tratamento adequado.

Pacientes diabéticos que desenvolvem úlcera nos pés têm probabilidade de até 15% de sofrer uma amputação de membros inferiores e, em até cinco anos após a amputação, em torno de 45% a 55% desses pacientes morrem [5]. Em muitos casos, os modelos utilizados são representações aproximadas, usando-se hipóteses simplificadoras, que são fundamentais para evitar uma complexidade excessiva [6].

O artigo traz uma visão do conceito de TA aplicada a pacientes diabéticos, que neste caso, se trata de uma aplicação móvel e web. O presente estudo visa ampliar a produção científica nesse campo do conhecimento, bem como apresentar o desenvolvimento do aplicativo, cujo intuito é capturar imagens para processamento e realização de testes do nível de cura de feridas diabéticas e, por consequência, propiciar uma análise de avanço e estratégias de tratamento.

Materiais e métodos

Em decorrência da globalização e da necessidade de práticas mais rápidas, mas sem perder a qualidade, foi criado o conceito de *M-Health*, que se trata do uso de tecnologias móveis para promoção da saúde. Devido ao grande volume de operações e de tomadas de decisões ao longo do dia, meios que tornem tais atividades menos complexas e possibilitem gerenciar maiores volumes de dados que estão em ascensão no âmbito da gestão de saúde. Para o desenvolvimento do aplicativo e de seu servidor, esses fatores foram levados em conta, bem como praticidade para utilização e manuseio, com o intuito de facilitar o uso e favorecer condições para maior interação entre profissional da saúde e paciente, e por consequência, um tratamento estratégico para cada grupo de pacientes. O aplicativo foi construído tendo em vista ser uma TA leve, baseado nos seguintes pilares, conforme figura 1.

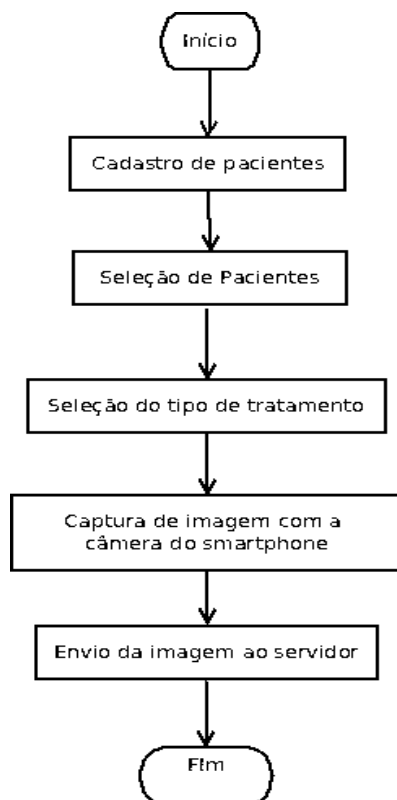


Figura 1: Fluxograma que define passo a passo a utilização do aplicativo.

Interface do aplicativo – Para desenvolvimento do aplicativo, o *framework Ionic* foi utilizado, devido a sua característica híbrida de projetar aplicativos *mobile* tanto para dispositivos *Android* quanto *iOS*, permitindo uma TA abrangente a públicos diversos.

Cadastro de pacientes – Para realizar o cadastro dos pacientes, foi utilizado o *framework Rails*, que é

escrito na linguagem *Ruby*, cuja metodologia favorece a compatibilidade com banco de dados, que armazena as informações pessoais dos usuários. A interface de cadastro possui entradas como número identificador fornecido pelo Sistema Único de Saúde (SUS), nome completo e foto do paciente, que serão cadastrados uma única vez, conforme a Figura 2, sendo as autenticações subsequentes desnecessárias, o que permite aos usuários uma interface limpa e objetiva, reduzindo as chances de falha no envio da imagem por causa de problemas de autenticação.

Cadastro de Pacientes

Figura 2: Tela para cadastro de pacientes, onde deve ser inserido o número do SUS e o nome do paciente.

Seleção de pacientes – Após o cadastro, um ícone com foto e nome aparecerá juntamente com as opções de selecionar, editar e excluir. O paciente ou profissional da saúde deverá clicar sobre o nome desejado e confirmar sua escolha. Logo, será direcionado para uma tela onde terá acesso à câmera.

Seleção do tipo de tratamento – Pelo fato do tratamento empregado varia de acordo com tipo de ferida do paciente diabético, o usuário deverá selecionar o tipo de tratamento que será utilizado, para melhor controle dos dados e resultados. Esses dados também serão registrados em um banco de dados, hospedado em um servidor.

Captura da imagem – Após aberta a câmera automaticamente pelo aplicativo, o usuário poderá focar na ferida e tirar a foto. Visto o resultado, existe a opção de descartar a imagem e tirar uma nova, sendo o usuário redirecionado para a tela da câmera, ou então, poderá enviar a foto ao servidor.

Envio da imagem ao servidor – O servidor está localizado numa plataforma *Web* e receberá as imagens e as armazenará de acordo com o paciente e a data de envio. Logo após, as imagens são selecionadas, importadas e processadas por meio de um *script* executável em *MatLab*[®].

O aplicativo móvel e servidor *web* podem ser entendidos conforme figura 2, que exemplifica a metodologia empregada na criação destes.

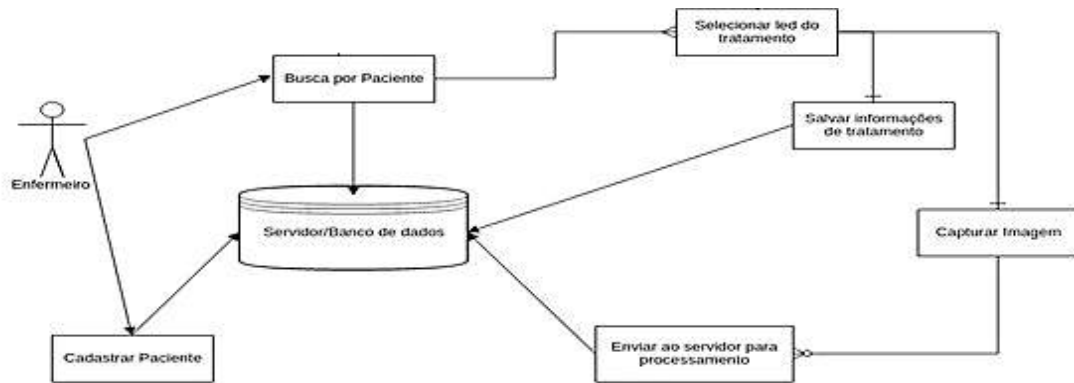


Figura 3: Integração entre servidor web e aplicativo móvel.

Processamento de imagem – No processamento digital de imagens, foi realizada segmentação, que é uma técnica aplicada quando se deseja isolar uma área específica e desconsiderar o restante da imagem. Para isso, foi desenvolvido um algoritmo de segmentação que permite mensurar a evolução da cicatrização das úlceras, delimitando sua área. Para determinar as dimensões, foi empregado o método de segmentação por limiar, por descontinuidade e por região. Primeiramente, a imagem é importada do servidor *Web* e submetida ao *script*. Ao tirar a foto, é necessário estar atento à necessidade de utilização de uma referência que relacionará a imagem com um objeto de tamanho real, conforme Figura 4.



Figura 4: Foto da ferida ao lado do quadrado de referência.

Diante disso, neste estudo foi utilizado um quadrado de tamanho conhecido para efeitos de cálculo, mas há a possibilidade do uso de outras figuras. O cálculo da área da ferida leva em conta a compacidade do quadrado, ou de figura análoga, por isso é necessária a atenção a este fato. Para calcular a compacidade, utilizamos a equação (1):

$$\text{Compacidade} = \frac{4\pi \text{Área}}{(\text{Perímetro})^2} \quad (1)$$

Após o quadrado ou figura análoga ser identificado, é possível estimar o valor de sua área e a quantidade de pixels que é ocupada na imagem. O fator de relação entre o tamanho real e a quantidade de *pixels* pode ser descrita pela equação (2):

$$\text{fator} = \frac{\text{área real}}{\text{quantidade de pixels}} \quad (2)$$

Com a obtenção da escala real da imagem, o quadrado que foi tido como referência não se faz mais necessário, uma vez que pode atrapalhar as etapas posteriores de segmentação. Portanto, é recomendado que ele seja cortado da imagem, a fim de delimitar as bordas da ferida.

Por fim, utiliza-se uma equação para calcular a área da úlcera pela equação (3), em cm^2 , após feitos os cálculos anteriores.

$$\text{Área} = \text{fator} \times \text{pixels da úlcera} \quad (3)$$

Após executados esses passos, o programa gera uma imagem final, que é o resultado final do mapeamento da ferida, conforme Figura 5, e imediatamente gera o resultado para o tamanho de área, que é enviada para o banco de dados, vinculado ao paciente selecionado.

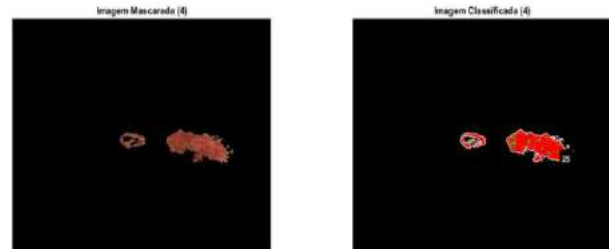


Figura 5: Mapeamento da ferida inicial por meio do programa em *MatLab*®.

Envio das informações para o banco de dados – Com a área da ferida calculada, o banco de dados receberá essas informações e as armazenará para futuras consultas e comparação de dados. As informações serão separadas por paciente e suas respectivas medições. Ao final da realização das medidas, estatísticas serão geradas com intuito de monitorar as taxas de cicatrização e, dessa forma, selecionar o melhor tipo de tratamento para cada paciente.

Consulta de relatórios pelo aplicativo – Os dados processados de cada paciente estarão disponíveis para consulta. Se caso o próprio paciente estiver acessando o aplicativo, ele só terá acesso às suas informações. Caso seja um profissional da saúde, essa consulta pode ser feita a diversos pacientes, por meio de uma autenticação especial, cadastrada previamente, que dá acesso às opções de selecionar, editar e excluir para todos os pacientes cadastrados, permitindo o gerenciamento dos pacientes e maior familiaridade com as informações atualizadas de todos eles, conforme Figura 6.



Figura 6: Tela de acompanhamento do tratamento dos pacientes, com dados de tratamento por data.

Resultados

Foram utilizadas fotos das feridas de 10 pacientes do ambulatório de Fisioterapia e Reabilitação, do Hospital Universitário de Brasília (HUB), presentes em seu banco de dados e cedidas para teste do aplicativo. Ao realizar o processamento de imagem, primeiramente, comparou-se as medidas apresentadas pelo aplicativo ao valor presente nos relatórios médicos em relação às medidas da escara, na qual foi utilizada uma régua como instrumento de medida. Considerando a precisão baixa da régua para realização de medidas com formato irregular, o número obtido após as medições com o aplicativo, resultava num erro médio relativamente alto em comparação à medida obtida computacionalmente. Dessa forma, para aferir a eficiência do aplicativo, preferiu-se comparar as medidas feitas por meio de segmentação pelo aplicativo com o, já consolidado, *software ImageJ*®.

O resultado obtido expôs um erro médio satisfatório, calculado por meio da equação (4), que permitiu verificar a acurácia da aplicação desenvolvida.

$$\text{Erro médio} = \frac{\sum_{n=1}^N \sqrt{|\text{erro}(n)|}}{N} \quad (4)$$

Tabela 1: Tabela de comparação de medidas entre o aplicativo em estudo e o *software ImageJ*® numa amostra de 10 pacientes.

n°	Área App (cm²)	Área ImageJ (cm²)	Tempo (s)	Erro	Erro (%)
1	8,71	8,87	55,4	-0,16	1.803
2	14,32	15,637	116,26	-1,317	8.422
3	0,936	0,731	129,79	0,205	28.043
4	15,26	14,014	74,97	1,246	8.891
5	1,87	2,13	39,98	-0,26	12.206
6	1,89	1,857	149,2	0,033	1.777
7	8,82	9,22	64,48	-0,4	4.338
8	3,62	3,47	109,83	0,15	4.322
9	19,1	19,7	95,22	-0,6	3.047
10	41,6	40,793	173,32	0,807	1.978

Os valores, que podem ser vistos na Tabela 1, estão próximos do valor dado pelo *ImageJ*®, permitindo concluir a precisão do aplicativo em análise ao calcular o grau de cura. Em média, o tempo de processamento durou 100,24 segundos e o dado foi imediatamente exportado para o aplicativo móvel e servidor *web*.

Discussão

A maior dificuldade no desenvolvimento da TA foi a complexidade do tratamento de imagens para processamento. Pelo fato de haver exceções quanto ao formato de feridas que o programa detecta, como é o caso das feridas de formato irregular e que contornam todo um membro, algumas feridas não podem ser calculadas pela forma de processamento utilizada no estudo. Para isso, devem ser criadas novas fórmulas matemáticas para calcular estes tipos de feridas e dar maior precisão a estas medições. Além disso, as exceções foram devidamente registradas em relatórios, para que o operador do aplicativo esteja ciente das condições de uso.

Conclusão

Neste trabalho, uma nova TA foi desenvolvida com o intuito de acompanhar o tratamento de feridas de pacientes diabéticos. Trata-se de uma TA leve e de baixo custo, multiplataforma e de fácil manuseio, onde qualquer usuário que tenha um *smartphone* consegue utilizá-la. Os pacientes submetidos ao aplicativo tiveram a chance de usufruir de tratamentos específicos ao seu tipo de ferida, favorecendo um menor tempo de resposta ao tratamento, bem como maior grau de cura da ferida. Além disso, a inserção de TA para dispositivos móveis melhora a interação profissional-paciente e fornece um histórico de dados, pelo fato de possuir banco de dados próprio, para estudos futuros, possibilitando não somente um auxílio para a cura, mas também um avanço nos índices de promoção de saúde e qualidade de vida do paciente.

Agradecimentos

Agradecimentos ao órgão financiador, Ministério da Saúde (MS), em especial à equipe do Departamento do Complexo Industrial e Inovação em Saúde (DECIIS/SCTIE).

Referências

- [1] Cook AM, Hussey SM. Assistive Technologies: Principles and Practices. St. Louis, Missouri. Mosby – Year Book, Inc, 1995.
- [2] Manzini EJ. Tecnologia assistiva para educação: recursos pedagógicos adaptados. In: Ensaios pedagógicos: construindo escolas inclusivas. Brasília: SEESP/MEC, p. 82-86, 2005.
- [3] Bersch R. Introdução à tecnologia assistiva. Porto Alegre, 2005.
- [4] Barra DCC, Nascimento ERP, Martins JJ, Albuquerque GL, Erdmann AL. EVOLUÇÃO HISTÓRICA E IMPACTO DA TECNOLOGIA NA ÁREA DA SAÚDE E DA ENFERMAGEM. Revista Eletrônica de Enfermagem, v. 08, n. 03, p. 422 - 430, 2006.
- [5] Snyder RJ, Hanft J R. Diabetic foot ulcers - effects on qol, costs, and mortality and the role of standard wound care. *Ostomy Wound Manage*, v. 55, n. 11, p. 28–38, nov 2009.
- [6] Rosa SSRF, Souza EKF, Urbizagástegui PAA, Peixoto LRT, Rocha AF. Modelagem Matemática da Tibia Humana usando Bond Graph. Revista Brasileira de Engenharia Biomédica (Impresso), v. 29, p. 329-342, 2013.

O EFEITO DO FATOR DE CORREÇÃO DA CURVA CARACTERÍSTICA DO SISTEMA DE REGISTRO DA IMAGEM NA SEGMENTAÇÃO DO NÓDULO EM MAMOGRAFIA DIGITAL

Stemberg, D. R. M., Marcomini, K. D., Pacheco, A. L. V. e Schiabel, Homero

Universidade de São Paulo (USP), São Carlos, Brasil
Escola de Engenharia Elétrica de São Carlos (EESC)
Departamento de Engenharia Elétrica e de Computação
e-mail: stemberg@sc.usp.br

Resumo: Esquemas de diagnóstico auxiliado por computador têm sido desenvolvidos para aumentar a confiabilidade do diagnóstico em exames mamográficos. No caso da classificação dos nódulos mamários detectados por estes sistemas, cujo resultado depende do sucesso durante a análise de dados, o processo de aquisição da imagem mamográfica digital tem influência decisiva na precisão dos resultados destes esquemas. Neste trabalho foi analisado se o fator de correção para imagens adquiridas em equipamento mamográfico digital, por meio da aplicação de ajuste da curva característica do sistema utilizando técnica de interpolação de pontos, ajuda a melhorar a acurácia da segmentação destas lesões. Os resultados parciais mostraram que o aumento do contraste proporcionado pela aplicação do fator de correção melhora a acurácia da técnica de segmentação, seguida ou não de pós-processamento.

Palavras-chave: mamografia, segmentação de imagens, fator de correção

Abstract: *Computer Aided Diagnosis has been developed to increase the reliability of the diagnosis in mammographic exams. In the case of classification of breast masses detected by these systems, the result depends on the success during the data analysis, the acquisition process of digital mammographic image has decisive influence on the accuracy of the results of these schemes. In this work was analyzed if the correction factor for images acquired in the digital mammographic equipment, by adjusting the system characteristic curve using interpolation of points, helps to improve the accuracy of the segmentation of these lesions. The results show that the application of the correction factor increases the contrast in the images and improves the accuracy of the segmentation technique, followed or not by post-processing.*

Keywords: *mammographic, images segmentation, correction factor*

Introdução

Segundo os relatórios apresentados pelo Instituto Nacional do Câncer [1], o câncer de mama no Brasil continua em ascendência, sendo estimados 57.960

novos casos para o ano de 2016. No exame mais recomendado para sua detecção, a mamografia, um dos fatores que dificulta o contraste entre uma lesão (maligna ou benigna) e o tecido adjacente a ela é a sobreposição das estruturas internas de similar atenuação aos raios X, fato comum nesse exame [2].

Os nódulos mamários, que podem corresponder a lesões benignas ou malignas de acordo com as suas características, são visualizados em mais de uma incidência mamográfica e encontrados em 39% dos casos de câncer não palpáveis [1]. Porém, nem todos os cânceres são detectados pela mamografia, enquanto, de outro lado, diversos casos recebem um indicativo de suspeita alta, mas acabam levando a biópsias consideradas desnecessárias, ou seja, biópsias que são realizadas em lesões benignas [3].

Com intuito de minimizar estes erros, aumentando as chances de detecção precoce, há muitos anos vêm sendo desenvolvidos sistemas computacionais como ferramentas de auxílio ao diagnóstico, denominados de esquemas de diagnóstico auxiliado por computador (CADx - *Computer Aided Diagnosis*), constituídos de vários conjuntos de algoritmos de processamento digital de imagens [4]. A etapa de segmentação é considerada um dos principais estágios desse processamento de dados e sua eficácia frequentemente depende da precisão da interpretação relativa a algum sinal identificado na imagem.

Desse modo, como a classificação de nódulos detectados pelos sistemas automáticos ou semiautomáticos, como os mencionados acima, é estritamente dependente do sucesso ou fracasso durante a segmentação desse tipo de sinal [5], o processo de aquisição da imagem mamográfica digital tem influência decisiva na precisão dos resultados dos classificadores automáticos presentes nos esquemas CADx.

Trabalho prévio [6] avaliou o efeito da curva característica dos digitalizadores no processo de conversão das antigas imagens gravadas em filme em formato digital, identificando fatores de correção que possibilitam a melhoria da qualidade e do contraste das imagens em relação a uma curva de referência [6]. Por isso, considerando a mudança do procedimento atual de aquisição desse tipo de imagem, através de sistemas CR

[7] ou DR [8], este trabalho tem por objetivo investigar se e como o fator de correção para imagens adquiridas em equipamento mamográfico digital, por meio da aplicação de ajuste da curva característica do sistema utilizando técnica de interpolação de pontos [9], ajuda a melhorar a acurácia da segmentação de nódulos mamários previamente detectados. No presente caso, o enfoque está sendo dado à aquisição com sistemas CR, que, a despeito de algumas questões envolvendo a qualidade da aquisição [10], tem sido amplamente utilizado em diversas clínicas e hospitais em substituição aos métodos convencionais de obtenção da imagem em filme mamográfico.

Materiais e métodos

O conjunto de imagens mamográficas utilizadas neste trabalho para avaliação do desempenho da técnica de segmentação comparativamente à aplicação do fator de correção da curva característica [9] foi adquirido através de exposições de um simulador mamográfico (*phantom*) com as seguintes características: possui como base placas de acrílico, que permitem simular a variação da espessura da mama simulada, e parafina em gel cristalizada, que apresenta densidade similar à do tecido gorduroso presente na mama, o que gera um *background* próximo do da mamografia convencional na imagem obtida; para simulação dos tecidos glandulares mais densos foram utilizadas folhas de PVC. Ele também permite simular nódulos mamários através do uso de materiais variados (como fibra de vidro, o véu de fibra de vidro, folhas de PVC e o filme de PVC) que produzem na imagem densidades e formatos semelhantes aos de lesões reais encontradas em casos clínicos. [11].

No total, foram adquiridas 30 imagens do simulador no equipamento mamográfico LORAD M IV com sistema CR Agfa 85 disponível no Centro Integrado de Diagnóstico por Imagem da Santa Casa de São Carlos/SP.

Para cada uma das imagens adquiridas do simulador foi aplicado o fator de correção [9].

Fator de Correção

O fator de correção foi determinado através do levantamento da curva característica do equipamento mamográfico acima descrito (LORAD M IV + sistema CR Agfa 85). Este levantamento foi feito com a utilização do simulador antropomórfico de mama modelo 18-226 (*Nuclear Associates*), o qual simula a atenuação e imagem detalhada de uma mama comprimida de 5,0cm de espessura, 50% de tecido glandular e 50% de tecido adiposo [12].

No procedimento foram adquiridas 12 imagens do simulador fixando a técnica radiográfica (28 kV, 80mAs). Para cada imagem adquirida, foi calculada a média do valor do pixel de cada degrau que compõe a escada sensitométrica inserida no simulador. A partir destes valores foi levantada a curva característica do

sistema CR. Obtida essa curva, estabeleceu-se como curva de referência para determinação do fator de correção a curva de um filme mamográfico (mod. Agfa HDR-C Plus) de alta sensibilidade e considerada de referência, conforme discutido em trabalho desenvolvido previamente por Goes et al [6].

O fator de correção foi determinado a partir do ajuste da curva característica obtida para o equipamento mamográfico em relação à curva de referência. Primeiramente, foi aplicada uma função polinomial de grau 4 em ambas as curvas características, do CR e da referência, selecionando aquela que melhor se ajustava a cada curva.

A determinação do fator de correção da curva característica do CR em relação à curva de referência foi realizada através da interpolação de pontos dos polinômios ajustados, permitindo, assim, determinar os fatores de correção da curva do CR para que esta se aproximasse da referência. [9]

Segmentação

Após a aplicação do fator de correção em todas as imagens adquiridas com o simulador mamográfico desenvolvido em nosso grupo [11], foram separados conjuntos de regiões de interesse (ROIs) de imagens contendo nódulos mamários simulados e de imagens sem nódulos. Tanto para este novo grupo de imagens quanto para aquelas consideradas originais (ou seja, imagens do simulador mamográfico sem aplicação do fator de correção) foram aplicadas primeiramente a técnica de segmentação e posteriormente o pós-processamento para remoção de ruídos.

Foi utilizada neste trabalho a técnica de *Otsu* [13], um tipo de limiarização global que depende apenas do valor do nível de cinza da imagem, para efetuar a segmentação dos nódulos simulados nas imagens adquiridas no equipamento mamográfico + sistema CR. Em particular, este método baseia-se inteiramente em cálculos realizados sobre o histograma e não em propriedades locais da imagem. Nesta técnica, o limiar é selecionado de forma automática e estável por meio de um processo simples e considerado de baixo custo computacional [13].

Em seguida, foi feito um pós-processamento desenvolvido por Marcomini et al [14] para remoção do ruídos e artefatos em cada imagem analisada. Esse procedimento foi realizado em duas etapas: a primeira compreendeu o uso de operadores morfológicos de abertura e fechamento, enquanto na segunda, o objetivo é a uniformização do objeto segmentado, proveniente da remoção dos *pixels* desconexos ao objeto de interesse (região com maior área segmentada) e união dos vales internos à região segmentada [14].

Após essas etapas de segmentação e pós-processamento do conjunto de imagens compararam-se os resultados obtidos para as imagens corrigidas e para as imagens originais.

A fim de fornecer dados quantitativos para esta análise, foi comparada a segmentação computacional

com a do especialista do conjunto de imagens com nódulos simulados, com e sem correção. As medidas extraídas foram: a medida da área sobreposta, de falta na segmentação, de segmentação excessiva e medida combinada [15]. Para o conjunto de imagens sem nódulo simulado foi calculada a média da diferença de área de segmentada para imagens sem correção e com correção.

Resultados

No total foram analisadas neste trabalho 52 ROIs, sendo 28 recortes de região de interesse com nódulos mamários simulados e 24 sem nódulos simulados.

As imagens da Figura 1 apresentam a comparação de alguns recortes de regiões de interesse (ROIs) do simulador mamográfico adquiridas no CR sem correção (esquerda) e com correção (direita).

Um exemplo do histograma de uma imagem antes (a) da aplicação do fator de correção (imagem original) e após (b) (imagem corrigida) pode ser observado na Figura 2.

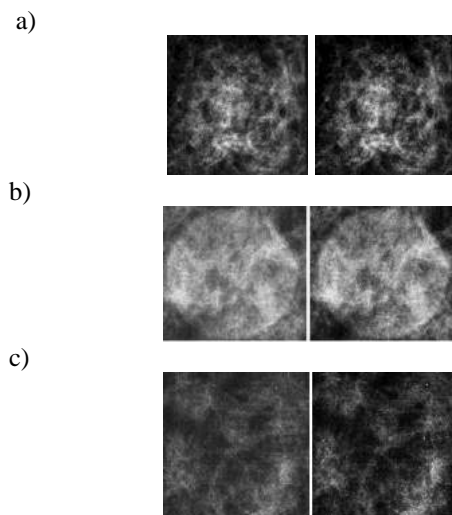


Figura 1: Comparação dos recortes das ROIs sem correção (esquerda) e com correção (direita).

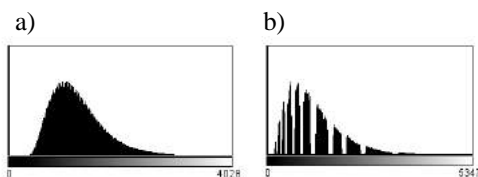


Figura 2. Exemplo de histograma de uma imagem antes (a) e após (b) aplicar a correção.

A Figura 3 apresenta alguns exemplos de imagens do simulador mamográfico contendo simuladores de nódulos mamários, sem e com correção, resultantes apenas da aplicação da técnica de segmentação de *Otsu*.

Na Figura 4 são apresentados alguns exemplos de ROIs resultantes da aplicação da etapa de segmentação e pós-processamento, sendo apresentados em sequência, primeiramente, o resultado da aplicação da técnica de segmentação e pós-processamento para imagem sem e com correção e, posteriormente, as imagens resultantes

da etapa de segmentação, com aplicação do operador morfológico de abertura e fechamento e também do pós-processamento, respectivamente, para imagem sem e com correção.

As partes a e b da Figura 4 apresentam imagens do simulador mamográfico sem presença de nódulo mamário, enquanto nas partes c e d, as imagens do simulador mamográfico têm estrutura que simula o nódulo.

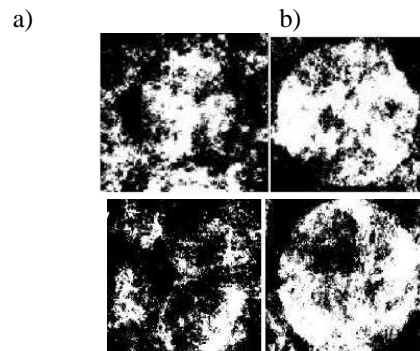


Figura 3: Resultado da aplicação da técnica de segmentação nas ROIs sem (a) e com correção (b).

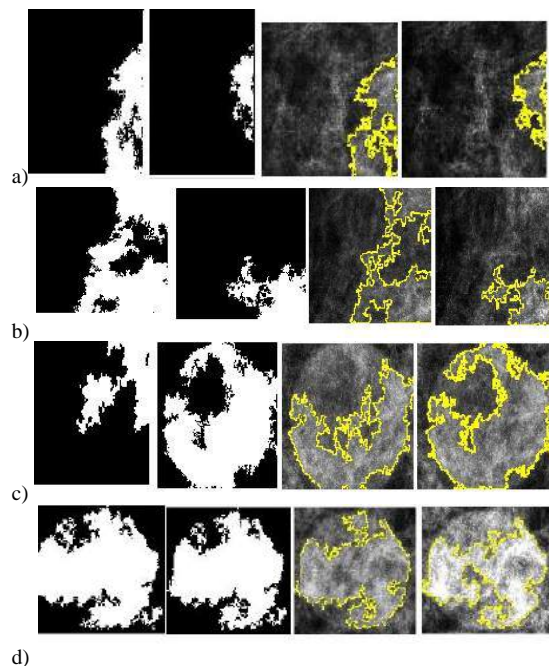


Figura 4: Imagens das ROIs após segmentação e pós-processamento, respectivamente, sem e com aplicação do fator de correção da curva característica: (a) e (b) ROIs sem presença de nódulos; (c) e (d) ROIs com presença de nódulo simulado.

Discussão

Com a aplicação da curva de correção antes da etapa de segmentação + pós-processamento o esperado era que nas ROIs que não apresentam nódulo simulado não houvesse nenhum tipo de segmentação ou que esta fosse mínima, e nas ROIs com nódulo simulado a segmentação deveria apresentar-se o mais próximo possível ao contorno do nódulo simulado.

As imagens apresentadas na Figura 3 indicam que houve significativa melhora no desempenho da técnica de segmentação quando, antes da etapa de segmentação + pós processamento, foi aplicado o fator de correção nas imagens do simulador mamográfico.

Esta diferença no resultado da segmentação pode estar associada à diferença de contraste apresentada nas imagens com correção em relação às imagens originais, (conforme mostrado nas Figuras 1 e 2, que ilustram exemplos das ROIs e histogramas), sendo observado um alargamento de contraste após a aplicação do fator de correção.

Na Figura 4, nas imagens *c* e *d*, que apresentam imagens do simulador mamográfico com nódulo mamário simulado, observa-se uma pequena diferença em termos de percepção visual no contorno da lesão nas imagens sem e com correção. Já nas imagens *a* e *b*, em que não há material simulador de nódulo mamário, percebe-se que ocorre uma acentuada diminuição da área segmentada quando o fator de correção é aplicado à imagem original antes da etapa de processamento.

Os resultados obtidos na avaliação quantitativa das imagens com nódulos simulados mostram que quando é aplicado o fator de correção na imagem a ser segmentada, o valor de precisão aumenta em torno de 2,5%, o índice de segmentação excessiva diminui em torno de 3% e para a área sobreposta o aumento é de 3%. Assim, a precisão média final aumenta em torno de 2,5%. Já para as imagens sem nódulo simulado, a área segmentada diminui em torno de 39% quando o fator de correção é aplicado à ROI antes da segmentação.

Conclusão

O fator de correção aplicado à imagem original do simulador mamográfico proporcionou um aumento de contraste da imagem corrigida em relação à original.

A partir dos estudos realizados neste trabalho, verificou-se que, especificamente para as imagens do simulador mamográfico desenvolvido em nossa equipe [11], este aumento do contraste proporcionado pela aplicação do fator de correção melhora a acurácia da técnica de segmentação (seguida ou não de eventual pós-processamento) da imagem – seja pela redução do erro de segmentação para os casos de inexistência do nódulo, seja pela melhor precisão do contorno da região correspondente ao nódulo simulado em comparação com o processamento da imagem original.

Em extensão a esse trabalho, pretende-se analisar o efeito disso não apenas para outros conjuntos de imagens mamográficas reais, como para imagens adquiridas através de equipamentos do tipo DR.

Referências

[1] Inca. Instituto Nacional do Câncer. Disponível em: http://www2.inca.gov.br/wps/wcm/connect/agen_cianoticias/site/home/noticias/2015/estimativa_incidentia_cancer_2016. Acesso em: 8 Abr. de 2016.

[2] Kopans DB. Diagnóstico por imagem da mama. 3 ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2008.

[3] Boyd NF; Huszti E.; Melnichowk O.; Martin LJ.; Hislop G.; Chiarelli A.; Yaffe M. J.; Minkin S. Mamographic features associated with interval breast cancers in screening programs. *Breast Cancer Research*, v. 16, p. 1-9, 2014.

[4] Oliver A.; Freixenet J.; Marti J.; Pérez E.; Pont E.; Denton E. R. E.; Zwiiggelaar R. A review of automatic mass detection and segmentation in mammographic images, *Medical Image Analysis*, v.14, p. 87-110, 2010.

[5] Ribeiro PB.; Romero RAF.; Oliveira PR.; Schiabel H.; Verçosa L. B. Automatic segmentation of breast masses using enhanced ICA mixture model. *Neurocomputing*, v.120, p. 61-71, 2013.

[6] Goes, RF.; Schiabel, H.; Sousa, MAZ. Automatic scanning software based on the characteristic curve of mammograms digitizers. *Journal of Electronic Imaging (Print)*, v. 22, p. 013024-1-013024-10, 2013.

[7] Pisano, ED.; Yaffe, MJ. Digital mammography. *Radiology*, v. 234, n. 2, p. 353–362, 2005.

[8] Gur, D. et al. Digital breast tomosynthesis: Observer performance study. *American Journal of Roentgenology*, v. 193, n. 2, p. 586–591, 2009.

[9] Stemberg, DRM.; Sousa, MAZ.; Schiabel, H. Técnica para correção de imagens obtidas com um sistema CR utilizando a curva característica do filme mamográfico. In: VII Simpósio de Instrumentação e Imagens Médicas m, 2015, Campinas. Anais do VII Simpósio de Instrumentação e Imagens Médicas (SIIM), 2015.

[10] Furquim, TA; Nersissian, DY. Estudos de otimização de dose e qualidade de imagem em processos de transição tecnológica em mamografia. *Revista brasileira de física médica*, v. 4, n. 3, p. 11-14, 2011.

[11] Sousa, MAZ.; Siqueira, PN.; Schiabel, H. Evaluation of a simulation procedure designed to recognize shape and contour of suspicious masses in mammography. In: SPIE Medical Imaging, 2015, Orlando. v. 9416. p. 941618

[12] Caldwell, CB.; Yaffe, MJ. Development of an anthropomorphic breast phantom. *Medical Physics*, v.17, n.2, 1990.

[13] Otsu N. A threshold selection method from gray-level histograms *IEEE transaction on system, Man and Cybernetics*, v.o, n.1, p.62-66, 1979.

[14] Marcomini, KD.; Schiabel, H.. Comparative study on Otsu, EICAMM and level set techniques to automatic segmentation of breast lesions in digital mammography. In: Workshop de Visão Computacional, 2015, São Carlos. XI Workshop de Visão Computacional, 2015. p. 281-285.

[15] C Pei; Wang, SXU. “Segmentation of the breast region in mammograms using marker-controlled watershed transform”, 2nd International Conference on Information Science and Engineering, Hangzhou, China. Proc. ICISE’2010, p. 2371-2374.

ANÁLISE DO MÓDULO DE YOUNG DE UM *PHANTOM* COM FIBRAS POR MEIO DA ELASTOGRAFIA *SUPERSONIC SHEAR IMAGING*

K. M. M. Lima*, R. Rouffaud*, C. S. Moreira**, W. C. A. Pereira* e L. F. Oliveira* ***

*Programa de Engenharia Biomédica, Universidade Federal do Rio de Janeiro, RJ, Brasil

** Programa Francisco Eduardo Mourão Saboya de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica, Universidade Federal Fluminense, RJ, Brasil

***Escola de Educação Física e Desportos, Universidade Federal do Rio de Janeiro, RJ, Brasil
e-mail: kellymmlima@yahoo.com.br

Resumo: A elastografia dinâmica do tipo *Supersonic Shear Imaging* (SSI) permite a determinação do módulo de Young (E) em um meio sólido de forma não invasiva e em tempo real. Estudos mostram que a aproximação ao modelo isotrópico, utilizada em músculos e tendões, não é válida. Dados de simulação numérica e experimentais indicam que a propagação da onda de cisalhamento paralelamente às fibras possui uma velocidade distinta da transversal. O objetivo do trabalho é comparar o módulo de Young de um *phantom* mimetizador do músculo estriado em duas posições distintas do *probe* (paralela e transversalmente às fibras). A matriz do *phantom* foi constituída por 1,7% de ágar em 2,3 l de água deionizada e a solução foi inserida em um molde contendo fios de nylon paralelos. As médias dos valores do E na posição do *probe* perpendicularmente e paralelamente aos fios foram de $86,28 \pm 4,90$ kPa e $122,28 \pm 12,52$ kPa, respectivamente, mostrando a anisotropia no *phantom* mimetizador do músculo estriado.

Palavras-chave: elastografia, módulo de Young, *phantom*, anisotropia.

Abstract: *Supersonic Shear Imaging* (SSI) dynamic elastography allows Young's modulus (E) acquisition in a solid medium, noninvasively and in real time. Studies show that the isotropic model approximation used in muscles and tendons, is not valid. Numerical simulation and experimental data indicated that shear wave presents different speeds depending on the propagation direction (parallel or transverse to fibers). The aim of this study was to compare the E of a phantom that mimics muscle in two different probe positions (parallel and transverse to the fibers). The phantom matrix consisted of 1.7% agar in 2.3 l of deionized water and the solution was introduced into a mold containing nylon wire. Young's modulus mean values for the perpendicular and parallel probe position were $86,28 \pm 4,90$ kPa and $122,28 \pm 12,52$ kPa, respectively. These results show the anisotropy of muscle mimic phantom.

Keywords: elastography, Young's modulus, phantom, anisotropy.

Introdução

A elastografia dinâmica do tipo *Supersonic Shear Imaging* (SSI) permite a análise quantitativa da elasticidade em um meio sólido de forma não invasiva e em tempo real. A SSI se destacou na área da oncologia, mostrando alta reprodutibilidade no diagnóstico em vários tecidos biológicos, como a mama e próstata [1, 2]. Vem sendo cada vez mais utilizada em estudos de caracterização da unidade miotendínea [3], diagnóstico precoce e acompanhamento de estágios de lesão ou dor muscular tardia [4,5] e análise do efeito de intervenções (exercício físico, p. ex.) [6,7].

Em um tecido mole e puramente elástico, o cálculo do módulo de Young (E) é diretamente proporcional à velocidade de propagação da onda de cisalhamento (c_s), sendo ρ a densidade do meio, conforme a Eq. 1:

$$E = 3(c_s^2 \rho) \quad (1)$$

Medidas das propriedades mecânicas de músculos e tendões têm mostrado que a aproximação ao modelo isotrópico, utilizado em muitos tecidos biológicos, não descreve bem o comportamento mecânico [8]. A presença das fibras no tecido gera um eixo de simetria e o modelo mais adequado seria o isotrópico transverso.

A análise da anisotropia muscular tem sido tema de interesse para muitos pesquisadores e foi testada em músculos fusiformes, ou seja, músculos cujas fibras estão orientadas paralelamente ao eixo de geração de força do músculo [9-12]. Dados de simulação numérica e experimentais mostraram uma c_s paralelamente às fibras diferente da transversal [9]. Em outro estudo, a angulação *probe*-eixo principal das fibras musculares do bíceps braquial foi variada de 0° a 90° , ocorrendo um aumento da c_s quando o *probe* se encontrava na posição paralela às fibras (0°). Além disso, houve um aumento da c_s com o incremento da contração isométrica no dinamômetro quando o *probe* estava paralelo às fibras (fator de 3), o que não foi observado na posição transversal às fibras (aumento com fator de 1,5)[10]. Na posição do *probe* paralelo às fibras, o E apresentou menores efeitos dispersivos devido à viscosidade [10], o que gera medidas mais acuradas [13].

O *phantom* é um corpo de prova cujas propriedades

acústicas e mecânicas podem ser conhecidas. Assim, é possível realizar um estudo ecográfico de forma mais controlada, o que nem sempre é possível, quando se trata de tecido biológico.

O objetivo do trabalho é comparar o módulo de Young de um *phantom* mimetizador do músculo estriado em duas posições distintas do *probe* (paralela e transversalmente às fibras).

Materiais e métodos

Preparação dos *phantoms* – A matriz do *phantom* é constituída por uma solução de 1,7 % de ágar (Himedia, Índia). Inicialmente, a mistura foi aquecida até uma temperatura próxima ao ponto de ebulição do ágar (90° C) e, posteriormente, resfriada em temperatura ambiente, com o auxílio do agitador magnético (Novatecnica, SP, Brasil) [14]. À 50° C, a solução foi inserida em um molde de alumínio, contendo em sua metade uma camada de fios de nylon (poliamida 6), com diâmetro de 0,45 mm paralelos espaçados a cada 2 mm, como mostra a Figura 1. Uma pequena quantidade de massa de modelar (Acrilex, Brasil) foi utilizada para vedação do espaço entre as arestas de alumínio.



Figura 1: molde de alumínio contendo fios de nylon.

Após 12 h, os fios de nylon das extremidades foram cortados e o *phantom* desmoldado, sendo, seu formato final um paralelepípedo (27 x 18,5 x 3 cm), como mostra a Figura 2.

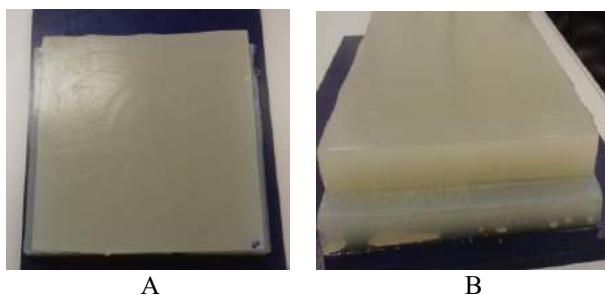
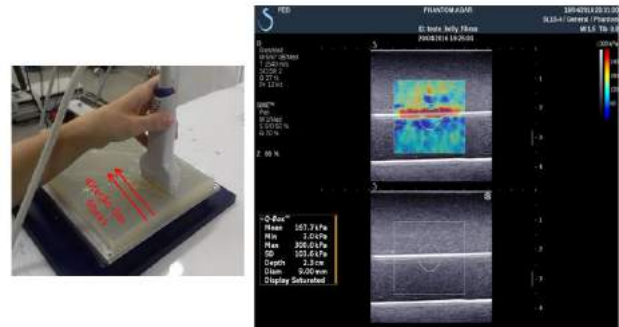


Figura 2: *Phantom* de ágar em vista superior (A) e frontal (B).

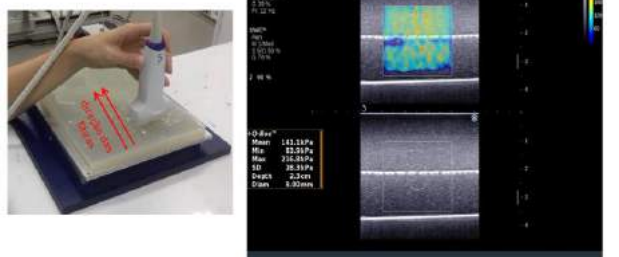
Em seguida, a massa (m) do *phantom* foi determinada para o cálculo da sua densidade, segundo a Eq. 2:

$$\rho = \frac{m}{v} \quad (2)$$

Aquisição elastográfica—O equipamento *Aixplorer* (v.9, *Supersonic Imaging, Aix-en-Provence, FRANÇA*) foi utilizado para gerar imagens em modo-B e elastográficas, com o *probe* linear (4-15 MHz) e utilizou-se uma camada de gel (Ultrex-gel, Farmativa Indústria e Comércio Ltda., BRASIL) para realizar o acoplamento acústico. Ativando o *preset phantom*, dez imagens foram adquiridas: cinco com o *probe* posicionado paralelamente (Figura 3A) e cinco transversalmente (Figura 3B) aos fios de nylon.



A



B

Figura 3: Posicionamento do *probe* paralelo (A) e transversalmente aos fios (B). À direita, observam-se as respectivas imagens elastográficas (superior) e modo-B (inferior).

A região de interesse escolhida tem dimensões suficientes para mapear o fio de nylon e a matriz. A medição do E foi realizada em uma janela (Q-box) de 9 mm de diâmetro, centralizada na região de interesse. As escala de cores representativa do E variou do azul (0 kpa) ao vermelho (300 kPa).

O algoritmo do equipamento *Aixplorer* considera a densidade do meio investigado equivalente a 1000 kg/m³, valor aproximado para o tecido biológico [9, 10]. No entanto, para adequar os valores do E gerado pelo equipamento ao E do *phantom*, realizou-se um correção nos valores da densidade. Primeiramente, inverteu-se a Eq. 1 para obtenção da c_s , a partir do E gerado pelo equipamento e a densidade do tecido biológico. Em seguida, utilizou-se a densidade do *phantom* para determinação do E do *phantom*.

Resultados

As características do *phantom* são: massa = 1,5 kg, volume = 0,0023 m³ e densidade = 652,17 kg/m³.

As médias dos valores do E obtidos em cada imagem na posição do *probe* perpendicularmente e paralelamente aos fios foram de 86,28 ± 4,90 kPa e 122,28 ± 12,52 kPa, respectivamente. O aumento do E da primeira para a segunda posição foi de 56%. Em relação à região do *phantom* sem fios, o E equivaleu-se a 78,26 ± 0,19 kPa, independente da orientação do *probe*.

Discussão

O corpo de prova desenvolvido neste estudo foi capaz de mimetizar o músculo estriado, no que se refere à imagem modo-B, pois mostrou diferenças de impedância entre os fios de nylon e matriz de ágar semelhantes à imagem de um músculo estriado, cujos fascículos são hiperecóticos e o ventre muscular, hipoeecótico.

Na posição do *probe* paralelamente aos fios, o mapeamento elastográfico mostrou grandes diferenças entre o E do fio para matriz (Figura 3A), já que o E do nylon é aproximadamente 100 Mpa, segundo dados de ensaios mecânicos [15]. A diferença do E entre os fascículos e o ventre muscular é menor do que a encontrada no *phantom* e o E médio para um músculo fusiforme como o bíceps braquial (em repouso) é de 15,3 kPa [16]. No entanto, essa diferença não interfere nos resultados do estudo, já que as comparações entre as posições do *probe* são relativas e restritas ao *phantom*.

A anisotropia foi comprovada no *phantom* de ágar-fios de nylon em duas posições distintas do *probe*, observando-se um maior E quando a onda de cisalhamento se propaga ao longo dos fios (posição do *probe* paralelo aos fios). Esse achado corrobora com os resultados de outros estudos [9-12], com amostras distintas. No músculo bovino, houve um aumento de 180% na c_s paralelamente às fibras em comparação à c_s perpendicular a essas estruturas. Para o músculo bíceps braquial *in vivo*, esse aumento foi de 300% [9]. Estes valores da literatura são maiores em relação ao atual estudo (56%) devido, possivelmente, à maior heterogeneidade desses tecidos, que contêm outras estruturas como vasos sanguíneos, nervos e tecido adiposo.

Já Chatelin et al. (2014) analisaram a anisotropia de um *phantom* de álcool polivinílico (PVA) após seu estiramento (alinhamento das fibras poliméricas) em 19 angulações *probe*-fibras. Encontrou-se um aumento de 64% na c_s paralelamente às fibras em comparação à c_s perpendicular [12], porcentagem que se aproxima mais à encontrada no atual estudo.

As limitações do atual estudo foram: saturação do mapeamento elastográfico do fio de nylon, já que foram obtidos valores do E superiores a 300 kPa e análise apenas de uma camada de fios, diferente do músculo estriado. Pretende-se desenvolver um modelo que mais

se aproxime do músculo estriado, ou seja, contendo várias camadas de fios (de PVA, possivelmente) e presença de angulações entre as fibras e o eixo horizontal.

Conclusão

O E na posição do *probe* paralelamente aos fios de nylon foi maior que o E na posição transversal, mostrando a anisotropia no *phantom* com fibras.

Agradecimentos

Os autores agradecem o apoio financeiro da CAPES, CNPQ, FINEP e FAPERJ.

Referências

- [1] Cosgrove DO, et al. Shear wave elastography for breast masses is highly reproducible. *European Radiology*. 2012; 22(5):1023–1032.
- [2] Ahmad S, Cao R, Varghese T, Bidaut L, Nabi G. Transrectal quantitative shear wave elastography in the detection and characterisation of prostate cancer. *Surg Endosc*. 2013; 27:3280–3287.
- [3] Arda K, Ciledag N, Aktas E, Aribas BK, Köse K. Quantitative Assessment of Normal Soft-Tissue Elasticity Using Shear-Wave Ultrasound Elastography. *Am J Roentgenol*. 2011;197(3):532–6.
- [4] Lv F, Tang J, Luo Y, Ban Y, Wu R, Tian J, et al. Muscle Crush Injury of Extremity: Quantitative Elastography with Supersonic Shear Imaging. *Ultrasound Med Biol*. 2012;38(5):795–802.
- [5] Lacourpaille L, Nordez A, Hug F, Couturier A, Dibie C, Guilhem G. Time-course effect of exercise-induced muscle damage on localized muscle mechanical properties assessed using elastography. *Acta Physiol*. 2014;211(1):135–46.
- [6] Crommert EM, Lacourpaille L, Heales LJ, Tucker K, Hug F. Massage induces an immediate, albeit short-term, reduction in muscle stiffness. *Scand J Med Sci Sports*. 2014:1–7.
- [7] Maher RM, Hayes DM, Shinohara M. Quantification of dry needling and posture effects on myofascial trigger points using ultrasound shear-wave elastography. *Arch Phys Med Rehabil*. 2013;94(11):2146–50.
- [8] Royer D, Gennisson JL, Deffieux T, Tanter M. On the elasticity of transverse isotropic soft tissues (L). *The Journal of the Acoustical Society of America*. 2011; 129(5). 2757-2760.
- [9] Gennisson JL, Catheline S, Chaffai S, Fink M. Transient elastography in anisotropic medium: application to the measurements of slow and fast shearwave speeds in muscles. *J Acoust Soc Am*. 2003; 114: 536-541.
- [10] Gennisson JL, Deffieux T, Macé E, Montaldo G, Fink M, Tanter M. Viscoelastic and anisotropic

- mechanical properties of in vivo muscle tissue assessed by supersonic shear imaging. *Ultrasound Med Biol.* 2010; 36(5):789–801.
- [11] Miyamoto N, Hirata K, Kanehisa H, Yoshitake Y. Validity of measurement of shear modulus by ultrasound shear wave elastography in human pennate muscle. *PloS one.* 2015; 10(4): e0124311, 2015.
- [12] Chatelin S et al. Anisotropic polyvinyl alcohol hydrogel phantom for shear wave elastography in fibrous biological soft tissue: a multimodality characterization. *Physical Medicine Biology.* 2014; 59: 6923–6940
- [13] Brandenburg JE et al. Ultrasound Elastography: The New Frontier in Direct Measurement of Muscle Stiffness. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation.* 2014; 95(11): 2207–2219.
- [14] Manickam K, Machireddy RR, Seshadri S. Characterization of biomechanical properties of agar based tissue mimicking phantoms for ultrasound stiffness imaging techniques. *Journal of the mechanical behavior of Biomedical Materials.* 2014; 35:132-43.
- [15] Moreira CS. Estudo Mecânico De Tecido Biológico Artificial: Silicone Reforçado Com Fibras De Nylon Submetido A Cisalhamento Simples. [dissertação]. Niterói: Universidade Federal Fluminense; 2016.
- [16] Yoshitake Y, Takai Y, Kanehisa H, Shinohara M. Muscle Shear Modulus Measured With Ultrasound Shear-Wave Elastography Across a Wide Range of Contraction Intensity. 2014;50(1):103–13.

GERAÇÃO DE IMAGENS 3D DE BIOMICROSCOPIA ULTRASSÔNICA ENDOLUMINAL DO CÓLON DE CAMUNDONGO

R. P. Oliveira*, J. Geremia*; R. C. Soletti** e J. C. Machado****

* Programa de Engenharia Biomédica – COPPE/UFRJ, Rio de Janeiro, Brasil

** Unidade de Farmácia, Universidade Estadual da Zona Oeste, Rio de Janeiro, RJ, Brasil

*** Programa de Pós-Graduação em Ciências Cirúrgicas – FM/UFRJ, Rio de Janeiro, Brasil
e-mail: rodrigopmaster@gmail.com

Resumo: O câncer de intestino é o terceiro tipo de câncer mais frequente nos homens e o segundo nas mulheres, de acordo com estimativas brasileiras para esse ano. Apesar da alta incidência e alta taxa de mortalidade, a maioria dos casos pode ser prevenida através de técnicas para detecção precoce, de acompanhamento e pelo aprimoramento de testes de diagnósticos padronizados. Para isto, é importante a realização de trabalhos pré-clínicos, usando modelos animais de doenças do cólon, o que requer a implementação de instrumentação de apoio às investigações. Para tanto, foi implementada neste trabalho uma técnica de geração de imagens tridimensionais de biomicroscopia ultrassônica endoluminal (BMUe), usando um sistema de ultrassom operando em 40 MHz. A técnica foi testada, inicialmente, com um *phantom* mimetizador do cólon de pequenos animais e posteriormente com um camundongo, *in vivo*. Foram adquiridas múltiplas imagens de BMUe em duas dimensões (2D), com os planos de imagem regularmente espaçados. Com o conjunto de imagens de BMUe-2D reconstruiu-se a imagem de BMUe-3D. Foi verificada a eficácia do sistema BMUe-3D através da identificação de camadas que compõem a parede do cólon de um camundongo, cujas imagens de BMUe-2D foram adquiridas *in vivo*.

Palavras-chave: *Phantom*, biomicroscopia ultrassônica 3D, Câncer de cólon, Ultrassom, camundongo.

Abstract: *Colon cancer is the third most common cancer for men and the second most common in women, according to Brazilian estimates for the current year. Despite the high incidence and high mortality rate, most of the cases can be prevented by techniques for early detection, monitoring and the increment of standardized diagnostic tests. In this sense, it is important to conduct pre-clinical studies using animal models of colon diseases, which requires the implementation of instrumentation to support investigations. Therefore, a technique to generate three-dimensional images of endoluminal ultrasound biomicroscopy (eUBM) was implemented, using an ultrasound system operating at 40 MHz. The technique was initially tested in a phantom that mimics a rodent colon and, thereafter, with a mouse colon, in vivo. Multiple two dimensional (2D) eUBM images were acquired with regularly spaced image planes. The sequence of the eUBM-2D images was used*

to reconstruct to the three dimensional (3D) eUBM image of either the phantom or the mouse colon. It was verified the effectiveness of eUBM-3D system, with the identification of the main tissue layers that form the animal colon wall.

Keywords: *Phantom, 3D Ultrasound Biomicroscopy, Colon Cancer, Ultrasound, mouse.*

Introdução

O Instituto Nacional do Câncer estimou mais de 600 mil novos casos de câncer no Brasil para o biênio 2016-2017 [1]. O câncer de intestino é o terceiro tipo de câncer mais frequente nos homens, com 8% dos casos, e o segundo nas mulheres, com 8.9% [1]. Apesar da alta incidência e alta taxa de mortalidade, a maioria dos casos pode ser prevenida através de técnicas para detecção precoce, acompanhamento e incremento de testes de diagnósticos padronizados [2-4].

Devido à alta sensibilidade e possibilidade de ressecção endoscópica das lesões, o procedimento padrão para o diagnóstico de lesões e de tumores na mucosa intestinal é a colonoscopia [5], a qual baseia-se na realização de um exame superficial da mucosa que nem sempre é capaz de identificar pequenas lesões, principalmente as não-polipóides (lesões planas e deprimidas). Assim, nesse trabalho é proposto o uso da Biomicroscopia Ultrassônica Endoluminal (BMUe), conjugado com a colonoscopia ótica, como uma ferramenta diagnóstica das lesões do cólon [6, 7]. A BMUe é uma técnica de imagem de ultrassom com alta resolução, tendo valores típicos de resolução da ordem de 30 μm (axial) e 72 μm (lateral), quando usada na frequência de 40 MHz [5].

Existem poucos trabalhos sobre BMU-3D e, recentemente, foi implementada uma técnica para a obtenção de imagens de BMU-3D do gastrocnêmio lateral de ratos [8].

A técnica proposta neste trabalho é inovadora e foi testada com a geração de imagens de BMUe-3D, para *phantom* mimetizador do cólon de pequenos animais e para cólon de camundongo, *in vivo*.

Materiais e métodos

Animal - Foi utilizado um camundongo macho, proveniente do cruzamento entre as linhagens 129/S6 e

CC57BL/6J. O protocolo do experimento foi aprovado pelo Comitê de Ética para Pesquisas Animais em Laboratório da Universidade Federal do Rio de Janeiro (DAHEICB042).

Phantoms - Foi confeccionado um *phantom* na forma de um tubo cilíndrico oco, com comprimento de 51,65 mm e diâmetros interno e externo de 3,20 e 10,44 mm, respectivamente. A parede do *phantom* foi confeccionada com gelatina em pó (G2500; Sigma Chemical, St. Louis, MO, EUA), dissolvida em água, e misturada com pó de sílica (S-5631; Sigma Chemical, St. Louis, MO, EUA) para atuar como espalhador e causar o *speckle* na imagem de ultrassom. Esferas de sílica foram incrustadas na parede do *phantom* para simularem alterações morfológicas típicas de tumores.

O *phantom* foi confeccionado adicionando-se o pó de gelatina, com concentração de 20% de peso da água filtrada e deionizada numa temperatura de 23°C. A seguir, adicionou-se o pó de sílica na concentração de 5% de peso da água. A mistura foi homogeneizada, usando-se um bastão de vidro, aquecida a uma temperatura de 50°C e posteriormente colocada em um molde para formar um tubo cilíndrico. As esferas de sílica foram inseridas na parede do *phantom* através de acessos laterais na parede do molde.

Sistema para a aquisição das imagens de BMUe

Para a aquisição de imagens de ultrassom foi utilizado um sistema de BMUe como instrumento convencional de imagem de ultrassom modo-B, ou seja, fornecendo imagens radiais bi-dimensionais (2D) em escala de cinza. Este sistema utiliza alta frequência ultrassônica (40 MHz), o que possibilita uma maior resolução, ao custo de uma menor profundidade de penetração. Um *mini-probe* em forma de cateter (Atlantis SR Pro Coronary Imaging Catheter; Boston Scientific Corporation, Natick, MA, EUA) foi utilizado para a emissão dos pulsos de ultrassom e recepção dos sinais de eco.

O *mini-probe* de BMUe consiste de duas peças principais: o núcleo de imagem e o corpo do cateter. O núcleo de imagem contém um transdutor ultrassônico que opera em 40 MHz e o corpo do cateter é formado por seções telescópicas para a movimentação de avanço e recuo do núcleo dentro do próprio cateter. O núcleo do *mini-probe* de imagem é ativado mecanicamente por uma unidade de servo motor denominada de *motordrive* (MD5; Boston Scientific Corporation, Natick, MA, EUA), que impõe um movimento circular ao núcleo de imagem, em torno do seu eixo, para permitir a geração de imagens ultrassônicas com varreduras circulares e perpendiculares ao eixo em torno do qual gira o transdutor.

O *mini-probe* acessa o interior do *phantom*, ou do cólon, pelo canal de trabalho de um endoscópio flexível com 2,5 mm de diâmetro externo (Richard Wolf, IL, EUA).

A Figura 1 apresenta os principais instrumentos usados, considerando o *mini-probe*, o *motordrive* e o endoscópio.

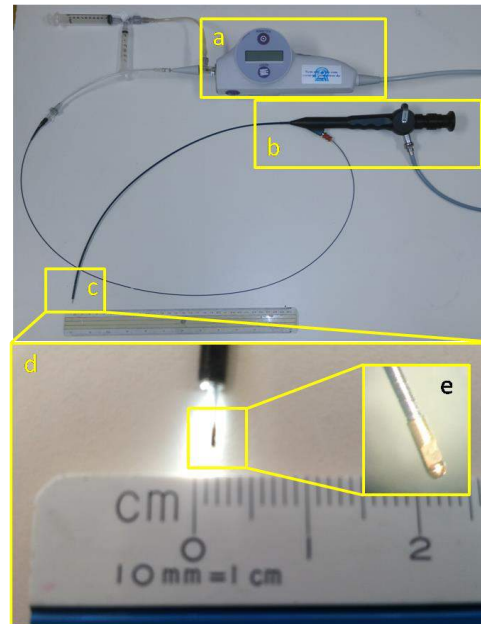


Figura 1: a. *Motordrive*; b. Endoscópio; c. Extremidade do *mini-probe* contendo o transdutor de ultrassom, após passar pelo canal de trabalho do endoscópio; d. Ampliação da imagem da extremidade do *mini-probe* com transdutor; e. Transdutor de ultrassom.

Um programa computacional em linguagem Labview 8.5 (National Instruments, Austin, TX, EUA), desenvolvido no Laboratório de Ultrassom do PEB/COPPE/UFRJ, foi executado em um microcomputador com uma placa de aquisição de dados (NI PCI-5114; National Instruments, Austin, TX, EUA) operando com frequência de amostragem de 250 MHz e instalada em um *slot* PCI, para a geração, a aquisição e o armazenamento das imagens de BMUe-2D. Este sistema computacional permite, ainda, a aquisição de imagens de colonoscopia e BMUe simultaneamente.

Aquisição de imagens – Na aquisição de imagens do *phantom* foi realizado um deslocamento linear, com velocidade aproximadamente constante, do *probe* de ultrassom. Com isso foram adquiridos 60 quadros de imagens espaçados de 0,2 mm um do outro. Sendo assim, a imagem de BMUe-3D reconstruída foi referente a segmento de *phantom* com 12 mm de comprimento.

Para a aquisição de imagens do animal, o mesmo foi submetido a anestesia inalatória com isoflurano (Cristália, São Paulo, Brasil), em 1,5% em 1.5 L/Min de oxigênio, usando um sistema de anestesia animal para laboratório (EZ-7000; Euthanex, Palmer, PA, EUA). Enquanto anestesiado, o animal foi fixado em decúbito dorsal sobre uma plataforma metálica para animais, aquecida a 37°C (Gaymar, Orchard Park, NY, EUA). As imagens de BMUe-2D do cólon foram adquiridas *in vivo*.

Durante a aquisição das imagens foi realizado um deslocamento linear do *mini-probe* de ultrassom, com velocidade constante e ao longo de um segmento de cólon com um comprimento de 25,48 mm. Foram

adquiridas 935 quadros de imagens com espaçamento entre si de 0,027 mm. Para a reconstrução da imagem de BMUe-3D foi utilizado um conjunto de 100 quadros, correspondendo a um segmento de 2,7 mm do cólon.

Reconstrução da Imagem de BMUe-3D -Um programa computacional em linguagem python (Python 2.7.9; Python Software Foundation, Delaware, EUA) foi utilizado para a geração das imagens 3D. Cada imagem de uma sequência de imagens de BMUe-2D é lida pelo programa e empilhada em um arquivo, formando uma matriz 3D. A geração da imagem de BMU-3D, se faz pelo método de mapeamento de textura.

A matriz 3D é amostrada em planos de corte, paralelos à imagem de projeção, e os valores de intensidades de cada *voxel* da matriz 3D são aplicados como textura aos planos. Os planos de textura 2D são empilhados, de trás para frente, na memória gráfica, para formar a textura 3D. Cada *voxel* é mapeado em uma cor (*red, green, blue*) e valor de opacidade por meio de uma função de transferência. Os valores de cor e opacidade de cada ponto de um plano de corte são calculados a partir da interpolação dos valores correspondentes nos *voxels* vizinhos.

Durante a execução do programa em *python* que gera a imagem de BMUe-3D, é permitida a interação com o usuário através da mudança da posição do observador em relação ao objeto (rotação da imagem 3D), escolha/alteração de cores e opacidade dos *pixels* e o corte da imagem 3D nos planos (sagital, coronal, transversal) e também da direção radial.

A cada mudança de um desses parâmetros ou da direção de visualização, uma nova imagem de BMUe-3D é gerada. Para que a visualização seja feita em tempo real, os comandos de textura 3D são implementados diretamente em *hardware*, uma placa de vídeo NVIDIA (GeForce GT 640; NVIDIA Corporation, Santa Clara, Califórnia, EUA).

Resultados

Phantom - Foram obtidas a imagens em duas dimensões (2D) e reconstruídas em três dimensões (3D). Na Figura 2 é possível observar as imagens obtidas do *phantom* confeccionado para mimetizar o cólon de camundongo. Na Figura 2a se apresenta a imagem de BMUe-2D, com profundidade de 3 milímetros, com o diâmetro total da imagem igual a 6 milímetros. Nesta imagem também é mostrado o local do *mini-probe* de ultrassom (Pr).

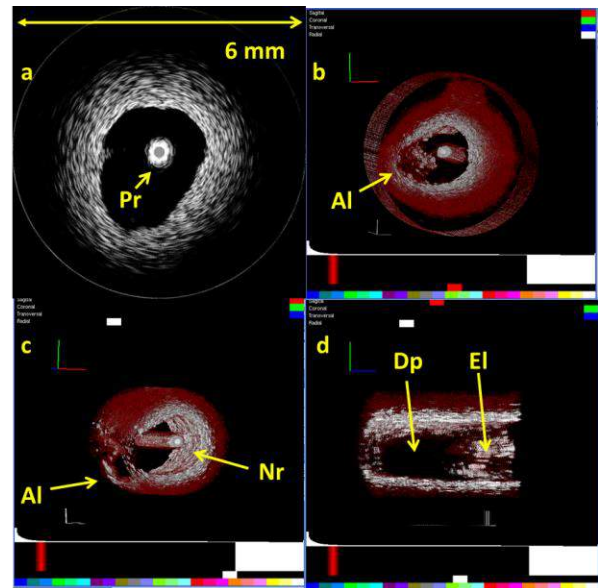


Figura 2: Imagem de BMUe do *phantom*; a. BMUe-2D; b. reconstrução BMUe-3D; c. Reconstrução BMUe-3D com corte radial do volume; d. Reconstrução BMUe-3D com corte radial e sagital do volume. Pr = *mini-probe*, Al = alteração, Nr = normal, Dp = depressão, El = elevação.

Na Figura 2b é possível observar uma alteração (Al) na parede interna do *phantom*. Na Figura 2c observa-se que um lado da parede interna do *phantom* apresenta uma alteração (Al) e o outro lado oposto apresenta-se normal (Nr), ou seja, sem alterações. O volume mostrado na Figura 2c foi processado, introduzindo-se um corte radial para ser observada apenas a região de interesse mais próxima da superfície interna do *phantom*. Na Figura 2d, o volume foi processado com um corte radial e um sagital. Com isso, é possível observar uma depressão (Dp) e uma elevação (El) nas camadas mais internas do *phantom*, motivos das alterações nessas regiões.

Nas Figuras 2b-d de volume é possível observar 4 barras coloridas no canto superior à direita. Cada barra possibilita um tipo de corte no volume. A barra vermelha possibilita um corte sagital, a verde um corte coronal, a azul um corte transversal e a branca um corte na direção radial, em relação ao eixo do *mini-probe* de ultrassom. Nessa figura, há um histograma com a distribuição das intensidades de cada *voxel* da imagem 3D.

Animal - As imagens obtidas de BMUe do cólon de um camundongo estão exibidas na Figura 3. Na Figura 3a é mostrada a BMUe-2D, onde é possível observar as diferentes camadas do cólon, a mucosa + submucosa (Mu+Sm) e a muscular externa (Me). A mucosa e submucosa, apresentaram-se hiperecoicas e a muscular externa, hipoecoica. Essas imagens em duas dimensões formaram um volume da BMUe-3D (Figura 3b).

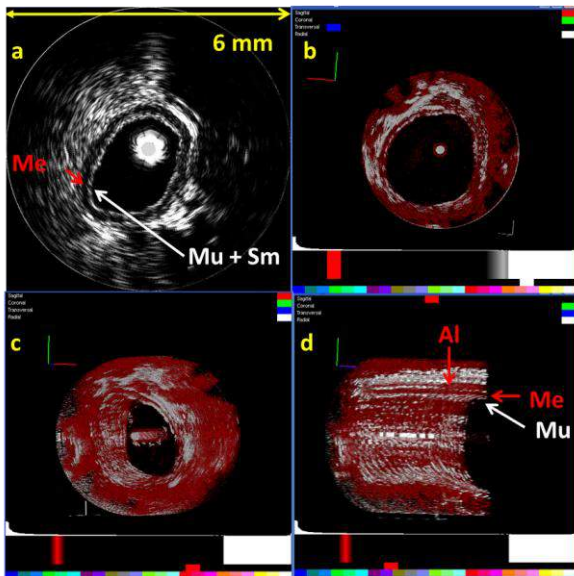


Figura 3: Imagem de BMUE do cólon do camundongo; a. Imagem de BMUE-2D; b. Imagem de BMUE-3D, vista frontal; c. Reconstrução da BMUE-3D com vista em diagonal; d. Reconstrução da BMUE-3D com corte sagital. Mu+Sm = mucosa + submucosa, Me = muscular externa, Al = alteração.

Na Figura 3c. é mostrada uma imagem volumétrica inclinada, possibilitando a visualização da superfície interna do cólon. Na Figura 3d é mostrada a imagem tridimensional apresentando um corte sagital, possibilitando a observação das diferentes camadas do cólon: a mucosa e submucosa (Mu + Sm) e a muscular externa (Me), havendo ainda uma alteração de espessamento na camada (Al).

Para diferenciar as camadas na reconstrução 3D, as mesmas estão marcadas com pseudo-cores. A mucosa e submucosa têm a pseudo-cor branca e a muscular externa recebeu a pseudo-cor vermelha (Figura 3.b-d)

Discussão

Atualmente, o exame padrão para cólon é a colonoscopia óptica, que permite a análise da superfície da mucosa e a observação de possíveis pólipos. Como visto nos resultados, a imagem de BMUE-2D permite a análise de outras camadas, além da mucosa. A reconstrução de modelos 3D a partir de imagens em 2D permite a análise de camadas mais profundas com estimativas de volume e profundidade de lesões ou tumores. Adicionalmente, é possível usar diversos planos de corte no volume 3D para a análise de diferentes regiões. Uma das maiores vantagens da geração de imagens 3D é a possibilidade de determinação de volumes de lesões ou tumores. Estes parâmetros têm implicações direta no tipo, tempo e na resposta do tumor a um tratamento.

O deslocamento do probe para a aquisição de imagem e reconstrução 3D foi realizado manualmente com velocidade constante. Para maior exatidão, está em desenvolvimento um sistema automatizado de

aquisição, que realiza deslocamentos com precisão de 0,0175 μm , a ser implementado e testado futuramente.

Conclusão

Com o sistema de BMUE-3D utilizado no presente estudo foi verificada a possibilidade de geração de imagens 3D para análise de camadas mais internas no *phantom* e do cólon de um animal. Foi possível a identificação de camadas como a mucosa e a muscular externa.

Assim, conforme apresentado nos resultados, o sistema BMUE-3D foi capaz de gerar imagens em 3D de estruturas de dimensões milimétricas, caracterizando diferentes camadas do cólon animal.

Agradecimentos

Agradecimentos às agências de suporte e incentivo à pesquisa CNPQ, CAPES e FAPERJ.

Referências

- [1] Instituto Nacional de câncer; Disponível em: <<http://www.inca.gov.br/estimativa/2016/index.asp?ID=2>>; Acesso em 21 de Março de 2016.
- [2] National Cancer Institute; Disponível em: <<http://seer.cancer.gov/statfacts/html/colorect.html>>; Acesso em 29 de Janeiro de 2015.
- [3] American Cancer Society, “Colorectal Cancer Facts & Figures 2011-2013” Atlanta: American Cancer Society, 2011, pp.4.
- [4] Soletti RC, Alves KZ, Britto MAP, Matos DG, Soldan M, Borges HL, Machado JC, “Simultaneous follow-up of mouse colon lesions by colonoscopy and endoluminal ultrasound biomicroscopy” World Journal of Gastroenterology, 2013; 8056-8064.
- [5] Alves KZ; Soletti RC; Britto MAP; Matos DG; Soldan M; Borges HL; Machado JC. “In Vivo Endoluminal Ultrasound Biomicroscopic Imaging in a Mouse Model of Colorectal Cancer”. Academic Radiology, Vol 20, No. 1, 2013; 90-98.
- [6] Hünerbein M, Totkas S, Ghadimi BM, Schlag PM. “Preoperative evaluation of colorectal neoplasms by colonoscopic miniprobe ultrasonography”. Ann Surg 2000;1:46-50.
- [7] Soletti RC, Britto MAP, Borges HL, Machado JC; “Analysis of tumor morphology and vasculature in an animal model of colorectal cancer using in vivo contrast-enhanced endoluminal ultrasound biomicroscopy” Ultrasonics Symposium (IUS), 2012 IEEE International; 914-917.
- [8] Martins NSF, Carneiro LT, Dantas HM, Esperança C, Marroquim RG, Oliveira LF, Machado JC. “Generation of 3D ultrasound biomicroscopic images: technique validation and in vivo volumetric imaging of rat lateral gastrocnemius”. Research on Biomedical Engineering, vol. 31, Number 2, pp. 85-96, 2015.

ESTUDO DA ESTABILIDADE DE UM PHANTOM PARA O CONTROLE DE QUALIDADE DE IMAGENS DO TENSOR DE DIFUSÃO

E. M. Souza^{*,**,**}, E. T. Costa^{*,**} e G. Castellano^{***}

^{*}Departamento de Engenharia Biomédica, FEEC, UNICAMP, Campinas, Brasil

^{**}Centro de Engenharia Biomédica, UNICAMP, Campinas, Brasil

^{***}Grupo de Neurofísica, IFGW, UNICAMP, Campinas, Brasil

e-mail: emarina@ceb.unicamp.br

Resumo: Imagens do tensor de difusão (DTI) são imagens de ressonância magnética com diversas aplicações em neurologia. No entanto, elas são bastante suscetíveis a ruídos, que podem comprometer os índices calculados a partir delas. Como não existem protocolos para o controle de qualidade (QC) das DTI, o objetivo deste estudo é propor um phantom de baixo custo para QC destas imagens e testar a estabilidade do mesmo verificando se variações nos parâmetros de aquisição das imagens interferem significativamente nos índices de DTI (iDTI). O phantom consiste em um cilindro de acrílico preenchido com água destilada, no qual há um insert contendo 3 feixes de fibras que simulam axônios. Com ele, foram adquiridas DTI em um scanner de RM de 3T variando-se os seguintes parâmetros: sensibilização à difusão (b), tempo ao eco (TE), tamanho do voxel, número de médias do sinal (NSA), codificação de sensibilidade (SENSE) e número de direções dos gradientes de difusão (NDGD). Os parâmetros foram variados 1 por vez, a partir do protocolo padrão do scanner. Para cada uma das DTI, foram calculados os iDTI: difusividade média (MD), anisotropia fracional (FA), anisotropia relativa (RA), razão de volume (VR), assimetria (S), esfericidade (C_s), linearidade (C_l) e planaridade (C_p). A maioria dos iDTI apresentou baixos valores de coeficiente de variação (CV) mediante mudanças nos parâmetros de aquisição das imagens. Os maiores CV encontrados foram para S e C_p , quando as dimensões dos voxels são alteradas. Assim, o arranjo mostra-se estável e útil para a realização de QC em DTI.

Palavras-chave: ressonância magnética, imagens do tensor de difusão, controle de qualidade.

Abstract: Diffusion tensor images (DTI) are magnetic resonance images with many roles in neurology. However, these images are vulnerable to noise, which can degrade the indexes derived of them. Nowadays, there are not protocols for DTI quality control (QC). Thus, the aim of this study is to purpose a low cost phantom for DTI QC and evaluate its stability checking if variations in image acquisition parameters change DTI indexes (DTIi) significantly. The phantom is based on a plexiglass cylinder filled by distilled water containing an insert with three fiber bundles to simulate axons. DTI of phantom were acquired in a 3T MRI scanner varying the following parameters: diffusion

sensitivity (b), echo time (TE), voxel size, number of signal averages (NSA), sensitivity encoding (SENSE) and number of diffusion gradients (NDGD). The parameters were changed one at-a-time, based on clinical acquisition protocol. For each DTI were calculated: mean diffusivity (MD), fractional anisotropy (FA), relative anisotropy (RA), volume ratio (VR), skewness (S), sphericity (C_s), linearity (C_l) and planarity (C_p). Most of DTIi had low coefficient of variation (CV) when the acquisition parameters changed. The highest CV were found for C_p and S, when voxels dimensions are modified. Thus, the setup looks stable and useful for DTI QC.

Keywords: magnetic resonance, diffusion tensor images, quality control.

Introdução

Imagens de ressonância magnética ponderadas por difusão (DWI - *Diffusion-Weighted Images*) revelam aspectos microscópicos relacionados à fisiologia dos tecidos, com base nas características de difusão das moléculas de água através deles [1]. Nos tecidos biológicos, a difusão pode ser isotrópica (ter a mesma magnitude em todas direções) ou anisotrópica (seguir uma direção preferencial). As DWI tiveram sua consagração na prática clínica para o diagnóstico do Acidente Vascular Cerebral na fase aguda e para classificá-lo como isquêmico ou não isquêmico [2]. A partir destas imagens é possível calcular o tensor de difusão [3], que permite a caracterização da “direcionalidade” da difusão. No modelo tensorial, a difusão é descrita como uma distribuição gaussiana multivariada, sendo o tensor uma matriz de covariância 3×3 , como apresentado abaixo:

$$T = \begin{pmatrix} D_{xx} & D_{xy} & D_{xz} \\ D_{yx} & D_{yy} & D_{yz} \\ D_{zx} & D_{zy} & D_{zz} \end{pmatrix}. \quad (1)$$

Esta matriz descreve os deslocamentos das moléculas de água em 3 dimensões normalizados pelo tempo de difusão. Os elementos da diagonal são as variâncias da difusão ao longo dos eixos x, y e z e os elementos fora da diagonal são os termos simétricos de

covariância [3]. Dada a simetria do tensor, para sua construção é necessária a aquisição de DWI em ao menos 6 direções, para a obtenção das seis componentes independentes. A partir do tensor é possível calcular índices que descrevem a magnitude, o grau de anisotropia e a geometria da difusão. Tais índices estão descritos na Tabela 1 e as equações para os cálculos dos mesmos são encontradas em [3].

Tabela 1: Índices de DTI calculados a partir do tensor de difusão.

iDTI	Descrição
MD	Medida da magnitude da difusão em mm^2/s
FA	Medida do grau de anisotropia; varia entre 0 (difusão isotrópica) e 1 (difusão anisotrópica)
RA	Medida da razão entre as porções anisotrópica e isotrópica do tensor
VR	Razão entre o volume de um elipsóide e de uma esfera; varia entre 0 (difusão isotrópica) e 1 (difusão anisotrópica)
S	Informa se o tensor é oblato ou prolato
C_s, C_l e C_p	Índices geométricos que informam a respeito da forma do tensor e podem ser plotados em um sistema baricêntrico de coordenadas; cada um deles varia entre 0 e 1 e a soma dos mesmos é igual a 1

O tensor pode ser visualizado em forma de imagem, sendo esta técnica denominada DTI (*Diffusion Tensor Imaging*). A partir das DTIs é possível reconstruir imagens de fibras axonais através da técnica denominada tractografia. Apesar da grande importância das DTI, ainda não se estabeleceu um protocolo de QC padrão para as aquisições destas imagens, que são bastante suscetíveis a ruídos e artefatos [4]. Na literatura, algumas propostas são encontradas [5,6]. Dado este panorama, este estudo tem por objetivo propor um phantom de baixo custo para QC das DTI e avaliar a estabilidade deste verificando se variações nos parâmetros de aquisição das imagens influem significativamente nos iDTI.

Materiais e métodos

O phantom proposto, apresentado na Figura 1, consiste em um cilindro de acrílico de 200 mm de altura e diâmetros externo e interno iguais a 180 mm e 170 mm, respectivamente. No interior do mesmo encontra-se um bloco retangular contendo 2 faces de $120 \times 120 \text{ mm}^2$ e duas faces de $180 \times 120 \text{ mm}^2$. Nestas faces há orifícios de 10 e 20 mm de diâmetro, regularmente distribuídos. Em 3 orifícios de 20 mm foram fixados 3 feixes de linhas multifilamento Dyneema® de 10 mm de espessura cada. Cada um deles possui 10 mm de espessura e 190 mm de comprimento, sendo identificados como 1, 2 e 3. O feixe 1 contém 200 linhas de 0,25 mm de espessura; o feixe 2, 150 linhas de 0,35 mm de espessura; o feixe 3, 130 linhas de 0,40 mm de espessura. A compactação de cada um deles e suas fixações no bloco retangular foram feitas com o

emprego de abraçadeiras de nylon. O cilindro foi então preenchido com água destilada, sendo utilizados os orifícios localizados em sua porção superior para a remoção de bolhas de ar residuais.

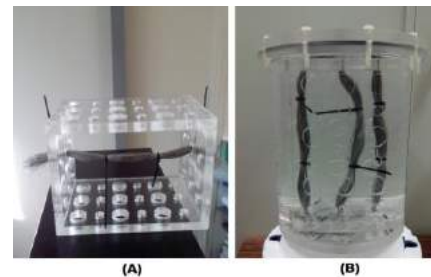


Figura 1: Phantom para QC em DTI. (A): Bloco retangular para o encaixe dos feixes de fibras. (B): Phantom montado. À esquerda, no meio e à direita estão os feixes de fibras 1, 2 e 3, respectivamente.

As aquisições das DTI foram feitas no scanner Achieva 3T® (Philips, Netherlands), da Faculdade de Ciências Médicas da UNICAMP. O phantom foi introduzido na bobina de crânio de 8 canais, sendo as imagens obtidas empregando-se o protocolo usado na rotina clínica - sequência de pulsos Spin-Eco (SE) EPI para aquisições de DTI. Para testar a influência dos parâmetros de aquisição nos iDTI calculados, foram obtidas imagens variando-se os valores de b, TE, NSA, fator SENSE, tamanho do voxel e NDGD, sendo um único parâmetro modificado de cada vez. Para cada valor de parâmetro testado, 1 aquisição de DTI foi feita. Tanto os parâmetros do protocolo padrão quanto as variações introduzidas encontram-se na Tabela 2. No total, foram feitas 29 aquisições de DTI. O valor do tempo de repetição (TR) para todas as aquisições foi de 7000 ms.

Tabela 2: Variações implementadas nos parâmetros das sequências de pulsos de DTI.

Parâmetro	Protocolo Padrão	Variações
b (s/mm^2)	1000	500/800/1000/ 1200/1500/2000/ 2500
TE (ms)	85	70/80/85/90/100
NSA	1	1/2/4/6
SENSE	2,5	2/2,5/2,8/3,5/3,8
Tamanho do Voxel (mm^3)	2	1/1,5/2/2,5/3
NDGD	32	6/15/32

Anteriormente aos cálculos dos iDTI, utilizou-se o software ExploreDTI [7] para avaliar a presença de *outliers* e erros residuais significantes nas imagens. No mesmo programa, a partir de sementes, foram desenhadas 3 regiões de interesse (ROIs) em cada imagem, uma para cada feixe de fibras. Foram então calculados os tratos correspondentes a estes feixes, bem como se obteve os autovalores do tensor de difusão, a partir dos quais, utilizando-se rotinas elaboradas em

Matlab®, foram calculados os iDTI. Para cada tipo de parâmetro modificado e cada feixe de fibras, foram então calculados os CV, posteriormente submetidos à análise estatística.

Resultados

Os gráficos das Figuras 2, 3 e 4 mostram os boxplots dos valores de CV dos iDTI para os 3 feixes de fibras.

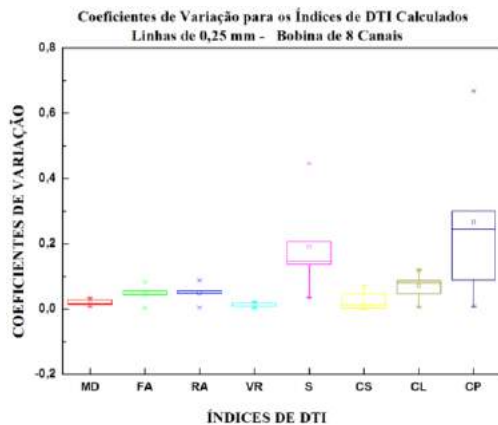


Figura 2: BoxPlot - CV dos iDTI - fibras de 0,25 mm.

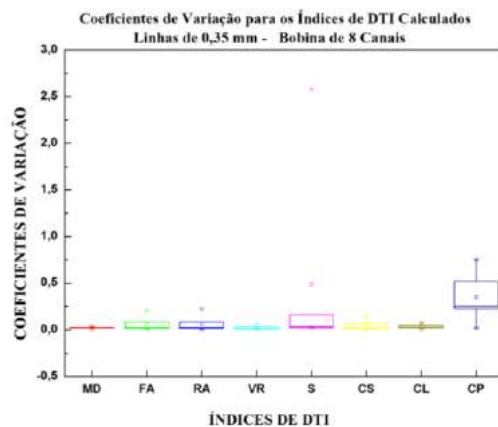


Figura 3: BoxPlot - CV dos iDTI - fibras de 0,35 mm.

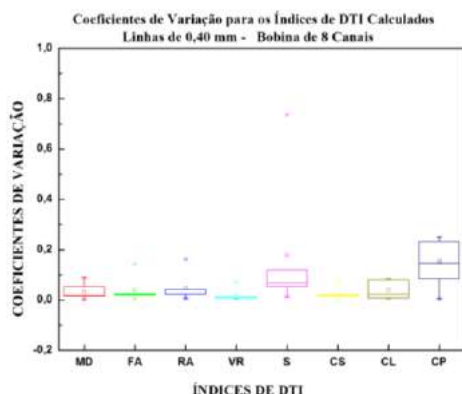


Figura 4: BoxPlot - CV dos iDTI - fibras de 0,40 mm.

A Figura 5 apresenta exemplos de reconstruções dos tratos do phantom mediante variações de TE, b e tamanho do voxel.

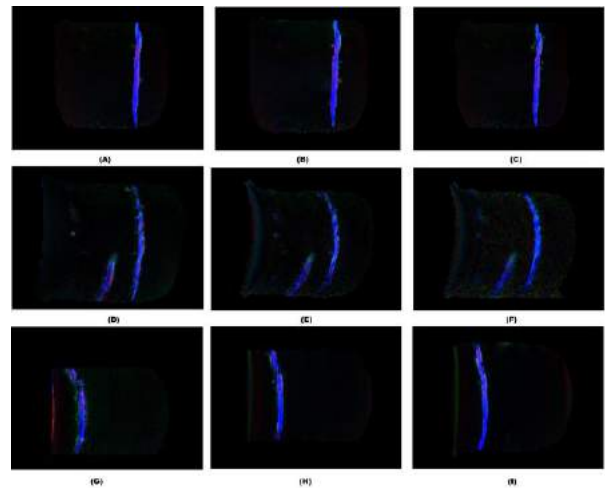


Figura 5: Tratos obtidos a partir de DTIs adquiridas com diferentes parâmetros de seqüências de pulsos. Porção superior: variações de TE. (A): 90 ms; (B): 85 ms; (C): 70 ms. Meio: variações de b. (D): 1000 s/mm²; (E): 1500 s/mm²; (F): 2000 s/mm². Porção inferior: variação no tamanho do voxel. (G): 1 mm³; (H): 2 mm³; (I): 3 mm³.

Discussão

As rotinas de QC do programa ExploreDTI não indicaram a existência de erros residuais elevados ou *outliers* significantes em nenhuma das DTI analisadas. Não houve artefatos significantes causados por bolhas de ar.

Os resultados obtidos sugerem que as fibras Dyneema® podem ser úteis para a construção de phantoms de DTI, concordando com achados da literatura [5]. Phantoms contendo tratos de dimensões microscópicas tendem a ser instáveis ao longo do tempo e mais suscetíveis a efeitos dos gradientes de campo magnético [4,5,8]. Por serem impermeáveis, as fibras Dyneema® facilitam a construção de feixes anisotrópicos e a viscosidade do material contribui para o preparo do phantom, dado que bolhas de ar residuais migram facilmente para a superfície do cilindro, de onde podem ser removidas com o uso de seringas.

A Figura 5 mostra que é possível reconstruir os tratos correspondentes aos feixes de fibras utilizando-se o software ExploreDTI. Na escala de cores aplicada, o verde representa a difusão de moléculas de água na direção anterior-posterior; o vermelho, na direção direita-esquerda e o azul na direção superior-inferior. Observa-se assim que a difusão está ocorrendo ao longo da direção dos feixes de fibras do phantom. Nota-se, contudo, que os 3 tratos não aparecem na mesma fatia. Isso se deve ao fato de os 3 feixes não estarem completamente alinhados, o que deve ser corrigido nas próximas montagens.

Para todos os feixes de fibras, os maiores valores de CV foram obtidos mediante a variação na dimensão do voxel. Para os feixes de fibras de 0,35 mm e 0,40 mm, obteve-se os maiores CV para o índice S (2,58 e 0,74, respectivamente), enquanto para o feixe de fibras de 0,25 mm o maior CV foi obtido para o índice C_p (0,67),

como visto nos Gráficos das Figuras 2-4. Em relação ao feixe de fibras de 0,35 mm, uma não homogeneidade na compactação do mesmo pode ter originado o maior CV encontrado.

A maioria dos valores de iDTI calculados manteve-se estável mediante variações nos parâmetros de aquisição das imagens. No entanto, verificou-se que os iDTI relacionados à geometria do tensor (S , C_s , C_1 e C_p) podem variar em função da dimensão do voxel escolhida.

Em relação ao encontrado atualmente na literatura [5,6,8], o phantom proposto neste estudo apresenta maior facilidade de confecção, menor custo e menor suscetibilidade a distorções geométricas decorrentes da aplicação das sequências de pulso de DTI. Em etapas futuras, será avaliada a estabilidade dos iDTI obtidos com o emprego de um phantom semelhante ao apresentado e que contemple também regiões onde haja cruzamentos de fibras. Além disso, serão avaliadas a estabilidade e reprodutibilidade de dados em aquisições de imagens feitas em diferentes scanners, de fabricantes distintos e várias intensidades de campos magnéticos.

Conclusão

O phantom desenvolvido mostra-se útil para o QC das DTI, dado que variações nos parâmetros de aquisição não afetam de forma significativa os iDTI calculados. No entanto, melhorias nos graus de compactação dos feixes de fibras e na geometria dos mesmos ainda são necessárias para minimizar variações nos iDTI relacionados à geometria do tensor.

Agradecimentos

Agradecemos à toda equipe do Laboratório de Neuroimagem, do Hospital de Clínicas da UNICAMP, pelo apoio e concessão do scanner de RM e ao técnico Renato Moura, do Centro de Engenharia Biomédica da UNICAMP, pela construção das peças de acrílico empregadas. Agradecemos também à AFPU-UNICAMP e à FAPESP, pelo apoio financeiro.

Referências

- [1] Beaulieu C. The basis of anisotropic water diffusion in the nervous system - a technical review. *NMR in Biomedicine*. 2002; 15: 435-455.
- [2] Moseley ME, Cohen Y, Mintorovitch L et al. Early detection of regional cerebral ischemia in cats: comparison of diffusion- and T2-weighted MRI and spectroscopy. *Magnetic Resonance in Medicine*. 1990; 14: 330-346.
- [3] Basser PJ, Mattiello J, LeBihan D. Estimation of the effective self-diffusion tensor from the NMR spin echo. *Journal of Magnetic Resonance B*. 1994; 103: 247-254.
- [4] Jones DF, Cercignani M. Twenty-five pitfalls in the analysis of diffusion MRI data: *NMR in Biomedicine*. 2010; 23: 803-820.
- [5] Ebrahimi, B., S. D. Swanson, and T. E. Chupp, 2010, A microfabricated phantom for quantitative MR perfusion measurements: validation of singular value decomposition deconvolution method: *IEEE Trans Biomed Eng*, v. 57.
- [6] Els, F., 2008, Simulation and experimental verification of the diffusion in an anisotropic fiber phantom, v. 190, p. 189–199.
- [7] Leemans A, Sijbers JB, Jones DK. ExploreDTI: a graphical toolbox for processing, analyzing, and visualizing diffusion MR data: 17th Annual Meeting of Intl Soc Mag Reson Med. 2009; p. 3537.
- [8] Komlosch ME, Horkay F, Freidlin RZ, et al. Detection of microscopic anisotropy in gray matter in a novel tissue phantom using double Pulsed Gradient Spin-Echo. *Journal of Magnetic Resonance Imaging*. 2011; 208: 128-135.

RECONHECIMENTO DE DECÚBITO DE PACIENTES ACAMADOS BASEADO EM IMAGENS RGB E EM DEPTH MAPS

R. S. F. Gomes, A. R. Silva, Diego Rativa, B. L. D. Bezerra e B. J. T. Fernandes

Escola Politécnica de Pernambuco - Universidade de Pernambuco, Recife, Brasil
e-mail: rsfg@ecomp.poli.br

Resumo: As úlceras de pressão (UP) são lesões de pele que se originam de isquemia tecidual prolongada. A maneira mais eficiente de prevenir o aparecimento desse tipo de lesão é a mudança regular de decúbito do paciente que deve ser feita pelo menos a cada duas horas se não houver contra-indicações. Como tal ação depende da percepção humana, a mudança de decúbito está sujeita a falhas nas abordagens empregadas como cisalhamento, troca de posição precoce ou tardia que podem acelerar o aparecimento de feridas. Este trabalho propõe uma abordagem de baixo custo para o reconhecimento de decúbito de pacientes acamados restritos ao leito ou com mobilidade reduzida baseado em imagens RGB e em *Depth Maps*, feitas a partir do dispositivo Microsoft Kinect. As imagens foram separadas em três classes: decúbito dorsal, decúbito lateral esquerdo e decúbito lateral direito. Cada imagem foi classificada com base ao grupo ao qual pertencia utilizando classificadores supervisionados: *K-Nearest Neighbors* e *Support Vector Machine*, sendo que este último classificador foi combinado com a técnica para estimar parâmetros *GridSearch*. Ao final da execução dos testes obteve-se uma taxa de acerto de 98,6%.

Palavras-chave: Support Vector Machine, KNN, inteligência computacional, classificação, redes neurais artificiais.

Abstract: *Pressure Ulcers (PU) are skin lesions, which arise from prolonged tissue ischemia. The most effective way to prevent the onset of this type of injury is to change the patient position in minimum intervals of, two hours, if there are no contraindications. The patient's position tracking method is based on human perception and errors are usually attributed to mistakes like shear or exchange or early or late position made by the healthcare professional. Here it is proposed a low-cost method for recognition of decubitus bedridden or disabled patients based on RGB images and Depth Maps, obtained by using a Microsoft Kinect device. The images were separated into three different classes: supine, as well as, left and right lateral decubitus. Each image was classified using supervised classifiers: K-Nearest Neighbors and Support Vector Machine, the latter classifier was combined with the GridSearch for parameters estimation. A classification rate of 97.2% has been obtained.*

Keywords: *Support Vector Machines, KNN, Artificial Intelligence, Classification, Neural Network.*

Introdução

A procura pelos melhores e mais modernos meios de cuidados a serem oferecidos a todas as pessoas que estão hospitalizadas é algo constante e presente nos hospitais que se preocupam em dar os melhores tratamentos para seus pacientes. Entre esses, encontram-se os que estão em estado crítico. Pessoas nesse estado, na grande maioria das vezes, estão impossibilitadas de realizar qualquer movimento, e isso favorece o aparecimento de úlceras de pressão – UP, lesões localizadas na pele ou no tecido ou estrutura subjacente, geralmente sobre uma proeminência óssea, resultante de pressão isolada ou de pressão combinada com fricção e/ou cisalhamento [1]. Mesmo com a aplicação de métodos preventivos, a incidência de UP constatada nos estudos de Rogenski e Santos (2005), em um hospital brasileiro foi de 39,81% [2]. Em se tratando do custo envolvido, nos Estados Unidos, são gastos em média 11 bilhões de dólares relacionados a maior permanência hospitalar e tratamento das UP [3]. No Brasil, o custo para tratamento de um único paciente pode ultrapassar os R\$ 30.000,00 [4].

A prevenção da úlcera de pressão depende da percepção e ação humana, estando sujeita a abordagens de modificação de decúbito não sistematizadas e com eficácia duvidosa [2]. Assim, a automação do processo através de técnicas computacionais apresenta-se como uma solução para minimizar os problemas resultantes da necessidade periódica de interferência humana. Quanto à utilização de sistemas computadorizados para a monitorização automática de pacientes apoiando a prevenção das UP's, uma revisão sistemática publicada em 2015 evidenciou em 37 artigos os seguintes fatores de risco monitorados: pressão, umidade do corpo, temperatura e fluxo sanguíneo. Destes, a pressão exercida pelo peso corporal na superfície da interface pele-leito foi alvo de avaliação em 26 artigos. Sete estudos forneceram ainda mapas de intensidade de pressão que são gráficos representando a intensidade da pressão do corpo sobre o colchão [5].

Algumas superfícies de apoio no gerenciamento das UP utilizam matrizes para análise de pressão e camas que se reposicionam [7]. Entretanto, esses sistemas de mapeamento de pressão, por exemplo os da Tekscan® ou XSensor®, possuem um custo aproximado de US\$ 10.000 [6]. Em [7] houve a utilização de câmeras com sistema de monitorização.

Ainda neste trabalho [7], percebe-se uma complexidade relativamente alta de integração entre o ambiente hospitalar e todo o aparato necessário para que o software conseguisse identificar decúbitos de maneira satisfatória.

Em [11] foi proposta uma abordagem para reconhecimento de decúbitos também baseada no Microsoft Kinect, porém, o autor fez uso de apenas um único modelo de classificação, o *K-Nearest Neighbours*, e sua base dados era composta de imagens de apenas três participantes. Quando um modelo é treinado é desejável obter a maior capacidade de generalização possível, isto é, maior capacidade de responder corretamente a dados fornecidos durante o teste. Para isso, deve-se fornecer uma quantidade satisfatória de exemplos durante a fase de treinamento.

A proposta deste trabalho é usar sensores de baixo custo, nesse caso o Microsoft Kinect, para construção de *Depth Maps*, e a partir da análise destes, disponibilizar uma alternativa de identificação de decúbitos ágil e acessível, propiciando aos profissionais de saúde mais uma importante ferramenta para auxílio à prevenção de UP's.

Materiais e métodos

Como pode ser visto no diagrama de blocos da Figura 1, câmeras e sensores do Microsoft Kinect aliados a técnicas de visão computacional permitem obter imagens RGB e de profundidade. Posteriormente as imagens são classificadas utilizando técnicas de inteligência computacional como *Support Vector Machine* (SVM), *K-Nearest Neighbors* (KNN). Por último, o estimador de parâmetros Gridsearch e a Validação Cruzada são utilizados para avaliar a capacidade de generalização deste modelo.

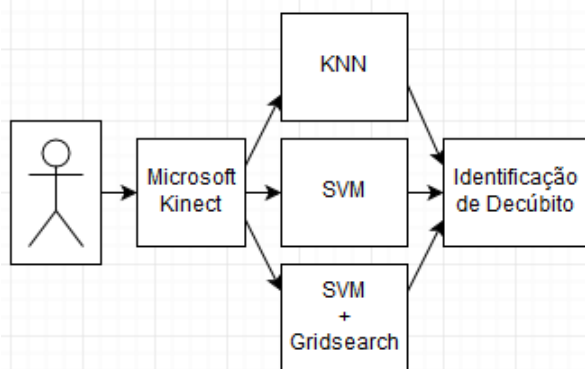


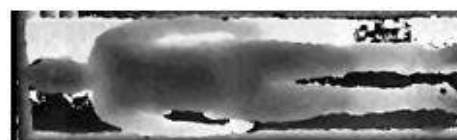
Figura 1: Diagrama de blocos do método.

Aquisição de imagens – As imagens RGB e os *Depth Maps*, usados como insumo principal para os experimentos realizados neste trabalho foram obtidas com a câmera e com o sensor infravermelho do Microsoft Kinect, sensor de movimento desenvolvido para os consoles Xbox 360 e Xbox One da Microsoft. As imagens foram obtidas com 47 voluntários divididos entre os sexos feminino e masculino e foram feitas no laboratório de Úlceras de Pressão da Escola Politécnica de Pernambuco – POLI, Universidade de Pernambuco.

Na figura 2 podemos observar exemplos dos decúbitos nos quais as imagens foram feitas representados através de *Depth Maps*.

Pré-processamento de imagens – Por padrão o Microsoft Kinect captura imagens RGB com 640×480 pixels de tamanho e *Depth Maps* com 320×240 pixels. Visando diminuir o tempo de processamento e eliminar dados irrelevantes aos processos de aprendizagem e classificação todas as imagens foram cortadas. Este procedimento redimensionou todas as imagens para a resolução 636×250 pixels. Isto permitiu que o corpo do voluntário ficasse em evidência aumentando ainda mais a desempenho dos resultados.

Uma vez redimensionadas, todas as imagens foram divididas em três classes distintas, são essas: Decúbito Dorsal, Decúbito Lateral Esquerdo e Decúbito Lateral Direito. Após essa etapa, estas foram então transformadas em vetores unidimensionais para servir de entrada para os algoritmos de inteligência computacional.



A) Decúbito Dorsal



B) Decúbito Lateral Direito



C) Decúbito Lateral Esquerdo

Figura 2: Três tipos de decúbitos usados na pesquisa

Algoritmo K-NN – É um método não paramétrico usado para classificação e regressão. Tem aprendizagem supervisionada, isto significa que fornecemos a resposta correta ao algoritmo durante a fase de treinamento. Esse algoritmo considera pares entrada/saída de forma a aprender uma função que mapeia a entrada para a saída [8]. A forma como a classificação ocorre, se dá pelo cálculo da distância entre dois pontos. Para o caso específico deste trabalho, o KNN classifica uma imagem como pertencente a uma determinada classe, levando em consideração o quanto essas se distanciam ou se aproximam.

Algoritmo SVM – É um modelo de classificação baseado na Teoria da Aprendizagem Estatística para reconhecimento de padrões com aprendizado supervisionado objetivando a minimização do risco esperado.

Durante a fase de treinamento, são apresentados exemplos e seus devidos rótulos à SVM que fica responsável por construir um modelo que atribua uma categoria aos exemplos de teste apresentados [9].

A função de similaridade responsável por separar os dados em classes é chamada de Kernel, os mais populares são: Kernel Linear, Kernel Polinomial e Kernel RBF.

É importante esclarecer que a escolha entre estes e outros tipos de Kernel se dá de acordo com o domínio do problema que se quer resolver.

Gridsearch Algoritmo para Otimização de Parâmetros – pode ser visto como uma busca exaustiva dos melhores parâmetros para a SVM [9]. Para o desenvolvimento deste trabalho, os Kernels utilizados foram o Linear, RBF e Polinomial. Os valores da constante C e de Gamma foram variados de acordo como podemos ver na equação 1.

$$C = \{1, 10, 100, 1000\} \text{ Gamma} \{0.001, 0.0001\} \quad (1)$$

Para os Kernels RBF e Polinomial, a busca pela melhor grade de parâmetros se deu pela combinação em pares dos valores de C e de Gamma.

Para as SVM com Kernel linear, a grade de parâmetros foi feita somente realizando a alternância dos valores de C, pois este só pode assumir valores lineares para compor seus parâmetros.

Experimentos – A metodologia de teste utilizada foi o *cross-validation 10-fold* onde todo o conjunto de dados é dividido em dez partes menores e, a cada iteração, uma parte é utilizada para teste e as demais para treinamento [10]. Todos os experimentos foram realizados em uma máquina com processador Core i7-3520 com CPU de 2.90 GHz 8 núcleos com 6 GB de memória RAM e com o sistema operacional Windows 8.1. A base de dados foi dividida em dois grupos: imagens RGB e *Depth Maps*. Cada grupo continha imagens com as três posições as serem classificadas: decúbito dorsal, decúbito lateral esquerdo e lateral direito.

Em cada categoria foram aplicados separadamente o KNN, o SVM e o SVM+Gridsearch. Por fim, as duas categorias RGB e *Depth Maps* foram agrupadas no grupo RGB-D e os classificadores foram aplicados novamente para fins de comparação. Cada experimento foi realizado trinta vezes e os valores mostrados nas tabelas da próxima seção é a média final destes.

Como forma de melhorar visualização dos resultados aplicou-se a curva *Receiver Operating Characteristic* (ROC). A área sob a curva descreve a capacidade de generalização do modelo, quando os valores se encontram próximos a 0,5 isto significa que não há distinção entre as classes. Quanto mais os valores se aproximam de 1, melhor a separação entre as classes [12]. Uma vantagem de se utilizar esse tipo de abordagem é a independência de certas condições de análise tais como: distribuição dos exemplos da classe, limitação do classificador e custo relacionado a classificações errôneas.

Resultados

A Tabela 1 apresenta as taxas de classificação alcançadas. Percebe-se que quando a entrada dos classificadores é composta apenas de *Depth Maps* os modelos alcançaram uma precisão maior, chegando a 98,6% no modelo SVM+Gridsearch.

A Figura 3 mostra a análise pela curva ROC dos classificadores SVM e KNN em *Depth Maps*. O SVM alcançou uma taxa de 96% de acerto, um resultado significativamente melhor que os 83,6% alcançados pelo KNN. Entretanto entre o intervalo de 10 e 15% o KNN se mostrou superior a SVM.

Tabela 1: Taxa de acerto das técnicas utilizadas nas três diferentes bases.

Técnica	RGB (%)	DEPTH (%)	RGB-D (%)
KNN	82,9	83,6	83,3
SVM	92,9	96	94,6
SVM Gridsearch	94,6	98,6	92

Na Figura 4 estão contidas as taxas de classificação para todas as classes do modelo SVM+Gridsearch em *Depth Maps*. Para que fosse possível realizar esse tipo de análise com a curva ROC, foi aplicada a abordagem um contra todos para a separação das classes, pois essa curva realiza uma análise binária.

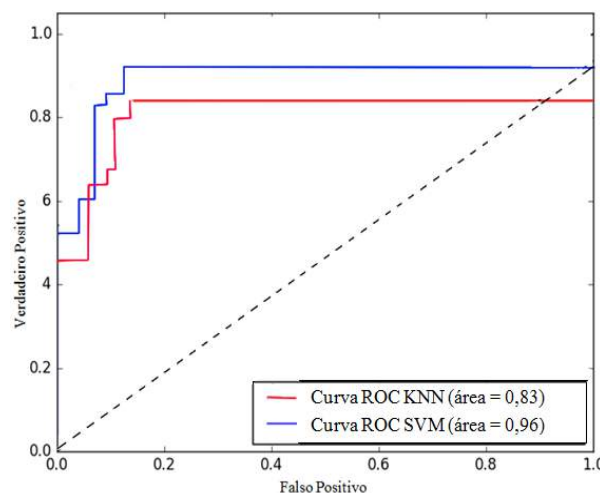


Figura 3. Curva ROC de precisão e cobertura para KNN e SVM em *Depth Maps*.

A classe 0 corresponde a Decúbito Dorsal que alcançou 100% de taxa de classificação, a classe 1 corresponde a Decúbito Lateral Direito com 0,98% e a classe 3 corresponde a Decúbito Lateral Esquerdo com 0,98%. Como era esperado, o modelo comete alguns erros ao comprar os decúbitos laterais por sua natural semelhança. É possível notar ainda algumas sobreposições nos intervalos iniciais entre os decúbitos lateral direito e lateral esquerdo.

Isso pode ser justificado pela composição da base, pois os voluntários possuíam tamanhos e silhuetas diferentes.

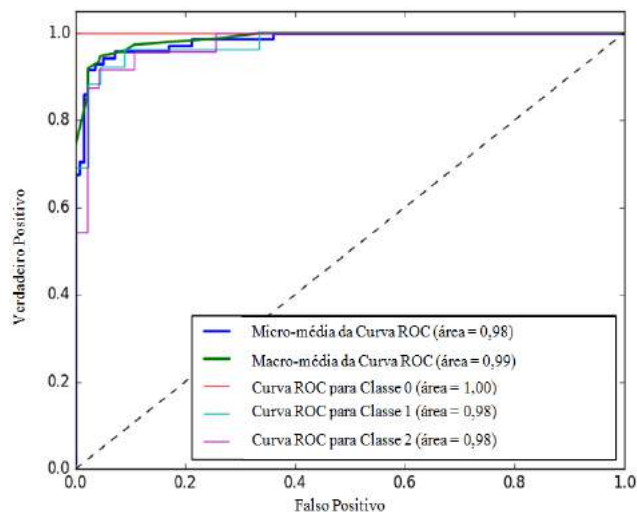


Figura 4: Curva ROC de precisão e cobertura para SVM+Gridsearch multiclasse em *Depth Maps*.

Discussão e Conclusão

O modelo para identificação de decúbito em pacientes acamados baseado em imagens feitas a partir do Microsoft Kinect proposto nesse artigo obteve uma taxa de acerto de 98,6% em sua maior pontuação. O modelo de classificação que atingiu esse número foi a SVM combinado com o estimador de parâmetros GridSearch utilizando imagens de *Depth Maps*.

É importante observar a baixa diferença entre as taxas obtidas com os sensores de profundidade e câmeras RGB, 98,6% e 96%, respectivamente. Isso permite diminuir ainda mais os custos com aquisição de equipamento, visto que câmeras convencionais são ainda mais em conta do que as que possuem sensores de profundidade.

Embora os resultados tenham se mostrado promissores este trabalho possui algumas limitações. Entre estas destaca-se o fato desta solução ainda não ser aplicável em tempo real e a necessidade de que os voluntários estejam sem cobertor. Sabe-se que em ambientes hospitalares reais os pacientes, em sua grande maioria, encontram-se cobertos. Outra limitação percebida é que número de posturas tratadas por esta solução ainda é limitado e não contempla todas as posições que os pacientes podem assumir.

Em síntese, mesmo se tratando de um estudo preliminar, percebe-se que saber da posição anterior e identificar a posição atual de cada paciente antes de mudar para um novo decúbito, permite aos profissionais de saúde manter um histórico personalizado de troca de posição voltado às necessidades específicas de cada paciente. A aplicação desse método não se limita apenas ao âmbito hospitalar, como o equipamento usado é de baixo custo e fácil aquisição, este método pode também ser usado para pacientes que se encontram acamados em suas próprias residências.

Agradecimentos

Os pesquisadores agradecem as agências de fomento CNPq (444880/2014-3), FACEPE (APQ-0321-1.03/14) e CAPES pelo financiamento parcial desta pesquisa.

Referências

- [1] Caliri MHL.; Úlcera por Pressão, Definição e Classificação. National Pressure Ulcer Advisory Panel. Revista Estima. 2007. v.5, n.3;.
- [2] Rogenski NMB.; Santos VLCG. Estudo sobre a incidência de úlceras por pressão em um hospital universitário. Rev Latino-am Enfermagem, julho-agosto; 2005. p. 474-80.
- [3] Bennett G.; Dealey C.; Posnett J. The cost of pressure ulcers in the UK. Age and ageing, Br Geriatrics Soc. 2004. p. 203-235.
- [4] Lima ACB.; Guerra DM.; Avaliação do custo do tratamento de úlceras por pressão em pacientes hospitalizados usando curativos industrializados, Ciência & Saúde Coletiva. 2011. 16(1):267-277.,
- [5] Marchione FG.; Araújo LMQ.; Araújo LV. Approaches that use software to support the prevention of pressure ulcer: A systematic review. International Journal of Medical Informatics. 2015. 84(10): 725–736.
- [6] Marcus Y.; David DH.; Eric Winokur, Amanda Gaudreau Balderrama, Robert Sheridan and Hongshen Ma., A Flexible Pressure Monitoring System for Pressure Ulcer Prevention, 31st Annual International Conference of the IEEE EMBS Minneapolis, Minnesota, USA, September. 2009. p. 2-6.
- [7] Kittipanya-Ngam P.; Ong SG.; Eng HL. Computer vision applications for patients monitoring system. In F. G. Marchione, L. M. Q. Araújo, L. V. Araújo. Approaches that use softsoftware to support the prevention of pressure ulcer: A systematic review. International Journal of Medical Informatics. 2015. 84(10): 725–736.
- [8] Tang B.; He H. "ENN: Extended Nearest Neighbor method for pattern recognition". IEEE Computational Intelligence Magazine. 2015. 10(3): 52–60.
- [9] Olivier C.; Vladimir V.; Olivier B.; Sayan M. Choosing multiple parameters for support vector machines. Machine Learning. 2002. p. 131–159.
- [10] Varma S, Simon R. "Bias in error estimation when using cross-validation for model selection". BMC Bioinformatics. 2006. p. 7-91.
- [11] Marchione FG. Sistema para apoio à prevenção de úlcera por pressão [dissertação]. São Paulo: Universidade de São Paulo; 2015.
- [12] Bishop, CM. Pattern Recognition Machine Learning. Springer. New York. 2006. cap 1.

QUANTIFICAÇÃO DE FLUXO SANGUÍNEO EM ARTERIOGRAFIAS UTILIZANDO FILTRO BILATERAL E SIGMOIDE

P. F. Nunes* **, M. L. N. Franco*, J. B. D. Filho*, A. C. Patrocínio*

* Universidade Federal de Uberlândia, Uberlândia, Brasil

**Universidade de São Paulo, São Carlos, Brasil

e-mail: polyananunes@usp.br

Resumo: Os exames arteriografia são úteis para verificar anormalidades nos vasos sanguíneos e doenças tais como derrame cerebral, estenose, hemorragia e, especialmente, no diagnóstico de morte encefálica em indivíduos comatosos. Diante de um exame tão preciso, o uso de estratégias que podem ajudar na precisão esse tipo de exame é de suma importância. Para isso, eles foram comparadas três técnicas de pré-processamento, o primeiro a utilizar o filtro bilateral para reduzir o ruído das imagens, a segunda técnica usando a intensidade transformado por sigmoide para melhorar as artérias antes que a contagem dos pixels, e o terceiro usando o filtro bilateral com a intensidade transformado por sigmoide. A proposta é reduzir o ruído contido em imagens arteriografia, aumentando as artérias, e assim obter uma contagem mais precisa dos pixels das imagens arteriografia.

Palavras-chave: Arteriografia, morte encefálica, filtro bilateral, sigmoide.

Abstract: *The arteriography exams are useful for checking abnormalities in the blood vessels and diseases such as stroke, stenosis, bleeding and especially in the diagnosis of Encephalic Death in comatose individuals. Faced with an exam so precise, the use of strategies that can assist in precision this type of examination is of paramount importance. To this, they were compared three pre-processing techniques, first using the bilateral filter to reduce noise of the images, the second technique using the transformed intensity by Sigmoid to enhance the arteries before the count of the pixels, and the third using bilateral filter with the transformed intensity by Sigmoid. The proposal is to reduce the noise contained in arteriography images, enhancing the arteries, and so obtain a more accurate count of pixels of these images arteriography.*

Keywords: *Arteriography, Encephalic death, Other cases, bilateral filter, Sigmoid.*

Introdução

A arteriografia é uma modalidade da hemodinâmica que se baseia na aquisição de imagens ao longo do tempo em uma determinada artéria contrastada. Isso só é possível pela injeção de um fármaco radiopaco, uma vez que os vasos, juntamente com o sangue, têm densidades semelhantes a dos tecidos adjacentes, essa pouca diferença de densidade provoca baixa distinção

entre a artéria e os demais tecidos, o contraste injetado aumenta a atenuação de raios X do sangue, o que possibilita que o vaso seja destacado [1].

A morte encefálica representa o estado clínico irreversível em que as funções cerebrais (telencéfalo e diencéfalo) e do tronco encefálico estão irremediavelmente comprometidas [2]. É definida também como a parada completa e irreversível das funções encefálicas, impossibilitando a manutenção da vida sem o auxílio de meios artificiais [3] e a arteriografia é uma das técnicas utilizada na sua detecção.

Com a arteriografia é possível também avaliar doenças como acidente vascular cerebral, aneurismas, estenoses e hemorragias cerebrais [3], [4]. No Brasil, a arteriografia e a eletroencefalografia (EEG) isoeletrico, desempenham importante papel como exames complementares à avaliação clínica prevista no protocolo atual de determinação da morte encefálica [1], permitindo a confirmação ou não da morte encefálica.

Contudo, a análise visual do exame permite apenas avaliações qualitativas sobre a existência ou não de fluxo sanguíneo cerebral no paciente, e seria bastante útil realizar uma estimativa quantitativa desse fluxo sanguíneo para efeito de confronto com os resultados da eletroencefalografia e, assim, refinar a compreensão do processo de morte encefálica.

Estudos recentes mostraram que é possível fazer essa estimativa quantitativa do fluxo sanguíneo encefálico de arteriografias [5].

Diante disso, o objetivo deste trabalho é testar novas técnicas de filtragem, nesse caso o filtro bilateral, a fim de minimizar ainda mais o ruído das imagens e utilizar a transformada de intensidade por sigmoide para o realce das artérias obtendo assim uma melhor quantificação do fluxo sanguíneo em arteriografias.

Materiais e Métodos

Imagens de Arteriografia Cerebral - Neste trabalho, foram utilizados um total de 14 exames de arteriografia cerebral, sendo sete de morte encefálica (ME) com 1073 *frames* e os outros sete exames de pacientes que não tiveram morte encefálica, aqui denominados de outros casos (OC), com 2356 *frames*. Foram utilizados um total de 3429 *frames* de arteriografia cerebral de 14 pacientes.

São imagens no padrão DICOM (Digital Imaging Communications in Medicine) com resolução espacial de 720x720 pontos e resolução de contraste de 8 bits [5]. A Figura 1 abaixo, ilustra uma *frame* real de arteriografia.



Fig. 1. *Frame* de arteriografia .

Método de Pré-processamento - As imagens de arteriografia foram subtraídas através da subtração relativa entre duas imagens subsequentes, uma vez que não é necessário estabelecer qual a imagem correspondente ao momento sem contraste, sendo que ao tentar quantificar o fluxo posterior, revelariam um falso aumento de fluxo ao longo do exame [5]. Após a subtração, as imagens foram filtradas utilizando o filtro bilateral.

O filtro bilateral foi proposto originalmente por Tomasi e Manduchi em 1998, como uma ferramenta para remoção de ruído, possuindo como característica, a capacidade de remover ruídos e preservar bordas. O filtro bilateral é definido conforme Equação 01 [6]:

$$\tilde{I}(X) = \frac{1}{C} \sum_{y \in N(x)} e^{-\frac{\|y-x\|}{2\sigma_d}} e^{-\frac{\|I(y)-I(x)\|^2}{2\sigma_r^2}} I(y) \quad (01)$$

onde σ_d e σ_r são parâmetros que controlam o peso no domínio espacial e de intensidade, respectivamente, $\tilde{I}(X)$ representa os pixels da imagem, $N(x)$ é uma vizinhança espacial de $\tilde{I}(X)$, e C é a constante de normalização representada pela seguinte Equação 02:

$$C = \sum_{y \in N(x)} e^{-\frac{\|y-x\|}{2\sigma_d}} e^{-\frac{\|I(y)-I(x)\|^2}{2\sigma_r^2}} \quad (02)$$

Para o realce das imagens, foi utilizada a transformada de intensidade por sigmoide para o realce de intensidade. A função sigmoide é uma função não-linear que pode assumir valores de corte entre 0 e 1 e é capaz de mapear os níveis de cinza da imagem, enquanto que os parâmetros de ganho determinam a velocidade com que a função passa do nível mínimo para o máximo, controlando o contraste real da imagem. Os valores de corte e de ganho utilizados, são os que apresentaram melhores resultados em trabalho anterior [5].

Processamento - A segmentação é umas das principais técnicas do processamento, na qual a parte mais importante é o processo de limiarização. Neste trabalho

a limiarização utilizada foi a Limiarização Global Ótima de Otsu, em que o objetivo é minimizar o erro médio ocorrido durante a separação das duas ou mais classes (grupos) existentes na imagem [7].

O método de Otsu tem sua limiarização compreendida na função densidade de probabilidade (PDF) que mede a separabilidade entre as classes, ou seja, é assumida a PDF como sendo uma função do tipo gaussiana em que seu ponto de máximo corresponde ao ponto onde existe a máxima separabilidade entre as classes, definindo o limiar de separação entre objeto e fundo.

A PDF funciona a partir da definição de um valor de k existente entre o valor mínimo e o valor máximo de cinza. Diante desse valor “ k ” escolhido, é possível calcular a probabilidade de que “ k ” seja o ponto de separação entre as classes da imagem [7].

O cálculo dessa probabilidade é feito a partir da variância das classes, utilizando a média e a probabilidade de cada uma dessas classes. A PDF é a variância entre as classes dividida pela variância global da imagem, que é inicialmente calculada, ou seja, esse equacionamento mostra qual o grau de separabilidade entre essas classes. Após esse cálculo, variando “ k ” desde o valor mínimo até o valor máximo, é definido o ponto onde esse “ k ” obteve maior valor de separabilidade como sendo o ponto de menor erro para essa separação.

Desta forma a segmentação pode acontecer de forma bem simples, todos os valores acima de “ k ” são considerados brancos (máximo) e todos abaixo ou igual a “ k ” como pretos (mínimo) [7]. A Fig. 2 ilustra um *frame* de um paciente OC após a subtração, sem segmentação em (A) e com segmentação em (B).

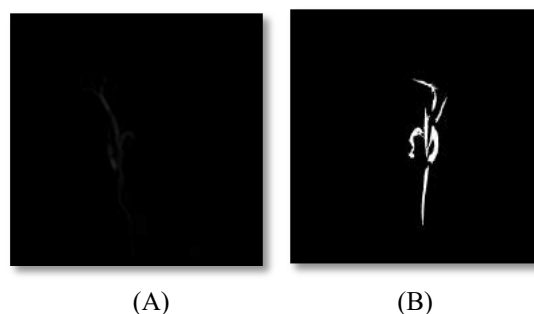


Fig. 2. *Frame* de uma arteriografia de uma paciente OC, antes (A) e após (B) a segmentação.

Após a segmentação das imagens, foi proposto o procedimento para verificar a continuidade dos objetos encontrados na segmentação, ou seja, foi feito um teste de verificação de continuidade, que analisa a conectividade pixel a pixel de seus 8 vizinhos.

Nesse algoritmo de continuidade é utilizado um valor limiar de pixels conectados, pois se houver uma quantidade muito pequena de pixels conectados o objeto pode não corresponder ao objeto de interesse, e isso pode corresponder a ruídos na imagem, uma vez que o objeto de interesse corresponde a artérias irrigadas e estes objetos, em geral, são os maiores objetos nas imagens.

Este valor de limiar influencia diretamente a qualidade da segmentação e também a eliminação de ruídos na imagem.

Resultados e Discussões

Todos os 14 conjuntos de imagens, 7 de morte encefálica (ME) e 7 de outros casos (OC) foram analisadas com três diferentes técnicas de pré-processamentos:

- 1°. Utilizando apenas o filtro bilateral;
- 2°. Utilizando apenas a função sigmoide com corte de 0,01 e ganho 20 sem filtrar as imagens;
- 3°. Utilizando o filtro bilateral e a função sigmoide com corte de 0,01 e ganho 20.

Após serem pré-processadas todas as imagens foram segmentadas e passaram pelo teste de verificação de continuidade, ou seja, todas as imagens após passarem por cada uma das técnicas acima, foram também processadas. A Fig. 3 ilustra uma comparação visual de um mesmo *frame* de um exame de OC, com os três pré-processamentos (1°, 2° e 3°) e posteriormente processados.

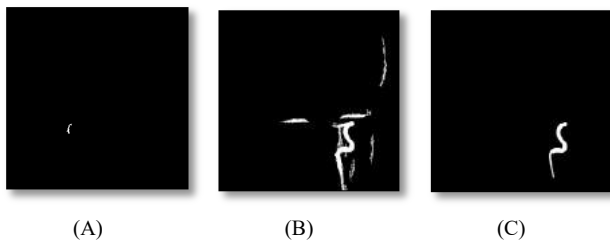


Fig. 3. Comparação visual de um mesmo *frame* de um exame de OC, com os três pré-processamentos 1°, 2° e 3°.

A Fig. 4 ilustra uma comparação visual de um mesmo *frame* de um exame de ME, com os três pré-processamentos (1°, 2° e 3°) e posteriormente processados.

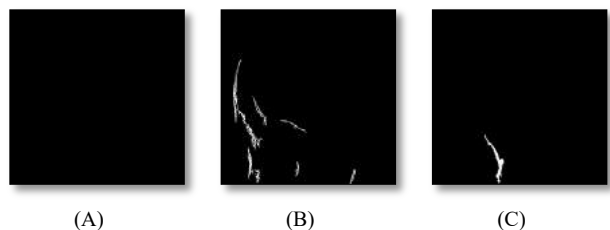


Fig. 4. Comparação visual de um mesmo *frame* de um exame de "OC", com os três pré-processamentos 1°, 2° e 3°.

As quantidades de pixels das imagens da Fig. 3-B e Fig. 4-B utilizando o pré-processamento apenas pela sigmoide, apresentaram uma quantidade bem mais significativa de ruído em relação às outras imagens que foram pré-processadas utilizando o filtro bilateral.

Quando o pré-processamento foi feito apenas com a filtragem das imagens sem o uso da sigmoide, conforme as imagens da Fig.3-A e Fig. 4-A, nota-se que o fluxo sanguíneo da artéria não é visível ou muito pouco

visível, o que levaria à não contabilização de pixels ao final do processamento. Diferentemente da Fig.3-C e Fig. 4-C que foi pré-processada utilizando filtro e sigmoide, onde a artéria foi destacada e não houve a presença de ruído nas imagens.

Após avaliados visualmente, as imagens passaram por uma análise quantitativa, onde foram analisadas estatisticamente de forma a eliminar valores fora do desvio padrão, ou seja, quando a soma da quantidade de pixels foram superiores a média mais o desvio padrão, então estas imagens foram eliminadas. Aqueles valores existentes acima da soma da média com desvio padrão, foram eliminados, os que sobraram foram avaliados os valores máximos e as médias de pixels para cada tomada, divididas entre Morte Encefálica (ME) e Outros Casos (OC).

A Fig. 5 e a Fig. 6 a seguir, ilustram os valores máximos de pixels de OC e ME (eixo y) por exame (eixo x), para os três tipos de pré-processamentos. Nota-se que os valores máximos de pixels são encontrados nos 7 exames de OC em todos os casos de pré-processamento.

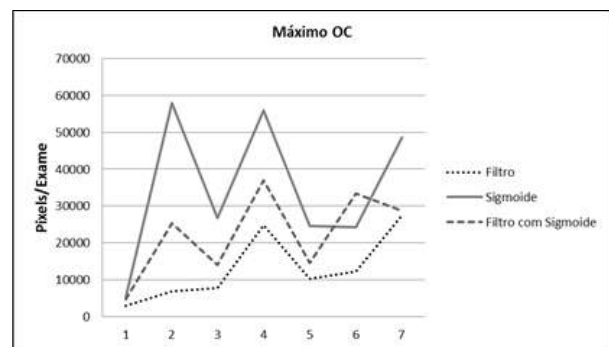


Fig. 5. Número total de pixels dos exame de OC para três diferentes pré-processamentos.

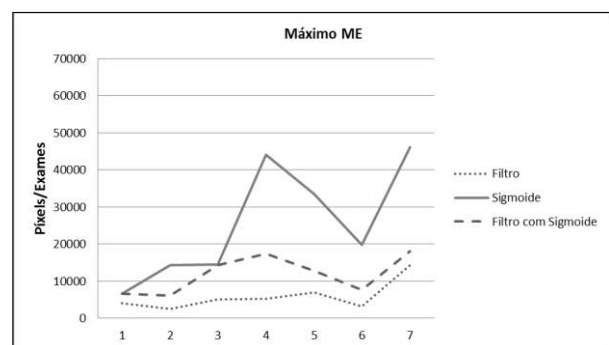


Fig. 6. Número total de pixels dos exame de ME para três diferentes pré-processamentos.

A Fig. 7 e a Fig. 8. a seguir, ilustram os valores médios de número de pixels para cada tomada, divididas entre Morte Encefálica (ME) e Outros Casos (OC) (eixo y), por exame (eixo x), para os três tipos de pré-processamentos.

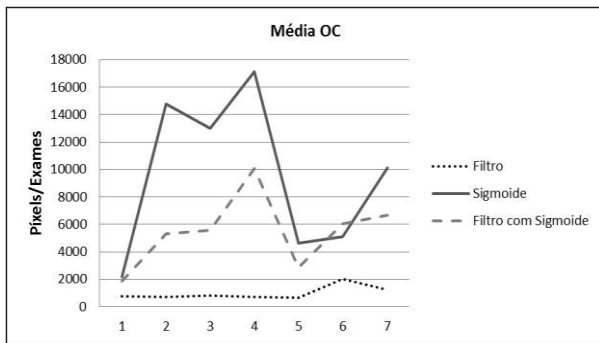


Fig. 7 Valores médios de pixels dos exame de OC para três diferentes pré-processamentos.

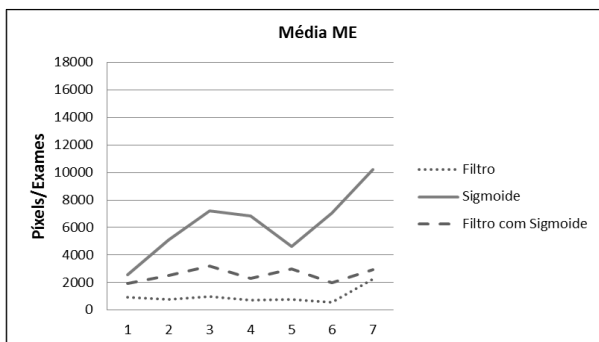


Fig. 8 Valores médios de pixels dos exame de ME para três diferentes pré-processamentos.

As médias dos valores de pixels na Fig. 7 e na Fig. 8 também apresentaram maior quantidade em 6 dos 7 exames de OC pré-processados com o filtro e a sigmoide, enquanto que no caso do pré-processamento feito apenas pelo filtro, 6 dos 7 exames apresentaram uma quantidade média de pixels menor em OC.

Conclusão

Após a comparação numérica e visual das imagens nos três processamentos, pode-se concluir que o melhor método de pré-processamento utilizada até o momento, é o método que usa o filtro bilateral com a transformada de intensidade por sigmoide. As imagens que passaram por este pré-processamento, apresentaram maior nitidez da artéria irrigada e quase nenhum ruído na imagem.

As imagens foram submetidas primeiramente por uma subtração de frame a frame, para o realce das diferenças entre eles. A fim de diminuir os ruídos, as imagens foram submetidas à passagem do filtro bilateral, logo após a filtragem as imagens sofreram uma transformação de intensidade por sigmoide e em seguida foram submetidas ao procedimento de segmentação pelo método da limiarização de Otsu.

Após a segmentação das imagens, as mesmas passaram pelo processo de verificação de continuidade, que consiste em analisar pixel a pixel a conectividade dele com seus 8 vizinhos e por fim a quantificação de todos os pixels representando o fluxo sanguíneo.

Os resultado das quantificações dos casos de ME e OC com o filtro bilateral e a sigmoide, apresetaram resultados satisfatórios, uma vez que, com os dois

métodos, conseguiu-se reduzir o ruído decorrente do processamento de forma muito significativa e ao mesmo tempo aumentar a quantidade real de fluxo sanguíneo.

A ausência de ruído nas imagens de arteriografia é de fundamental importância, já a presença de qualquer artefato que não seja fluxo de uma artéria irrigada, poderia entrar a contagem de pixels e prejudicar no diagnóstico de morte ou não do paciente.

Logo, com o processamento dessas imagens é possível auxiliar o médico na análise quantitativa do fluxo encefálico contribuindo no diagnóstico de morte encefálica. E para isso uma próxima etapa será a realização de novos processamentos a fim de estabelecer indicadores quantitativos de falta de irrigação cerebral, o que auxiliaria na detecção da morte encefálica.

Por se tratar de um exame muito preciso essa base de dados deverá ser gerada com uma quantidade expressiva de *frames* e para isso serão utilizados 1073 *frames* de ME e 2356 *frames* de OC.

Referências

- [1] Braun, M. et al. "Diagnostic Neuroradiology". [S.I.]:Springer, 1997.
- [2] Morato, EG. "Morte Encefálica: Conceitos essenciais, diagnóstico e atualização". Revista Médica de Minas Gerais, v.19, n° 3, p.22-30. 2009.
- [3] Wijdicks, MD. "The case against confirmatory tests for determining brain death in adults". Views & Reviews: Neurology, [S.I.], v. 75, p. 77-83. 2010.
- [4] Regattieri, NAT. "Anatomia arterial intracraniana: Avaliação por angiografia computadorizada". Revista Imagem, São Paulo, v.32, p. 31-37. 2010.
- [5] Nunes, PF. et al. "Intensity transform and Wiener filter in measurement of blood flow in arteriography". Proc. SPIE 9413, Medical Imaging 2015: Image Processing, 941326, March 20, 2015.
- [6] Zhang, M. "Bilateral Filter in Image Pro-cessing". Faculty of the Louisiana State University and Agricultural and Mechani-cal College, Louisiana, 2009.
- [7] Gonzalez, RC.; Woods, R.E. "Processamento Digital de Imagens". Tradução de Cristina Yamagami e Leonardo Piamonte. 3. ed. São Paulo: Pearson, 2009.

AVALIAÇÃO DA VARIAÇÃO DE CONTRASTE EM IMAGENS MAMOGRÁFICAS DE DIFERENTES ESPESSURAS E COM DIFERENTES TÉCNICAS DE AQUISIÇÃO

R. B. Venâncio*, R. S. Ribeiro*, M. C. Rosa**, D. M. Cunha **, E. M. Ruberti Filha*** e A. C. Patrocínio*

*Faculdade de Engenharia Elétrica – Universidade Federal de Uberlândia, Uberlândia, Brasil.

** Instituto de Física – Universidade Federal de Uberlândia, Uberlândia, Brasil.

*** Ruberti & Ruberti Consultoria em Proteção Radiológica e Controle de Qualidade Ltda ME– São Paulo, Brasil.

e-mail: riannebvenancio@gmail.com

Resumo: O exame de mamografia é o método mais eficaz para a detecção precoce do câncer de mama. A distribuição do feixe de raios X ao longo do campo durante o exame não é uniforme, estando sujeitas ao chamado efeito Heel, que provoca variação de intensidade de pixel ao longo do campo. Este trabalho mostra qual a variação da intensidade do pixel em cinco Regiões de Interesse (ROIs) ao longo do campo de imagens de PMMA em diferentes espessuras de tensões. Como metodologia foram usadas placas de PMMA com espessuras de 3, 5 e 7 centímetros e valores de tensão variando de 24 a 34 kVp; a corrente foi automaticamente estabelecida pelo mamógrafo. Foram apresentados nos resultados às relações da variação de contraste com tensão, corrente e dose. A variação de contraste foi insignificante para todas as imagens, mesmo variando a tensão em 4kVp, a variação da intensidade do pixel é pequena comprovando a correção que é feita pela fabricante.

Palavras-chave: mamografia, contraste, qualidade de imagem.

Abstract: *Mammography is the most effective method for early detection of breast cancer. The distribution of the X-ray beam during the exam is not uniform, being subject to the Heel effect, which causes pixel intensity variation along the field. This work shows that the variation in pixel intensity in five Regions of Interest (ROIs) along the PMMA imaging field in different thicknesses and voltages. We used PMMA plates with thickness of 3, 5 and 7 centimeters with a voltage variation of 24kVp to 34 kVp; the electric current was automatically set by the equipment. The results presented the relation among contrast variation, voltage, current, and dose. The contrast variation was insignificant for all images, even varying the voltage 4kVp, the pixel intensity variation is small confirming that the correction is made by the manufacturer.*

Keywords: *mammography, contrast, image quality.*

Introdução

Segundo o Instituto Nacional do Câncer (INCA), estima-se 57.960 novos casos de câncer de mama no Brasil, com aproximadamente 15 mil mortes esperadas para o ano de 2016. O câncer de mama é o mais comum entre mulheres no país correspondendo a 25% dos casos de câncer descobertos na população feminina [1].

A detecção dessa doença se dá principalmente pelo exame de mamografia, pois devido a sua alta sensibilidade, estruturas não palpáveis, são detectadas na mamografia [2].

Os equipamentos mamográficos vêm evoluindo e a mamografia digital já é uma realidade. A qualidade da imagem depende de vários fatores, dentre eles a calibração do equipamento. Porém alguns efeitos de deterioração são intrínsecos ao processo, como o efeito Heel [3].

No mamógrafo o lado do anodo tem pequena uma inclinação que faz com que os raios X desse lado percorram um caminho maior e assim chegam ao receptor com menor intensidade de energia do que o lado do cátodo [4].

Um dos fatores que influenciam o contraste da imagem mamográfica é a tensão usada para realização do exame. Pelo fato da mama apresentar lesões muito pequenas, como microcalcificações, é importante que a imagem tenha um contraste adequado para que o médico radiologista consiga realizar o diagnóstico correto. Estudos mostram que um valor alto de kVp não fornece uma imagem com contraste satisfatório [5].

O trabalho de J.C. SANTOS *et al*, estimou a variação de dose em imagens de placas de PMMA que simulam a mama e concluiu que há uma variação mais significativa na dose no eixo vertical da imagem do que no sentido horizontal, a tensão que se mostrou mais variante ao longo dos testes foi a da tensão de 30kVp, isso deve ao fato do campo irradiado não ser uniforme [6].

O objetivo deste trabalho é avaliar a variação de contraste em imagens de PMMA variando a espessura das placas e os modos de operação tensão e corrente.

Materiais e métodos

A coleta de dados foi realizada Instituto de Radiologia do Hospital de Clínicas da Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo (InRad-HCFMUSP). Foram usadas placas de PMMA (Polimetilmetacrilato) e adquiridas imagens com 3, 5 e 7 centímetros de espessura com modos de operação (corrente e tensão) variados. As imagens, em formato *rawdata*, foram adquiridas com a combinação alvo/filtro de tungstênio e ródio (W/Rh), respectivamente.

Com o intuito de verificar, em um objeto uniforme, a variação da intensidade de pixel ao longo do campo irradiado, foram recortadas nas imagens, Regiões de Interesse (ROI) conforme ilustrado na Figura 1. Cada ROI tem aproximadamente um centímetro quadrado (cm²). As espessuras que foram estudadas, variaram em 3, 5 e 7 centímetros e remetem a variação média da espessura da mama da população feminina [7].

As imagens foram adquiridas variando a tensão do equipamento entre os valores de 24kVp a 34 kVp (com intervalos de 2kVp), pois são as faixas mais utilizadas em exames de mamografia reais. Os valores de corrente foram automaticamente calculados pelo mamógrafo que estima tais valores com base na tensão aplicada e na espessura do PMMA.

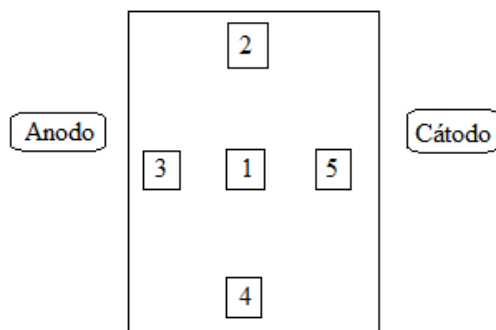


Figura 1: Ilustração das Regiões de Interesse (ROIs).

Foram coletados os seguintes dados: exposição, tempo de exposição, corrente, dose glandular média (DGM) e dose na entrada da pele (DEP) de todas as imagens. Os valores de DGM e DEP foram obtidos com a câmara de ionização da marca Radcal Corporation modelo 9010 número de série 90-1960 e o *probe* também da marca Radcal modelo 10x5-6M-3 número de série 10054. Os dados coletados estavam em correspondência com os dados do *Digital Imaging and Communication in Medicine* (DICOM). O mamógrafo utilizado foi da marca Hologic, modelo Selenia® Dimensions®, adquirindo imagens 2D sob incidência crânio caudal (CC).

Foram adquiridas um total de nove imagens: três imagens com espessura de 3 cm e com 24, 26 e 28 kVp; três imagens de 5 cm de espessura com 26, 28 e 30 kVp e por fim, três imagens de 7 cm de espessura com 30, 32 e 34 kVp.

Para cada imagem foram recortadas cinco ROIs, de acordo com a Figura 1. Para tal procedimento foi utilizado o software ImageJ®. Em cada ROI foi calculado a média de intensidade do pixel.

Resultados

Os dados coletados estão dispostos nas Tabelas 1, 2 e 3.

Tabela 1: Valores de Exposição e Tempo de Exposição

Tensão (kVp)	Exposição (mAs)			Tempo de Exposição (ms)		
	Espessura PMMA (cm)			Espessura PMMA (cm)		
	3	5	7	3	5	7
24	92	-	-	873	-	-
26	66	-	-	609	1382	-
28	50	203	-	448	1120	-
30	-	156	343	-	1197	1662
32	-	130	219	-	-	1162
34	-	-	142	-	-	1106

Tabela 2: Valores da DGM e DEP

Tensão (kVp)	Dose Glandular Média (mGy)			Dose de Entrada na Pele (mGy)		
	Espessura PMMA (cm)			Espessura PMMA (cm)		
	3	5	7	3	5	7
24	0,73	-	-	2,13	-	-
26	0,69	1,53	-	2,02	6,7	-
28	0,68	1,58	-	1,88	6,29	-
30	-	1,56	3,35	-	6,22	17,56
32	-	-	2,74	-	-	12,97
34	-	-	2,14	-	-	9,55

Tabela 3: Valores de Corrente

Tensão (kVp)	Corrente (mA)		
	Espessura PMMA (cm)		
	3	5	7
24	100	-	-
26	100	-	-
28	100	140	-
30	-	130	170
32	-	100	180
34	-	-	120

Na Figura 2 é apresentado graficamente a variação de intensidade de pixel (em níveis de cinza) em cada ROI para a espessura de 3 cm, com os valores de tensão 24kVp, 26kVp e 28kVp. A mesma representação foi usada para mostrar os valores de tensão (26kVp, 28kVp e 30kVp) para espessura de 5 cm (Figura 3), e finalmente para espessura de 7 cm com (30kVp, 32kVp e 34kVp), mostrado pela Figura 4.

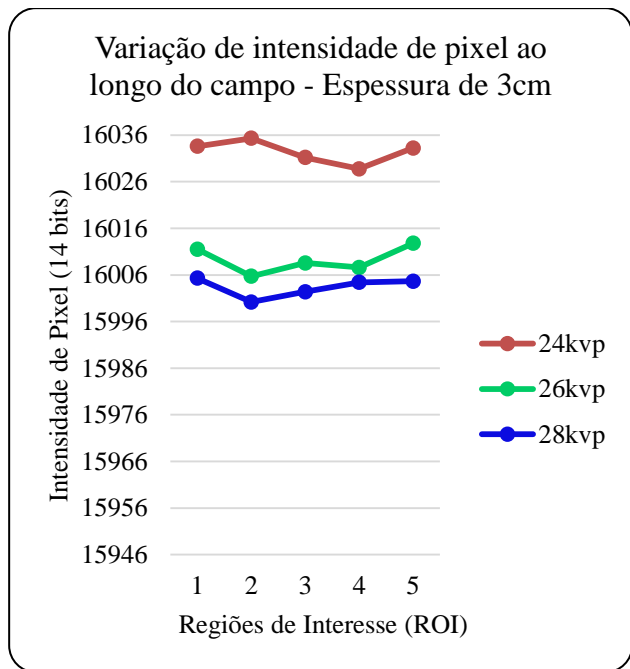


Figura 2: Variação de intensidade de pixel de cada ROI – Espessura 3cm

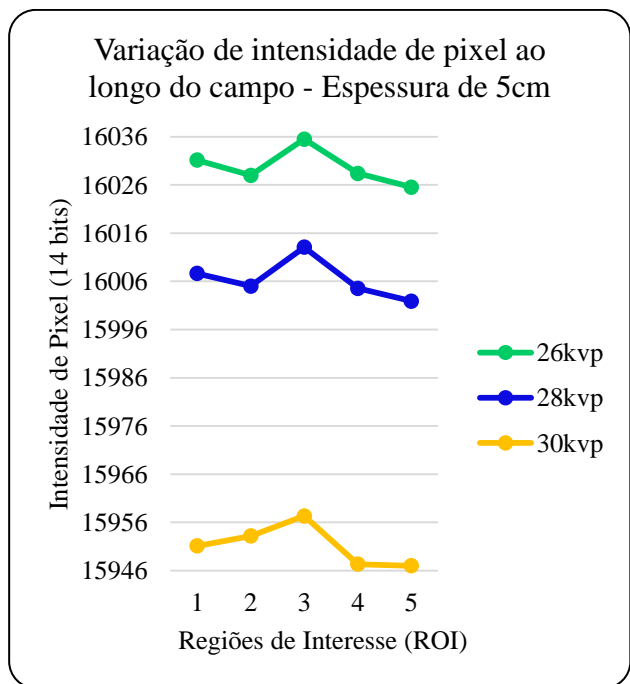


Figura 3: Variação de intensidade de cada ROI – Espessura 5cm

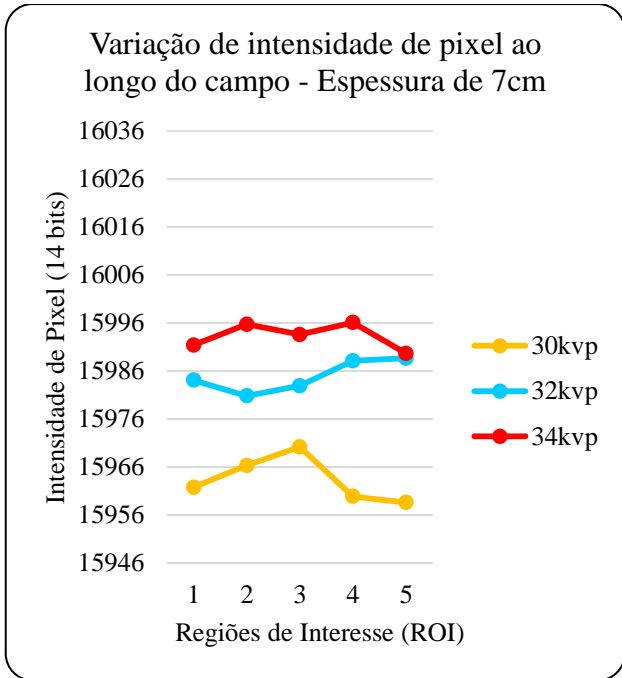


Figura 4: Variação de intensidade de cada ROI – Espessura 7cm

Discussão

Nota-se que a exposição e o tempo de exposição ficam menores à medida que se aumenta a tensão aplicada no PMMA, comportamento este presente em todas as espessuras.

As espessuras de 3 cm e 5 cm apresentaram uma variação pequena tanto na DGM, quanto na DEP, ao contrário da espessura de 7cm, que apresentou uma variação considerável para ambas as doses (DGM e DEP), conforme apresentado na Tabela 2. Os dados da Tabela 2 mostraram também uma significativa redução da dose à medida que se aumentou a tensão para espessuras de 7cm, pois com esse aumento diminui-se os valores de corrente, mostrado na Tabela 3.

As imagens foram adquiridas em modo semi automático, no qual a corrente foi configurada automaticamente pelo equipamento, de acordo com a tensão escolhida. Portanto, foi possível observar que para espessura de 3 cm, a corrente não variou com a tensão, conforme mostrado na Tabela 3. Pela Tabela 3, visualiza-se também que para as espessuras maiores que 3 cm a corrente variou com as diferentes tensões aplicadas.

O fato do feixe de raios X não ser uniforme ao longo do campo resulta em uma imagem com variação na intensidade do pixel, sendo este fenômeno consequência do efeito Heel e consequência também da atenuação da radiação de cada espessura. E, assim, esta variação foi mostrado nas Figuras 2, 3 e 4.

Para a menor espessura, a Figura 2 mostra que a variação de intensidade do pixel é muito pequena, principalmente nas tensões de 26 kVp e 28kVp, portanto pode-se obter o mesmo contraste na imagem

utilizando uma tensão menor. O mesmo comportamento pode ser observado para a espessura de 7 cm pois tanto as tensões de 32 kVp e 34 kVp apresentaram ínfima variação na intensidade do pixel e consequentemente no contraste da imagem.

É preciso observar que as tensões de 24kVp e 30 kVp das espessuras de 3 e 7 cm respectivamente (as menores tensões usadas para cada espessura) apresentaram exposição e o tempo de exposição maiores e consequentemente a maior DGM e DEP. Tais espessuras apresentaram a maior variação de intensidade de pixel ao longo do campo.

A intensidade de pixel da imagem para a tensão de 28kVp variou similarmente para as espessuras de 3 e 5 cm. Entretanto, os valores de exposição, tempo de exposição, doses e corrente foram maiores (Tabelas 2,3 e 4), isso se deve ao fato de que para uma maior espessura é preciso mais energia para se conseguir a mesma variação na intensidade do pixel e consequentemente no contraste.

Em relação as ROIs da espessura de 3cm a variação de intensidade do pixel foi muito pequena, sendo notada na Figura 2, para as tensões de 26 kVp e 28kVp em que os valores de pixel ficam na faixa entre 16000 e 16016. Para espessura de 5cm as três curvas de contraste mostraram variações bem parecidas (mostrado na Figura 3) nas cinco ROIs, porém em uma faixa de intensidade de pixel diferente, isso ocorre por conta das tensões usadas e espessura do PMMA percebe-se que com a tensão de 30kVp entre as ROIs 1 e 2; 4 e 5 houve variação insignificante na intensidade do pixel, mostrando que com o aumento da tensão não necessariamente há aumento de contraste. Os valores de intensidade de pixel nas ROIs na espessura de 7cm foram muito próximos para as tensões de 32kVp e 34kVp, variaram entre si na faixa de 15980 até 15996; para a tensão de 30kVp a variação de intensidade de pixel também foi insignificante (variando de 15956 a 15966 aproximadamente).

Conclusão

A intensidade de pixel ao longo do campo varia com a influência do efeito Heel. Esta variação pode ser maior ou menor de acordo com a tensão, corrente e espessura do objeto na imagem adquirida. Porém, quando se utiliza uma tensão adequada de acordo com a espessura do objeto, pode ser desconsiderada tal variação por ser muito baixa.

É possível observar a mesma faixa de intensidade de pixel nas ROIs das imagens de diferentes espessuras quando utilizado tensão adequada a espessura, como mostram as figuras 2, 3 e 4.

A variação de contraste foi insignificante para a maioria das imagens, comprovando que o efeito Heel em imagens mamográficas é menor devido a correção *flat-field* que é aplicada pelo fabricante em sistemas FFDM [8].

Um estudo mais detalhado para relacionar a dose com contraste de imagem deve ser o próximo passo deste trabalho, visto que foi possível concluir que a variação ao longo do campo pode ser desprezada para efeitos de contraste da imagem.

Agradecimentos

Agradecemos ao Instituto de Radiologia (InRad) pela aquisição das imagens e a FAPEMIG pelo apoio financeiro.

Referências

- [1] URL 1 - Página oficial do Instituto Nacional do Câncer (INCA). Disponível em: <www.inca.gov.br> Acessado em: 4 de abr. 2016.
- [2] RANGAYYAN, Rangaraj M. Biomedical image analysis. CRC press, 2005.
- [3] MAHADEVAPPA, Mahesh. Digital Mammography: An Overview1. AAPM/RSNA Physics Tutorial for Residents. 2004; 1747-1760.
- [4] BUSHBERG, J. T., SIEBERT, J. A., LEIDHOLDT, E. M., BOONE, J. M. The Essential Physics of Medical Imaging. 3a. ed., Lippincott Williams & Wilkins, Philadelphia, 2012.
- [5] AL KATTAR, Zeina et al. Influence of the acquisition parameters on the image quality in digital mammography. In: 2015 International Conference on Advances in Biomedical Engineering (ICABME). IEEE, 2015. p. 33-36.
- [6] SANTOS, J.C; TOMAL, A.; FURQUIM, T.; COSTA, P.P. Estimation of dose distributions in mammography into a tissue equivalent phantom. IFMBE Proceedings. 51ed. Springer International Publishing, 2015, v., p. 692-694.
- [7] HENDRICK, R. Edward et al. Comparison of acquisition parameters and breast dose in digital mammography and screen-film mammography in the American College of Radiology Imaging Network digital mammographic imaging screening trial. **American journal of roentgenology**, v. 194, n. 2, p. 362-369, 2010. cb
- [8] ALSAGER, Abdulaziz; YOUNG, Kenneth C.; ODUKO, Jennifer M. Impact of heel effect and ROI size on the determination of contrast-to-noise ratio for digital mammography systems. In: **Medical Imaging**. International Society for Optics and Photonics, 2008. p. 69134I-69134I-11.

USING EYE-TRACKING FOR THE STUDY ABOUT VALENCE AND EMOTIONAL FACIAL EXPRESSIONS

Hamilton Rivera*, Christiane Goulart**, Eliete Caldeira*** and Teodiano Bastos-Filho****

* Post-graduate Program in Electrical Engineering

**Post-graduate Program in Biotechnology

***Department of Electrical Engineering

Federal University of Espirito Santo (UFES), Vitoria, Brazil

e-mail: hamriver@gmail.com

Abstract: During the last years, a number of techniques has been used in several studies about Visual Social Attention using non-invasive devices (based on infrared sensors). This work presents the use of an eye-tracking sensor to determine the focus of attention of adults during the viewing of pictures relative to valence (a measure of emotional state) and facial expressions. The goals are two: identify the visual focus in pictures of high or low valence and to analyze the visual focus in the recognition of emotional facial expressions. The results shows that the positive valence stimuli were more focused than the negative valence stimuli, and for the recognition of facial expressions, the general visual focus was more directed to the center of the face.

Keywords: Eye-tracking, valence, facial expressions.

Introduction

Eye-trackers are non-invasive devices used to record gaze behaviors for studying different aspects of visual social attention. These devices are dependent on the pupil/corneal reflection, captured by infrared sensors [1].

Due to the capacity of detecting and characterizing subtle variations in the spontaneous viewing patterns of individuals, this technology has been used in studies about emotion recognition, attention and preferences associated to emotional pictures [1, 2, 3, 4].

Emotional states mold frequently social relationships. Thus, understanding them, allow people to identify intentions of other individuals, besides adopting responses to these intentions. One way of detecting easily emotions is through facial expressions, once they offer guidance in defining approaches or withdrawal strategies in interpersonal relations [4]. The emotional facial expressions can be recognized from specific muscular activity patterns of the face components, such as forehead, eyebrows, nose, cheeks and mouth [5]. Taking into account that an accurate visual attention to specific facial regions might gather a great performance in emotion recognition, the eye-tracking technology may be useful to aid to elucidate the nature of the emotion perception by visual processing [4].

The goals of this work is to verify the visual attention of adult people when they view pleasant, unpleasant and neutral pictures and images of six emotional facial expressions.

Materials and methods

This research approaches two procedures in order to assess the visual attention, through the displaying of pictures of: 1) positive, negative and neutral valence; 2) emotional facial expressions. This work has the approval of the Ethics Committee of UFES, number 1.121.638.

Procedure 1 – This procedure had the participation of sixteen healthy adult volunteers (twelve men and four women), with mean age of 28 years old (± 5.32). Each volunteer was invited to sit comfortably in a chair positioned in front of the screen of a computer (19 inches) and an eye-tracking device (Eye Tribe), with eyes at 70 cm from screen and at 60 cm from eye-tracker. The volunteer heard a brief explanation about the procedure and solved him/her doubts. Figure 1 shows the setup use for the experimental test. A previous calibration was necessary to gather a good data acquisition, which consisted of tracking visually mobile points in the screen and, subsequently, fixating points of known coordinates in the viewing scene.

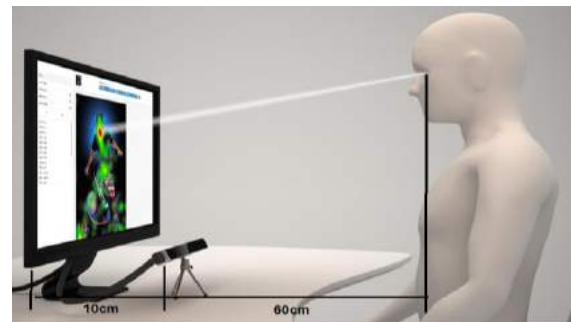


Figure 1: Setup for the experimental tests.

The participant viewed a set of six images (1024 x 768 pixels), being two of positive valence, two of negative valence and two neutral. The valence classification was based on 1-9 scale, where scores were > 7 (for pleasant pictures), < 5 (for unpleasant pictures) and between 5 and 6.5 (for neutral pictures), respectively. The chosen images portray puppies and animals playing, for positive valence (images 1 and 5); injured person and angry animal, for negative valence (images 2 and 6), and person in daily activities and common objects, for neutral valence (images 3 and 4).

The pictures were selected from an international database (IAPS – International Affective Picture System), normally used in studies about emotions and attention [6]. The picture set was displayed five times and the time of exhibition of each image was ten seconds.

In this procedure, we assessed the number of times and the time of viewing of the pictures, in order to identify which valence stimulus (negative, positive or neutral) got more attention.

Procedure 2 – This procedure had the participation of eleven healthy adult volunteers (eight men and three women), with mean age of 28.27 years old (± 5.33). The participant's accommodation in this test was the same as described in Procedure 1.

In the first exhibition, the participant viewed six pictures relative to human facial expressions (surprise, sadness, anger, disgust, fear and happiness) (Figure 2) for ten seconds individually. Then, the participant should answer the emotion correspond to the viewed emotional expression.



Figure 2: Examples of human face emotional expressions used in the procedure 2. Source: [10]

In sequence, the volunteer observed the set of the six human affective pictures for 3 times, during 10 seconds, displayed together, as observed in the Figure 2. Finally, the volunteer was asked to focus on the picture (among the six) correspondent to the emotion said by the mediator of the procedure. Then, when the participant focused rightly, the border of the picture became green. In case of wrong focus, the picture border became red.

With the procedure 2, we wish to evaluate: a) which face regions the participant focused to recognize an emotion and if he/she identified the emotion correctly; b) which emotional facial expressions more attracted him/her attention; and c) if the participant had difficulty to recognize the emotion required by the mediator. For this, we assessed the number of times and the time of viewing the pictures.

Results

Procedure 1 – Table 1 and Figure 3 indicate the percentage of the average time of viewing of each image by the participants. These images correspond to a valence: positive (images 1 and 5), negative (images 2 and 6) and neutral (3 and 4). The highest values and the smallest values are bolded.

Table 1: Percentage time of viewing of the pictures.

Picture Number	Time of viewing (%)
Image1	19.96
Image2	16.33
Image3	15.52
Image4	11.49
Image5	19.33
Image6	10.30
Outside of images	7.04

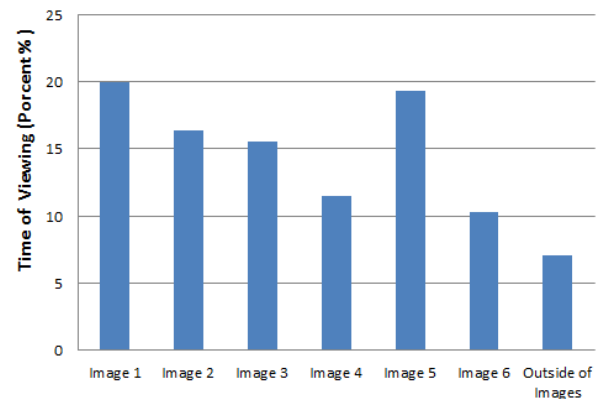


Figure 3: Percentage of the time of viewing of each picture.

Table 2 shows the number of observers who presented major and minor time attention to positive and negative valence and neutral stimuli.

Table 2. Number of observers who present major and minor attention to pictures featured by the valence.

Valence	Major attention attracted (Number of people)	Minor attention attracted (Number of people)
Positive	11	1
Negative	3	7
Neutral	2	8

Images 1 e 5, which correspond to the positive valence, have the major percentage of the average of time of viewing, with 19.96% and 19.33% respectively. On the other hand, image 6, which corresponds to the negative valence, has the minor percentage of the average time of viewing with 10.30%.

From the Table 2, the images with positive valence have major number of observers (11 participants),

whereas images with negative valence have 3, and neutral images have 2.

The images with neutral and negative valence elicited minor attention in 8 and 7 participants, whereas images with positive valence elicited minor attention in 1 participant.

Procedure 2 – Figure 4 shows an example of data obtained from the eye-tracking sensor (blue circles). These data were processed to detect the regions of the pictures more observed (attention focus), during the recognition of emotions in the facial expressions. The red square existing in the Figure 4 characterizes the mean attention focus.

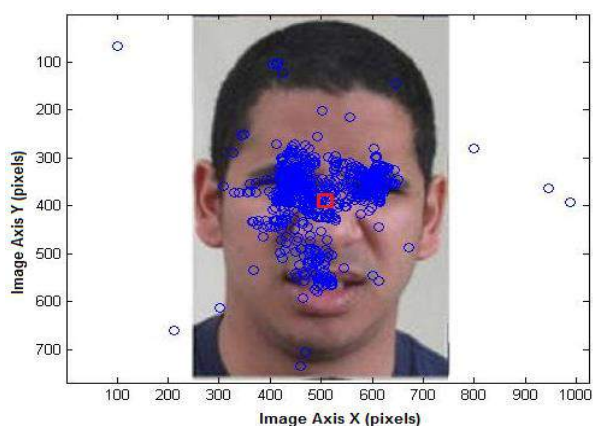


Figure 4: Data from eye-tracking sensor referent to attention focus, featured by blue circles overlapping on facial image. The mean focus obtained is relative to red square).

Table 3 shows the result of the calculation of the average and standard deviation in pixels for the focus of attention performed for all participants in relation to all pictures relative to emotional facial expressions.

Table 3: Mean and standard deviation of the focus points performed by the participants during the visualization of facial expressions.

Screen axis	Center of the Screen (pixels)	Attention focus (pixels)	Standard deviation (pixels)
Axis X	512	498.8	20.4
Axis Y	384	385.8	19.1

Table 4: Time to recognize the emotional facial expressions.

Emotion expressions	Time to recognize (s)	Standard deviation (s)
Anger	9.71	5.08
Sadness	8.72	2.49
Surprise	8.79	3.88
Disgust	12.50	7.24
Fear	8.89	3.52
Happiness	6.33	0.60

Table 4 shows the average time required by the participants to recognize the six facial expressions. The highest and the smallest values are bolded.

Table 5 shows the number of mistakes of the participants in the recognition of emotions from facial expressions.

Table 5: Number of mistakes in the facial expressions recognition.

Emotion expressions	Number of mistakes
Anger	1
Sadness	1
Surprise	2
Disgust	3
Fear	1
Happiness	0
Total	8

The highest focus of attention is relative to the central regions of the pictures (498.8x385.8 pixels) exhibited in the screen, featured by the regions of the eyes, nose and cheeks.

On the other hand, the average time required by the participants recognize the six facial expressions was lower for the happiness emotion (6.33s) and higher for the disgust (12.50s) It was also noted that for the sixteen volunteers the number of mistakes for emotion recognition was higher for disgust (3 mistakes) while happiness had 0 mistake.

Discussion

The positive valence stimuli were more focused, taking into account the major time of viewing and number of people who performed major attention. On the other hand, in [2], overt visual attention was captured by both negative and positive emotional content, being the probe for neutral pictures. The affective content of the stimuli can tell about how the stimuli are related to the individual's needs and well-being [2]. Then, this fact can explain the attention selectivity to positive stimuli in opposite to negative ones in our results and the major fixation for the positive and negative stimuli in relation to the neutral content in [2]. Moreover, attention may serve as a filter, allowing some information to be processed while other information is screened out, not receiving further processing [3]. The rescue of an affective memory by a stimulus can lead to this increased attention, for example. Thus, the positive valence pictures can activate the memory of some positive emotion or experience of most of participants, and, in the same time, generate well-being.

In relation to the study on facial expressions, firstly, the general focus in the center of the face to recognize an emotion follows a stereotypical pattern, outlining a triangle between the eye and mouth, as highlighted in [7, 8], ratifying our findings. Moreover, healthy individuals

tend spontaneously to fixate upon the eyes, preferentially using eye information to recognize fear, for example [8].

Secondly, with respect to the recognition of the emotional facial expressions by the participants, the more pronounced difficulty in recognizing disgust, anger and fear can be related to the fact of such emotional expressions need other types of body manifestations, as vocalization and gestures, to be understood [9].

The eye-tracker device has several applications in researches [11,12,13,14], and it has been demonstrated to be an efficient tool to detect eye gaze point of users. In addition, this device is very important for understanding human emotional facial expressions, as evidenced in the current work. This fact is significant to validate the use of these kinds of devices for future studies about visual social attention and to identify social behaviors and understand feelings [15].

However, eye-tracking systems based in infrared sensors have some limitations, such as requiring calibration before usage, short distance operation, a low range for the participant's movement. Due to these factors, the system is more useful in static applications that do not require much movement of the person.

Conclusion

Results indicate that images with positive valence have major attention due to a possible well-being generated and there relation with positive affective memories in most of individuals.

This study demonstrated that an eye-tracking device can be useful to contribute with the analysis and understanding of emotional states in individuals, and also for social and psychological treatments.

In addition, the use of eye-tracking can benefit applications requiring to observe and evaluate human attention objectively and non-intrusively including games, operative system navigation, e-books, market research studies, and usability testing.

Acknowledgements

The authors would like to thank CNPq and FAPES.

References

- [1] Guillon Q, Hadjikhani N, Baduel S, Rogé B. Visual social attention in autism spectrum disorder: Insights from eye-tracking studies. *Neuroscience and Bio behavioral Reviews*. 2014. 42 279–297.
- [2] Nummenmaa L, Hyönä J, Calvo MG. Eye movement assessment of selective attentional capture by emotional pictures. *Emotion*. 2006; 6(2): 257–268.
- [3] Isaacowitz DM, Wadlinger HA, Goren D, Wilson HR. Selective preference in visual fixation away from negative images in old age? An eye-tracking study. *Psychology and Aging*. 2006; 21(1): 40–48.
- [4] Bal E, Harden E, Lamb D, Van Hecke AV, Denver JW, Porges SW. Emotion recognition in children with autism spectrum disorders: Relations to eye gaze autonomic state. *Journal of Autism and Developmental Disorders*. 2010; 40(3): p. 358-370.
- [5] Ekman P, Friesen WV, Hager JC. *Facial Action Coding System – The Manual*. United States of America. 2002. 527 p.
- [6] Lang PJ, Bradley MM & Cuthbert BN. *International Affective Picture System (IAPS): Affective ratings of pictures and instruction manual*. Technical Report A-8. University of Florida, Gainesville, FL. 2008.
- [7] Pelphrey KA et al. Visual scanning of faces in autism. *J Autism Dev Disord*. 2002; 32(4): 249–61.
- [8] Golarai G, Grill-Spector K, Reiss AL. Autism and the development of face processing. *Clinical Neuroscience Research*. 2006; 6: p. 145–160.
- [9] Mazzei D, Lazzeri N, Hanson D, & De Rossi D. Hefes: An hybrid engine for facial expressions synthesis to control human-like androids and avatars. In: 4th IEEE RAS & EMBS International Conference on Biomedical Robotics and Biomechatronics (BioRob); 2012 June 24-27; Rome. p. 195-200.
- [10] Du S, Tao Y, Martinez AM. Compound facial expressions of emotion. *Ohio State University/PA Proc Natl Acad Sci*. 2014; 111: E1454–E1462
- [11] Sasson, N, Elison, J.T. Eye-tracking young children with autism. *J. Visual. Exp. JoVE* (61), 2012, 1–5, <http://dx.doi.org/10.3791/3675>.
- [12] Klin, A, Jones, W, Schultz, R.T, Volkmar, F, Cohen, D. Defining and quantifying the social phenotype in autism. *Am. J. Psychiatry*. 2002a. 159 (6), 895–908.
- [13] Birmingham E, Bischof WF, Kingstone A. Saliency does not account for fixations to eyes within social scenes. *Vision Res*. 2009. 49 (24). 2992–3000.
- [14] Birmingham, E., Bischof, W.F, Kingstone A, Social attention and real-world scenes: the roles of action, competition and social content. *Q. J. Exp. Psychol*. 2008. 61 (7). 986–998.
- [15] Frank MC, Vul E, Saxe R. Measuring the development of social attention using free-viewing. *Infancy* 2012. 17 (4). 355–375.

METODOLOGIA DE MITIGAÇÃO DE ARTEFATO DE MOVIMENTO RESPIRATÓRIO EM MRI UTILIZANDO SEQUÊNCIAS DE PULSOS *GRADIENT ECHO* EM SCANNER DE 4.7 T

A. R. Farias^{*,**,****}, M. F. D. Moraes^{*,***}, H. A. Magalhães^{*,**}, E. M. A. M. Mendes^{*,**}

* Centro de Tecnologia e Pesquisa em Magneto Ressonância – UFMG, Belo Horizonte, Brasil

** Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica – UFMG, Belo Horizonte, Brasil

*** Programa de Pós-Graduação em Fisiologia e Farmacologia – UFMG, Belo Horizonte, Brasil

**** Centro Federal de Educação Tecnológica de Minas Gerais – CEFET-MG, Belo Horizonte, Brasil

E-mail: alexandrefarias@deii.cefetmg.br

Resumo: O movimento causado pela respiração é uma das fontes de artefatos mais comuns em MRI (*Magnetic Resonance Imaging*). Uma nova metodologia de mitigação de artefato de movimento respiratório é proposta neste trabalho utilizando sequências de pulsos GE (*Gradient Echo*) em um scanner de 4.7 Teslas para pequenos animais sem módulo eletrônico comercial de detecção de sinais de respiração. Nesta metodologia os pulsos de RF (*Radio Frequency*), produzidos pelo scanner em cada sequência, são detectados de forma simultânea com o sinal de respiração utilizando a técnica de *Respiratory Gating*. Para validar a metodologia proposta foram realizadas imagens de um mecanismo construído para simular o movimento respiratório. As imagens foram comparadas a imagens *Standard* utilizando métricas objetivas de avaliação: PSNR (*Peak Signal-to-noise-ratio*), RMSE (*Root Mean Square*) e SSIM (*Structural Similarity Index Measure*). Os resultados das métricas mostraram que a metodologia de mitigação dos artefatos de movimento respiratório simulado foi eficiente, podendo ser utilizada futuramente na mitigação de artefatos de movimento respiratório de órgãos abdominais de pequenos animais como ratos e camundongos.

Palavras-chave: Ressonância Magnética, MRI, Qualidade de Imagens, Artefatos de Movimento, Movimento Respiratório.

Abstract: *The movement caused by respiration is one of the most common sources of artifacts in Magnetic Resonance Imaging (MRI). In this work a new methodology to mitigate artifacts related to respiratory movement is proposed using sequences of GE pulses (Gradient Echo) in a 4.7 Tesla scanner for small animals without a commercial electronic module for detection of respiratory signals. In this methodology, the RF (Radio Frequency) pulses produced by the scanner in each sequence are detected synchronously with the respiration signal using the respiratory gating technique. To validate the methodology, images of a mechanism built to simulate the respiratory movement are collected and compared to the still images using objective metrics: PSNR (Peak Signal-to-noise-ratio), RMSE (Root Mean Square) and SSIM (Structural*

Similarity Index Measure). The results showed that the mitigation methodology of the simulated respiratory motion artifacts was efficient and can be used, in future experiments, to mitigate respiratory movement artifacts from abdominal organs of small animals, such as rats and mice.

Keywords: *Magnetic Resonance Imaging, MRI, Respiratory Gating, Image Quality, Movement Artifact, Respiratory Movement.*

Introdução

Os artefatos de imagem têm sido estudados nos últimos 30 anos e surgem a partir do fato de que MRI de qualidade requerem um tempo de imageamento relativamente longo que pode gerar conflito quando as imagens são feitas a partir de objetos que realizam algum tipo de movimento [1].

Este trabalho tem como proposta utilizar a técnica de *Respiratory Gating* [2] como solução para supressão de artefatos de movimento respiratório motivado pela possibilidade de sua aplicação em pesquisas relacionadas a supressão de artefatos de movimento em MRI e por ser possível sua implementação em scanners de pequenos animais que não possuem um módulo eletrônico comercial de detecção de sinais de respiração para *Gating*. A aplicação da técnica consiste em realizar imagens de um balão contendo gel o qual integra um mecanismo que simula o movimento respiratório em um scanner de 4.7 Teslas para pequenos animais. A sequência de pulsos de RF utilizadas pelo scanner para produzir as imagens é a GE e a leitura dos sinais referentes aos pulsos de RF é feita de forma simultânea com os dados da monitoração respiratória produzidos pelo mecanismo de simulação.

A metodologia proposta se difere das demais metodologias [1] pois faz uso de sincronização dos dados de *readout access* por meio de pulsos TTLs do scanner o que possibilita sua implementação em scanners de pequenos animais que não possuem um módulo eletrônico comercial de detecção de sinais de respiração para *gating*.

Materiais e métodos

O mecanismo utilizado para simulação do movimento respiratório foi construído a partir de *i*) um motor de corrente contínua, utilizado para realizar a mecânica do movimento respiratório simulado, *ii*) de um mecanismo de detecção do movimento, desenvolvido com base em fibra óptica, *iii*) de um conversor A/D (DI-148U) e finalmente *iv*) de um sistema de aquisição de dados. Todo o mecanismo foi mantido a 5000 mm de distância do centro do magneto do *scanner*, como mostra a Figura 1, permanecendo em uma região cuja magnitude do campo magnético é inferior a 10 Gauss. O movimento realizado pelo motor foi transmitido por um cabo plástico rígido e conduzido até o centro do magneto para propiciar a compressão e a descompressão do balão a ser imageado.

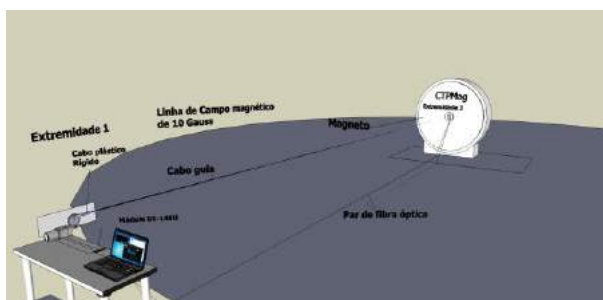


Figura 1 – Diagrama geral do mecanismo para simulação e monitoração do movimento respiratório

O mecanismo de detecção do movimento do balão utilizou um par de fibras de 2.2 mm de diâmetro que foram conectadas aos acopladores ópticos infravermelhos SFH756V (transmissor) e SFH250V (receptor). O sinal do receptor óptico foi conectado a uma das entradas do módulo DI-148U para que os dados do movimento simulado possam ser amostrados e digitalizados. Ambas as terminações das fibras, transmissora e receptora, foram mantidas dentro do magneto do *scanner* e posicionadas sobre o balão de forma a permitir a monitoração do seu movimento simulado por meio da mudança da intensidade do feixe infravermelho.

A metodologia de mitigação de artefato proposta seleciona os dados das imagens do *scanner* com base na técnica de *respiratory gating* [2]. Nesta técnica, pulsos de RF produzidos pelo *scanner* que ocorram dentro da janela de seleção posicionada na região de menor movimento do ciclo respiratório são utilizados como dados válidos de imagem. Propõe-se aqui a construção de um conjunto de 20 *slices* do balão o que propicia ao *scanner* produzir 2560 pulsos de RF (128 phase encoding x 20 *slices*), sinalizados por pulsos TTL (*Transistor Transistor Logic*). Para a obtenção dos 20 *slices* foram necessários realizar um total de 140 *slices*.

Os pulsos TTL produzidos diretamente pelo módulo de aquisição de dados do *scanner* foram conectados a uma das entradas do módulo DI-148U para serem amostrados, digitalizados e posteriormente sincronizados pelo sistema de aquisição de dados simultaneamente com os dados da detecção do

movimento. A sincronização da respiração simulada por meio dos dados do receptor óptico SFH250V e dos dados das imagens do *scanner* (pulsos TTLs lidos diretamente do conversor A/D do *scanner*) foi realizada a partir do processamento dos dados digitalizados em ambiente MatLab® e consistiu basicamente em selecionar, como dados válidos de imagens do *scanner*, apenas pulsos TTLs ocorridos dentro da janela de seleção posicionada na região de menor taxa de variação do sinal de respiração simulada (ver Figura 2).

Os parâmetros de aquisição de imagens adotados para o *scanner* para realizar as 20 imagens foram: Tempo de Repetição (TR) de 750 ms, Tempo de *Echo* (TE) de 37,5 ms, espessura dos *slices* de 1 mm, *Phase Encoding* (PE) de 128, *Frequency Encoding* (FE) de 256 e tempo total de realização das imagens pelo *scanner* de 1'36".

As MRI do balão receberam as seguintes denominações:

- Imagens *Standard*: sequência de 20 *slices* do balão completamente parado construídos em ambiente MatLab a partir da IFFT2D do arquivo de imagens fornecido pelo *scanner*.
- Imagens *Motion*: sequência de 20 *slices* do balão simulando o movimento respiratório construídos em ambiente MatLab a partir da IFFT2D do arquivo de imagens fornecido pelo *scanner* e sem aplicação da metodologia de mitigação de artefato proposta.
- Imagens *Reshape*: sequência de 20 *slices* do balão simulando o movimento respiratório construídos a partir de pulsos TTLs válidos selecionados pela técnica de *Respiratory Gating* (ver Figura 2). A metodologia proposta seleciona apenas pulsos TTLs ocorridos na região de menor movimento do ciclo respiratório.

Para avaliar a qualidade das imagens construídas (foram utilizadas imagens binárias de 8 níveis de cinza, ou seja, 8 bits) a partir da metodologia de mitigação de artefato de movimento respiratório simulado, três métricas objetivas de avaliação de qualidade foram utilizadas: PSNR, RMSE e SSIM.

Dada uma imagem de referência $f(x, y)$ e uma imagem a ser testada $g(x, y)$, ambas de tamanho $M \times N$, a PSNR em dB entre as imagens f e g segundo [3] é definida como:

$$PSNR(f, g) = 10 \log_{10} \left(\frac{255^2}{(RMSE(f, g))^2} \right) \quad (1)$$

O valor da PSNR, definido na Eq. 1, é a relação entre o máximo valor da escala de cinza e o RMSE e quanto maior o seu valor maior a potência do sinal da imagem testada em relação a imagem de referência e, conseqüentemente, maior sua qualidade.

O RMSE, definido na Eq. 2, representa o erro máximo absoluto entre as imagens testada e de referência obtido entre cada par de pontos das imagens:

$$RMSE = \sqrt{\frac{1}{MN} \sum_{x=0}^{M-1} \sum_{y=0}^{N-1} [g(x, y) - f(x, y)]^2} \quad (2)$$

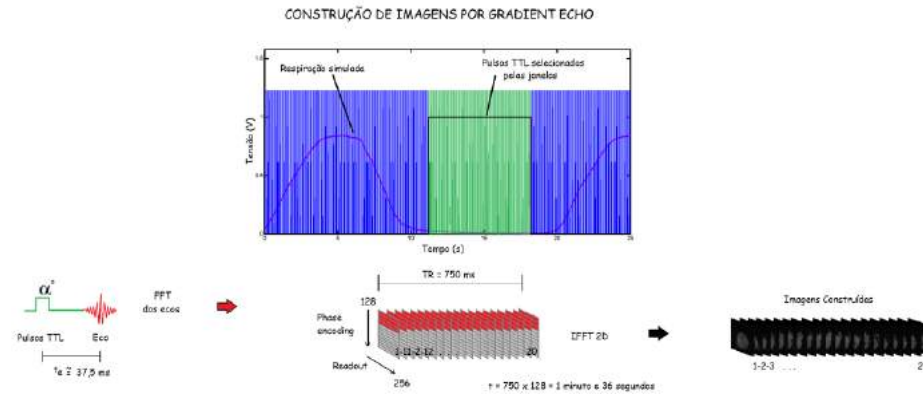


Figura 2 - Diagrama esquemático do processo de construção de imagens utilizando a técnica de *Respiratory Gating*. Cada pulso TTL selecionado pela janela posicionada na região de menor movimento se refere aos dados de *readout access* do scanner e são responsáveis por preencher cada linha das imagens.

Quanto menor o valor do RMSE calculado entre duas imagens menor a diferença entre os pixels das imagens e menor a diferença entre elas.

A SSIM (veja Eq. 3) é uma métrica utilizada para medir a similaridade entre duas imagens e é considerada bem correlacionada com a percepção de qualidade de imagem do sistema visual humano. A métrica SSIM é caracterizada por modelar qualquer distorção de imagem utilizando uma combinação de três fatores: distorção de luminância $l(f, g)$, distorção por contraste $c(f, g)$ e perda de correlação ou similaridade $s(f, g)$, e é definida como [3]:

$$SSIM(f, g) = l(f, g)c(f, g)s(f, g) \quad (3)$$

Onde

$$\begin{cases} l(f, g) = \frac{2\mu_f\mu_g + C_1}{\mu_f^2 + \mu_g^2 + C_1} \\ c(f, g) = \frac{2\sigma_f\sigma_g + C_2}{\sigma_f^2 + \sigma_g^2 + C_2} \\ s(f, g) = \frac{\sigma_{fg} + C_3}{\sigma_f\sigma_g + C_3} \end{cases} \quad (4)$$

O primeiro termo na Eq. 4 é o fator de comparação da função de luminância e mede a proximidade dos valores médios (μ_f e μ_g) das luminâncias entre as imagens f e g . O valor da luminância é máximo e igual a 1 somente se $\mu_f = \mu_g$. O segundo fator de comparação é a função de contraste que mede a proximidade dos valores dos desvios padrões (σ_f e σ_g) das duas imagens. O valor da função de contraste é máximo e igual a 1 somente se $\sigma_f = \sigma_g$. O terceiro fator da equação faz a comparação entre os coeficientes de correlação das imagens f e g sendo σ_{fg} a covariância entre elas. Os valores positivos do índice SSIM estão entre [0,1] sendo 0 ausência de correlação entre as imagens e 1 completa correlação entre as imagens, ou seja $f = g$. As constantes positivas C_1 , C_2 e C_3 são valores muito baixos e utilizadas para evitar a nulidade do denominador e seus valores adotados neste trabalho são os mesmos adotados em [3].

Resultados

A Figura 3 apresenta os resultados dos 20 *slices* das imagens a) *Standard*, b) *Motion* e c) *Reshape*.

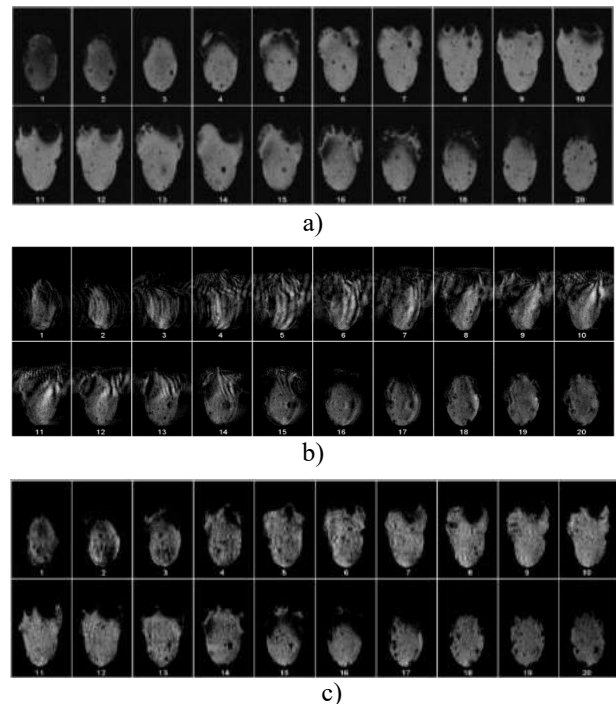


Figura 3 – Resultados dos 20 *slices* do balão. As imagens se referem a a) imagens *Standard*, b) às imagens *Motion* e c) a imagens *Reshape*.

Verifica-se na Figura 3 que a sequência de imagens *Reshape* em c), construídos pela metodologia proposta, não apresentam replicação de imagem devido ao movimento do balão como em b) e visualmente a sequência de imagens se assemelha às imagens da sequência em a).

A Figura 4 apresenta os resultados gráficos dos índices das três métricas objetivas de avaliação da qualidade das imagens *Motion* e *Reshape* comparadas às imagens *Standard*. Verifica-se pelos índices das três métricas que para a maioria dos *slices* as imagens *Reshape* apresentam maior similaridade, maior

qualidade e menos erros do que as imagens *Motion* quando comparadas às imagens *Standard*.

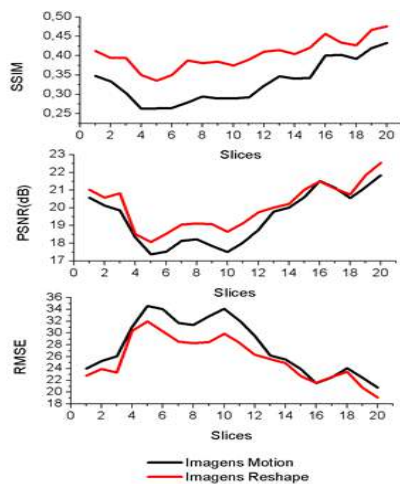


Figura 4 - Gráficos dos resultados das três métricas objetivas de avaliação da qualidade das imagens *Motion* e *Reshape*, comparadas às imagens *Standard*.

Discussão

Ao analisar os índices da métrica SSIM da Figura 4 nota-se que todas as imagens *Reshape* apresentam maior similaridade com as respectivas imagens *Standard* do que as imagens *Motion*. Observa-se também que os índices das métricas PSNR e RMSE que avaliam, respectivamente, a qualidade e o erro máximo das imagens *Motion* e *Reshape* em relação às imagens *Standard*, indicam maior qualidade e menor erro das imagens *Reshape* para quase todos os *slices*, exceto para o slice 16, cujos valores dos índices das métricas PSNR e RMSE são iguais. Verifica-se também que os índices dessas duas métricas para as imagens realizadas na região de menor movimento do balão, slices 13 a 20, apresentam diferenças numéricas menores quando comparadas aos índices das imagens realizadas na região de maior movimento do balão, slices 5 a 12. Para o slice 16, as métricas não apresentaram nenhuma diferença. Conjectura-se que a metodologia utilizada pelas métricas PSNR e RMSE são pouco sensíveis para diferenciar imagens em regiões de pouco movimento do balão utilizando gel o que corrobora com análise feita até aqui, uma vez que o problema dos artefatos não existe em situações em que não há movimento. A métrica SSIM por adotar em sua metodologia uma combinação dos fatores de luminância, contraste e perda de correlação mostrou-se mais sensível na diferenciação das imagens em todas as regiões do balão.

O uso de um modelo de balão a base de gel possibilitou, de uma forma geral, imagens *Reshape* de menor erro e maior similaridade quando comparadas às imagens *Motion*. Conjectura-se que estes resultados podem sofrer alterações, caso se utilize um modelo de balão constituído de material de maior homogeneidade quando comparada a do gel.

As imagens *Reshape* por se basearem na sincronização de dados de imagem do *scanner* e dados da respiração simulada selecionam apenas dados de

imagens considerados válidos. Esta metodologia possibilita obter imagens de maior similaridade, maior qualidade e de menor quantidade de erros. Outra técnica de supressão de artefatos de respiração considerada estado-da-arte que também se baseia na sincronização de dados é *Respiratory Triggering* [1] e requer módulo eletrônico de disparo do *scanner*.

Diferente de outras soluções de mitigação de artefato de movimento respiratório [1], este trabalho se inova ao propor uma metodologia de mitigação de artefato em *scanner* de 4.7 T para pequenos animais sem o uso de módulo eletrônico comercial de detecção de sinais de respiração.

Conclusão

Neste trabalho o problema de mitigação dos artefatos de movimento causado pela respiração em MRI utilizando sequências de pulsos GE foi analisado e uma nova metodologia baseada na técnica de *Respiratory Gating* foi proposta.

Os resultados apresentados demonstram que a metodologia se difere das demais metodologias apresentadas na literatura pois faz uso de sincronização dos dados de *readout access* por meio de pulsos TTLs do *scanner*. Foi mostrado que a metodologia é eficiente na mitigação de artefato de movimento em MRI e a sua aplicação dispensa custos adicionais de aquisição de módulo comercial de detecção de respiração para *gating* em scanners que não possuem tais módulos.

Como perspectiva futura procurar-se-á avaliar a metodologia na mitigação de artefato de movimento respiratório simulado em diferentes frequências e posições do ciclo respiratório. Resultados positivos provenientes do movimento respiratório simulado corroborarão a aplicação da metodologia em uma fase pré-clínica para realização de imagens de órgãos abdominais de ratos e camundongos e, futuramente, sua aplicação em uma fase clínica.

Agradecimentos

O presente trabalho foi realizado com apoio financeiro da CAPES – Brasil, CEFET-MG, CNPq e FAPEMIG.

Referências

- [1] M. Zaitsev, J. Maclaren, and M. Herbst, "Motion artifacts in MRI: A complex problem with many partial solutions," *J. Magn. Reson. Imaging*, vol. 42, no. 4, pp. 887–901, 2015.
- [2] R. L. Ehman, M. T. McNamara, M. Pallack, H. Hricak, and C. B. Higgins, "Magnetic resonance imaging with respiratory gating: techniques and advantages," *Am. J. Roentgenol.*, vol. 143, no. 6, pp. 1175–1182, 1984.
- [3] Z. Wang, A. C. Bovik, H. R. Sheikh, and E. P. Simoncelli, "Image quality assessment: From error visibility to structural similarity," *IEEE Trans. Image Process.*, vol. 13, no. 4, pp. 600–612, 2004.

CLASSIFICATION OF LESIONS IN BREAST ELASTOGRAPHY IMAGES BASED ON STRAIN: A PERFORMANCE EVALUATION BETWEEN MANUAL DELINEATION AND AUTOMATIC SEGMENTATION

KD Marcomini¹, EFC Fleury², VM Oliveira³, AAO Carneiro⁴, RM Nishikawa⁵ and H Schiabel¹

¹Department of Electrical and Computer Engineering, University of São Paulo, São Carlos, Brazil

²Brazilian Institute for Cancer Control, São Paulo, Brazil

³Faculty of Medical Sciences of Santa Casa de São Paulo, São Paulo, Brazil

⁴Department of Physics – FFCLRP, University of São Paulo, Ribeirão Preto, Brazil

⁵Department of Radiology, University of Pittsburgh, Pittsburgh, USA

e-mail: karem.dm@usp.br

Abstract: Lesion segmentation is an important component of a computer-aided diagnosis scheme. However, manual delineation of the lesion is time-consuming and operator dependent. On the other hand, computer segmentation can be a challenging task due to the ill-defined boundaries. The purpose of this work was to compare the performance of the computational classifier on the manual delineation and computer segmentation based on the strain elastography imaging. Our database consists of 85 lesions (33 malignant and 52 benign). We used level set technique for automatic segmentation of lesions. We compared the manual delineation with the automatic segmentation using Jaccard Similarity Index (JSI), Dice coefficient, area undersegmentation measure (AUM) and area oversegmentation measure (AVM). The results showed that the average JSI was 0.607 for malignant lesions and 0.534 for benign lesions. The red color within the lesion was detected and compared with the total area of the lesion and the tissue was classified as soft, intermediate or hard. The manual delineation produced results a classification area under the ROC curve (AUC) of 0.85 while computer segmentation lead to an AUC of 0.82. This difference however was not statistically significant with 95% confidence interval for the difference in AUC values of [-0.043, 0.109]. Thus, we conclude that we achieved values close to those obtained with the manual segmentation but it is necessary to improve the automatic segmentation.

Keywords: breast cancer, elastography, automatic segmentation, level set, color map.

Introduction

Palpation of the breast to evaluate for a malignancy has been used for more than a thousand years. In order to consider the elasticity/stiffness of a tissue rather than be based only on the information of its anatomy, sonographic elastography has the potential to quantify the stiffness of a lesion, which was previously judged only subjectively by physical examination [1].

Ultrasound elastography is a newly developed technique of imaging the tissue elasticity and it has been

used clinically to examine a variety of breast lesions in patients. In general, the breast cancer tissue is stiffer than the adjacent normal breast tissue. The principle of elastography is that the compression produces smaller strain in hard tissue and the larger strain in soft tissue. In the past, the elastograms were grey-level images with dark region for the hard tissue and the bright one for the soft tissue. Recently, the color elastograms, in which the strain information is superimposed on B-mode image with translucent color scale, were developed. In such elastograms, the color scale is distributed from blue, green to red in going from soft to hard [2].

Elastography is used to characterize a lesion that has already been detected in B-mode. It is a characterization tool, not a detection tool [3].

Computer-aided diagnosis (CAD) schemes are effective in assisting radiologists to reduce mistakes, especially in suspicious cases [2]. However the segmentation is the most critical stage of the entire processing, since errors or distortions in the lesion representation may result in misdiagnoses. Therefore the accuracy of breast nodule segmentation can determine the success or failure during the analysis/classification.

In elasticity imaging, segmentation is an even more difficult task due to the distribution of colors, irregularity of the image and difficulty in direct extraction of the lesion contour [4].

Manual delineation is hard task, time consuming, and operator dependent. On the other hand, computer segmentation of ultrasound breast lesions can be a challenging task due to the ill-defined boundaries and issues related to the speckle noise [5].

Based on the above, we propose to compare the manual delineation with an automatic segmentation technique. Furthermore, we evaluated the performance of a classifier of breast lesions on elastography imaging for both cases. This classification is according to strain of the lesion (soft and intermediate for benign lesions and hard for malignant lesions) based on the color spectrum [6-7].

Materials and Methods

Database – Our database consists of 83 consecutive ultrasound and freehand strain elastography cases, obtained from July to December 2015 and with approval of the local ethics committee and written informed consent from all included patients. The same observer, with six years of experience, collected these images during diagnostic breast exams at the Brazilian Institute for Cancer Control (IBCC – São Paulo, SP, Brazil), using the Toshiba Aplio 400 (Toshiba, Japan) with a 5–10 MHz transducer [6]. The cases were collected retrospectively and all had been either biopsied or aspirated, resulting in 92 lesions to be investigated. However, 5 patients, with 7 lesions, were excluded for presenting non-nodular lesions to the ultrasound. From these cases, 33 findings were malignant and 52 benign. Figure 1 shows a few examples of elastographic images.

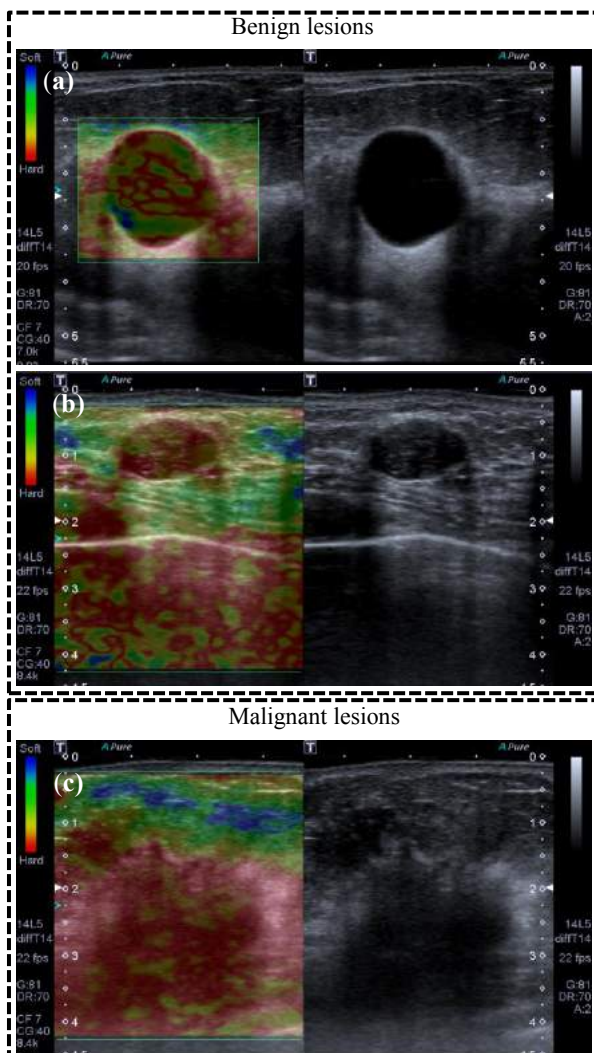


Figure 1: Patients with invasive ductal carcinoma with different strain. (a) Soft, (b) intermediate and (c) hard.

Manual delineation – A radiologist with sixteen years of experience in breast imaging performed this procedure by using ImageJ software.

Automatic segmentation – In this study, we used the active contour segmentation technique based on Mumford-Shah and level set function [8]. This method does not require the pre-treatment used for improving the contrast quality and speckle noise of B-mode images, but only the definition of an initial contour that can be positioned anywhere in the image [4]. The initial contour was defined as a rectangle positioned in the center of the image with aspect ratio of 60% of its amount of pixels. To obtain a more accurate outline, a post-processing to remove the disjointed pixels and small holes inside the segmented tumor was applied, as described in a previous work [9].

Because it was difficult to extract the actual tumor directly from the elastography image, both the manual contour made by the radiologist and automatic segmentation resulting from the proposed method were performed on the original gray-scale B-mode image. The contour obtained was mapped onto the elastography image, similar to several published CAD systems [4].

Classification – Elastography presents a color spectrum variation according to the elasticity of the tissues present in a sonographic sample. Each pixel ranged from 1 to 256, according to the magnitude of the deformation, to each channel of the RGB color system. For this type of image, the color scale ranged from blue (components with large deformation - soft tissue) to red (those with no deformation - hard tissues). Green indicated an intermediate deformation.

Fleury [6] proposed a visual classification of elastograms based on the strain of the lesion. In order to measure the amount of hard tissue in a lesion, a new tool was developed to classify the lesion as soft, intermediate or hard. This tool was described in a previous work [7]. The automatic classification was compared with the percutaneous biopsy results.

Figure 2 illustrates the steps of the digital image processing. We have the regions of interest (ROIs) of ultrasound and elastography images, the manual contour drawn by the specialist and the automatic contour, both obtained using the ultrasound image. The lesion is mapped into the elastography imaging and the classifier distinguishes the red color of the other colors.

Measures – Overlaps between the automatic segmentation and the manual delineation were compared by using the Jaccard Similarity Index (JSI) [10], which measures similarities between a lesion extracted by the computer segmentation (C) and by manual delineation (M) according to equation (1).

$$J(C, M) = \frac{|C \cap M|}{|C \cup M|} \quad (1)$$

In breast ultrasound segmentation, the detection agreement between two observers is considered as a true positive if the JSI is higher than a threshold 0.4 [11] with the correct lesion location, and considered as a false positive otherwise.

Dice coefficient is an overlap ratio index used to evaluate the computer segmentation performance, defined as [12]:

$$Dice(C,M) = \frac{2|C \cap M|}{|C| + |M|} \quad (2)$$

We calculated the measures of under (AUM) and over-segmentation (AVM) as showed in the equation (3) [7].

$$AUM(C,M) = \frac{M - C}{M} \quad AVM(C,M) = \frac{C - M}{C} \quad (3)$$

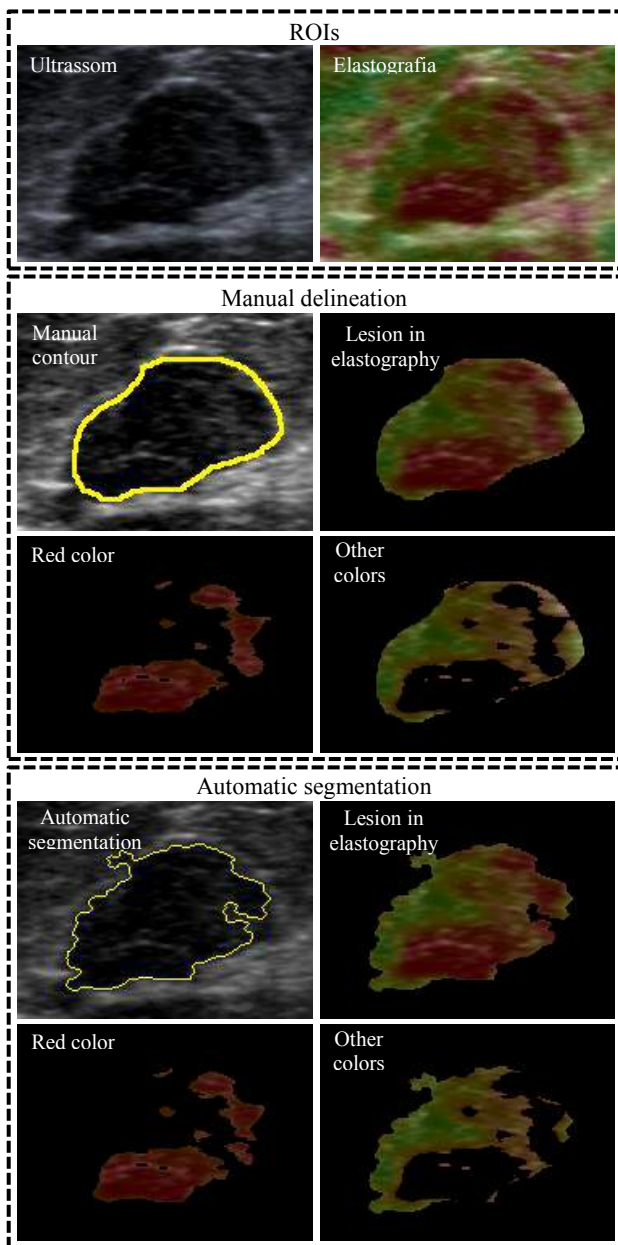


Figure 2: Stages of the image processing.

Results

The Jaccard Similarity Index, Dice coefficient and under and oversegmentation measures were calculated

for manual delineation and computer segmentation. The values obtained were summarized in Table 1.

Table 1: A summary of the average JSI and Dice coefficient for benign and malignant lesions.

Lesions type	Average JSI (± SD)	Dice coefficient (± SD)	AUM (± SD)	AVM (± SD)
Benign lesions	0.607 (0.167)	0.740 (0.151)	0.227 (0.170)	0.242 (0.205)
Malignant lesions	0.534 (0.179)	0.673 (0.180)	0.218 (0.179)	0.377 (0.214)

The classifier performance was evaluated for the following cases: manual delineation (MD), computer automatic segmentation (CS), manual delineation after removal of low agreement cases (MDL) and computer segmentation after removal of low agreement cases (CSL). The results are shown in Table 2.

The classification values that define the lesion as soft, intermediate and hard were based on visual perception, as presented by [6] and were adjust for manual delineation [7]. However, the automatic segmentation provided the inclusion of surrounding tissue to the lesion (oversegmentation), especially to malignant lesions, as shown by AVM of 0.377 in Table 1. Thus, the diagnosis accuracy is improved when the parameters are adjusted for: (1) “soft” – lesion with red area lower than 50% of the total segmented area; (2) “intermediate” – red area between 50-65%; and (3) “hard” – red area higher than 65%, as shown in Table 2.

Table 2: Classification based on the strain of lesions.

Measurements	Classification proposed by [7]				New Parameters	
	MD	CS	MDL	CSL	CS	CSL
Sensitivity	0.548	0.323	0.539	0.385	0.581	0.615
Specificity	0.904	0.962	0.935	0.957	0.885	0.870
AUC	0.849	0.816	0.884	0.849	0.819	0.851

Table 3 compares the AUC values for the classification based on manual delineation and on computer segmentation. While there are differences in AUC values, these differences were not statistically significant. However, the 95% confidence intervals span a relatively large range, so more cases are needed before we can conclude that classification can be done equally well using manual or computer segmentation.

Table 3: Comparison of classification based on manual and computer segmentation. MDL and CSL are based on a dataset that had poor segmentation cases removed.

Type of contour	Difference in AUC	95% CI	p value
CS - MD	0.017	-0.059, 0.120	0.51
CSL - MDL	0.033	-0.043, 0.109	0.39

Discussions and Conclusion

When comparing our study with that developed by [5], we can note that the values obtained for JSI were close to each other. However, Yap [5] achieved the most significant indexes for malignant lesions while this work has achieved better results for benign lesions. This comparison is shown in Table 4.

The initial contour proposed by Yap [5] was obtained in the follow way: inversion of the image, multiplication by an isotropic Gaussian function and thresholding segmentation. Then, the authors improved the boundary of the lesion using the gradient vector flow (GVF) method. In our study, we used the level set function to segment the lesion and the initial contour was a rectangle positioned in the center of the image with size proportional to the region of interest.

Table 4: Summary of the average JSI obtained by [5].

Lesions type	Average JSI (\pm SD) [5]	Average JSI (\pm SD) (our study)
Benign lesions	0.501 (\pm 0.209)	0.601 (\pm 0.167)
Malignant lesions	0.679 (\pm 0.129)	0.547 (\pm 0.181)

The lack of a public ultrasound images dataset limits our ability to compare different techniques. So that the differences in Table 4 could be due to differences in the datasets used.

The current proposed classifier achieved high specificity, mainly for automatically segmented images. When used with the parameters set for manual delineation, the sensitivity was very low. However, when the values of separation between the classes are adjusted, there is a slight specificity reduction, but the sensitivity increases. As described by other recent studies, the elastography improves the specificity and overall diagnostic value of ultrasound imaging [13-14].

Thus, the values obtained with automatic segmentation are within those found in previous work [5]. However, future works should investigate the generalization of the system when we use other datasets and if the use of preprocessing or other automatic segmentation techniques can improve the representation of the lesion and, consequently, the diagnostic accuracy in the classification stage. Automatic segmentation remains a challenge in medical images, particularly in ultrasound, in which the speckle noise degrades the image and makes it difficult to distinguish a lesion from the adjacent tissue.

Acknowledgements

To São Paulo Research Foundation (FAPESP – Proc. 2012/24006-5 and 2015/17302-5) for the financial support.

References

[1] Barr R. Sonographic Breast Elastography. *Ultrasound Med.*, vol. 31, pp. 773-783, 2012.

- [2] Chang RF, Shen EC, Yang MC, Moon WK, Takada E, Ho YC, Nakajima M, Kobayashi M. Computer-aided diagnosis of breast color elastography. *Medical Imaging, Proc. of SPIE* 2015, vol. 6915, 69150I, 2015.
- [3] Balleyguier C, Ciolovan L, Ammari S, Canale S, Sethom S, Rouhbane R, Vielh P, Dromain C. Breast elastography: The technical process and its applications. *Diagnostic and Interventional Imaging*. vol. 94, pp. 503-513, 2013.
- [4] Xiao Y, Zeng J, Niu L, Zeng Q, Wu T, Wang C, Zheng R. Computer-aided diagnosis based on quantitative elastographic features with supersonic shear wave. *Ultrasound in Medicine and Biology*, vol. 40, no. 2, pp. 275-286, 2014.
- [5] Yap MH, Yap CH. Breast ultrasound lesions classification: a performance evaluation between manual delineation and computer segmentation. *Medical Imaging, Proc. of SPIE*, vol. 9787, 2016.
- [6] Fleury EFC, Assunção-Queiros MCGA, Roveda Junior, D. Breast carcinomas: variations in sonoelastographic appearance. *Breast Cancer: Targets and Therapy*. vol. 6, pp. 135-143, 2014.
- [7] Marcomini KD, Fleury EFC, Schiabel H, Nishikawa RM. Proposal of Semi-Automatic Classification of Breast Lesions for Strain Sonoelastography using a Dedicated CAD System. *Proc. 13th International Workshop on Breast Imaging*. In press 2016.
- [8] Chan TF, Vese LA. Active contours without edges. *IEEE Trans Image Process*, vol. 10, pp. 266-277, 2001.
- [9] Marcomini KD, Schiabel H. Investigating automatic techniques in segmentation accuracy of masses in digital mammography images. *World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering*, pp. 199-202, 2015.
- [10] Jaccard P. Distribution de la flore alpine dans le bassin des dranses et dans quelques r egions voisines. *Bulletin de la Socit Vaudoise des Sciences Naturelles*. vol. 37, no. 140, pp. 241-272, 1901.
- [11] Drukker K, Giger ML, Horsch K, Kupinski MA, Vyborny CJ, Mendelson EB. Computerized lesion detection on breast ultrasound. *Medical Physics* vol. 29, no. 7, pp. 1438-1446, 2002.
- [12] Martin S, Troccaz J, Daanen V. Automated segmentation of the prostate in 3D MR images using a probabilistic atlas and a spatially constrained deformable model, *Med. Phys*, vol. 37, pp. 1579-1590, 2010.
- [13] Yoon JH, Kim MH, Kim EK, Moon HJ, Kwak JY, Kim MJ. Interobserver variability of ultrasound elastography: how it affects the diagnosis of breast lesions. *American Journal of Roentgenology*, vol. 196, pp. 730-736, 2011.
- [14] Kumm TR, Szabunio MM. Elastography for the Characterization of Breast Lesions: initial Clinical Experience. *Cancer Control*, vol. 17, no. 3, pp. 156-161, 2010.

LIVER SEGMENTATION FROM MDCT USING REGION-GROWING BASED ON T LOCATION-SCALE DISTRIBUTION

R. L. Thomaz*, P. C. Carneiro*, J. E. Bonin**, T. A. A. Macedo**, A. C. Patrocínio* and A. B. Soares*

* Faculdade de Engenharia Elétrica, Universidade Federal de Uberlândia, Uberlândia, Brasil

** Faculdade de Medicina, Universidade Federal de Uberlândia, Uberlândia, Brasil

e-mail: rlthomaz@ufu.br

Abstract: Liver segmentation from MDCT is a complex task for automatic systems due to the similarity and proximity to other soft tissues. A common technique used for segmentation is the region-growing algorithm, which grows from a starting seed point according to a threshold usually based on the gaussian distribution of the liver pixels. However, liver intensity distribution in MDCT is non-gaussian, resulting in segmentation errors. This paper proposes the use of the t location-scale distribution instead of the gaussian distribution. The t location-scale is a parameterized form of Student's t distribution, able to fit non-gaussian distributions, resulting in a smaller error. The proposed algorithm launches 50 seeds per slice containing the liver tissue, resulting in a set of pixel samples from the liver. Then, the t location-scale distribution fits a Probability Density Function built from the set of seeds, resulting in parameters of location and scale. These parameters set the threshold intensity for the region-growing algorithm. In addition, three growth methods, 8-connected, 10-connected and 26-connected, are evaluated. An MDCT exam submitted to this algorithm resulted on a good segmentation when using 8-connected neighborhood growth, a poor segmentation resulted from the 10-connected method, and a high level of extravasation resulted from the 26-connected. Thus, this paper shows that the t location-scale distribution fits the liver pixels more properly, resulting in a good segmentation by using the 8-connected neighborhood region-growing algorithm.

Keywords: Liver, Segmentation, t location-scale.

Introduction

The segmentation of objects of interest in medical images is a theme in several scientific researches [1–4]. In Multidetector Computed Tomography (MDCT) images, the segmentation of several tissues is possible through evaluation of x-ray attenuation coefficients, measured in Hounsfield Unit (HU).

However, soft tissues, such as liver, kidneys, and spleen, might not only be segmented through HU values due to similar attenuation coefficients and spatial proximity. Among tissues in the abdominal cavity, the segmentation of the liver is mostly complex due to its dimensions and physical contact with other soft tissues, such as kidneys, heart, gallbladder, and spleen.

Computer algorithms for automatic segmentation of the liver in MDCT are available in the scientific literature [2, 3, 5, 6]. Among these algorithms, region-growing segmentation is recurrent due to its simplicity, though being directly dependent of launching an initial seed for segmentation [7].

Region-growing algorithms evaluate, starting at an initial seed, neighboring pixels, including or excluding each pixel according to a threshold. Usually, this threshold is defined through the average and standard deviation of a region surrounding the initial seed, resulting in a threshold based on a gaussian distribution.

Although gaussian distribution thresholds usually result in satisfactory segmentation, its use for liver segmentation in MDCT assumes a segmentation error, since liver intensity distribution is mostly non-gaussian.

Recent research papers seek local adaptive threshold based on robust feature extraction [8], confidence region [9], and empirical thresholds [5]. Although algorithms that are more complex result in better segmentation, their computational cost is higher in relation to algorithms based on intensity distributions, such as region growing.

In this paper, the authors describe a strategy to optimize the region-growing algorithm through the use of a t location-scale distribution instead of a gaussian distribution. Since the t location-scale distribution is based on modeling parameters, it is capable of representing a non-gaussian distribution with a better approximation to the actual distribution, thus reducing the segmentation error through region growing.

Materials and methods

The segmentation algorithm proposed in this paper consists of selecting neighbor pixels to the initial seed according to a previously defined distribution. The first step is to launch seeds inside the liver in MDCT. However, instead of launching a single seed, several seeds are automatically launched through a non-deterministic algorithm [7]. In sequence, the segmentation algorithm evaluates all neighboring pixels to the seeds, growing according to the distribution of all seeds. The algorithm iteratively searches the neighboring pixels of the grown region, stopping when no neighbor satisfies the conditional inclusion.

In this proposal, the conditional inclusion is determined by the t location-scale distribution of all launched seeds. The t location-scale distribution is a parameterized Student's t distribution, where the parameters of location (μ) and scale (σ) are defined relating the data (X) and the distribution (T), besides a shape parameter (ν) intrinsic to t distribution, according to Equation 1.

$$X = \mu + \sigma T \quad (1)$$

The Probability Density Function (PDF) of the t location-scale distribution is given according to Equation 2, where the parameters define the data distribution. It is important to note that, when the shape parameter approaches infinity, i.e., $\nu \rightarrow \infty$, the PDF approaches a gaussian distribution. In this paper, the inverse process is applied, thus the Equation 2 is used for calculating the distribution parameters of the seeds (μ , σ e ν), then fitting a t location-scale distribution over the data.

$$p(x | \mu, \sigma, \nu) = \frac{\Gamma(\frac{\nu+1}{2})}{\sigma\sqrt{\nu\pi}\Gamma(\frac{\nu}{2})} \left[\frac{\nu + \frac{(x-\mu)^2}{\sigma^2}}{\nu} \right]^{-\frac{\nu+1}{2}} \quad (2)$$

Similar to a gaussian distribution, the variation in the location parameter by a value of scale parameter represents, in the t location-scale distribution, a percentile of data. Usually, papers using gaussian distribution [10, 11], define a threshold around the average of two standard deviation, i.e., $TH = \mu \pm 2\sigma$, which represents about 95% of the data in the distribution. In this paper, the same idea is used for the t location-scale distribution, reducing the error when assuming a non-gaussian distribution. Therefore, three confidence levels for threshold are used, consisting of the variation in the location parameter by one, two and three times the scale parameter, i.e., $\mu \pm \sigma$, $\mu \pm 2\sigma$ e $\mu \pm 3\sigma$, representing a high, mid and low confidence level, respectively.

Based on the automatic seed launching technique and on the t location-scale distribution parameters, a methodology is defined for segmenting the liver through region growing. Since this algorithm is non-deterministic, multiples seeds are launched simultaneously - 50 seeds are launched for each slice containing liver in MDCT, resulting in a variable number of seeds per exam.

After launching seeds in all slices, measurements of HU values for each seed result in a global PDF. Then, a t location-scale distribution fitted on the PDF of seeds results in parameters of location, scale and shape.

The region-growing algorithm runs in parallel using every seed launched as starting point. In this paper, the growth occurs in three ways: 8-connected, 10-connected and 26-connected. The 8-connected growth consists of a purely two-dimensional segmentation, therefore evaluating each MDCT slice individually.

On the other hand, 10-connected growth is, in short, a growth in 8-connected together with an evaluation of the upper and lower slice neighbor. Therefore, the algorithm might grow in adjacent slices.

Finally, the 26-connected growth consists of a purely three-dimensional growth, where the algorithm evaluates all segmented pixels neighbors. Thus, this algorithm can automatically segment the liver in MDCT exams without any other refinement technique.

Results

Based on the automatic seed launching through non-deterministic algorithm [7], a single abdominal CT scan, at equilibrium phase of contrast, containing 86 slices was submitted to the whole algorithm, resulting in, at most, 3,350 correctly launched seeds, and presented as a PDF in Figure 1. In order to exemplify the difference between gaussian and t location-scale distribution, we fitted each distribution on the seeds PDF, generating two distinct curves.

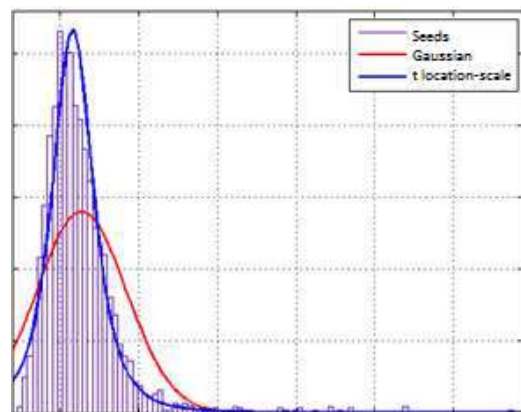


Figure 1: Distribution of launched seeds in a sample image containing liver tissue. The Gaussian curve, in red, does not fit the data properly. On the other hand, the t location-scale distribution, in blue, is a better fit to the seeds data.

After launching seeds on all slices containing liver, we ran our algorithms for segmenting the liver according to the gaussian and t location-scale distributions. The region-growing algorithm using the Gaussian distribution segmented 25.8% of all slices correctly, thus resulting in 74.2% poorly segmented liver. Figure 2 shows a poorly segmented slice which resulted in extravasation to the intestine, kidney, gall bladder and portal vein.



Figure 2: Segmented liver with a great area of high confidence level (green) growing.

Through the proposed algorithm using the t location-scale distribution, the liver was segmented by means of three distinct growth methods. The segmentation through 8-connected growth resulted in 47% correctly and 53% poorly segmented slices. Examples are shown in Figures 3, 4 and 5, at three different slices. For better visualization, a color map overlaps each slice indicating the three confidence levels, where green, yellow and red represents high, mid and low confidence levels.

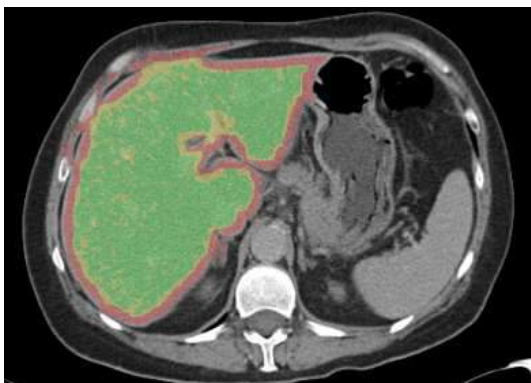


Figure 3: Segmented liver with a great area of high confidence level (green) growing.

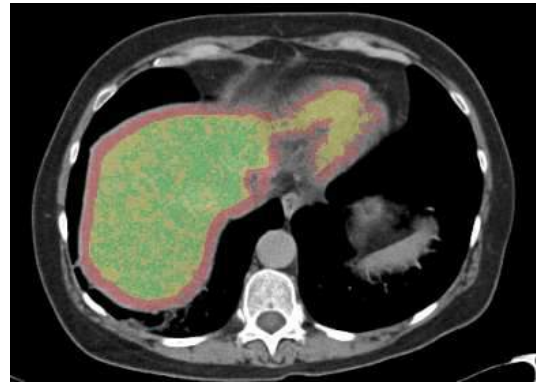


Figure 4: Segmented liver with a good area of high confidence level (green) growth.



Figure 5: Segmented liver with a small area of high confidence level (green).

Segmentation by 10-connected neighborhood and 26-connected growth resulted in all slices poorly segmented, including slices without liver. Examples are shown in Figures 6 and 7, respectively, using the same slices as in Figure 3 for comparison.



Figure 6: Segmentation by 10-connected neighbor growth. Liver presents unsegmented regions together with the incorrect segmentation of intestine and stomach.



Figure 7: Segmented liver by 26-connected neighbor growth with a great area of high confidence level (green).

Discussion

Figure 1 shows how the t location-scale distributing properly fits the PDF of seeds. In addition, the Gaussian distribution fitted on this PDF displays the error assumption that is taken when segmentation threshold is based on the average and standard deviation.

The segmentation using t location-distribution and 8-connected growth, as depicted in Figures 3, 4 and 5, shows promising results when compared to the Gaussian segmentation. However, segmentation errors can be seen, as a result of extravasation (Figure 4) and low confidence level segmentation (Figure 5).

The segmentation by means of 10-connected neighborhood growth (Figure 6), shows considerable deterioration, when compared to the results shown in Figure 3, with unsegmented areas and extravasation through intestine and stomach tissues.

On the other hand, segmentation by means of 26-connected growth shows, as depicted in Figure 7, a much better segmentation of the liver. However, there is a greater extravasation through intestine and stomach, resulting in a poor separation between the liver and other tissues.

Conclusion

This paper shows that the t location-scale is a better fit to the non-gaussian distribution of the liver. In addition, through the region growing methodologies, it is shown that the 8-connected evaluation of neighbors results in better segmentation in comparison to the 10-connected and 26-connected neighborhood.

However, in order to provide better insights on this matter, comparison tests with ground-truth segmentation must be done using the region-growing algorithms based on t location-scale and Gaussian distribution. This shall be the subject of future studies.

Acknowledgements

The authors of this paper are thankful for the financial support of CNPq, CAPES, and FAPEMIG.

References

- [1] Ghosh P and Mitchell M, Segmentation of medical images using a genetic algorithm, *Proc. 8th Annu. Conf. Genet. Evol. Comput. GECCO 06*, p. 1171, 2006.
- [2] Lim SJ, Jeong YY, and Ho YS, Automatic liver segmentation for volume measurement in CT Images, *J. Vis. Commun. Image Represent.*, vol. 17, no. 4, pp. 860–875, 2006.
- [3] Massoptier L and Casciaro S, A new fully automatic and robust algorithm for fast segmentation of liver tissue and tumors from CT scans, *Eur. Radiol.*, vol. 18, no. 8, pp. 1658–1665, 2008.
- [4] Suzuki K, Epstein ML, Kohlbrenner R, Garg S, Hori M, Oto A, and Baron RL, Quantitative radiology: Automated CT liver volumetry compared with interactive volumetry and manual volumetry, *Am. J. Roentgenol.*, vol. 197, no. 4, pp. 706–712, 2011.
- [5] Anastácio R, Thomaz R de L, Alves Macedo TA, and Patrocinio AC, COMPARAÇÃO ENTRE TÉCNICAS PARA SEGMENTAÇÃO AUTOMÁTICA DE FÍGADO UTILIZANDO CRESCIMENTO DE REGIÃO, *Rev. Bras. Inovação Tecnológica em Saúde ISSN 2236-1103*, vol. 5, no. 4, pp. 1–12, Feb. 2016.
- [6] Kumar SS, Moni RS, and Rajeesh J, Automatic Segmentation of Liver and Tumor for CAD of Liver, *Advances*, vol. 2, no. 1, pp. 63–70, 2011.
- [7] Thomaz RL, Anastácio R, Macedo TAA, Patrocinio AC, and Soares AB, Non-deterministic optimization using Differential Evolution algorithm to launch seeds for liver segmentation in MDCT, 2015, pp. 78–81.
- [8] Zhuo ZH, Zhai WM, Li X, Liu LL, and Tang JT, Local adaptive segmentation algorithm for 3-D medical image based on robust feature statistics, *Sci. China-Information Sci.*, vol. 57, no. 10, 2014.
- [9] Kumar SS, Moni RS, and Rajeesh J, An automatic computer-aided diagnosis system for liver tumours on computed tomography images, *Comput. Electr. Eng.*, vol. 39, no. 5, pp. 1516–1526, Jul. 2013.
- [10] Soler L, Delingette H, Malandain G, Montagnat J, Ayache N, Koehl C, Dourthe O, Malassagne B, Smith M, Mutter D, and Marescaux J, Fully automatic anatomical, pathological, and functional segmentation from CT scans for hepatic surgery, *Comput. Aided Surg.*, vol. 6, no. 3, pp. 131–142, 2001.
- [11] Oliveira DAB, Feitosa RQ, and Correia MM, Segmentation of liver, its vessels and lesions from CT images for surgical planning, *Biomed. Eng. Online*, vol. 10, 2011.

AVALIAÇÃO TÉRMICA EM PACIENTES COM FIBROMIALGIA: ESTUDO PILOTO

L. C. Oliveira*, C. E. Orsso**, R. E. Bueno***, O. Matos****

*Programa de Pós-Graduação em Engenharia Biomédica – PPGEb – UTFPR, Curitiba, Brasil

**Graduanda Bacharelado em Educação Física, UTFPR, Curitiba, Brasil

***Mestre em Atividade Física e Promoção da Saúde, Tor Vergata, Roma, Itália

****Doutor em Ciências do Desporto, Professor da UTFPR, Curitiba, Brasil

e-mail: osleim@utfpr.edu.br

Resumo: Fibromialgia (FM) é uma síndrome de dor generalizada associada à fadiga, distúrbios do humor e outras características. Embora seu diagnóstico seja essencialmente clínico, e composto principalmente pela palpção dos 18 *tender points* corporais, a termografia infravermelha é usada como um método complementar para identificar a síndrome. O objetivo desse estudo é sugerir um protocolo de termografia infravermelha para avaliação da fibromialgia, bem como descrever seus principais achados. Este é um estudo piloto que avaliou a temperatura da pele de 3 mulheres com FM e uma mulher sem FM. As imagens infravermelhas foram captadas em quatro regiões corporais, e as temperaturas da pele abaixo dos 9 pares de *tender points*, foram então registradas. Escala Visual Analógica foi utilizada para identificar a dor generalizada. Como resultado, a temperatura da pele de participantes com FM foi mais baixa em cinco pares de *tender points* comparado à participante controle. Além disso, as temperaturas mais elevadas observadas em todas as participantes foram localizadas na cervical baixa, epicôndilo lateral e occipital, e as temperaturas mais baixas foram localizadas no trocânter maior, joelho e glúteo. Em conclusão, participantes com FM podem ter temperatura reduzida em regiões de *tender points*. Mais estudos são necessários para avaliar a eficácia da termografia infravermelha para avaliar a FM. **Palavras-chave:** Fibromialgia, Termografia, *Tender Points*, Dor.

Abstract: *Fibromyalgia (FM) is a syndrome of widespread pain associated with fatigue, mood disturbance and other features. Although its diagnosis is essentially a clinical one, and mainly composed by the palpation of 18 tender points on the body, infrared thermometer is used as a complementary method to identify the syndrome. The aim of this study is to suggest an infrared thermography protocol for FM evaluation as well as to describe its main findings. This is a pilot study that has assessed the skin temperature of 3 women with FM and one woman without FM. Infrared images were taken from four body regions, and skin temperatures above 9 pairs of tender points were then registered. Visual Analogic Scale was used to identify widespread pain. As result, skin temperature of participants with FM was lower in five pairs of tender points compared to the control*

participant. Furthermore, the highest temperatures observed in all the participants were located on the low cervical, lateral epicondyle and occiput tender points, and the lowest temperatures were located on the greater trochanter, knee, and gluteal tender points. In conclusion, participants with FM may have reduced temperature in tender point sites. Further studies are required to evaluate the efficacy of infrared thermography for assessing FM.

Keywords: *Fibromyalgia, Thermography, Tender Points, Pain.*

Introdução

A Fibromialgia (FM) pode ser definida como uma síndrome dolorosa associada a distúrbios do sono, fadiga crônica, distúrbios psíquicos e intestinais [1]. Sua prevalência na população geral é maior no sexo feminino, sobretudo na faixa etária entre 35 e 60 anos [2].

O diagnóstico é essencialmente clínico e baseado nos critérios propostos pelo Colégio Americano de Reumatologia em 1990 (ACR-1990) [3], visto que não há alterações em exames laboratoriais ou de imagem, compatíveis com a FM [4]. Dentre eles destacam-se a presença de dor muscular generalizada, que prossegue por um período de no mínimo três meses, e dor à palpção digital quando aplicada uma pressão de aproximadamente 4 kgf, em pelo menos 11 dos 18 pontos dolorosos, conhecidos como *tender points* (TP) [3]. Recentemente, em 2010, novos critérios como o índice de dor generalizada e a gravidade dos sintomas associados foram propostos pelo ACR [5].

A termografia tem sido utilizada como instrumento auxiliar no diagnóstico da FM devido a seu potencial de avaliação neuromusculoesquelética em pacientes com dores crônicas [6]. É um método seguro e indolor que mensura a radiação na faixa infravermelho longo, emitida pela superfície cutânea, processando-a em uma imagem térmica, ou termograma [7]. Apesar disso, há uma lacuna nos protocolos de aquisição de imagens para FM, assim como evidências que suportem a aplicabilidade da técnica no diagnóstico da FM [8]. Dessa forma, o objetivo do estudo foi sugerir um protocolo de aplicação biomédica da termografia cutânea no auxílio do diagnóstico da fibromialgia e descrever as variáveis avaliadas pela termografia.

Materiais e métodos

Esta pesquisa consistiu em um estudo piloto, de característica descritiva, realizado com quatro voluntárias selecionadas de forma não aleatória com idade entre 52 e 58 anos, sendo três clinicamente diagnosticadas com FM, conforme os critérios do ACR-1990 [3], e uma voluntária para controle sem sintomatologia dolorosa. Todas as voluntárias apesar de estarem em fase pós-menopáusia, não relataram uso de terapia de reposição hormonal e declararam não apresentar sintomatologia de fase climatérica. O projeto foi aprovado pelo Comitê de Ética da Universidade Tecnológica Federal do Paraná (UTFPR), sob o parecer número 871.634 e concomitantemente obteve parecer aprovado pelo Comitê de Ética do HC-UFPR. Após a explanação dos objetivos da pesquisa, procedimentos e questões legais, as participantes assinaram o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (TCLE).

Inicialmente foi avaliada a intensidade da dor global, através da Escala Visual Analógica (*Visual Analogic Scale – VAS*), quantificada de 0 (“sem dor”) a 10 (“dor máxima”). Foi solicitado às participantes que relatassem qual pontuação consideravam mais adequada para corresponder à intensidade da dor que sentiam no momento da entrevista e após o exame de termografia.

Previamente ao dia da coleta de dados, as participantes receberam orientações sobre o preparo para o protocolo de termografia, conforme descrito pela *American Academy of Thermology - Neuro Musculoskeletal Thermography* [9]. A aquisição das imagens infravermelhas foi realizada com câmera modelo A-325 da *FLIR Systems Inc*, resolução integrada de 320x240 pixels, sensibilidade a comprimentos de onda de 7,5 à 13 μ e pode registrar temperaturas de -20 a 120°C com resolução térmica de 0,05°C. Para padronizar o posicionamento da participante foi confeccionado um tapete em EVA, no qual foram marcadas linhas de referência para os pés com o objetivo de visualizar os 18 TP, nas posições ântero-mediais e póstero-laterais nas vistas anterior e posterior, respectivamente.

As participantes permaneceram por 15 minutos em sala climatizada a 23 \pm 0,5°C (zona térmica neutra confortável), em repouso muscular. Após a estabilização da temperatura corporal, as mulheres foram encaminhadas à sala de exames, na qual foram orientadas a permanecerem em posição ortostática e vestindo roupa íntima, durante a aquisição das imagens descritas na tabela 1.

As voluntárias foram fotografadas de corpo inteiro (vistas anterior e posterior), seguindo a mesma padronização de referência da posição corporal utilizada no exame de termografia. As imagens fotográficas foram impressas para posterior marcação das áreas de dor, pelas próprias participantes.

Tabela 1: Descrição do protocolo de aquisição de imagens termográficas.

Termograma	Descrição	Dist. (m)	Altura (m)
Superior Anterior	Nariz ao terço superior do fêmur	2,70	1,21
Superior Posterior	Linha nucal – logo abaixo das nádegas	2,70	1,21
Inferior Anterior	Cicatriz umbilical – logo abaixo do joelho	1,21	0,63
Inferior Posterior	Região lombar – logo abaixo do joelho	1,21	0,63

Os termogramas foram processados e analisados pelo software *ThermaCamTM Researcher Pro 2.9*, utilizando a escala colorimétrica *Rainbow*, com faixa de temperatura de 23° a 35°C. Os 18 TP foram delimitados graficamente por figuras geométricas em áreas de interesse, de acordo com localização anatômica, conforme ilustrado na figura 1. Visto que os TP apresentam-se de forma simétrica no hemídeo direito e esquerdo, optou-se pelo registro da máxima temperatura da pele observada entre eles.

Devido a amostra ser pequena, foi realizada uma análise descritiva dos dados, na qual os resultados de cada participante foram relatados separadamente. A média de temperatura do grupo FM foi utilizada apenas para análise gráfica.

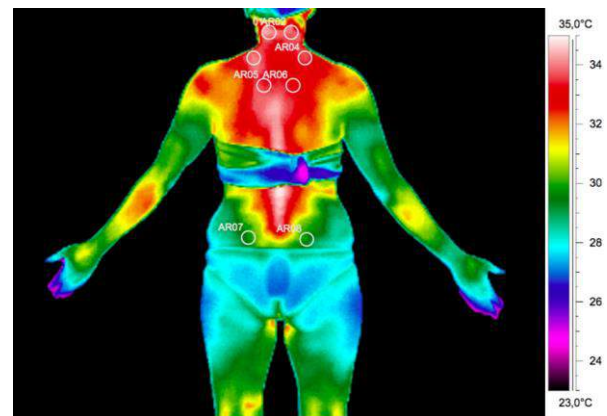


Figura 1: Termograma Superior Posterior de participante do estudo piloto, ilustrando os tender points localizados na área de interesse.

Resultados

Características das participantes do estudo piloto estão descritas na Tabela 2. Apesar de apresentarem faixa etária semelhante, as participantes exibiram distintas características antropométricas como, por exemplo, massa corporal, estatura e Índice de Massa Corporal (IMC). Duas das participantes com FM relataram aumento de percepção de dor após a realização do protocolo de aquisição de imagem termográfica.

Tabela 2: Características das participantes com fibromialgia (FM) e sem FM (controle) de um estudo piloto.

	FM (n=3)			Controle (n=1)
	1	2	3	4
Idade (anos)	56	57	52	58
Massa corporal (kg)	81,0	69,0	70,5	45,0
Estatura (m)	1,67	1,64	1,75	1,49
IMC (kg/m ²)	29,0	25,65	23,0	20,3
Temperatura média dos 18 TP (°C)	32,1	32,0	32,1	32,6
TP associados ao relato de dor	4	8	7	na
EVA-Pré termografia	2	3	6	na
EVA-Pós termografia	2	7	8	na

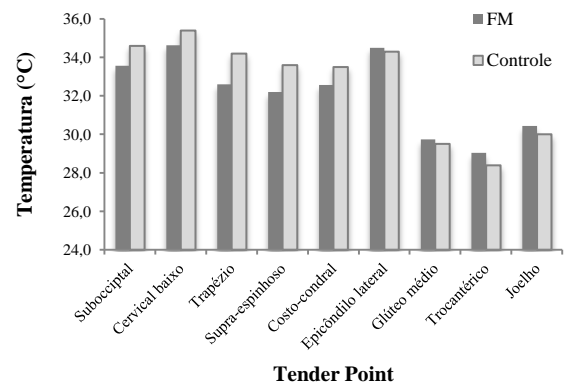
Abreviação: na, não se aplica; EVA, escala analógica da dor; TP, *tender points*.

As máximas temperaturas aferidas nas áreas selecionadas graficamente por figura geométrica, correspondentes aos TP, estão descritas na Tabela 3. Foi encontrada uma variação de 28,1°C a 35°C nas participantes com FM e de 28,4°C a 35,4°C na participante controle. Tanto para o grupo FM quanto para a participante controle, os TP com as maiores temperaturas foram os localizados na cervical baixo, epicôndilos laterais, e suboccipitais, e os com menores temperaturas foram os localizados na área trocantérica, glúteo médio e joelhos.

Tabela 3: Temperatura máxima da pele (°C) encontrada acima dos *tender points* em participantes com fibromialgia (FM) e sem FM (controle) de um estudo piloto.

Tender Point	FM (n=3)			Controle (n=1)
	1	2	3	4
Suboccipital	33,8	33,9	33,0	34,6
Cervical baixo	33,9	35,0	35,0	35,4
Trapézio	31,9	33,3	32,6	34,2
Supra-espinhoso	31,8	31,9	32,9	33,6
Costo-condral	32,6	32,2	32,9	33,5
Epicôndilo lateral	34,4	34,6	34,5	34,3
Glúteo médio	30,2	28,9	30,1	29,5
Trocantérico	28,1	29,6	29,4	28,4
Joelho	32,0	28,8	30,5	30,0

Ao comparar a média das temperaturas máximas do grupo FM com o controle (Figura 2), foi verificada uma elevação de temperatura em cinco das nove regiões de TP para a participante controle, sendo que a região com maior diferença de temperatura foi a de trapézio (variação de 4,7%).

Figura 2: Comparação da temperatura cutânea na região dos *tender points* de participantes com fibromialgia (FM) e sem FM (controle) de um estudo piloto.

Todas as participantes com FM relataram dor simétrica nos TP de trapézio. Nesse grupo, os TP localizados na região suboccipital e de glúteo médio também tiveram os maiores relatos de dor simétrica (duas participantes), e apenas uma participante relatou dor assimétrica no TP da segunda junção costo-condral, sem diferença de temperatura entre os lados (32,9°C para TP esquerdo e direito). Nenhuma participante com FM relatou dores nos TP presentes na área trocantérica, joelhos e epicôndilo lateral. A participante sem fibromialgia relatou não possuir nenhuma dor no dia da avaliação.

Discussão

A temperatura da pele é influenciada pela atividade microcirculatória, controlada pelo sistema neurovegetativo simpático, e pela produção de calor em tecidos mais profundos, que é então conduzido para a superfície [8]. Apesar de até o momento não haver um consenso sobre as causas da FM, é sugerido que alterações microcirculatórias e musculares estejam associadas à clínica da síndrome [10]. Neste sentido, a termografia capta informações da temperatura cutânea, sendo utilizada em casos de FM para a identificação dessas alterações. No entanto, enquanto alguns autores relatam um aumento de temperatura em regiões de TP, outros denotam um decréscimo da mesma na comparação com indivíduos não fibromiálgicos.

Nesse estudo piloto, participantes com FM apresentaram menor temperatura em cinco das nove regiões de TP, quando comparada com a participante controle. Similarmente, outros autores descreveram achados que corroboram com resultados termográficos, representando diminuição da temperatura em quatro regiões de TP, possivelmente ocasionada por uma hipóxia no tecido muscular [10, 11].

Ao contrário, outros estudos observaram um aumento de temperatura, relatando uma imagem hiper-radiante “em manto” na região paravertebral [12] e, uma distribuição hiper-radiante sobre as áreas

musculares dolorosas [12, 13] como principais impressões termográficas para FM. No entanto, o aumento da temperatura nos locais observados nesses estudos, não foi completamente esclarecido. Patologias em fase inflamatória aguda apresentam sinais térmicos aumentados na região, enquanto que para a FM, classificada como não inflamatória, a utilização da câmera térmica deveria resultar em achados contrários aos de um quadro inflamatório.

Quanto ao estudo piloto foi encontrada uma variação de temperatura da pele entre as regiões de TP em um mesmo indivíduo, que pode ser explicada por diferenças estruturais, onde áreas com menor aporte sanguíneo, como extremidades ósseas ou tendíneas, poderiam apresentar-se com menor temperatura quando comparada às áreas de maior conteúdo muscular [6, 14].

Conclusão

Os estudos iniciais apresentaram sinais térmicos diminuídos em TP de pacientes com FM, quando comparados à participante controle. Foi denotada uma assimetria térmica nos 18 TP tanto do grupo de estudo como no controle. Desta forma, os achados iniciais indicam que a utilização da câmera térmica pode produzir resultados efetivos quanto ao auxílio diagnóstico complementar desta síndrome. A continuidade dos estudos e o aumento da amostra trarão certamente outras considerações e maiores achados científicos que possibilitem afirmar a eficácia do método.

Referências

- [1] [Goldenberg E. O Coração sente, o corpo dói: como reconhecer e tratar a fibromialgia. São Paulo: Atheneu; 2005.
- [2] Cavalcante AB, Sauer JF, Chalot SD, Assumpção A, Lage L V. A prevalência de fibromialgia: Uma revisão de literatura. *Rev Bras Reum.* 2006;46(1):40–8.
- [3] Wolfe F, Smythe HA, Yunus MB, Bennett RM, Bombardier C, Goldenberg DL, et al. The American College of Rheumatology 1990 Criteria for the Classification of Fibromyalgia. Report of the Multicenter Criteria Committee. *Arthritis Rheum.* 1990;33(2):160–72.
- [4] Steffens R de AK, Liz CM de, Viana M da S, Brandt R, Oliveira LGA de, Andrade A. Praticar caminhada melhora a qualidade do sono e os estados de humor em mulheres com síndrome da fibromialgia. *Rev Dor [Internet].* 2011;12(4):327–31.
- [5] Wolfe F, Clauw DJ, Fitzcharles MA, Goldenberg DL, Katz RS, Mease P, et al. The American College of Rheumatology preliminary diagnostic criteria for fibromyalgia and measurement of symptom severity. *Arthritis Care Res.* 2010;62(5):600–10.
- [6] Brioschi ML, Macedo JF, Macedo RDAC. Termometria cutânea: novos conceitos. *J Vasc Br.* 2003;2(2):151–60.
- [7] Sociedade Brasileira de Reumatologia. Parecer da Comissão de Dor, Fibromialgia e Reumatismos de Partes Moles - SBR: Avaliação da Termografia como diagnóstico para Síndrome da Fibromialgia. *Boletim Sociedade Brasileira de Reumatologia.* 2013;37(4):8–9.
- [8] Brioschi ML, Yeng LT, Pastor EMH, Colman D, Silva FMRM, Teixeira MJ. Documentação da síndrome dolorosa miofascial por imagem infravermelha. *Acta Fisiatri.* 2007;14(41):41–8.
- [9] Guidelines Neuro-Musculoskeletal Thermography. American Academy of Thermology [internet]. [cited 2016 Apr 28]. American Academy of Thermology. Available from: <http://aathermology.org/organization/guidelines/guidelines-for-neuro-musculoskeletal-thermography/>
- [10] Jeschonneck M, Grohmann G, Hein G, Sprott H. Abnormal microcirculation and temperature in skin above tender points in patients with fibromyalgia. *British Soc Rheumatol [Internet].* 2000;39(8):917–21.
- [11] Shang Y, Gurley K, Symons B, Long D, Srikuea R, Crofford LJ, et al. Noninvasive optical characterization of muscle blood flow, oxygenation, and metabolism in women with fibromyalgia. *Arthritis Res Ther.* 2012;14(6):R236
- [12] Brioschi ML, Yeng LT, Kasiyama HHS, Pastor EMH, Heupa S, Silva FMRM, Teixeira MJ. Documentação médico-legal da síndrome fibromiálgica : índice termográfico medical legal. *Rev Dor.* 2008;9(4).
- [13] Biasi G, Fioravanti A, Franci A, Marcolongo R. The role computerized telethermography in the diagnosis of fibromyalgia syndrome. *Minerva Med.* 1994;85(9):451–4.
- [14] Pascoe DD, Mercer JB, Weerde L de. Physiology of Thermal Signals. In: *The Biomedical Engineering Handbook.* CRC press; 2006.

METODOLOGIA PARA SELEÇÃO DE ESPECTROS DE INTERESSE EM ESPECTROSCOPIA MULTI-VOXEL POR RESSONÂNCIA MAGNÉTICA

Danilo Rodrigues Pereira¹, Renan Bazuco Fritolli², Aline Tamires Lapa², Simone Appenzeller², Roberto Alencar Lotufo¹, Leticia Rittner¹

¹ Faculdade de Engenharia Elétrica e de Computação (FEEC) – UNICAMP, Campinas/SP

² Faculdade de Ciências Médicas (FCM) – UNICAMP, Campinas/SP

e-mail: danilo.pereira84@gmail.com

Resumo: A espectroscopia multi-voxel por ressonância magnética, apesar de ser uma técnica recente, vem sendo bastante utilizada para estudar alterações metabólicas em tumores cerebrais e outras doenças do cérebro em geral. Porém ainda não existem métodos que explorem bem as informações contidas na região da imagem de ressonância magnética de onde o conjunto de espectros foram adquiridos. Conhecer essas informações é importante, pois permite que a quantificação dos metabólitos seja mais precisa. O presente trabalho tem como objetivo apresentar uma metodologia capaz de analisar a região da imagem de ressonância magnética de onde foi coletado o conjunto de espectros, identificando os tipos de tecidos (substância branca, substância cinzenta e fluido cerebrospinal) e/ou estrutura cerebral (hipocampo, corpo caloso, etc.), nele contido e posteriormente, possibilitar a seleção de um subconjunto de espectros de interesse. Essa abordagem torna possível analisar com mais detalhes a região de onde foram coletados os espectros, e ainda, quantificar um subconjunto de espectros de interesse e não todos os espectros adquiridos.

Palavras-chave: Seleção de espectros, Espectroscopia multi-voxel por ressonância magnética; Imagem por ressonância magnética (IRM);

Abstract: *Multi-voxel magnetic resonance spectroscopy (MRSI), although a recent technic, has been widely used to study metabolic changes in brain tumors and other diseases of the brain in general. Currently there are no good methods that exploit the information contained in the region of magnetic resonance imaging from where the set of spectra were acquired. This information is important to allow a more accurate quantification of metabolites. This study aims to present a methodology to analyze the region of magnetic resonance imaging from where the set of spectra were collected, identifying the types of tissue (white matter, gray matter and cerebrospinal fluid) and/or brain structure (hippocampus, corpus callosum, etc.) contained, and consequently allowing the selection of a set of the spectra of interest. This approach makes possible to analyze in more detail the region from which spectra were collected and also quantify a set of spectra of interest and not all the spectra.*

Keywords: *Spectra selection, Magnetic Resonance Spectroscopy Imaging (MRSI); Magnetic Resonance Imaging (MRI);*

Introdução

Espectroscopia por ressonância magnética (*Magnetic Resonance Spectroscopy - MRS*) é uma técnica não-invasiva que utiliza os mesmos princípios físicos das imagens por ressonância magnética, o que difere é a maneira que os dados são gerados e processados. Através dela podemos identificar e medir as concentrações de alguns metabólitos como o *N-acetil-aspartato (NAA)*, *Creatina (Cre)*, *Glutamato (Glu)*, entre outros [1]. Existem diferentes técnicas para aquisição dos dados em MRS que podem ser divididas em duas categorias: *Single-voxel Spectroscopy (SVS)*, em que um único voxel é selecionado na imagem de ressonância magnética e um espectro (sinal) é obtido a partir dele ou *Magnetic Resonance Spectroscopic Imaging (MRSI)*, onde um conjunto (grade) de espectros é obtido através de região selecionada na imagem de ressonância magnética [2].

Atualmente a quantificação dos metabólitos em MRSI é realizada de maneira similar a SVS, ou seja, não são consideradas as informações contidas na região da imagem de ressonância magnética de onde foram coletados os espectros. Essas informações são importantes, pois a análise dos espectros pode ser influenciada, se por exemplo, os espectros foram adquiridos em uma região que contém fluido cerebrospinal (CSF), fenômeno conhecido como contaminação por CSF, entre outros fatores [2].

O presente trabalho tem como objetivo propor uma metodologia capaz de analisar a região da imagem de ressonância magnética de onde os espectros foram coletados, considerando os tipos de tecidos (substância branca, substância cinzenta ou fluido cerebrospinal) e também possibilitar a seleção de um subconjunto de espectros que estão contidos em uma determinada região da imagem de ressonância magnética, usando uma máscara de segmentação binária ou então um subconjunto que pertence a um tipo específico de tecido, antes de realizar a análise dos espectros (quantificação dos metabólitos) propriamente dita.

Materiais e métodos

Os espectros *multi-voxel* foram adquiridos de sujeitos e controles utilizando-se um *scanner* da Philips (Achieva 3T), instalado na Faculdade de Ciências Médicas (FCM) da Universidade Estadual de Campinas - UNICAMP. Todos os pacientes foram informados com antecedência e assinaram um termo de consentimento livre e esclarecido, aprovado pelo comitê de ética em pesquisa da Faculdade de Ciências Médicas (FCM) da UNICAMP (nº CEP 920/2007; CAAE: 0669.0.146.000-07).

A metodologia proposta é composta de quatro etapas: localização espacial da grade de espectros na imagem de ressonância magnética; seleção de espectros de interesse, cálculo de porcentagem de tecidos (GM, WM e CSF) e quantificação dos espectros de interesse (Fig. 1).

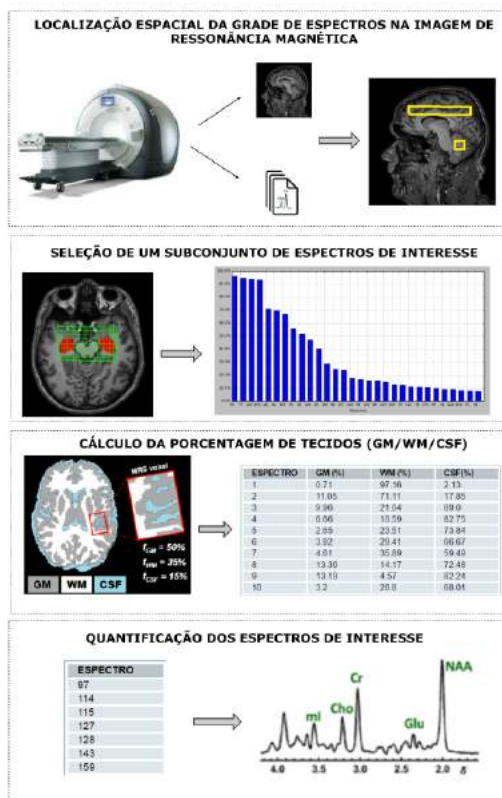


Figura 1: Etapas da metodologia proposta: localização espacial dos espectros na imagem; seleção de um subconjunto de espectros de interesse, cálculo da porcentagem de tecidos e quantificação os espectros de interesse.

Etapa 1: Visualização da grade de espectros na imagem de ressonância magnética - Através das informações armazenadas no cabeçalho do arquivo é possível posicionar corretamente a grade de espectros, ou seja, rotacionar a grade e posicioná-la no espaço de coordenadas da imagem de ressonância magnética.

Primeiramente são calculadas as coordenadas dos vértices da grade de espectros. Em seguida, é necessário transformar os vértices calculados para o espaço de

coordenadas da imagem de ressonância magnética através de uma transformação afim. Calcula-se também todos os pontos de interseção entre a grade de espectros e cada fatia da imagem. Esses pontos de interseção são depois utilizados para construir os polígonos resultantes e desenhá-los em cada fatia da imagem (Fig. 2).

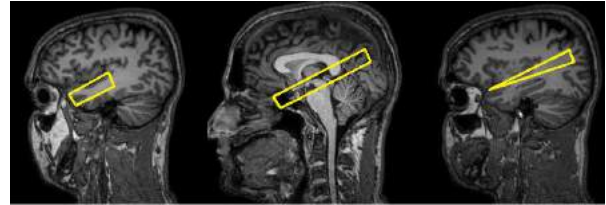


Figura 2: Exemplo de registro entre a grade de espectros e a imagem de ressonância magnética, mostrado em diferentes fatias

Etapa 2: Seleção de um subconjunto de espectro de interesse - Para identificar os espectros que estão contidos (total ou parcialmente) em uma determinada região da imagem de ressonância magnética, usamos uma máscara de segmentação (Fig. 3). A máscara pode ser gerada manualmente, por exemplo, usando o software Display[3] ou por alguma ferramenta de segmentação automática como o Freesurfer [4].

Em seguida, a grade de espectros sobreposta à imagem de ressonância magnética é dividida em N sub-regiões de acordo com o número total de espectros, ou seja, cada sub-região representa um espectro (Fig. 4). Por fim, a grade de espectros é multiplicada pela máscara binária de segmentação, identificando desta forma os espectros que pertencem a região delimitada pela máscara (estrutura cerebral).

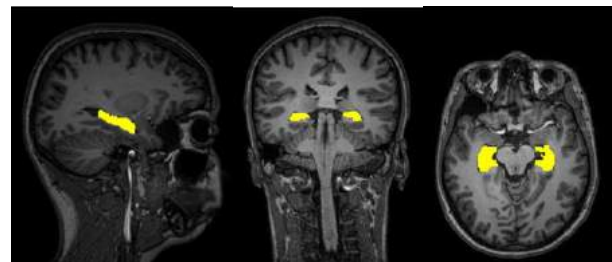


Figura 3: Máscara binária de segmentação do hipocampo sobreposta à imagem de ressonância magnética.

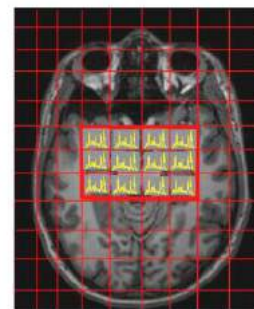


Figura 4: Grade de espectros sobreposta à imagem de ressonância magnética.

Etapa 3: Cálculo de porcentagem de tecidos contido em cada espectro ou no conjunto total de espectros – A segmentação da imagem de ressonância em tecidos foi obtida pelo *Freesurfer*, mas qualquer outro método de segmentação de tecidos poderia ter sido utilizado. Em seguida, a imagem é sobreposta com a grade de espectros (Fig. 5). As porcentagens de tecidos contidas na região que foram adquiridos os espectros foram calculadas dividindo o número de voxels da imagem de ressonância magnética, atribuídos a uma determinada classe de tecido (N_{GM} , N_{WM} e N_{CSF}), pelo número total de voxels da imagem na região que foram coletados os espectros. (Eq. 1, 2 e 3). [5]

$$F_{GM} = \frac{N_{GM}}{N_{GM} + N_{WM} + N_{CSF}} \quad (1)$$

$$F_{WM} = \frac{N_{WM}}{N_{GM} + N_{WM} + N_{CSF}} \quad (2)$$

$$F_{CSF} = \frac{N_{CSF}}{N_{GM} + N_{WM} + N_{CSF}} \quad (3)$$

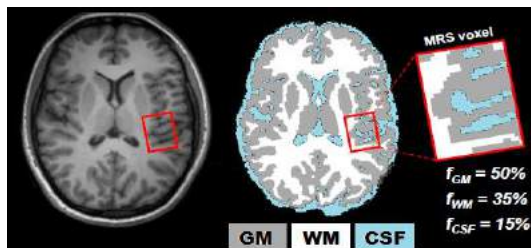


Figura 5: Ilustração da estimativa de substância branca (WM), substância cinzenta (GM) e fluido cerebrospinal (CSF) encontrado na região de onde foram adquiridos os espectros (em vermelho). Figura adaptada de [5].

Etapa 4 - Quantificação dos espectros de interesse - Após a seleção do subconjunto de espectros de interesse, o próximo passo é calcular a média desses espectros. O espectro (médio) resultante, será usado para fazer a quantificação da concentração de metabólitos, através do software *LCModel* [9]. A integração da ferramenta computacional com o software *LCModel* é feita através de quatro arquivos: *.raw* (dados binários que representam os espectros); *.h2o* (corrigir supressão de água); *.control* (parâmetro de inicialização do *LCModel*) e *.basis* (informações sobre modelo espectral).

Resultados

Como prova de conceito da metodologia proposta uma ferramenta *web* e *open-source* foi desenvolvida no ambiente chamado *Adessowiki* [6] em linguagem *Python* [7]. A ferramenta está documentada em português, de forma clara e didática, para que possa ser utilizada para fins educacionais e de pesquisa. A versão atual da ferramenta tem como entrada os seguintes dados: Imagem estrutural: DICOM ou Nifti; Espectros: *.spar/.sdat* (Philips) e Máscara de segmentação binária: manual ou automática.

Os resultados obtidos na etapa de visualização da grade de espectros na imagem de ressonância magnética, foram comparados visualmente com uma ferramenta similar, desenvolvida por *Montelius* em *MATLAB* como parte de um trabalho de mestrado [8].

Alguns experimentos foram realizados e os resultados obtidos são mostrados a seguir:

Experimento 1 - Espectroscopia *multi-voxel* adquirida na região do hipocampo de 31 pacientes com Lúpus, sequência de pulso 2D PRESS; ângulo de excitação de 90°; TE=144ms; TR=2000ms; VOI (mm) ~ 100.0 x 85.0 x 16.0; voxel (mm) ~ 7.0 x 6.5 x 16.0; grade de 208 espectros e imagens estruturais ponderadas em T1. Em média foram selecionados 20 espectros que contém pelo menos 40% de de intersecção com a máscara de segmentação binária do hipocampo (Fig. 6 e 7).

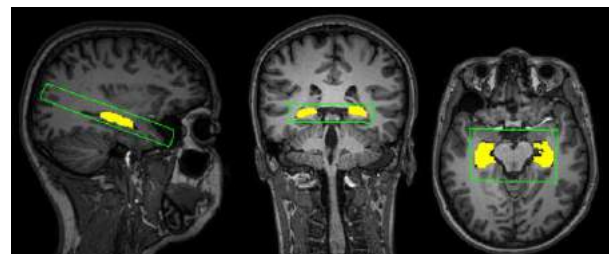


Figura 6: Visualização da máscara binária de segmentação do hipocampo (amarelo) e a região da imagem de ressonância magnética de onde os espectros foram coletados (verde).

ESPECTRO	REF. LCMODEL	MÁSCARA (%)
62	sl1_4-15.table	46.17
77	sl1_5-14.table	40.92
78	sl1_5-15.table	51.78
93	sl1_6-14.table	44.9
94	sl1_6-15.table	52.69
99	sl1_7-4.table	40.66
100	sl1_7-5.table	45.64
110	sl1_7-15.table	51.77
115	sl1_8-4.table	42.97
116	sl1_8-5.table	53.32
126	sl1_8-15.table	49.23
131	sl1_9-4.table	43.15
132	sl1_9-5.table	52.64
133	sl1_9-6.table	40.61
147	sl1_10-4.table	42.32
148	sl1_10-5.table	53.08
163	sl1_11-4.table	41.58
164	sl1_11-5.table	50.26
180	sl1_12-5.table	40.66
Total:	19	

Figura 7: Listagem de um subconjunto de espectros com pelo menos 40% de intersecção com a máscara de segmentação binária do hipocampo.

Experimento 2 - Espectroscopia *multi-voxel*, adquirida na região supraventricular posterior de 29 pacientes com Lúpus, sequência de pulsos 2D PRESS, ângulo de excitação de 90°; TE=144ms; TR=2000ms; VOI (mm) ~ 100.0 x 85.0 x 16.0; voxel (mm) ~ 7.0 x 6.5 x 16.0; grade de 208 espectros e imagens estruturais ponderadas em T1. Nesse experimento, o critério para aceitação dos espectros de interesse, foi que cada voxel

contém no mínimo 80% de WM, e em média 90 espectros de cada paciente foram selecionados.

Experimento 3 - Espectroscopia *multi-voxel*, adquirida na região do supraventricular posterior de 47 pacientes com Esclerose Sistêmica, sequência de pulsos 2D PRESS, ângulo de excitação de 90°, TE=144ms, TR=2000ms, VOI (mm) ~ 115.0 x 80.0 x 16.0; voxel (mm) ~ 9.0 x 6.0 x 16.0; grade de 208 espectros e imagens estruturais ponderadas em T1. Nesse experimento, o critério para aceitação dos espectros de interesse, foi que cada voxel contém no mínimo 80% de WM, e em média 60 espectros de cada paciente foram selecionados.

Discussões

Atualmente a quantificação dos espectros *multi-voxel* é muitas vezes executada em todos os espectros adquiridos, não levando em consideração que alguns desses espectros podem ser descartados durante a análise, pois foram adquiridos fora da região de interesse (delimitada pela máscara de segmentação binária) ou em uma região que contém muito CSF (contaminação por CSF). Quando é feita a seleção de alguns desses espectros, esta é feita muitas vezes de forma visual e subjetiva.

Em todos os experimentos foi realizada a quantificação dos espectros de interesse, utilizando-se o software LCModel e os resultados foram encaminhados para os especialistas da área para análise e validação (Fig. 8 e 9).

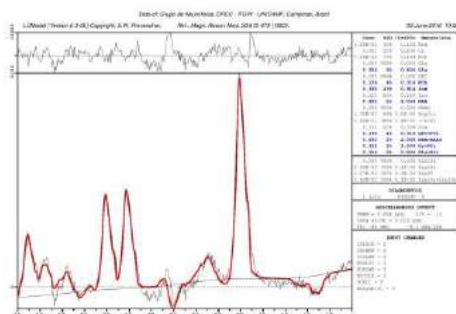


Figura 8: Resultado da quantificação de um paciente realizada pelo software LCModel. O espectro foi obtido através da média de um subconjunto de espectros de interesse, onde a cada voxel (espectro) contém no mínimo 80% de WM.

EXPERIMENTO	GM (%)	WM (%)	CSF (%)
1	15	45	35
2	10	80	10
3	15	75	10

Figura 9: Porcentagem (média) de GM, WM e CSF encontrada no conjunto de espectros adquiridos em cada experimento.

Conclusão

Há ainda muito a ser fazer para que a técnica de espectroscopia *multi-voxel* por ressonância magnética

(MRSI) possa ser melhor explorada e amplamente utilizada pelos especialistas, tanto em pesquisas relacionadas ao cérebro, quanto em ambientes clínicos. Portanto é importante o desenvolvimento de novas metodologias e ferramentas para auxiliar na análise dos dados gerados pela técnica. Através da metodologia proposta será possível analisar com mais detalhes a região que foram adquiridos os espectros, e ainda, selecionar um subconjunto de espectros de interesse, antes de realizar a quantificação.

Agradecimentos

Esse trabalho está sendo apoiado pela Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de São Paulo (FAPESP). Projeto nº 2013/07559-3 e pela CAPES Projeto no. 88881.062158/2014-01.

Referências

- [1] Bertholdo D., Watcharakorn A. and Castillo M., Brain Proton Magnetic Resonance Spectroscopy: Introduction and Overview, *Neuroimaging Clinics of North America*, Vol. 23 (3), 2013, p. 359-380.
- [2] Provencher S.W., Estimation of metabolite concentrations from localized in vivo proton NMR spectra. *Magnetic Resonance in Medicine*, v. 30, n.6, p. 672-679, 1993.
- [3] MacDonald, D., MNI-display: Program for display and segmentation of surfaces and volumes. McConnell Brain Imaging Center, Montreal Neurological Institute, Montreal, Canada, 1996.
- [4] Dale A.M., Fischl B. and Sereno M.I., Cortical surface-based analysis: I. segmentation and surface reconstruction. *Neuroimage*, 9(2):179-194, 1999.
- [5] Gussew A., Rzanny R., Güllmar D., Scholle H.C., and Reichenbach J.R., 1H-MR spectroscopic detection of metabolic changes in pain processing brain regions in the presence of non-specific chronic low back pain. *Neuroimage*, 54(2):1315-1323, 2011.
- [6] Lotufo R.A., Machado R., Körbes A. and Ramos R.G., Adessowiki: on-line collaborative scientific programming platform. *Proceedings of the 2009 International Symposium on Wikis*, 2009, Orlando, USA, p.10, 2009.
- [7] Walt S.V.D., Colbert S.C., and Varoquaux G., The NumPy array: a structure for efficient numerical computation. *Computing in Science & Engineering*, Institute of Electrical and Electronics Engineers, vol.13, no. 2, pp. 22-30, March/April 2011
- [8] Montelius M., MATLAB tool for segmentation and re-creation of MRS volumes of interest in MRI image stacks, M.S.c Thesis, Göteborg University, Sweden, 2008.
- [9] Provencher S. W., Automatic quantitation of localized in vivo 1h spectra with lmodel. *NMR in Biomedicine*, v. 14, n. 4, p. 260-264, 2001

TRACTOGRAFIA POR DECONVOLUÇÃO ESFÉRICA APLICADA A IMAGENS DE DIFUSÃO DE ALTA RESOLUÇÃO ANGULAR

Guilherme Garcia Schu Peixoto*, Ana Maria Marques da Silva**, J. Scharcanski*, Jaderson Costa da Costa** e Alexandre R. Franco**

*PPGEE - Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica, UFRGS – Universidade Federal do Rio Grande do Sul, Porto Alegre, RS

** Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica e Instituto do Cérebro do Rio Grande do Sul (InsCer), PUCRS, Porto Alegre, RS
e-mail: guischu09@gmail.com

Resumo: A tractografia por tensor de difusão (*DTI*) vem sendo amplamente utilizada como ferramenta qualitativa, tanto na área clínica como em pesquisa científica. Porém, o modelo matemático utilizado tipicamente não representa bem conjuntos de fibras cerebrais quando se cruzam. O presente trabalho investiga o modelo baseado na deconvolução esférica (*CSD*) como alternativa ao modelo *DTI* para resolver o problema de cruzamento de fibras cerebrais. Para tanto, foi revisada parte da literatura disponível, implementado um protocolo de aquisição de imagens de ressonância magnética de alta resolução angular ponderadas em difusão (*HARDI*), e discutidos os resultados alcançados neste estudo em comparação com outros estudos. Concluiu-se que o protocolo proposto para aquisição de imagens *HARDI*, bem como a metodologia de processamento adotada, são apropriadas para a reconstrução da tractografia por deconvolução esférica.

Palavras-chave: Tractografia, *DTI*, *HARDI*, deconvolução esférica.

Abstract: *Diffusion Tensor Tractography has been widely used as a qualitative tool since its origin in clinical and research domain. However, this model doesn't robustly represent crossing fiber bundles. The current study investigates the Constrained Spherical Deconvolution model (CSD) as an alternative to the Diffusion Tensor model in order to solve the crossing fibers problem. Aiming this purpose, a brief review of the available literature was made. A protocol for acquiring High Angular Resolution Diffusion Images (HARDI) was implemented and results were compared to other studies. We conclude that the proposed protocol for acquiring HARDI data, as well as the embraced pipeline for processing these images are proper for CSD tractography reconstruction.*

Keywords: *Tractography, DTI, HARDI, Constrained Spherical Deconvolution.*

Introdução

Em ressonância magnética, imagens ponderadas em difusão (*DWI*, do inglês *Diffusion Weighted Imaging*), contêm informações associadas a difusão das moléculas

de água que permeiam a microestrutura dos axônios dos neurônios do cérebro [1]. Tais imagens, quando aplicadas ao modelo matemático tensor de difusão (*DTI*, do inglês *Diffusion Tensor Imaging*), permitem associar o sinal ponderado em difusão de cada voxel a autovalores e autovetores que caracterizam, respectivamente, a magnitude e a direção do movimento das moléculas de água [2].

A difusão isotrópica é a qualidade que se atribui a moléculas que se deslocam aleatoriamente em todas as direções livremente. Define-se que a difusão é anisotrópica quando moléculas se deslocam ao longo de um espaço confinado (e.g. o axônio). Como o fluxo das moléculas ocorre ao longo da microestrutura dos axônios de um neurônio, regiões com altos valores de anisotropia estão associadas diretamente a conjuntos de tractos cerebrais [3]. Com base em um limiar de anisotropia (descrito por autovalores) e na direção encontrada nos autovetores, aplicam-se algoritmos que possibilitam a representação virtual das fibras que constituem a substância branca do cérebro. Para esta técnica dá-se o nome de tractografia [4].

A possibilidade de delinear a micro anatomia da substância branca, bem como inferir parâmetros quantitativos acerca da anisotropia (*FA*, Anisotropia Fracionada) [4], vem sendo explorada no âmbito da pesquisa e em diversas práticas clínicas. Uma revisão detalhada das aplicações da tractografia e anisotropia fracional acerca dos estudos realizados, bem como aplicações clínicas, pode ser encontrada nas referências [2,3].

Embora o modelo tensor de difusão venha sendo amplamente utilizado ao longo dos últimos anos, sabe-se que tal modelo pode não ser adequado, especialmente quando aplicado a voxels que descrevem múltiplos cruzamentos de fibras [5]. O presente estudo investiga o modelo baseado na deconvolução esférica (*CSD*, do inglês *Constrained Spherical Deconvolution*) como alternativa ao modelo *DTI* para resolver o problema de cruzamento de fibras, considerando a reprodutibilidade anatômica de conjuntos de fibras tipicamente reconstruídos para análises clínicas e de pesquisa. Para tanto, será definido um protocolo para aquisição de dados de alta resolução angular ponderadas em difusão

(*HARDI*, do inglês *High Angular Resolution Diffusion Imaging*) e utilizando esses dados será construída a tractografia originada por *CSD* e *DTI*. O trabalho se organiza da seguinte forma: primeiramente é revisado parte dos fundamentos teóricos de cada técnica, tanto *DTI* quanto *CSD*; após, é apresentada a descrição da aquisição dos dados e as etapas de processamento das imagens, seguido dos resultados encontrados e discussão.

Fundamentação Teórica

O sinal ponderado em difusão pode ser obtido por meio da integral de uma distribuição probabilística gaussiana das diferenças de fase dos spins dos prótons de hidrogênio, em função da posição e do tempo [4]. Isto resulta na expressão genérica para o sinal ponderado em difusão S , cujo valor do sinal corresponde ao valor do voxel nas coordenadas (u, v, k) é:

$$S(u, v, k) = S_0(u, v, k) e^{-b \bar{g}^T \bar{D} \bar{g}} \quad (1)$$

onde b é dado por $\gamma^2 G^2 \delta^2 \left(\Delta - \frac{\delta}{3} \right)$, \bar{g} é um vetor unitário orientado ao longo dos gradientes direcionais, de magnitude G e duração δ , γ é a constante giromagnética, Δ é o tempo entre as aplicações dos gradientes, \bar{g}^T corresponde a transposta de \bar{g} , \bar{D} é o tensor de difusão e S_0 é o sinal tipicamente ponderado pelo tempo de relaxação $T2$ (tempo necessário para que o vetor de magnetização correspondente as componentes vetoriais x e y alcance 37% do seu valor máximo) para o voxel cujas coordenadas são (u, v, k) . Para cada voxel, a matriz simétrica \bar{D} é definida como:

$$\bar{D} = \begin{pmatrix} D_{xx} & D_{xy} & D_{xz} \\ D_{xy} & D_{yy} & D_{yz} \\ D_{xz} & D_{yz} & D_{zz} \end{pmatrix} \quad (2)$$

onde os elementos dessa matriz correspondem aos coeficientes de difusão nas direções x , y , z . Uma vez computado \bar{D} , por meio do método dos mínimos quadrados tal como descrito em [4], obtém-se por diagonalização da matriz de difusão, os autovalores λ_1 , λ_2 , λ_3 e autovetores v_1 , v_2 , v_3 . Este processo é feito para todos os voxels.

Dentre muitas medidas de anisotropia que são utilizadas para a análise quantitativa de imagens de tensor de difusão, destaca-se a anisotropia fracionada (*FA*, do inglês *Fractional Anisotropy*), obtida a partir dos desvios-padrão dos três autovalores, cujos valores encontram-se entre 0 (isotropia) e 1 (anisotropia máxima). Diz-se que a média dos três autovalores é igual à média da difusividade direcional. A anisotropia fracionada para cada voxel da imagem é definida como [4]:

$$FA = \sqrt{\frac{1}{2} \frac{\sqrt{(\lambda_1 - \lambda_2)^2 + (\lambda_2 - \lambda_3)^2 + (\lambda_3 - \lambda_1)^2}}{\lambda_1^2 + \lambda_2^2 + \lambda_3^2}} \quad (3)$$

Embora a tractografia por tensor de difusão venha sendo amplamente utilizada como ferramenta qualitativa, sabe-se que este modelo não representa bem voxels em que há conjuntos de fibras que se cruzam, podendo resultar em fibras que não existem na realidade (falsos negativos) e fibras que existem, mas não podem ser reconstruídas (falsos positivos) [5].

Em 2002, Tuch [6] propôs que, para resolver o problema do cruzamento de fibras para cada voxel da imagem, dever-se-ia obter imagens que apresentassem um contraste maior entre as regiões de difusão rápida (descrita para regiões onde há apenas uma direção preferencial local para um dado feixe de fibras) e difusão lenta (descrita para regiões onde há múltiplas direções locais) [6]. Para tanto, Tuch sugere que as imagens ponderadas em difusão tenham valores de b (fator de ponderação de difusão) maiores que os valores de b para imagens tipicamente adquiridas visando modelagem via tensor de difusão [6]. A essas imagens atribui-se a terminologia *HARDI* (*High Angular Resolution Diffusion Imaging*). Tuch descreve ainda que ao aplicar altos valores para o fator de ponderação de difusão, fora possível detectar o sinal de uma população de fibras com múltiplas direções [6].

Dentre os modelos desenvolvidos propostos para resolver o problema de cruzamento de fibras aplicados sobre imagens *HARDI*, recentes investigações [5,7], tem obtido resultados robustos na solução do problema de cruzamento de fibras. Em [5], utilizando o modelo da *CSD* aplicado sobre imagens *HARDI*, verificou-se que a reconstrução virtual do fascículo corticospinal de 45 pacientes saudáveis apresentou a esperada configuração anatômica do respectivo conjunto de fibras. Em contrapartida, a tractografia baseada em *DTI* mostrou-se inadequada para todos os dados analisados, apresentando fibras que existem, mas não puderam ser reconstruídas.

A deconvolução esférica é utilizada para modelar imagens de alta resolução angular ponderadas em difusão (*HARDI*), e tem obtido resultados robustos na solução do problema de cruzamento de fibras [5]. O método consiste em descrever o sinal $S(\theta, \varphi)$, medido durante uma aquisição do tipo *HARDI*, como sendo a convolução (\otimes) em coordenadas esféricas de uma função resposta $R(\theta)$ juntamente à função $F(\theta, \varphi)$ que representa a orientação da distribuição das fibras (*FOD*, do inglês *Fibre Orientation Distribution*):

$$S(\theta, \varphi) = F(\theta, \varphi) \otimes R(\theta) \quad (4)$$

Considera-se a função resposta como sendo a intensidade do sinal como função de um único feixe de fibras alinhado ao longo do eixo z [7]. E assume-se que a orientação da distribuição das fibras contém toda a informação necessária, no que diz respeito, à orientação de múltiplas fibras que possam estar cruzando um dado voxel [7]. A utilização desse modelo reduz o problema de cruzamento de fibras ao problema de encontrar a função $F(\theta, \varphi)$ que pode ser estimada por meio da operação de deconvolução. Reescrevendo a equação de

convolução no domínio dos harmônicos esféricos têm-se para cada ordem de harmônico l [7]:

$$S_l = R_l f_l \quad (5)$$

sendo S_l um vetor de tamanho $(2l+1)$ que representa o coeficiente esférico harmônico do sinal $S(\theta, \varphi)$; f_l um vetor de tamanho $(2l+1)$ que representa a função $F(\theta, \varphi)$; e R_l é uma matriz que representa a função resposta de tamanho $(2l+1) \times (2l+1)$. Uma vez que é considerado o domínio dos harmônicos esféricos, a operação da deconvolução esférica, com o propósito de estimar f_l , pode ser realizada por meio de uma inversão de matrizes [7].

Materiais e métodos

Aquisição de dados – Foi realizada a aquisição de um conjunto de imagens de ressonância magnética adquiridas por meio de uma sequência do tipo *Spin-Eco EPI* para um voluntário. As imagens foram coletadas no Instituto do Cérebro da PUCRS (com aprovação do CEP da universidade com número 09/0483) em um equipamento GE HDxt - signa 3T utilizando os parâmetros $TR = 11800$ ms, $TE = 84,8$ ms, $NEX = 1$, matriz de 256×256 pixels e espessura de corte $3,4$ mm. Foram definidas 96 direções de difusão (\bar{g}) e um fator de ponderação $b = 3000$ s/mm², além de uma imagem ponderada em $T2$ obtida por meio da definição de $b = 0$ s/mm². Imagens de alta resolução ponderadas em $T1$ também foram adquiridas. Utilizou-se a sequência *BRAVO Spoiled Gradient Echo (SPGR)* com o mesmo equipamento, por meio dos parâmetros $TR = 61160$ ms, $TE = 21800$ ms, matriz de 512×512 pixels, espessura de corte 1 mm e voxel de dimensão $0,469$ mm x $0,469$ mm x $1,000$ mm.

Processamento das imagens – Primeiramente verificou-se a integridade das imagens *HARDI* adquiridas para o estudo. Caso não fossem identificadas distorções/artefatos incorrigíveis, considerar-se-iam os dados aptos para uso. As imagens originalmente obtidas no formato *DICOM* foram convertidas para o formato *NifTI*, e após, foi realizada a estimação do mapa de anisotropia fracional para cada corte do volume adquirido por meio do software *MRtrix* (<http://www.mrtrix.org/>). Posteriormente, utilizando a sintaxe de programação *C-Shell*, compatível com *Linux*, foi adaptado um script de processamento simples para realização da operação da deconvolução esférica (*CSD*) utilizando a biblioteca *MRtrix* [8].

A ideia geral para resolver o problema de cruzamento de fibras via deconvolução esférica, consiste em encontrar a função $F(\theta, \varphi)$. Para tanto é preciso estimar a função resposta $R(\theta)$. Tal estimativa resume-se em determinar uma matriz de rotação que oriente o autovetor principal (de maior magnitude), para os voxels mais anisotrópicos ($FA \geq 0,7$) obtido a partir da diagonalização do tensor de difusão, com o eixo z . A estimativa da função resposta deriva-se da aplicação da matriz de rotação encontrada aos valores dos gradientes

direcionais (\bar{g}) e também a imagem de ressonância magnética *HARDI* [7]. Utilizando a biblioteca *MRtrix*, tal operação pode ser realizada por meio das seguintes etapas de processamento:

Primeiramente se limiariza o mapa de *FA*, previamente computado, utilizando a função *erode*. Delimita-se um valor de voxel maior, ou, igual a $0,7$, para posteriormente multiplica-lo por uma máscara do cérebro previamente estimada. A seguir, aplica-se uma matriz de rotação para orientar os principais autovetores, para os voxels da máscara estimada, na direção do eixo dos z , juntamente as funções harmônicas esféricas de ordem l definida como parâmetro de entrada na função *estimate_response*. A última etapa do processamento computa a *CSD* fazendo uso da função resposta estimada por meio da função *csdeconv*.

Para os dados processados via *CSD* e *DTI* foi realizada a tractografia probabilística [5]. Foram reconstruídos os fascículos longitudinal superior e tracto corticospinal utilizando a função *streamtrack* para regiões de interesse pré-definidas e um número de fibras selecionado igual a 10^6 . Com a finalidade de avaliar os fascículos originados qualitativamente, utilizou-se o módulo *nipy.interfaces.mrtrix*, escrito em *Python*, como conversor para visualização da tractografia no software *TrackVis* (<http://trackvis.org/>).

Resultados Obtidos

Aplicando a metodologia descrita aos dados *HARDI* obtidos, foi possível reconstruir o tracto corticospinal (como mostra a Figura 1) e o fascículo longitudinal superior (como mostra a Figura 2).

Discussão e Conclusões

Os resultados das reconstruções dos fascículos que constituem o tracto corticospinal (Figura 1) revelam qualitativamente uma maior semelhança na representação do modelo *CSD* em comparação a configuração anatômica. Tal resultado está em concordância com [5] e se mostra crítico quando comparado a estudos já realizados para este tracto cerebral por meio do método *DTI* [2]. Na Figura 1 identifica-se a representação das fibras do tracto corticospinal que se projetam do córtex cerebral à medula espinhal, passando pela cápsula interna e alcançando o pedúnculo cerebral. Ao contrário, utilizando o método convencional *DTI*, o conjunto de fibras da porção tracto corticospinal representada, apresenta uma densidade de fibras não correspondente à representação anatômica [9] na porção da cápsula interna, alcançando apenas a região central do córtex motor.

O fascículo longitudinal superior (representado na Figura 2) reconstruído via *CSD* também assumiu a respectiva configuração anatômica conhecida na literatura. A diferença anatômica entre a reconstrução via *CSD* e *DTI* para o conjunto de fibras que constitui o fascículo longitudinal superior pôde ser observada na

projeção do tracto, que por definição anatômica localiza-se ao redor da margem superior da ínsula e conecta os lobos frontal, parietal e occipital [9]. Observa-se na representação *CSD* uma projeção contínua e de alta densidade de fibras que associa os lobos frontal, parietal e occipital. A reconstrução via *DTI* deste fascículo apresenta uma projeção limitada no que concerne a união entre os lobos frontal e occipital, sendo identificada apenas a união do conjunto que se centraliza na região do lobo parietal e occipital por meio

da forma característica de um arco ao redor da margem superior da ínsula [9]. Por meio de uma avaliação qualitativa, concluiu-se que o protocolo proposto para imagens *HARDI*, bem como a metodologia adotada, estão em concordância com recentes estudos [2,3], e por isso, revelam-se próprios para a reconstrução da tractografia. Salienta-se que a metodologia apresentada, no entanto, deve ser aplicada para um conjunto de dados maior, objetivando avaliar a confiabilidade e reprodutibilidade do método.

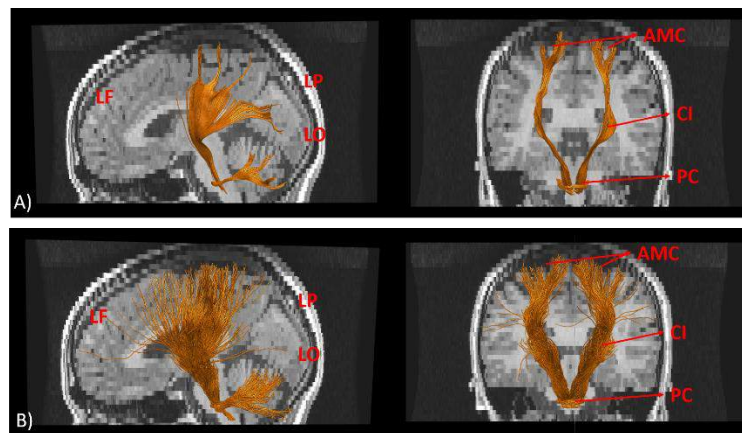


Figura 1: Representação do fascículo corticospinal. A) fascículo corticospinal reconstruído via tractografia *DTI* nos planos sagital e coronal. B) fascículo corticospinal reconstruído via tractografia *CSD* nos planos sagital e coronal. LF: Lobo Frontal; LP: Lobo Parietal; LO: Lobo Occipital; AMC: Área Motora do Córtex; CI: Cápsula Interna; PC: Pedúnculo

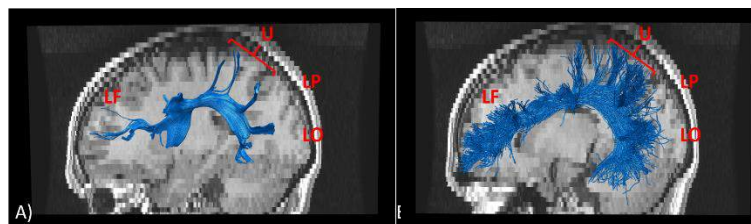


Figura 2: Representação do Fascículo Longitudinal Superior. A) fascículo longitudinal superior reconstruído via tractografia *DTI* no plano sagital. B) fascículo longitudinal superior reconstruído via tractografia *CSD* no plano sagital. LF: Lobo Frontal; LO: Lobo Occipital; LP: Lobo Parietal; U: representação das fibras de associação curta.

Referências

- [1] Basser PJ, Mattiello J, LeBihan D. MR diffusion tensor spectroscopy and imaging. *Biophysical journal*. 1994; 66(1):259.
- [2] Ciccarelli O, Catani M, Johansen-Berg H, Clark C, Thompson A. Diffusion-based tractography in neurological disorders: concepts, applications, and future developments. *The Lancet Neurology*. 2008; 7(8):715-27.
- [3] Johansen-Berg H, Behrens TE. Just pretty pictures? What diffusion tractography can add in clinical neuroscience. *Current opinion in neurology*. 2006; 19(4):379.
- [4] Mori S. Introduction to diffusion tensor imaging. 1st ed. Baltimore: Elsevier, 2007.
- [5] Farquharson S, Tournier JD, Calamante F, Fabinyi G, Schneider-Kolsky M, Jackson GD, Connelly A. White matter fiber tractography: why we need to move beyond DTI: clinical article. *Journal of neurosurgery*. 2013; 118(6):1367-77.
- [6] Tuch DS. Diffusion MRI of complex tissue structure [Doctoral dissertation]. Massachusetts: Harvard Medical School; 2002.
- [7] Tournier JD, Calamante F, Connelly A. Robust determination of the fibre orientation distribution in diffusion MRI: non-negativity constrained super-resolved spherical deconvolution. *NeuroImage*. 2007; 35(4):1459-72.
- [8] Tournier J, Calamante F, Connelly A. MRtrix: diffusion tractography in crossing fiber regions. *International Journal of Imaging Systems and Technology*. 2012; 22(1):53-66.
- [9] Dini LI, Vedolin LM, Bertholdo D, Grando RD, Mazzola A, Dini SA, Isolan GR, da Costa JC, Campero A. Reproducibility of quantitative fiber tracking measurements in diffusion tensor imaging of frontal lobe tracts: A protocol based on the fiber dissection technique. *Surgical neurology international*. 2013; 4.

DETERMINAÇÃO DO MELHOR MÉTODO PARA PREVER O ALCANCE À JUNÇÃO CRANIOCERVICAL NOS ACESSOS CIRÚRGICOS ENDONASAIS

L. A. Aurich*, H. Vieira Neto* e S. L. Stebel*

*Pós-Graduação em Engenharia Biomédica, UTFPR, Curitiba, Brasil

e-mail: aurich_lucas@yahoo.com.br

Resumo: Existe redução significativa das complicações cirúrgicas quando lesões localizadas na junção craniocervical (JCC) são operadas pelo acesso cirúrgico endoscópico endonasal ao invés do acesso transoral. Entretanto, não se sabe ainda qual seria o maior alcance inferior da abordagem endonasal e também qual seria o melhor método para prever o limite de exposição no planejamento pré-operatório. No presente estudo, o alcance à JCC foi definido no intraoperatório com neuronavegação em 10 pacientes operados pela via endonasal. O limite anatômico obtido foi comparado com as linhas nasopalatina e palatina. A linha nasopalatina mostrou ser o melhor método para prever o alcance inferior à JCC.

Palavras-chave: Junção craniocervical, acesso endonasal, cirurgia assistida por computador.

Abstract: *There is a significant reduction of surgical morbidities when craniocervical junction pathologies are operated using the endoscopic endonasal approach instead of the transoral approach. However, it is yet unclear what is the lower extent of the endonasal approach and which method is better to predict this lower limit in preoperative planning. This paper evaluates the inferior exposure of craniocervical junction in 10 patients operated using the endonasal approach using neuronavigation. The intraoperative anatomical limit was compared to nasopalatine and palatine lines. The nasopalatine line predicts more accurately the inferior limit of the endonasal approach.*

Keywords: *Craniocervical junction, endonasal approach, computed-assisted surgery.*

Introdução

Conceitua-se como junção craniocervical (JCC) a região anatômica delimitada pela porção inferior do osso occipital e pelas duas primeiras vértebras cervicais, o atlas (C1) e o eixo (C2). Uma série de doenças podem acometer a JCC e, devido à complexidade anatômica da região, o tratamento cirúrgico dessas lesões representa um desafio. Uma abordagem cirúrgica à porção anterior da JCC é rotineiramente realizada por um acesso pela cavidade oral [1]. No entanto, esta operação possui uma série de desvantagens decorrentes da distorção da anatomia da cavidade oral, em especial quando é necessária abertura da língua, do palato e da maxila para ampliação da exposição cirúrgica [2].

Nos últimos anos foi desenvolvida uma abordagem cirúrgica pela cavidade nasal a JCC com a utilização de uma câmera (endoscópio) [3]. Com este tipo de acesso, a maioria das complicações associadas à via transoral são evitadas [4]. Em teoria, o arco anterior de C1 e o corpo vertebral de C2 adjacente são os limites inferiores da exposição do acesso endonasal. Não existe, no entanto, consenso sobre o maior alcance inferior dessa abordagem e qual o melhor método de planejamento pré-operatório para sua previsão. Alguns autores defendem que a linha palatina, uma linha imaginária traçada ao longo do assoalho da cavidade nasal paralelamente ao palato duro, seria o melhor método para prever esse alcance [5]. Outros autores argumentam que a linha nasopalatina, uma linha imaginária que conecta a porção inferior do osso nasal à porção posterior do palato duro e intersecciona a JCC, seria o método mais adequado [6].

A neuronavegação é uma ferramenta valiosa para o planejamento operatório, orientando o cirurgião quanto à localização exata das estruturas anatômicas durante o ato cirúrgico [7]. Por meio de câmeras de infravermelho acopladas a sistemas computacionais específicos, os dados de exames de imagem pré-operatórios são registrados para orientação transoperatória [8,9]. Com um sistema de navegação é possível demonstrar de forma contínua durante o procedimento a posição de um instrumento cirúrgico pré-calibrado e sua relação com estruturas adjacentes, tais como ossos, vasos, nervos, estruturas encefálicas e tumores [10].

O conhecimento da exposição da JCC pela abordagem endonasal é importante para escolha do melhor acesso para tratamento cirúrgico das diversas doenças que acometem essa região. O presente estudo avalia o limite inferior da exposição da JCC nos acessos cirúrgicos endoscópicos endonasais com a utilização da neuronavegação. O objetivo é comparar o limite de exposição inferior obtido com a navegação com a linha palatina e com a linha nasopalatina e definir qual o melhor método para prevê-lo, conforme ilustrado na Figura 1.

Materiais e métodos

Antes do início da coleta dos dados, o presente estudo obteve autorização para realização do Comitê de Ética em Pesquisa em Seres Humanos do Instituto de Neurologia de Curitiba (CAAE 37107014.7.0000.5227).

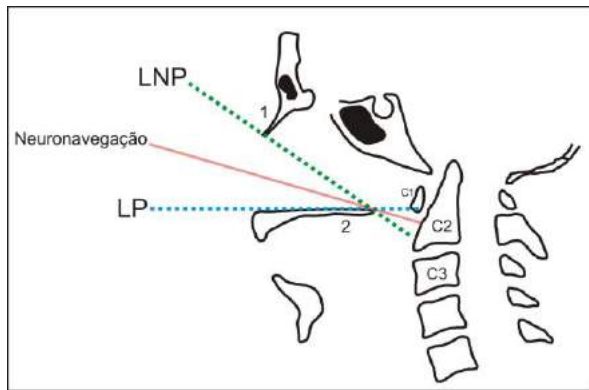


Figura 1: Ilustração do corte sagital da imagem de tomografia computadorizada durante navegação na abordagem endoscópica endonasal. LP: linha palatina. LNP: linha nasopalatina. 1: osso nasal. 2: osso palatino.

Os pacientes participantes receberam e assinaram um termo de consentimento informado, conforme solicitado pelo Conselho Nacional de Saúde, pelo Decreto nº 93933 de 14 de janeiro de 1987, descrevendo os detalhes e as finalidades da pesquisa.

Foram incluídos no estudo dez pacientes com mais de 18 anos (6 do sexo feminino e 4 do sexo masculino) e diagnóstico de tumores na base do crânio com indicação de tratamento por meio do acesso cirúrgico endoscópico endonasal. No período pré-operatório, foram realizados exames de tomografia computadorizada (TC) do crânio com cortes finos para a base do crânio. Os dados da TC foram armazenados em um CD em arquivos no formato *Digital Imaging and Communications in Medicine* (DICOM) e levados até o computador da estação de trabalho para planejamento.

A técnica cirúrgica utilizada nestes casos é a que se utiliza rotineiramente nas abordagens endonasais a base do crânio. No transoperatório foi realizado o registro da navegação previamente planejada com TC do crânio utilizando-se um apontador pré-calibrado e a pele da face do paciente como referência. O endoscópio com ótica de 0° foi instalado e posicionado de maneira a se obter a máxima exposição inferior da JCC. O apontador pré-calibrado da navegação foi posicionado neste ponto para determinação do limite máximo inferior na imagem da TC. No navegador, esta imagem pode ser congelada (*screenshot*) e salva em um arquivo no formato DICOM para posterior análise, como ilustra a figura 2.

A estrutura anatômica mais inferior alcançada da JCC com o endoscópio foi determinada na imagem da navegação obtida no transoperatório e as seguintes mensurações foram realizadas:

- Distância entre o apontador pré-calibrado da navegação e o arco de C1.
- Distância entre a linha palatina e o arco de C1.
- Distância entre a linha nasopalatina e o arco de C1.

A borda inferior do arco de C1 foi utilizada como referencial (marco zero) para as medições. As medições localizadas abaixo desta referência foram consideradas como positivas e acima como negativas.



Figura 2: Corte sagital de imagem de tomografia computadorizada no navegador durante abordagem endoscópica endonasal. O alcance do apontador pré-calibrado da navegação (linha verde) é determinado a partir do arco de C1.

Resultados

Os dez pacientes avaliados possuem média de idade de 52 anos (desvio padrão de 15,7), máximo de 77 anos e mínimo de 33 anos.

O navegador alcançou em média 1,36 mm acima da borda inferior do arco de C1 (desvio padrão de 5,6), com valores extremos de 6 mm abaixo do arco de C1 e de 10,8 mm acima do arco de C1. A distribuição do alcance do navegador está ilustrada na Figura 3.

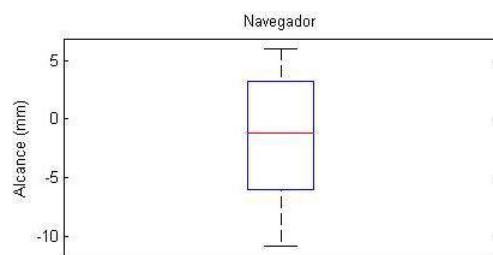


Figura 3: *Boxplot* do alcance do navegador. Mediana de 1,2 mm acima da borda inferior do arco de C2.

A linha nasopalatina alcançou em média 3,5 mm abaixo da borda inferior do arco de C1 (desvio padrão de 5), com valores extremos de 10,6 mm abaixo do arco de C1 e de 6 mm acima do arco de C1. A figura 4 ilustra a distribuição do alcance da linha nasopalatina.

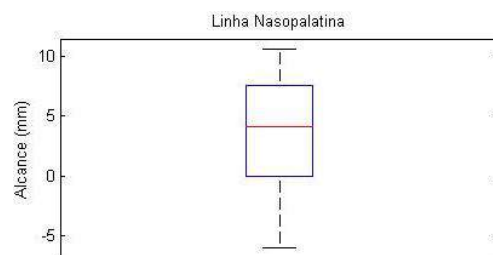


Figura 4: *Boxplot* do alcance da linha nasopalatina. Mediana de 4,1 mm abaixo da borda inferior do arco de C2.

A linha palatina alcançou em média 14,6 mm acima da borda inferior do arco de C1 (desvio padrão de 6,9), com valores extremos de 4,7 mm acima do arco de C1 e de 30 mm acima do arco de C1. A figura 5 ilustra a distribuição do alcance da linha palatina.

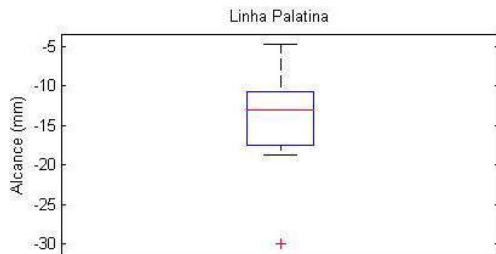


Figura 5: *Boxplot* do alcance da linha palatina. Mediana de 13,1 mm acima da borda inferior do arco de C2.

A figura 6 compara as distribuições de alcance da navegação, da linha nasopalatina e da linha palatina.

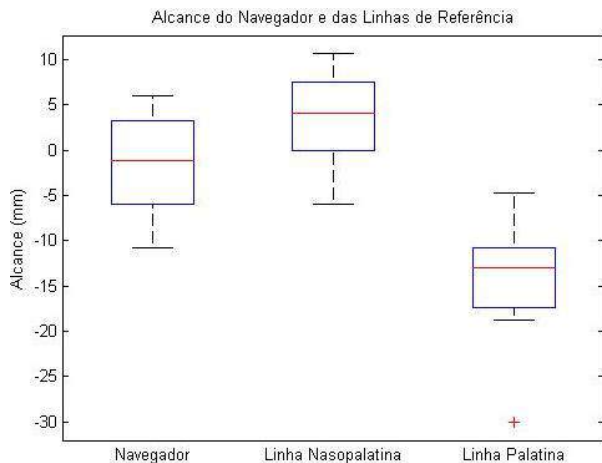


Figura 6: *Boxplot* comparando as distribuições dos alcances do navegador, da linha nasopalatina e da linha palatina.

Analisou-se ainda as distâncias entre o alcance do navegador e as linhas nasopalatina e palatina. A distância navegador-linha nasopalatina foi em média de 4,8 mm (desvio padrão de 4,2), máxima de 14 mm e mínimo de 0 mm. A distância navegador-linha palatina foi em média de 13,2 mm (desvio padrão de 4,7), máxima de 19,2 mm e mínima de 6,5 mm, conforme ilustrado na Figura 7.

Comparando-se a distância do navegador à linha nasopalatina e a distância do navegador à linha palatina (teste T de Student para duas amostras) foi observada diferença estatisticamente significativa entre os valores obtidos (valor de $p=0,0111$) com intervalo de confiança de 95%. O teste estatístico de Shapiro-Wilk confirmou normalidade na distribuição das amostras, justificando o uso do teste paramétrico T de Student.

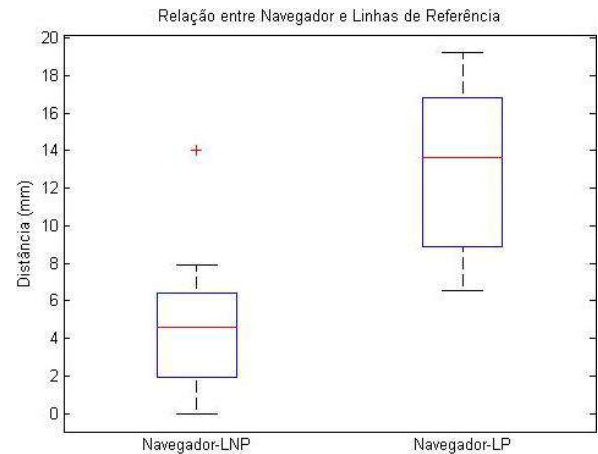


Figura 7: *Boxplot* das distâncias entre o navegador e a linha nasopalatina (LNP) e entre o navegador e a linha palatina (LP).

Discussão

A abordagem cirúrgica endonasal à JCC oferece vantagens em relação ao acesso transoral, com redução das complicações pós-operatórias e redução da mortalidade [4]. Com a redução do traumatismo à orofaringe, permite-se deglutição precoce e melhor recuperação do paciente. Além disso, a utilização do endoscópio pode permitir visualização ampla da JCC apesar da profundidade da área de trabalho.

A determinação do limite inferior de exposição da JCC é importante no planejamento pré-operatório para escolha da abordagem cirúrgica apropriada. No acesso endonasal essa exposição é limitada anteriormente pelas cartilagens nasais e pelo osso nasal, e posteriormente pelo palato duro. Estas estruturas limitam a elevação do endoscópio e sua angulação no sentido caudal [4]. Em teoria, o arco anterior de C1 e o corpo vertebral de C2 adjacente são os limites inferiores da exposição do acesso endonasal com a utilização do endoscópio.

El-Sayed e colaboradores [5] publicaram um estudo radiográfico com 12 pacientes e utilizaram a linha palatina como parâmetro de previsão de acessibilidade às doenças da JCC por uma abordagem endoscópica endonasal. Os autores argumentam que o acesso endonasal é mais apropriado quando o alvo cirúrgico encontra-se 2 cm acima da linha palatina.

Almeida e colaboradores [6] definiram a linha nasopalatina como o melhor parâmetro de previsão do limite inferior das operações endonasais da JCC. Os autores avaliaram retrospectivamente 17 pacientes que foram submetidos à ressecção endoscópica endonasal do processo odontoide e concluíram que a linha nasopalatina é um bom parâmetro de previsão do limite inferior do acesso.

Em um estudo anatômico com 11 cadáveres, Visocchi e colaboradores [11] compararam a exposição transoral e a exposição endonasal à JCC utilizando imagens de radiografia e TC. Os autores relataram que o limite da exposição inferior do acesso endonasal era compatível com a linha nasopalatina, porém não

calcularam a distância entre esses dois pontos.

Aldana e Roy [12] avaliaram o limite de exposição inferior a JCC pelo acesso endonasal em seis cadáveres e compararam o alcance com as linhas palatina e nasopalatina. O limite inferior anatômico de exposição encontrado foi o terço médio do processo ondotoide. Os autores encontraram uma diferença média de 5,2 mm entre o limite anatômico e a linha palatina e de 10,3 mm em relação a linha nasopalatina, concluindo que a linha palatina seria o melhor parâmetro de referência. No entanto, não é relatada avaliação estatística que indique diferença estatisticamente significativa entre o uso das duas linhas como referência.

O presente estudo, na extensão do conhecimento dos autores, é o único que avalia de forma prospectiva o alcance inferior do acesso endonasal com a navegação. O limite alcançado foi em média 1,36 mm acima da borda inferior do arco de C1 e se localizou, em todos os casos entre a linha palatina e a linha nasopalatina.

O alcance do navegador foi mais próximo da linha nasopalatina (distância média de 4,8 mm) em comparação com a linha palatina (distância média de 13,2 mm) e essa diferença mostrou-se estatisticamente significativa.

Conclusão

O uso da linha nasopalatina como referência foi o método mais fidedigno para previsão do alcance inferior à JCC no acesso cirúrgico endoscópico endonasal na amostra estudada. O próximo passo dessa linha de pesquisa seria analisar um maior número de casos, confirmando o real alcance pelo acesso endonasal às lesões na JCC. Além disso, é necessário confirmar se o uso da linha nasopalatina é realmente capaz de prever adequadamente o alcance e evitar a necessidade do acesso transoral.

A determinação do alcance inferior à JCC é importante para escolha da melhor abordagem cirúrgica para as doenças que acometem a região – com método apresentado, o cirurgião pode definir com maior segurança quais casos poderão ser operados pela via endonasal.

Referências

- [1] Choi D, Crockard HA. Evolution of transoral surgery: three decades of change in patients, pathologies, and indications. *Neurosurgery*. 2013; 73(2):296–304.
- [2] Youssef AS, Sloan AE. Extended transoral approaches: surgical technique and analysis. *Neurosurgery*. 2010; 66(3):126–134.
- [3] Abuzayed B, Tanriöver N, Gazuoglu N, Özlen F, Eraslan BS, Akar Z. Endonasal approach to the anterior cranio-vertebral junction: anatomic study. *Turkish Neurosurgery*. 2009; 19(3):249–255.
- [4] Seker A, Inoue K, Osawa S, Akakin A, Kilic T, Rhoton AL. Comparison of endoscopic transnasal and transoral approaches to the craniovertebral junction. *World Neurosurgery* 2010; 74(6):583–602.
- [5] El-Sayed IH, Wu J-C, Dhillon N, Ames CP, Mummaneni P. The importance of platybasia and the palatine line in patient selection for endonasal surgery of the craniovertebral junction: a radiographic study of 12 patients. *World Neurosurgery* 2012; 76(1-2):183–188.
- [6] De Almeida JR, Zanation AM, Snyderman CH, Carrau RL, Prevedello DM, Gardner PA, et al. Defining the nasopalatine line: the limit for endonasal surgery of the spine. *Laryngoscope*. 2009; 119(2):239–44.
- [7] Brinker T, Arango G, Kaminsky J, Samii A, Thorns U, Vorkapic P. An experimental approach to image guided skull base surgery employing a microscope-based neuronavigation system. *Acta Neurochir (Wien)*. 1998; 140(9):883–889.
- [8] Raabe A, Krishnan R, Seifert V. Actual aspects of image-guided surgery. *Surgical Technology International* 2003; 11:314–319.
- [9] Quiñones-Hinojosa A, Ware ML, Sanai N, McDermott MW. Assessment of image guided accuracy in a skull model: comparison of frameless stereotaxy techniques vs. frame-based localization. *Journal of Neuro-Oncology* 2006;76(1):65–70.
- [10] Kurtsoy A, Menku A, Tucer B, Oktem IS, Akdemir H. Neuronavigation in skull base tumors. *Minimally Invasive Neurosurgery* 2005; 48(1):7–12.
- [11] Visocchi M, La Rocca G, Della Pepa GM, Stigliano E, Costantini A, Di Nardo F. Anterior video-assisted approach to the craniovertebral junction: transnasal or transoral? A cadaver study. *Acta Neurochir (Wien)*. 2011; 156(2):285–292.
- [12] Aldana P, Roy S. Preoperative prediction of the limits of endoscopic endonasal and transoral approaches to the craniovertebral junction: an image-guided cadaveric dissection. In: *Proceedings of the Congress of Neurological Surgeons Annual Meeting*; 2011 Oct 1–6; Washington, DC. 2011.

ANÁLISE VOLUMÉTRICA DO TECIDO FIBROGLANDULAR EM IMAGENS POR RESSONÂNCIA MAGNÉTICA

Bianca C. Zardo*, Jerusa D. Finatto** e Ana Maria Marques da Silva**

*Programa de Pós-Graduação em Gerontologia Biomédica, PUCRS, Porto Alegre, Brasil

**Faculdade de Física, PUCRS, Porto Alegre, Brasil

e-mail: ana.marques@pucrs.br

Resumo: A cirurgia de mastectomia preservadora de pele e de complexo aréolo-papilar (MPPCAP) tem sua segurança oncológica questionada pelo risco teórico de permanência de tecido fibroglandular mamário (TFG). O objetivo deste artigo é apresentar o desenvolvimento e aplicação de um método para a determinação do volume de TFG remanescente após cirurgia de MPPCAP, a partir de imagens por ressonância magnética ponderadas em T1. O método utilizou técnicas de pré-processamento para realce das imagens, tais como a transformação do histograma por uma função logarítmica e um filtro adaptativo do tipo mediana, para a redução do ruído impulsivo. Foram utilizadas ferramentas de segmentação semiautomática, baseadas em *level set* e *live wire* para delimitação de regiões de não interesse. O método de volumetria do TFG residual foi avaliado para uma amostra de 18 imagens de mamas, que apresentaram alguma quantidade de TFG residual, com volume total extremamente baixo, $1,47 \pm 1,69 \text{ cm}^3$, o que poderia justificar a segurança oncológica da MPPCAP.

Palavras-chave: mastectomia, ressonância magnética, tecido fibroglandular, segmentação, volumetria.

Abstract: *The Nipple-Areolar Complex Sparing Mastectomy (NACSM) has its oncological safety questioned by the theoretical risk of persistence of breast fibroglandular tissue (FGT). The objective of this paper is to present the development and application of a method for determining the remaining TFG volume after NACSM surgery using T1-weighted magnetic resonance imaging. The method used pre-processing techniques to enhance images, such as histogram transform by a logarithmic function and an adaptive median filter to reduce impulsive noise. For non interest regions delimitation, semi-automatic segmentation tools, based on level set and live wire were used. The residual FGT volume was calculated in a sample of 18 breast images, with a very low total volume of $1.47 \pm 1.69 \text{ cm}^3$, which could justify the oncological safety of MPPCAP.*

Keywords: *mastectomy, magnetic resonance imaging, fibroglandular tissue, segmentation, volumetry.*

Introdução

Estudos vêm demonstrando que o tratamento cirúrgico no tratamento do câncer de mama com ressecções parciais, que possibilitam a preservação da

mama, podem ter resultados semelhantes aos obtidos com mastectomias radicais, além de beneficiar as pacientes [1, 2]. Os cirurgiões vêm desenvolvendo procedimentos com melhores resultados cosméticos na técnica da mastectomia e inovações que mantêm o envelope cutâneo da glândula mamária e o sulco inframamário, com ou sem a preservação do complexo aréolo-papilar (CAP), com reconstrução imediata da mama. Tais técnicas são denominadas, respectivamente, de mastectomia com preservação de pele (MPP) e mastectomia preservadora de pele e de complexo aréolo-papilar (MPPCAP) [3, 4].

A cirurgia de MPPCAP possibilita reconstruir um corpo mamário simétrico e bastante natural e parece ser uma alternativa segura à mastectomia radical modificada em pacientes bem selecionadas, além de causar menor impacto na qualidade de vida [5]. Apesar de não haver estudos randomizados, a maioria das coortes retrospectivas que avaliaram mortalidade e riscos de recidivas em pacientes não demonstrou maiores índices de recorrência [1, 6].

Na MPPCAP existe um risco teórico de permanência de TFG mamário juntamente com o envelope cutâneo e o CAP, que poderiam aumentar o risco de recidivas. Nenhum estudo, até o momento, avaliou a presença e o volume deste TFG remanescente na mama no período pós-operatório de pacientes submetidas a esta cirurgia. O seguimento das pacientes, seja através de exame físico ou de exames de imagem, ainda é uma área controversa e não estudada.

A imagem por ressonância magnética (RM) das mamas é um exame já bem incorporado na prática clínica da mastologia. A anatomia mamária é bem individualizada em imagens por RM devido ao excelente contraste tecidual, à alta resolução espacial e pequena espessura de corte. Há uma boa identificação do revestimento cutâneo, do CAP, da região retroareolar, do parênquima e da parede torácica anterior [7].

Este trabalho se propõe a desenvolver um método para a determinação do volume de tecido fibroglandular remanescente após cirurgia de mastectomia preservadora de pele e de complexo aréolo-papilar, a partir de imagens por ressonância magnética.

Materiais e métodos

Para determinar o volume de TFG em cada mama, foi desenvolvido um método específico, que consiste no

pré-processamento e na segmentação das regiões de interesse nas imagens por RM. Para tanto, utilizaram-se as ferramentas disponíveis do programa MIPAV (<http://mipav.cit.nih.gov/>) [8].

Como a volumetria do TFG em imagens por RM de mama não é realizada rotineiramente na clínica, não foi desenvolvido um método automático. O método desenvolvido utilizou ferramentas de segmentação semiautomáticas, que exigem a interação do usuário, baseadas nas ferramentas *level set* e *live wire* [9], além de outros recursos disponíveis para determinação de áreas e volumes. A segmentação e análise volumétrica foram baseadas nos estudos de Wei [10] e Baltzer [11].

Na técnica *live wire* [12], para segmentar um objeto em uma imagem 2D, o usuário clica em um ponto da imagem próximo da borda de interesse (*seed*). Os possíveis caminhos de custo mínimo para todos os outros pontos da imagem são calculados partindo deste ponto, baseado em critérios para definir a interface entre dois tecidos. O traçado do ponto inicial para qualquer outro ponto clicado é apresentado na tela em tempo real, permitindo a correção.

A técnica do *level set* é uma ferramenta de crescimento de regiões para rastrear a evolução de curvas/superfícies ao longo de sequências de imagens. A técnica, introduzida por Osher e Sethian (1988) [13], começa com uma curva fechada em duas dimensões (ou superfície, em três dimensões) definida pelo usuário, e permite que a curva se mova perpendicularmente.

A presença do TFG residual foi avaliada em 18 imagens por RM mamária, ponderadas em T1, em dois modelos do mesmo fabricante (GE HealthCare), ambos com campo 1,5 T. A sequência utilizada foi a 3D *Gradient-Recalled Echo* (3D-GR-T1). As características de tempo de eco (TE), tempo de repetição (TR), ângulo de *flip*, matriz, tamanho de pixel, espessura de corte e plano de corte, são apresentadas na Tabela 1. E1 refere-se aos parâmetros do modelo GE Optima e E2 refere-se ao modelo GE Signa.

Tabela 1 – Características do protocolo de aquisição das imagens da população.

	TE	TR	Flip	Matriz	Pixel (mm)	Espes (mm)	Plano
E1	4,2 ms	7,8 ms	15°	512x 512	0,35-0,47	2,4-3,0	Sagital
E2	4,2 ms	5,2 ms	15°	512x512	0,59-0,72	0,8	Axial

Resultados

Considerando que a técnica de MPPCAP retira praticamente todo TFG, e que o volume de tecido remanescente deve ter um volume inexistente ou mínimo, optou-se por um método de volumetria que reduzisse a probabilidade de erro na identificação do TFG, doravante denominada Região de Interesse (RI).

Para tanto, o método inicia pela retirada de todos os tecidos que não constituem o TFG, denominadas Regiões de Não Interesse (RNI). Esses tecidos são excluídos da imagem e constituem-se nas seguintes regiões: a prótese mamária (RNI-1), a pele (RNI-2), o tecido gorduroso (RNI-3) e o músculo peitoral (RNI-4).

Deve-se destacar que esta proposta possibilita a estimativa do volume de TFG com segurança, pois realiza uma superestimativa do volume residual.

A determinação do TFG remanescente consiste em seis etapas, descritas a seguir.

Pré-Processamento - A etapa de pré-processamento foi realizada com a finalidade de preparar a imagem para a segmentação. Foram realizadas duas operações de realce das imagens: uma transformação do histograma e uma filtragem espacial.

De forma a permitir uma melhor visualização das regiões nas imagens por RM de mama ponderada em T1, foi realizada uma operação de transformação do histograma de níveis de cinza, a partir de uma função logarítmica, definida pelo usuário.

A Figura 1 mostra a comparação entre a visualização de um corte da imagem original e a visualização da imagem resultante da aplicação da operação de transformação do histograma de níveis de cinza.

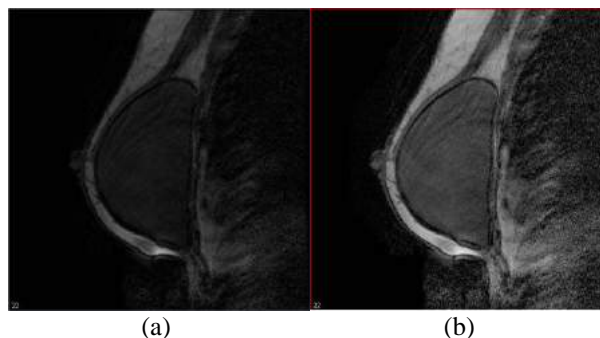


Figura 1: (a) Corte da imagem por RM de mama original; (b) Resultado da aplicação da operação de transformação do histograma pela função logarítmica.

O ruído foi reduzido utilizando um filtro adaptativo não-linear do tipo mediana, que preserva as bordas na imagem. O tamanho do *kernel* no filtro adaptativo foi entre 3x3 e 7x7, determinados empiricamente.

A Figura 2 mostra a comparação entre um corte da imagem original e a imagem resultante da aplicação do filtro adaptativo mediana.

Observa-se que a aplicação da filtragem mediana reduz significativamente o ruído presente na imagem de RM, tornando as regiões mais homogêneas e preservando as bordas entre os diferentes tecidos.

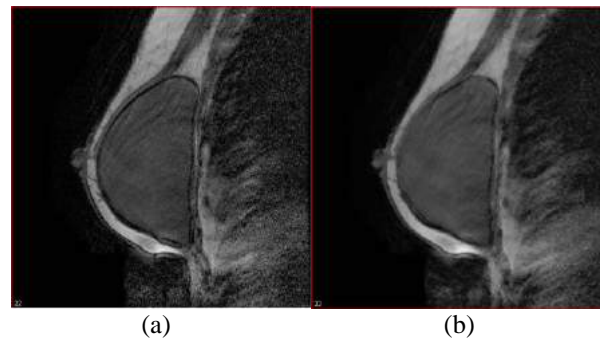


Figura 2: (a) Corte da imagem por RM de mama original; (b) Resultado da aplicação do filtro adaptativo mediana.

Extração da Prótese (RNI-1) - A região da prótese foi delimitada utilizando a segmentação *live wire* [12], seguindo a linha da cápsula que reveste a prótese de silicone. Operações de suavização do contorno e correções foram realizadas pelo usuário utilizando as ferramentas do MIPAV. A partir da delimitação da prótese em um corte, a região é propagada para outros cortes da imagem, devendo ser ajustada em cada corte pelo usuário. A Figura 3 mostra a delimitação da região da prótese (RNI-1), em um dos cortes.



Figura 3: Delimitação da região de não interesse da prótese mamária (RNI-1), em um corte da imagem.

Extração da Pele (RNI-2) - A delimitação da região da pele foi realizada utilizando o mesmo método de segmentação *live wire* [12]. No caso da pele, devido à perda de contraste em algumas regiões, houve necessidade de correção manual, de forma a manter uma espessura de 5 mm aproximadamente constante de pele. A correção foi realizada especialmente no contorno da região retroareolar, pois ela é contígua ao TFG através de ductos lactíferos que se exteriorizam na papila. Optou-se por manter a espessura cutânea constante e considerar posteriormente a ela TFG residual, mesmo sabendo que isso sobrestimaria a TFG residual. A Figura 4 mostra a delimitação da região da pele (RNI-2).



Figura 4: Delimitação da região de não interesse da pele (RNI-2), em um corte da imagem.

Extração do Tecido Gorduroso (RNI-3) - A delimitação do tecido gorduroso foi realizada utilizando o método de segmentação *level set* [13]. No caso do tecido gorduroso, houve necessidade de delimitar separadamente a região superior e inferior nas imagens das pacientes pela interrupção do tecido gorduroso, próxima ao mamilo. O tecido gorduroso é facilmente delimitado pela ferramenta *level set*, pois sua intensidade de sinal é alta e sua textura é aproximadamente constante. A delimitação da região da gordura deve ser mantida adjacente à região da pele.

A Figura 5 mostra a delimitação da região do tecido gorduroso (RNI-3), em um dos cortes.



Figura 5: Delimitação da região de não interesse do tecido gorduroso (RNI-3), em um corte da imagem.

Extração do Músculo (RNI-4) - A delimitação do músculo foi realizada utilizando o método de segmentação *level set* [13]. Operações de suavização do contorno e correções pontuais foram realizadas pelo usuário utilizando as ferramentas disponíveis no MIPAV. A delimitação da região do músculo deve estar contida entre as regiões de gordura e da prótese mamária.

A Figura 6 mostra a delimitação da região do tecido do músculo peitoral (RNI-4), em um dos cortes.



Figura 6: Delimitação da região de não interesse do músculo peitoral (RNI-4), em um corte da imagem.

Máscara das Regiões de Não Interesse - As RNI foram salvas separadamente (arquivo *.xml*) e sobrepostas à imagem original, transformada em uma máscara binária. A região de interesse do TFG é a região que fica entre a pele e a gordura, frequentemente na região posterior do mamilo. A Figura 7 mostra a sobreposição de todas as RNI (Figura 7a) com as suas cores originais e a máscara binária resultante, com a delimitação do TFG em amarelo, em um dos cortes (Figura 7b).

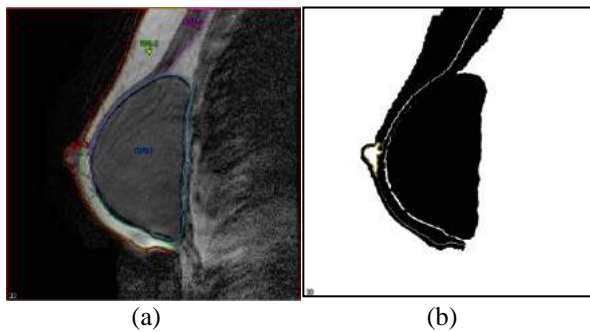


Figura 7: (a) Sobreposição das RNI; (b) máscara binária, com a delimitação do TFG em amarelo.

O método foi testado para uma amostra de 18 imagens de mamas de 15 mulheres, dentre as quais 3 mulheres realizaram procedimentos bilaterais. Foi encontrado um volume médio de TFG residual de $1,47 \pm 1,69 \text{ cm}^3$ ($0,13 \text{ cm}^3$ a $7,11 \text{ cm}^3$).

Discussão

Estudos anteriores mostram que o TFG permaneceria em pacientes submetidas à MPP em 50% dos casos [14, 15] e em 60% no CAP das submetidas à MPPCAP [16]. A diferença entre o presente estudo e outros que avaliaram a presença do TFG é a avaliação quantitativa do volume residual. Estudos anteriores apenas avaliaram o TFG residual por meio da análise visual [14-16] ou utilizando uma medida de espessura linear do retalho de tecido gorduroso [11]. Nosso estudo mostrou volume de TFG residual em 100% das pacientes na região do CAP e em 2 pacientes, também em outras regiões, mas este volume é extremamente baixo em relação ao volume da mama (menos de 1%).

A quantidade de TFG residual pode ter sido sobrestimada pela dificuldade de diferenciação com relação à fibrose pós-cirúrgica e pelo fato de mantermos a medida fixa da pele na região retroareolar, ao invés de optarmos por uma margem estimada variável.

Conclusão

Um método de avaliação do TFG residual de pacientes submetidas à MPPCAP, a partir de imagens por ressonância magnética foi desenvolvido.

No acompanhamento pós-operatório, este método de volumetria pode auxiliar a selecionar pacientes que devam realizar seguimento mais rigoroso devido a um volume mais elevado de TFG residual.

Referências

- [1] CHAGAS, CR et al. Tratado de Mastologia da SBM. Rio de Janeiro: Revinter; 2011.
- [2] HEIL, J et al. Breast Cancer Mastectomy Trends between 2006 and 2010: Association with Magnetic Resonance Imaging, Immediate Breast Reconstruction, and Hospital Volume. *Ann Surg Oncol.*; 2013. 20: 3839-3846.
- [3] ADAM, H; BYGDSON, M; DE BONIFACE, J The oncological safety of nipple-sparing mastectomy - A Swedish matched cohort study. *EJSO*; 2014. 40:1209-15.
- [4] PORUK, KE et al. Breast cancer recurrence after nipple-sparing mastectomy: one institution's experience *The American Journal of Surgery*; 2015. 209:212-217.
- [5] HUDSON, DA. Factors determining shape and symmetry in immediate breast reconstruction. *Ann Plast Surg*; 2004. 1(52):15-21.
- [6] FRASSON, A et al. Doenças da mama: guia de bolso baseado em evidências. São Paulo: Atheneu, 2013.
- [7] AGUILLAR, V; BAUAB, S; MARANHÃO, N *Mama - Diagnóstico por Imagem*. Rio de Janeiro: Revinter, 2009.
- [8] MCAULIFFE, MJ et al. Medical image processing, analysis & visualization in clinical research. In: *CBMS'01: Proc. 14th IEEE Symp. Computer-Based Med. Syst.*, Bethesda, MD, 2001, p. 381.
- [9] BARRET, WA; MORTENSEN, EM. Interactive live wire boundary extraction. *Medical Image Analysis*; 1997. 4(1):331-341.
- [10] WEI, J et al. Correlation between mammographic density and volumetric fibroglandular tissue estimated on breast MR images. *Medical Physics*; 2004. 4(31):933-942.
- [11] BALTZER, HL et al. MRI Volumetric Analysis of Breast Fibroglandular Tissue to Assess Risk of the Spared Nipple in BRCA 1 and BRCA 2 Mutation Carriers. *Ann Surgical Oncology*; 2014. 21: 1583-8.
- [12] FALCÃO, AX. Paradigmas de segmentação de imagens guiada pelo usuário: live-wire, live-lane e 3D-live-wire. Campinas: UNICAMP, 1996. Tese (Doutorado em Engenharia Elétrica).
- [13] NAPOLITANO, LMB. Implementação numérica do método Level Set para propagação de curvas e superfícies. São Paulo: USP, 2004. Dissertação (Mestrado em Física Química). Instituto de Física e Química, USP, São Carlos, 2004.
- [14] TORRESAN, RZ et al. Evaluation of residual glandular tissue after skin-sparing mastectomies. *Ann Surg Oncol*; 2005. 12:1037-44.
- [15] PENNISI, VR; CAPOZZI, A. Subcutaneous mastectomy: an interim report on 1244 patients. *Ann Plast Surg*; 1984. 13:340-7.
- [16] VAN VERSCHUER, VM et al. Prophylactic nipple-sparing mastectomy leaves more terminal duct lobular units in situ as compared with skin-sparing mastectomy. *Am J Surg Pathol*; 2014. 5(38):706-12.

LOCALIZAÇÃO AUTOMÁTICA DE AGULHAS FLEXÍVEIS EM IMAGENS DE ULTRASSOM

K. Kiyoku* e M. C. Bernardes*

*Laboratório de Automação e Robótica (LARA), Universidade de Brasília, Brasil
e-mail: bernardes@unb.br

Resumo: Esse trabalho visa o desenvolvimento de um módulo computacional para estimação automática da posição da ponta de agulhas flexíveis em intervenções minimamente invasivas a partir de imagens de ultrassom. Foi proposto um sistema de comunicação para realizar a aquisição das imagens geradas por um equipamento de ultrassom com interface de pesquisa e desenvolveu-se um algoritmo de processamento de imagens baseado em técnicas digitais clássicas, como filtros de suavização e limiarização, com o propósito de localizar a agulha. Testes foram realizados utilizando simuladores de tecido biológico e os resultados da estimação da ponta da agulha foram validados com um sistema de rastreamento eletromagnético.

Palavras-chave: rastreamento, agulha, ultrassom.

Abstract: *This work proposes a computational module for automatic estimation of needle tip position from flexible needles in minimally invasive interventions using ultrasound images. We proposed a communication system to acquire the images generated by an ultrasound equipment, with research interface, and developed image processing algorithms, based on classic techniques like smoothing filters and threshold, with the purpose of locating the needle. Tests were conducted using soft tissue phantoms and the results from needle tip estimation were validated with a magnetic tracking system.*

Keywords: *tracking, needle, ultrasound.*

Introdução

Procedimentos minimamente invasivos objetivam a máxima preservação dos tecidos saudáveis com mínima agressão ao organismo, sendo a cirurgia percutânea um dos métodos mais comuns. Ela consiste na perfuração da pele através de dispositivos tubulares finos, como agulhas e cateteres, com o objetivo de acessar tecidos ou órgãos internos e possui inúmeras aplicações. Dentre suas principais vantagens, destacam-se menor dor, cicatriz reduzida, recuperação mais rápida e redução do tempo de internação. Também diminuem-se os riscos de infecções pós-operatórias e as taxas de complicações, como trauma ao tecido e sangramento.

Apesar dos inúmeros benefícios, a efetividade do tratamento percutâneo depende fortemente da exatidão do posicionamento do instrumento. O posicionamento inadequado pode causar diagnósticos errados e atrasar ou inutilizar tratamentos, além de complicações como

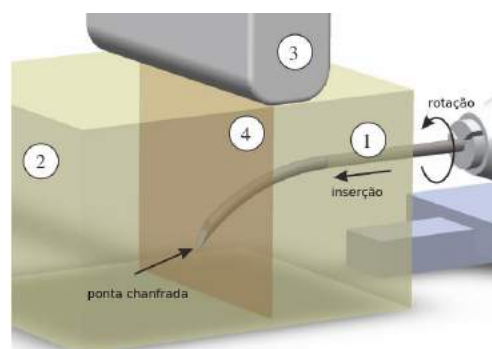


Figura 1: Inserção de agulha guiada por imagens de ultrassom “out-of-plane”. 1) Agulha; 2) Simulador de tecido (phantom); 3) Transdutor de ultrassom; 4) Plano da imagem. Figura adaptada de [2].

trauma, hemorragia, infecção, etc. As principais origens de erros devem-se a limitações na visualização, incerteza do alvo, movimentação de estruturas devido deformação do tecido, deflexão da agulha e erro humano. Assim sendo, a realização manual de cirurgia percutânea é complexa, justificando o crescente uso de softwares computacionais e dispositivos robóticos para assistir a este tipo de cirurgia [1].

O rastreamento da ponta da agulha durante a intervenção é um dos fatores que mais contribui para a acurácia do procedimento. Um sistema de inserção assistido por computador possibilita maior robustez a interferências e incertezas através da constante inspeção da posição da agulha em imagens médicas. A Figura 1 representa um sistema de inserção com rastreamento por ultrassom. Nele, é usada a estratégia de inserção com plano de imagem fora do plano da agulha (*out-of-plane*). Neste caso, a agulha é vista como um ponto brilhante na imagem de ultrassom.

O objetivo deste trabalho é estimar a posição da ponta de uma agulha em uma imagem de ultrassom de duas dimensões. Apesar de fornecer imagens bastante ruidosas e de difícil visualização, o ultrassom apresenta variados benefícios em relação a outras modalidades, entre eles, segurança, portabilidade, custo relativamente barato e possibilidade de imageamento em tempo real. Neste trabalho, foi desenvolvido um sistema de aquisição e tratamento de imagens de ultrassom via comunicação Ethernet com o protocolo OpenIGTLink, próprio para equipamentos médicos e que também pode ser utilizado para comunicação de parâmetros da imagem e de dispositivos de rastreamento. Em conjunto,

foram propostos algoritmos baseados em técnicas de processamento de imagens para estimação da posição da agulha à partir das imagens obtidas. Os resultados foram validados através de inserções reais em simuladores de tecido e com a ajuda de um sistema de rastreamento magnético para indicar a posição da ponta da agulha.

Materiais e métodos

Para implementação do sistema e realização dos testes de validação, utilizou-se um equipamento modelo SonixTouch Reseach da Ultrasonix. Os SDKs da Ultrasonix oferecem uma gama de possibilidades de uso do equipamento para pesquisa e representam uma boa alternativa para aquisição de dados em sistemas Windows Microsoft. Entretanto, o requisito de um sistema operacional proprietário e sua consequente falta de portabilidade é um fator limitante para seu uso. Além disso, em uma aplicação real clínica, os dispositivos possuem diferentes sistemas operacionais, necessitando de compatibilidade das bibliotecas utilizadas. Caso contrário, cada sistema fica restrito a suas funcionalidades, impedindo a interoperabilidade. Por esse motivo, investigou-se alternativas para a implementação da aquisição de dados do ultrassom.

Aquisição de imagens – Visando, a padronização do protocolo de comunicação entre dispositivos e computadores da sala de operações, optou-se pelo uso do protocolo OpenIGTLink, que permite a troca de dados, imagens e informações para controle e monitoramento de dispositivos, como rastreadores, escaneadores e softwares [3]. Trata-se de um protocolo de rede ponto-a-ponto projetado para a camada de aplicação da pilha do TCP/IP, permitindo que desenvolvedores o implementem em outros modelos de rede como o UDP (*User Datagram Protocol*). Ele não inclui um mecanismo para estabelecer e administrar uma sessão, e a mensagem, menor unidade de dado do protocolo, contém toda a informação necessária para interpretação pelo destinatário. A mensagem possui uma seção de cabeçalho com 58 bytes, seguida de uma seção de corpo. Dependendo do tipo de dado a ser enviado, o formato da seção de corpo varia. O cabeçalho contém o tamanho e o tipo de dado da mensagem e todos os destinatários compatíveis devem ser capazes de interpretá-lo. Assim, é possível manipular qualquer mensagem, inclusive com dados customizados definidos pelo usuário, mantendo a compatibilidade entre os softwares.

Por sua vez, o PLUS (*Public software Library for Ultrasound*) [4] tem o intuito de fornecer uma plataforma gratuita e de código aberto para facilitar a prototipagem de sistemas de procedimentos guiados por imagens de ultrassom. O PLUS é compatível com uma gama de dispositivos de imagem e rastreamento e proporciona uma variedade de métodos para aquisição de imagens de ultrassom e posição de instrumentos, gravação e transmissão em tempo real dos dados adquiridos, calibração espacial e temporal, reconstrução de volume, entre outros. Ele também inclui uma

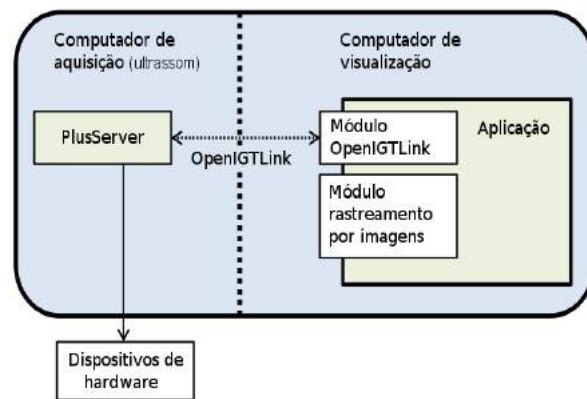


Figura 2: Esquemático da comunicação entre PLUS e aplicação proposta utilizando protocolo OpenIGTLink.

aplicação autônoma chamada PlusServer que pode adquirir dados de múltiplos dispositivos e envia para todos os clientes conectados. Os clientes conectam-se através de outra instância do PlusServer ou qualquer software compatível com OpenIGTLink e podem se inscrever a um subconjunto ou a todos os dados disponíveis. Aplicações clientes além de receber podem enviar comandos, através do OpenIGTLink, para iniciar ou parar uma gravação, realização de reconstrução de volume, etc. A Figura 2 mostra um esquemático da comunicação do PlusServer.

Visto que neste trabalho era pretendido usar o OpenCV (*Open Source Computer Vision Library*) [5], utilizou-se o servidor PLUS no equipamento de ultrassom, mas foi desenvolvida uma aplicação cliente compatível com o OpenIGTLink. Assim, foi possível realizar a aquisição das imagens do Ultrasonix SonixTouch e transmiti-las online, através de uma conexão Ethernet, para um computador pessoal periférico com ambiente Linux (Ubuntu) onde realizou-se o processamento da imagem para segmentação e localização da ponta da agulha.

Segmentação da ponta da agulha – A segmentação da ponta da agulha foi realizada em imagens de ultrassom adquiridas em *phantoms* de gelatina opaca com fibras de Psyllium (Figura 3a) e gelatina translúcida (Figura 3b) feitos à partir de gelatina alimentícia sem sabor. Utilizou-se a estratégia de posicionamento do transdutor “*out-of-plane*”. Tal escolha deve-se principalmente à natureza da agulha flexível, que não mantém um plano constante durante a inserção, inviabilizando sua visualização numa estratégia “*in-plane*”.

Realizou-se uma etapa de pré-processamento, para garantir uma boa performance da segmentação. Ela consiste em aplicar técnicas de redução de ruído e realce de características importantes da imagem. Para tanto, utilizou-se um filtro de mediana com kernel de 7 pixels para suavização, seguido de correção de gamma para ajuste do contraste e detecção de borda por gradiente, buscando acentuar a região da agulha (Figura 3).

A etapa seguinte consiste em rotular regiões da imagem para que tenham significado dentro da aplicação. Para isso, usou-se o método da transformada de *watershed* com

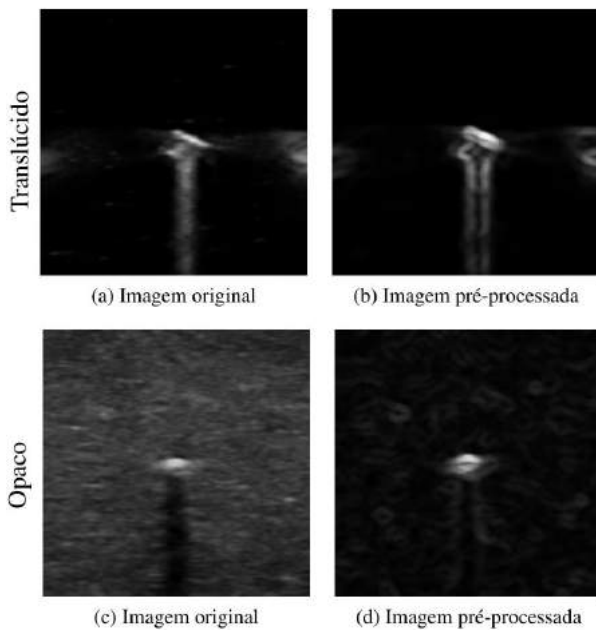


Figura 3: Exemplos de pré-processamento no *phantom* translúcido e opaco.

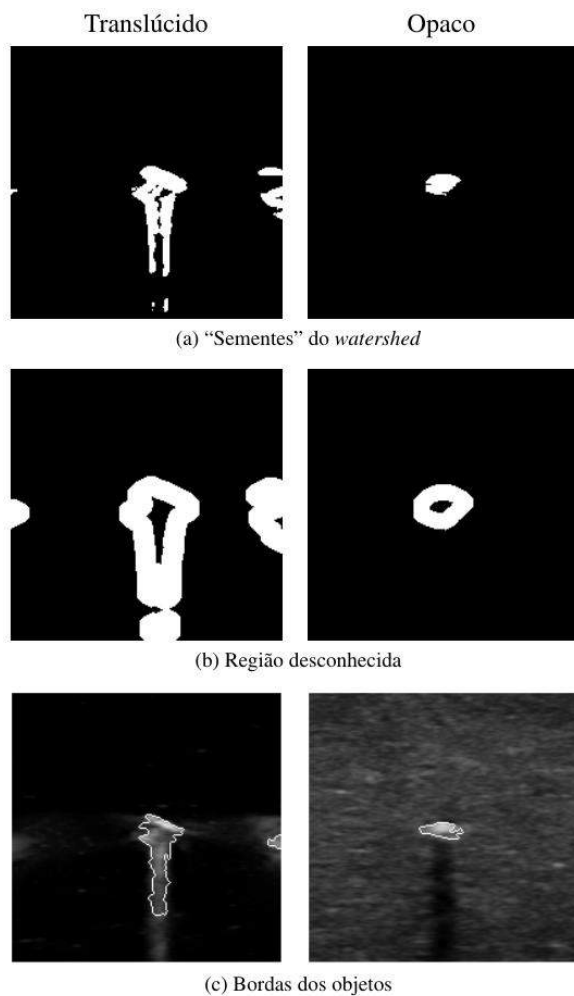


Figura 4: Etapas de segmentação: (a) transformada de distância e limiar de Otsu, (b) subtração das “sementes” e dilatação, (c) resultado do *watershed*.

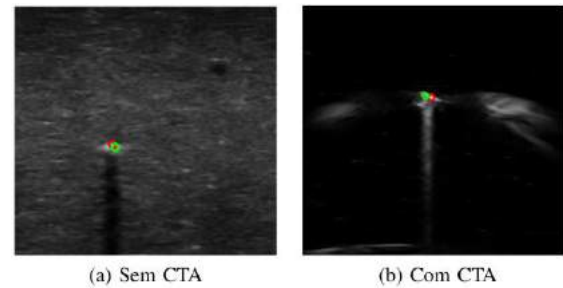


Figura 5: Posição da ponta da agulha usando transformada de Hough (verde) e máximo local (vermelho).

marcadores [6]. A aplicação deste método consiste em aplicar uma transformada de distância entre os pixels da imagem e os pixels do fundo, seguida de uma limiarização de Otsu [7] para definir as “sementes” do *watershed*. Na sequência, é feita a marcação das “sementes” através de verificação de conectividade de regiões. O fundo é então marcado realizando operações morfológicas de fechamento e dilatação nas sementes com elipses como elemento estruturante e subtraindo-as da imagem original para obter a região desconhecida (Figura 4).

Localização da ponta da agulha – À partir da região segmentada, é localizada a posição atual da agulha. Foram propostos dois métodos de localização: um baseado na transformada Hough que determina a linha principal formada pela agulha e pela cauda de cometa, ou *comet tail artifact* (CTA), e outro pela localização dos pixels mais intensos, para quando não há presença do CTA.

No primeiro método adotou-se estratégia similar à proposta em [2], aplicando-se a transformada Hough sobre a região segmentada e selecionando as retas perpendiculares com comprimento mínimo igual ao diâmetro da agulha. Assumindo certa simetria do CTA, selecionou-se uma reta principal em que a extremidade superior representa a superfície da agulha.

Na ausência do CTA, este método só funciona diminuindo-se muito o critério de votos para seleção das retas, o que faz com que muitas linhas sejam selecionadas e aumentando o custo de memória do algoritmo.

Como alternativa, apresenta-se o segundo método, que consiste simplesmente em determinar um máximo local do nível de cinza da região segmentada. Como a reflexão mais forte da onda sonora ocorre na fronteira entre o tecido e a agulha, teoricamente esta deve ser representada pela região mais brilhante na imagem. A Figura 5 ilustra para um mesmo quadro de vídeo o resultado da localização da agulha obtido com cada um dos métodos.

Resultados

Com o objetivo de validar o algoritmo desenvolvido e comparar o desempenho dos dois métodos de localização propostos, utilizou-se um sistema de rastreamento magnético (Aurora, da NDI Digital) capaz

Tabela 1: Resultados da localização com Método 1 (transformada de Hough) e Método 2 (máximo local de cinza)

	Agulha parada		Movimento horizontal		Movimento vertical	
	Método 1	Método 2	Método 1	Método 2	Método 1	Método 2
Erro médio [mm]	1,1	0,7	0,9	2,1	2,2	1,8
Desvio padrão [mm]	0,2	0,3	0,4	0,8	1,5	1,1
Erro máximo [mm]	1,5	1,3	2,5	4,9	6,8	4,8

de determinar a posição da ponta da agulha graças a um sensor magnético de 6 graus de liberdade (DOF). Outro sensor semelhante foi fixado no transdutor durante os experimentos, permitindo correlacionar as medidas do ultrassom com as do rastreador magnético à partir da relação pixels/mm da imagem.

Como a imagem da agulha pode variar bastante dependendo do ângulo de incidência do feixe sonoro, foram realizados 3 experimentos: com a agulha parada e movendo-a na horizontal ou na vertical com relação ao plano da imagem. Para verificar o posicionamento manual do transdutor sobre a ponta da agulha, e não ao longo de seu corpo, utilizou-se o *phantom* translúcido para os experimentos.

Considerando a leitura do sensor magnético como a referência (*ground truth*) do sistema, os algoritmos foram avaliados segundo o erro médio e o erro máximo entre a posição obtida com o rastreamento magnético e a estimada à partir da segmentação da imagem de ultrassom ao longo de 600 quadros de vídeo. Os valores de erro obtidos encontram-se na Tabela 1.

Apesar do *phantom* translúcido, verificou-se dificuldade em alinhar manualmente o plano de imagem com a ponta da agulha, principalmente nos casos em que houve movimentação da agulha. Por esse motivo, observaram-se erros médios relativamente menores no experimento com a agulha parada. Pelo mesmo motivo, os erros máximos foram maiores nos experimentos de movimento vertical e horizontal devido ao atraso do operador no ajuste da posição do transdutor à medida que a agulha se deslocava.

Discussão

À partir dos resultados obtidos, observou-se que ambos os casos foram capazes de localizar a agulha com boa precisão para uso em procedimentos percutâneos, apresentando erros médios entre 1 e 2 mm. Verificou-se também que os métodos propostos apresentaram respostas semelhantes para os casos em que a CTA ou os artefatos de lóbulos laterais não sofreram grandes alterações durante o experimento.

O Método 1 apresentou falhas ocasionais quando o artefato de reverberação variou consideravelmente, deixando de ser caracterizado como CTA. Também houveram erros quando os lóbulos laterais apresentaram tamanho praticamente igual ao da CTA, fazendo com que a linha principal fosse escolhida de forma errada. Entretanto, tal efeito só foi observado quando a agulha estava em regiões superficiais do *phantom*, não sendo perceptível em regiões mais profundas da imagem, provavelmente pelo fato de encontrar-se na região focal do transdutor.

Por vezes, o Método 2 falhou pois nem sempre o pixel mais brilhante da imagem correspondia à superfície da agulha, mas sim a um artefato.

Conclui-se que o Método 1 ainda pode ser melhorado, pois suas situações de falha correspondem a considerações equivocadas no formato da agulha. Acredita-se que tal problema possa ser sanado atenuando-se os artefatos. No Método 2, entretanto, não se tem controle sobre o máximo local, que varia por fatores como o ângulo de incidência do feixe sonoro sobre a agulha, sendo portanto difícil propor alterações.

Até o momento, não avaliou-se os custos computacionais do algoritmo proposto e a sua aplicabilidade em tempo real. Entretanto é sabido que o algoritmo de *watershed* tem uma carga computacional alta. Para melhorar a performance do algoritmo realizado, sugere-se redução da imagem para uma região de interesse.

Agradecimentos

Este projeto é parcialmente financiado pela FAPDF (TOA: 733/2015, Processo: 0193.000954/2015).

Referências

- [1] N. Abolhassani, R. Patel, M. Moallem; "Needle insertion into soft tissue: A survey," *Med. Eng. & Physics*, vol. 29, pp. 413-431, 2007.
- [2] G. J. Vrooijink, M. Abayazid, S. Misra; "Real-time three-dimensional flexible needle tracking using two-dimensional ultrasound," in *IEEE ICRA*, pp. 1688-1693, 2013.
- [3] J. Tokuda, G. S. Fischer, X. Papademetris, Z. Yaniv, L. Ibanez, P. Cheng, H. Liu, J. Blevins, J. Arata, A. J. Golby, T. Kapur, S. Pieper, E. C. Burdette, G. Fichtinger, C. M. Tempany, N. Hata; "OpenIGTLink: an open network protocol for image-guided therapy environment," *Int. J. Medical Robotics*, pp. 423-434, 2009.
- [4] A. Lasso, T. Heffter, A. Rankin, C. Pinter, T. Ungi, G. Fichtinger; "PLUS: open-source tool-kit for ultrasound-guided intervention systems," *IEEE Trans. on Biomedical. Eng.*, pp.2527-2537, 2014.
- [5] G. Bradski, "The OpenCV Library," *Dr. Dobb's Journal of Software Tools*, 2000.
- [6] H. Sun, J. Yang, and M. Ren, "A fast watershed algorithm based on chain code and its application in image segmentation," *Pattern Recog. Letters*, 2005.
- [7] N. Otsu, "A threshold selection method from gray-level histograms," *IEEE Trans. Sys., Man, and Cybernetics*, vol. 9, pp. 62-66, Jan 1979.

AUTOMATIC LEFT VENTRICLE SEGMENTATION OF FDG PET GATED IMAGES USING HOUGH TRANSFORM AND LEVEL SETS

J.A. Sims*, M.A. Gutierrez**

* Laboratório de Engenharia Biomédica, PTC, Escola Politécnica, USP, São Paulo, Brazil

** Serviço de Informática, Instituto do Coração, HCFMUSP, São Paulo, Brazil

e-mail: john.sims.incor@gmail.com

Abstract: The cardiac left ventricular (LV) motion field can be obtained from 4D gated nuclear medicine images using techniques such as optical flow, providing valuable clinical information. However, the images are larger than the region of interest (ROI), so the LV should be located in the image and the image appropriately cropped. Following motion quantification, it is necessary to delineate LV structures so that the motion field pertaining only to the myocardium can be selected. The location and cropping approach relies on a feature of short axis (SAX) slices from cardiac Fluorodeoxyglucose PET images, in which the mid-section of the LV appears as a ring of muscle with approximately concentric inner and outer circular borders. The Hough circle transform is applied to these slices and the LV located using a cluster analysis of circle centres on the slice and frame levels. The approach for delineation uses the distance regularized level set evolution algorithm to delineate the outer LV border, with a prior obtained from the Hough circle transform, followed by thresholding, to define the inner border. Tests were run with 16 randomly selected volumes, which constitute 395 SAX slices, segmented manually and using the automatic method, to find optimum level set parameters and threshold. The performance was quantified using the dice similarity measure (DSM) calculated on these volumes. Our method found a maximum DSM of 93.43% with the optimum parameters, compared with the manual segmentation.

Keywords: Segmentation, Hough circle transform, level sets, left ventricle, FDG PET.

Introduction

Cardiac pathologies can produce changes in the normal motion of the left ventricle (LV). Quantification of LV motion can therefore assist in the diagnosis of these pathologies. In previous work we have shown how the LV motion field can be estimated from gated 4D images (3D sequences + time) from positron emission tomography (PET) [1] using optical flow (OF).

Acquired volume images from Nuclear Medicine (NM) are larger than the LV and the images should be limited to the region of interest (ROI) to avoid processing and storage of unnecessary data and to remove structures which might complicate later image processing stages. Further, the motion estimation

algorithm [2] relies on regularization to produce a dense motion field, which blurs the motion field across myocardial borders, leading to inaccuracies in calculation. Therefore a segmentation of the LV is required to select the velocity field which pertains to the myocardium. However, automatic segmentation in PET images is made difficult by noise corruption, sampling artifacts [3], patient motion, and variations in physical dimension of the LV.

The objective of the proposed study is to develop an automatic methodology capable of locating LV structures, cropping the image close to the ROI, and delineating voxels pertaining to the cardiac LV from the cropped image.

Materials and methods

Algorithms to perform the automatic crop and segmentation were applied to 4D PET images, acquired at the Department of Nuclear Medicine and Molecular Imaging at the Heart Institute, HC-FMUSP, São Paulo, Brazil (Philips Gemini TF 64 TOF PET/CT), consisting of 4 Fluorodeoxyglucose (FDG) PET images, Ethics Committee protocol number 0030/11, selected at random from a database of images from 32 individuals, with 16 frames per cardiac cycle and volumes 128x128x128 voxels, with pixel width and with slice depth 0.4cm. The LV long axis had already been manually aligned by experts. From each of the 4 selected images, 4 frames were randomly selected, 16 frames in total, and the LV manually segmented, slice by slice. The manual segmentation proceeded from the apex through to the base of the heart, until the top of the lateral wall, producing a total of 395 short axis (SAX) slices from the 16 frames. Software written for manual segmentation used thresholding as a starting point, refined by the drawing of polygonal regions.

Image segmentation can be defined as the recognition and delineation of objects in images. Recognition is the high-level process concerned with approximate location of the ROI, whereas delineation is the low-level process of determining its precise spatial extent [4]. In our implementation, recognition involved locating and cropping the LV before motion detection, followed by delineation of LV voxels, which allowed the LV motion field to be more accurately determined. The Hough circle transform and level sets methods were used together to perform the segmentation of the LV;

both methods use discontinuity of intensity values to separate image regions. The Hough circle transform locates circles in an image slice using a transformation to a parameter space [5] while level sets (LS) are a type of deformable model in which the level set function (LSF) evolves from an initial to final value, with the segmentation curve given by the zero LS. We used the distance regularized level set evolution (DRLSE) [6] due to its enhanced convergence speed.

The following *a priori* assumptions were made about the LV in short axis (SAX) slices: (i) The mid-section appears as rings of muscle, the edges of which approximate concentric circles; (ii) The centres of these circles have a deviation of less than 2 pixels in SAX slices and along the long axis (LAX).

The methodology is explained in the follows subsections, with routines implemented in MATLAB 8.1:

-Locating the LV and cropping of the image

The image processing scheme is shown in Figure 1.

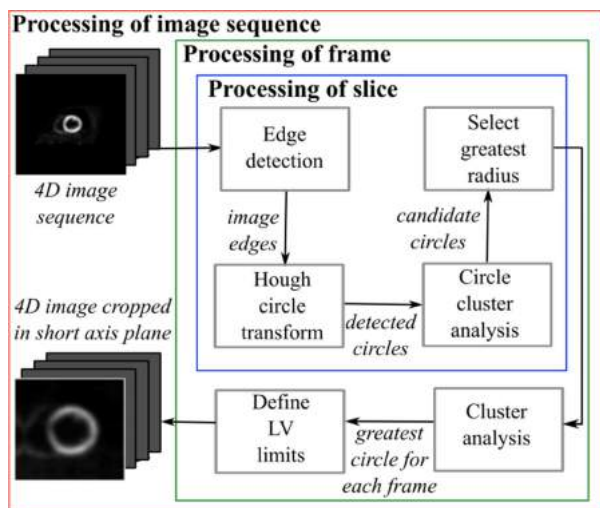


Figure 1: Definition of LV limits in short axis plane.

An edge image was obtained by applying a Canny edge detector with default settings to the 2D slices. Then the Hough circle transform, with accumulator threshold of 5.0 and range of radius between 4 and 25 pixels, was applied to detect circles in each slice. The threshold and lower limit settings were chosen to reject poor quality and small circles, which can be the result of noise or non-cardiac structures. The upper limit of radius needs to be sufficient to allow detection of the outer border of the heart in all individuals, in this case admitting a maximum heart diameter of 20cm to include abnormal cases like hypertrophy. These values were chosen to make software applicable beyond the small subset of individuals included in this study. Circles corresponding to the ten highest peaks in the accumulator were selected for further analysis.

A hierarchical cluster analysis was performed in each slice to identify approximately concentric detected circles. Distance between circle centres was used as a similarity measure with clusters chosen based on the

cut-off distance of 2 voxels between circle centres. This value was determined empirically; if the cut-off is too low, circles pertaining to the LV will not be clustered, if it is too large, false detections will tend to be included in the cluster. The cluster with the greatest standard deviation of radius was selected as the most likely candidate for the LV. The circle with largest radius was selected from this cluster for use in the frame level analysis.

A frame level cluster analysis was performed. Circle centres were analysed from the largest circles in each slice on the frame level, using a hierarchical cluster analysis with cutoff of 2 pixels, to determine the position of the mid-section of the LV. This value represents a trade-off between admitting true detections into the cluster and excluding false detections. The cluster chosen was that which had the largest number of members. Repeating this procedure for all frames in the image sequence, the image was cropped 5 pixels larger than the maximum radius found over all frames in the SAX plane, accounting for variations in circle centre through frames. This space was included to place LV structures away from image boundaries, where the motion detection algorithm tends to create artifacts.

For the long axis crop, the maximum circle was identified and the image cropped 27 slices above and below this slice, a value chosen empirically to ensure that important structures were not excluded. It was found that the maximum circle could be identified more robustly from the circle detections than the position of apex and base.

The quality of the results was assessed by visual inspection during the manual segmentation.

-Identification of the LV borders

A segmentation method for cardiac PET images was developed in [4], based on a LS approach, in which two moving coupled contours were initialised from inside and outside the myocardial boundaries, and the outer contour initialised at the extremities of the image. Our approach shares similarities with the above, but performed delineation of the outer edge using a prior from the Hough circle detections to reduce possible interaction with other structures. The segmentation in each frame begins with the slice containing the largest radius from the circle detection, determined in the cropping stage. This circle was used as a prior, and the LS evolved to detect the LV outer border. This final LS curve was then used as a prior to evolve the LS in slices above and below the starting slice, with the evolved contour successively applied to initialise the segmentation of its neighbouring slice. Our assumption is that, since the starting slice is the largest circle, the radius of the LV will decrease both towards base and apex. The stopping condition is when the LS contour vanishes, near base and apex. Final values of the LSF were stored for all slices and, when the stopping condition had been reached in apical and basal directions, the delineation of the LV was obtained by finding all pixels in the slice with negative LSF value, i.e. pixels inside the final LS contour.

Once the outer border of the LV was determined, the inner surface was defined by applying a global threshold. The optimum threshold was found by experiment as described below.

The evolution of the DRLSE relies on the minimisation of energy defined by three terms, with weights μ , λ , and α respectively: (i) a distance regularisation term; (ii) an edge term, which is minimised when the zero LS is located at the object boundaries; (iii) a weighted area term, introduced to speed up motion of the zero level contour. Edge and weighted area terms are approximated by Dirac deltas and Heaviside functions, whose width is defined by the coefficient ε . Further, σ defines the width of a Gaussian function for pre-smoothing [6].

Optimum values of parameters λ , α , ε were established by finding optimum values of the Dice similarity measure (DSM) [7], extended to volume images, as shown in Equation 1. The slices comprising the LV, already segmented manually, were segmented using the automatic method. 16 binary volumes, showing voxels determined to be the LV myocardium from each of the manual and automatic methods, were reconstructed from these slices. Since voxels are isometric (pixel width = slice depth), the volumes were constructed from the area segmentation by taking the thickness of each pixel to be one voxel and stacking these slices. The volume of each frame from the manually-segmented reference images (V_R) was compared to the corresponding volume from the method segmentation (V_M) to produce a 16 values of DSM.

$$DSM = 2 \cdot \frac{V_M \cap V_R}{V_M + V_R} \cdot 100\% \quad (1)$$

The performance measure was applied to a total of 108 automatic method segmentations, resulting from combinations of LS parameters and threshold. The determination of the outer border was obtained using 27 sets of LS parameters: $\lambda = 0.06, 0.08, 0.1$, $\alpha = 0.003, 0.005, 0.008$, and $\varepsilon = 0.7, 0.9, 1.1$, with values of $\sigma=0.8$ and $\mu=0.01$ for all tests. Having determined the outer border a threshold was used to define the inner border following normalisation of the greyscale levels. Thresholds of 0.8, 0.10, 0.12 and 0.14 were used. DSM values were obtained for each of the 16 slices for each of the 108 segmentation settings. Mean and standard deviation of DSM values were then averaged over the 16 frames. The set of optimum parameters and threshold were found, defined as those which produced the maximum mean DSM value over the 16 frames.

Results

-Locating the LV and limitation of the image

Figure 2 shows the stages from the localisation routine. Visual inspection during the stage of manual segmentation, which used the resulting cropped images, found that the LV was successfully located for these FDG PET images. The LV was well centred in the SAX slices, with the required space around the LV. Cropping in the long axis direction was found to define a slightly

excessive region, including much of the atria, but nevertheless satisfied our requirements.

-Identification of the LV borders

The maximum value of DSM=93.43% was found with parameter set corresponding to $(\lambda, \alpha, \varepsilon) = (0.06, 0.003, 0.7)$, and threshold 0.12, averaged across the 16 frames tested and with standard deviation, σ_D , of 0.0215, while the worst case parameter set $(0.1, 0.008, 1.1)$ with threshold=0.14 gave DSM= 89.76%. The percentage DSM values for each of the 16 frames for the optimum parameters and threshold are shown in Table 1.

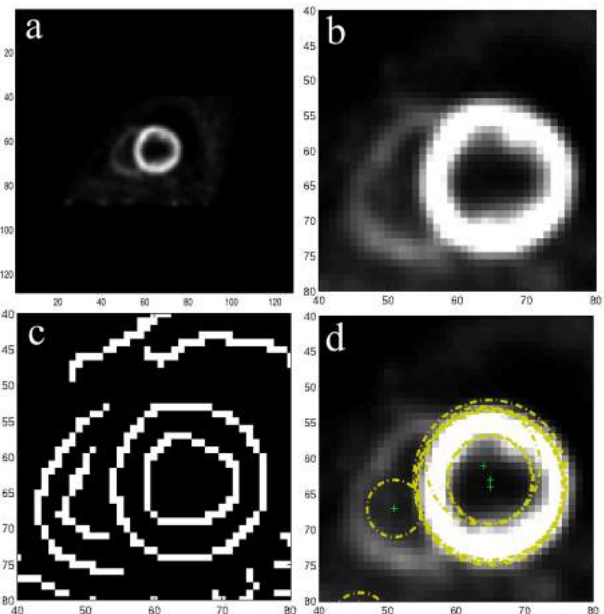


Figure 2: Hough circle transform detections applied to FDG PET image slice (a) original slice (b) manual zoom on ROI with contrast adjustment to show right ventricle (c) edge image (d) detected circles (yellow circles) and their centres (green crosses).

Figure 3 shows the final LS position as a red curve superimposed on the SAX image. The curve has settled on the outside of the LV, seen as a ring of muscle, and the RV, seen as a faint structure to the left of the LV, has been excluded. This figure also shows the result of the automatic crop applied to the original image in the SAX plane.

Table 1: (%) DSM values, produced using the optimum set of parameters and threshold, applied to 4 frames from 4 individuals, with frame number shown in parentheses.

Indiv.1	Indiv.2	Indiv.3	Indiv.4
90.97%(1)	92.64%(3)	94.97%(1)	94.20%(4)
92.94%(5)	95.83%(11)	94.59%(2)	93.72%(10)
92.01%(6)	94.18%(13)	93.11%(8)	93.74%(14)
92.22%(14)	97.52%(15)	94.39%(12)	87.89%(16)

Discussion

The method for locating and cropping the LV was seen to produce satisfactory results over the dataset tested. However, for better assessment of possible failure situations, the algorithm could be tested over a controlled range of images from individuals with abnormal cardiac function. It was noticed, for example, that none of the images presented myocardial regions with hypocapture, where low cardiac function in certain myocardial regions produces an abnormally low radioactive count, presenting possible difficulties for circle detection

The method for cropping frames along the long axis left excessive space beyond the apex and base, and is a consequence of the difficulty of locating base and apex using circle detections alone.

Visual inspection was used to evaluate LV localisation, but applying an objective measure might allow optimisation of settings over a larger number of images.

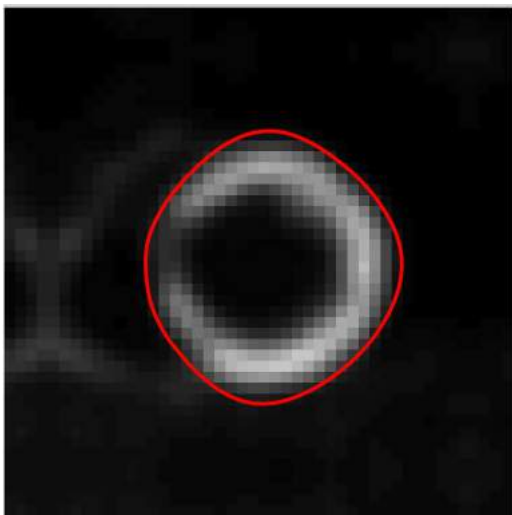


Figure 3: Final level set contour for the optimum parameter set, applied to a SAX image close to the base, resulting from automatic crop.

-Identification of the LV borders

The use of the DSM enabled quantitative evaluation of the segmentation and for a set of optimum parameters and thresholds to be determined. The use of additional measures, such as Hausdorff distance, could increase confidence in the optimum values obtained.

No similar studies were found for direct comparison with our segmentation quantification using DSM. Reference [7], which describes comparison of state-of-the-art segmentation methods in MR images, uses a comparison with simpler methods, such as thresholding. The performance of our algorithm could be assessed in terms of improvement in DSM compared to these simpler techniques to justify their complexity.

The delineation method could be applied to images from individuals with a range of abnormality to test robustness, e.g. with images with hypocapture, which may cause the LS algorithm to define the outer contour based on the brighter regions of the myocardium rather

than delineating the myocardium. The methodology could also be applied and compared to images from other PET radioisotopes, such as Rubidium, which have higher levels of image noise.

Using the same set of images for optimisation of parameters and testing introduces an inherent bias in the methodology. Future work may repeat these experiments with distinct image sets to improve the methodology.

Conclusion

The proposed method performs location, cropping and delineation of the LV in FDG PET images and was found to produce promising results for the 395 short axis slices tested. The delineation attained a best value of DSM of 93.43% in our experiments, using $(\lambda, \alpha, \epsilon) = (0.06, 0.003, 0.7)$, and threshold 0.12, averaged over 16 randomly selected frames and with a standard deviation of 0.0215 over these frames.

Acknowledgements

This work was funded by the Fundação de Apoio à Universidade de São Paulo (FUSP).

References

- [1] Sims JA, Oliveira MA, Meneghetti JC, and Gutierrez MA. Calculation of Cardiac Kinetic Energy Index from PET images. The 15th World Congress on Health and Biomedical Informatics (MEDINFO 2015) p. 653-657.
- [2] Horn BKP, Schunck BG. Determining optical flow, Artificial intelligence. 1981; 17; 185-203.
- [3] Dedić R, Allili M, and Lecomte R. Unsupervised Cardiac PET Image Segmentation. 18th IEEE International Conference on Systems, Signals and Image Processing – IWSSIP. 2011. p. 273-278.
- [4] Udupa J, LeBlanc VR, Zhuge Y, Imielinska C, Schmidt H, Currie LM, Hirsch BE, and Woodburn J et al. A framework for evaluating image segmentation algorithms. Computerized Medical Imaging and Graphics. 2006; 30(2): 75–87.
- [5] Duda RO, Hart PE. Use of the Hough transformation to detect lines and curves in pictures. Communications of the ACM, ACM, 1972; 15(1):11-15.
- [6] Li C, Xu C, Gui C, and Fox MD. Distance regularized level set evolution and its application to image segmentation. IEEE Transactions on Image Processing. 2010; 19(12): 3243–3254.
- [7] Karim R, Pranav B, Claus P, et al. Evaluation of state-of-the-art segmentation algorithms for left ventricle infarct from late Gadolinium enhancement MR images. Medical Image Analysis. 2016; 30 : 95–107.

REGIONAL CARDIAC MAGNETIC RESONANCE T1 MAPPING USING MODIFIED LOOK LOCKER INVERSION SEQUENCE

A. G. Santiago*, R. N. Dantas**, J. K. N. Matsumoto**, C. H. Nomura** and M. A. Gutierrez*

* Informatics Division, Heart Institute, University of São Paulo Medical School, Sao Paulo, Brazil

** Heart Institute, University of São Paulo Medical School, Sao Paulo, Brazil

e-mail: anderson.santiago@hc.fm.usp.com

Abstract: T1 mapping is a cardiac magnetic resonance (CMR) imaging technique, which can be used to detect myocardial fibrosis that may be linked to myocardial dysfunction in a multitude of cardiomyopathies. This technique is based on special pulse sequences, such as the well known Modified Look Locker Inversion (MOLLI) sequence, which typically considers one slice of the heart in the medial region for analysis, where the T1 value is obtained considering the average signal intensity of the myocardium. In order to better describe the heart muscle condition, this paper proposes the acquisition of three slices of the cardiac muscle (basal, medial and apical) and a heart map representation according to the American Heart Association (AHA map). The myocardium was manually segmented by a specialist and the medial and basal slices were divided into 6 regions and the apical slice into 4 regions. For each of them, an intensity average was calculated. These values along with the inversion time for each acquisition set are used to evaluate the T1 value using the Levenberg-Marquadt method for non-linear fitting. The proposed method has shown that the presentation of a regional T1 map associated with pulse sequences can improve the identification of fibrosis.

Keywords: T1 Mapping, Cardiac Magnetic Resonance, American Heart Association Map, Modified Look Locker Inversion

Introduction

Magnetic Resonance Image (MRI) is based upon the use of a magnetic field (M_0) over a tissue to obtain the relaxation time of its hydrogen protons. This relaxation time can be divided into two distinct time values: T1, known as spin-lattice relaxation time or longitudinal relaxation time, and T2, known as spin-spin relaxation time or transversal relaxation time. T1 and T2 are obtained after applying a 90° magnetic pulse to the region of interest, and as time goes on the hydrogen protons release their energy while returning to their original position, i.e., aligned to M_0 . For T1 relaxation time, the hydrogen proton behavior follows an exponential growth, being T1 the time constant (Equation 1).

$$I(t) = A(1 - Be^{(-t/T1)}) \quad (1)$$

In Equation 1, A is the signal amplitude and $I(t)$ is the signal intensity. In order to evaluate the T1 curve, the signal intensity is measured when its amplitude is 63% of the I_{max} .

In the clinical point of view, some myocardial diseases, such as ischemic and non-ischemic cardiomyopathies (Chagas disease, myocarditis, amyloidosis, etc), present different degrees of myocardial fibrosis according to their severity, leading to a prolonged T1 relaxation, which translates into smaller values of T1 than those obtained by a healthy muscle, especially after Gadolinium administration, an extracellular contrast agent.

For analysis, the image acquisition is performed with cardiac gating (according to the electrocardiogram (ECG) signal) using classic previously described protocols well established in the literature [1]–[3], aiming to minimize motion artifacts due to heart motion and breathing. The mainly used is known as the Modified Look Locker Inversion (MOLLI) sequence [4]. In this protocol, eleven images are obtained within one breath hold at different inversion times, according to the diagram in Figure 1.

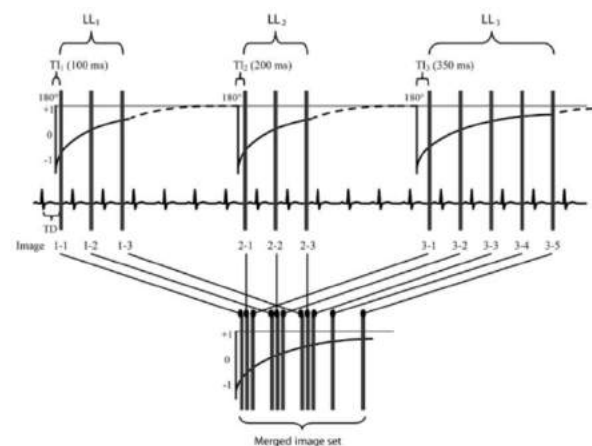


Figure 1: MOLLI sequence diagram [4].

In a standard T1 mapping protocol, the images acquired are from the medial section of the left ventricle and the T1 analysis is performed considering the average intensity of the whole myocardium. This approach has the following disadvantages:

1 – It does not take into account other sections of the heart, limiting the analysis only to the medial section;

2 – Considering the whole myocardium could mask small lesions that may occur in the heart muscle.

In order to prevent a wrong interpretation and provide a more realistic description of the entire left ventricle, this paper proposes the use of the American Heart Association 17-segment Map (AHA Map), which consists of three slices of the left ventricle at the basal, medial and apical positions and divide each of them into six (basal and medial) and four (apical) segments, to evaluate the T1 value individually for each of these segments.

Materials and methods

The American Heart Association Map – The American Heart Association Map is used in order to represent the left ventricle into a 2D map. Figure 2a shows the left ventricle (LV) division for the basal, medial and apical slices and Figure 2b the projection of each slice into the AHA map. Regions 1-6 represent the basal slice; regions 7-12 the medial slice; regions 13-16 the apical slice; and region 17 the apex, which is not considered in this paper.

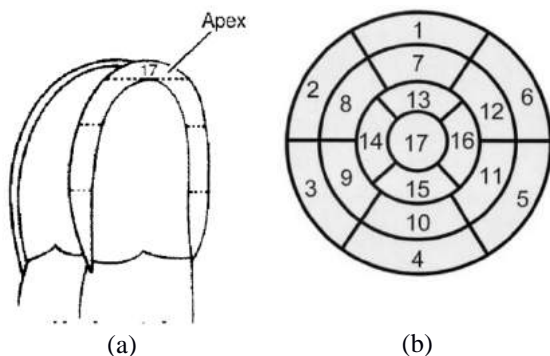


Figure 2: (a) LV basal, medial and apical slices; (b) projection of each slice into a 2D map (AHA Map).

T1 MRI Acquisition Protocol – In order to perform the T1 acquisition for the three left ventricle regions, the MRI acquisition protocol had to have some slight changes, i.e., instead of just one breath hold, three breath holds were needed, one for each slice. The T1MRI were performed in a 1.5 Tesla Unit MR scanner using a cardiac coil. In this paper, one patient with Chagas disease was considered.

T1 Evaluation – All the 66 images (33 pre-contrast enhancement, and 33 post-contrast enhancement, both mid, basal and apical), comprising the three left ventricle slices were manually segmented by a specialist, and then divided according to the AHA map. For each segment, an average intensity was evaluated considering the number of pixels of each segment. In order to evaluate the T1 time constant, the Levenberg-Marquadt non-linear curve fitting without restrictions [5] was used, and the objective function derivatives

were analytically evaluated considering the three-variable function stated in Equation 1.

Figure 3a shows a short axis slice of the heart and 3b the segmented region of the left ventricle considered for the proposed study for one image of the medial slice.

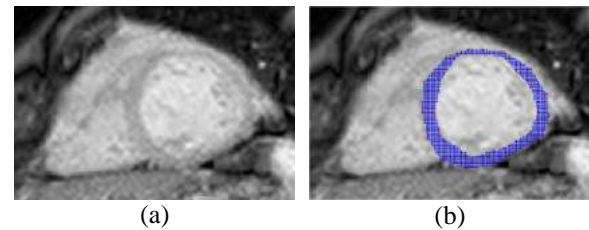


Figure 3: (a) Short axis slice of the heart after contrast enhancement; (b) Segmented region (blue dots) of the left ventricle used for T1 evaluation.

Results

Two data sets considering a patient with Chagas disease and pre and post contrast enhancement were used. The images were post processed in a software developed at the Heart Institute of the University of São Paulo in partnership supported by TOSHIBA MEDICAL SYSTEMS (Otwara – Japan). Post-contrast enhancement T1 values are expected to be smaller than the pre-contrast enhancement ones.

Figures 4 and 5 present the T1 AHA map for pre and post-enhancement respectively. All T1 values are presented in milliseconds (ms).

Figure 6 presents the measured data and the estimated curve for segments 3, 9 and 14 of the pre-enhanced AHA T1 map for the patient's data set.

Table 1 presents the comparison between segments 7 to 12 (T_1^s , $s = 7$ to 12) and the T1 value evaluated using the whole myocardium (T_1^G), defined by Equation 2, along with the Pearson coefficient (r^2). The standard deviation considering the values presented in Table 1 according to the global value of T1 is $\sigma = 16.0106$ (ms).

$$\epsilon = \frac{100 \cdot |T_1^G - T_1^s|}{T_1^G} [\%] \quad (2)$$

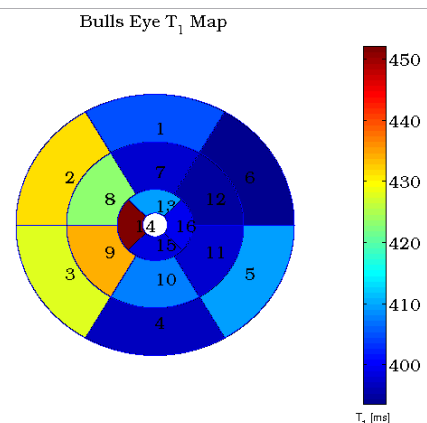


Figure 4: Pre-enhancement AHA T1 map.

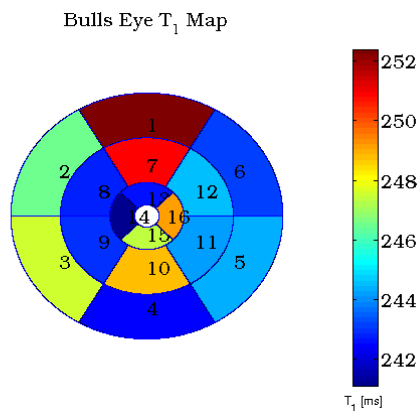


Figure 5: Post-enhancement AHA T1 map.

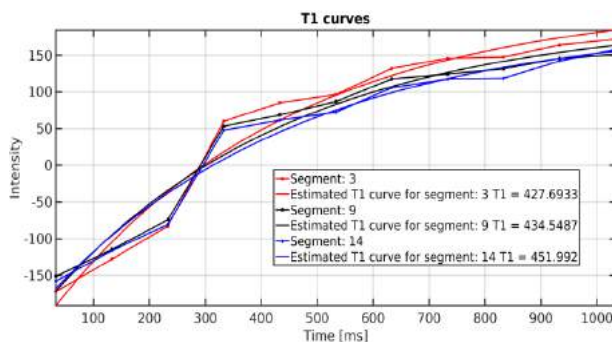


Figure 6: Comparison between T1 curves of four different regions of the AHA map. Dashed lines represent the experimental data and full lines the estimated T1 curves.

Table 1: T1 values for segments 7 to 12, r^2 and comparison with the global T1 value using the whole myocardium at the medial slice.

Segment	T1 (ms)	r^2	$\varepsilon(\%)$
T_1^G	409.8922	0.9686	-
7	398.0287	0.9640	2.8943
8	422.8215	0.9655	3.1543
9	434.5487	0.9661	6.0154
10	407.9086	0.9619	0.4839
11	398.0286	0.9749	2.8943
12	394.9688	0.9729	3.6408

Discussion

T1 mapping is typically employed for assessment of diffuse, non-ischemic fibrosis. Its presence and extension impacts prognosis adversely, despite the pattern identified. On CMR areas of fibrosis demonstrate greater gadolinium accumulation, which is represented as a region of higher intensity signal with a shorter T1 time than adjacent normal tissue [6]. Most patients with Chagas heart disease present myocardial

fibrosis during disease course, which can be interstitial or follow different patterns of impairment, such as focal, diffuse and transmural [7].

The regional T1 map presents a more general overview of the heart muscle and associated conditions. As can be seen in Figures 5 and 6, there is a coherent distribution of T1 values throughout the cardiac muscle, with only little variation. A global decrease is seen after contrast use, which is an expected finding as Gadolinium shortens T1 of tissues [6]. Both Figures refer to a patient with mild heart failure due to Chagas disease, without late gadolinium enhancement on visual assessment. The use of T1 mapping through CMR was an attempt to identify possible areas of interstitial fibrosis that could prompt close vigilance for future adverse outcomes.

The post-contrast enhanced AHA map shows an heterogeneous distribution of T1 values throughout the segments, with slightly shorter T1 values at the lateral wall, at the medial septal wall and at the basal inferior segment. It is possible that these areas may present incipient impairment due to interstitial fibrosis. This analysis refinement would not be available if a global T1 had been evaluated, possibly not allowing an accurate description of the LV and the heterogeneous pattern of disturbance associated to this condition.

Conclusion

Regional T1 mapping using the 17-segment AHA map allows better description of impairment of the left ventricle associated to cardiomyopathies and identification of mild focal T1 shortening that could be associated to incipient interstitial fibrosis. This approach might be a useful tool that can aid physicians to better follow up patients with CHD and identify those at higher risk of adverse events.

Acknowledgements

This work had a financial support by TOSHIBA MEDICAL SYSTEMS (Otagawa – Japan).

References

- [1] S. H. Hwang and B. W. Choi, "Advanced cardiac MR imaging for myocardial characterization and quantification: T1 mapping," *Korean Circ. J.*, vol. 43, no. 1, pp. 1–6, 2013.
- [2] P. Kellman and M. S. Hansen, "T1-mapping in the heart: accuracy and precision," *J. Cardiovasc. Magn. Reson.*, pp. 1–20, 2014.
- [3] M. D. Angelica, Y. Fong, S. K. Piechnik, V. M. Ferreira, E. Dall'Armellina, L. E. Cochlin, A. Greiser, S. Neubauer, and M. D. Robson, "Shortened Modified Look-Locker Inversion recovery (ShMOLLI) for clinical myocardial T1-mapping at 1.5 and 3 T within a 9 heartbeat breathhold," *J. Cardiovasc. Magn. Reson.*, vol. 12, no. 4, p. 69, 2014.

- [4] D. R. Messroghli, A. Radjenovic, S. Kozerke, D. M. Higgins, M. U. Sivanathan, and J. P. Ridgway, “Modified look-locker inversion recovery (MOLLI) for high-resolution T 1 mapping of the heart,” *Magn. Reson. Med.*, vol. 52, no. 1, pp. 141–146, 2004.
- [5] S. Dunn, A. Constantinides, and P. Moghe, *Numerical methods in biomedical engineering*. 2005.
- [6] Dulce MC, Duerinckx AJ, Hartiala J, et al. MR imaging of the myocardium using nonionic contrast medium: signal-intensity changes in patients with subacute myocardial infarction. *AJR Am J Roentgenol* 1993;160:963-70
- [7] Volpe G, Moreira HT, Trad HS, et al. Evaluation of Late Gadolinium Enhancement and Functional Parameters by MRI and Events in Chagas Disease. *J Am Coll Cardiol*.2013;61(10_S):. doi:10.1016/S0735-1097(13)60932-8.

IDENTIFICAÇÃO DE REGIÕES DE BIFURCAÇÃO EM IMAGENS DE TOMOGRAFIA INTRAVASCULAR POR COERÊNCIA ÓTICA UTILIZANDO MÁQUINAS DE VETORES DE SUPORTE

C. D.L. Nascimento^{*}, M. G. F. Costa^{*}, M.M.G. Macedo^{**}, M. A. Gutierrez^{**}, C. F. F. Costa Filho^{*}

^{*} Centro de P&D em Tecnologia Eletrônica e da Informação, CETELI - UFAM, Manaus, Brasil

^{**} Instituto do Coração, InCor – HC, FM, USP, São Paulo, Brasil

e-mail: cdessana@gmail.com

Resumo: A angiografia coronária e o ultrassom intravascular têm sido utilizados na avaliação da aterosclerose. No entanto, uma nova modalidade de imagem médica, a tomografia intravascular por coerência ótica (IOCT), tem se diferenciado das demais por apresentar resolução espacial superior. Estudos têm demonstrado a importância da análise das regiões de bifurcação coronária em imagens médicas intravasculares, uma vez que estas regiões são mais propensas ao acúmulo de ateromas. Considerando que durante um exame de IOCT são adquiridas centenas de imagens, a rápida identificação das imagens correspondentes a regiões de bifurcação é, portanto, uma tarefa relevante, a qual é endereçada neste trabalho. Assim, analisa-se o desempenho de classificadores SVM implementados com diferentes parâmetros na tarefa de classificação de imagens IOCT correspondentes a regiões de bifurcação ou não. O método foi avaliado em imagens adquiridas de 9 exames de 9 pacientes. Descritores de forma foram utilizados como entrada para os classificadores. Conjuntos de treinamento compostos de 5 a 20 características foram selecionados segundo três métodos de seleção de características: seleção escalar, PCA e LDA. O melhor resultado obtido de acurácia foi 90,58%.

Palavras-chave: Doenças cardiovasculares, Tomografia Intravascular por Coerência Ótica (IOCT), Identificação de bifurcação, Máquina de Vetores de Suporte (SVM).

Abstract: *Coronary angiography and intravascular ultrasound has been used in the evaluation of atherosclerosis. However, a new medical imaging modality, intravascular optical coherence tomography (IOCT), has been differentiated from the others by having higher spatial resolution. Studies have shown the importance of coronary bifurcation regions analysis in intravascular medical image analysis, since these regions are more prone to atheroma accumulation. Whereas in the pullback of a patient hundreds of images are acquired, fast identification of images corresponding to bifurcation regions is therefore a significant task, which is addressed in this paper. Thus, we analyze the performance of SVM classifiers with different parameters in the classification task of IOCT images belonging to bifurcation regions or not. The method was evaluated using images acquired pullbacks 9 of 9 patients. Shape descriptors were used as input to*

the classifier. Training sets from 5 to 20 features were acquired according to three feature selection techniques: PCA, LDA and scalar feature selection. The best result obtained accuracy was 90.58%.

Keywords: *Cardiovascular disease, Optical Coherent Tomography, Bifurcation identifier, Support Vector Machines (SVM).*

Introdução

De acordo com a Organização Mundial da Saúde [1], as doenças cardiovasculares (DCV) são a principal causa de morte no mundo. Estima-se que 17,5 milhões de pessoas morreram de doenças cardiovasculares em 2012, representando 31% de todas as mortes globais. Destas, aproximadamente 7,4 milhões foram devido a doença cardíaca coronariana, também chamada de aterosclerose, caracterizada por espessamentos focais assimétricos nas artérias coronárias por um acúmulo gradual de placa dentro de suas paredes [2].

Transições na configuração da parede arterial nas curvas e bifurcações, também chamadas de ramificações, estão associadas a alterações na taxa do fluxo sanguíneo, que desempenha um papel relevante na progressão da aterosclerose [3]. Estas regiões também são predispostas ao desenvolvimento de espessamentos da íntima, incluindo a formação de placas ateroscleróticas. A presença de placas pode reduzir significativamente o fluxo sanguíneo, levando a graves complicações de saúde, como anginas e acidentes vasculares cerebrais. Detectar e caracterizar estas regiões potencialmente vulneráveis pode ajudar a identificar a presença de placas e a compreender a progressão da doença.

Para a avaliação da aterosclerose duas grandes modalidades de imagem médica têm sido utilizadas, angiografia coronariana e ultrassom intracoronário (UIC) [4]. A tomografia intravascular por coerência ótica (IOCT) é uma nova modalidade de imagem médica que adquire imagens da microestrutura vascular em alta resolução, 12µm a 18µm em comparação com 150 µm a 200 µm para UIC, através da mensuração da magnitude e do tempo de retorno da luz infravermelha refletida pelos tecidos [5].

Durante a aquisição de imagens IOCT em aplicações clínicas, uma única corrida do cateter contém tipicamente centenas de imagens [5]. A automatização

da identificação de bifurcações poderia acelerar o processo de análise destas imagens, indicando ao especialista quais delas mostram bifurcações das artérias e auxiliar métodos automatizados como análise de *stent* [6], análise de placa [7] e comparações entre as diferentes modalidades de imagens intravasculares [8].

Alguns estudos encontrados na literatura já propuseram métodos para identificação de bifurcações. Alberti et al. [9], extraíram um conjunto de características de textura das sequências de imagens UIC e utilizaram métodos de aprendizado de máquina supervisionado para identificação. Zhao and Hamaneh [10] utilizaram *Random Forest* para identificar bifurcações através de características geométricas em imagens vasculares 3D. Wang et al. [11] propuseram um método automatizado para identificar cortes de bifurcação das imagens IOCT usando a distância entre o centro do lúmen e o contorno do lúmen como um indicador de bifurcação. Macedo et al. [12] propuseram um método automatizado para diferenciar imagens IOCT como bifurcação compreendendo as tarefas de detecção automática do lúmen, extração de características geométricas e classificação utilizando e métodos de aprendizado de máquina.

Neste trabalho buscamos avaliar o desempenho de classificadores SVM na tarefa de identificação de bifurcações em imagens IOCT utilizando as características compiladas em [12]. Utilizou-se PCA, LDA e seleção escalar de características para reduzir a dimensionalidade do referido conjunto de dados. Combinações diversas de características e de *kernels* foram empregadas, no sentido de otimizar a taxa de classificação.

Materiais e métodos

Conjunto de dados – As características geométricas utilizadas neste trabalho, fornecidas por Macedo et al. [12], foram compiladas de imagens coronarianas adquiridas utilizando um sistema IOCT no domínio de Fourier no Instituto do Coração (InCor), do Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo (processo CAPPesq 0243/08- Comissão de ética do INCOR-FMUSP). As imagens adquiridas são originárias de nove exames de nove pacientes, as quais foram adquiridas imediatamente antes do implante de *stent*, processo realizado com a finalidade de desobstrução das artérias.

Os dados (características geométricas do lúmen segmentado) utilizados no presente trabalho são derivados de um conjunto de imagens com diferentes desafios de classificação, a saber: imagens com bifurcação, mas com aparente ausência de dificuldades de identificação da mesma; imagens contendo lesões ateroscleróticas complexas; e imagens contendo sangue residual. Na Figura 1, apresentam-se exemplos das categorias de imagens referidas. A Tabela 1 apresenta a composição do conjunto.

Os descritores utilizados para extrair características geométricas do contorno do lúmen segmentado foram:

distância do centro da artéria ao centroide do contorno do lúmen, circularidade, energia de dobramento, curvatura, variância radial, taxa de eixo, variância da assinatura do contorno, desvio padrão da assinatura do contorno, variância radial, diferença de área entre cortes e área média de triângulos dentro de um contorno. Outros descritores foram determinados por meio de derivações e combinações destes, totalizando 104 características diferentes [12].

Tabela 1: Distribuição das imagens das quais foram extraídos os descritores de forma.

Número de imagens		
NBR ¹	BR ²	Total
1282	178	1460

¹NBR – imagens em região sem bifurcação;

²BR – imagens em região de bifurcação

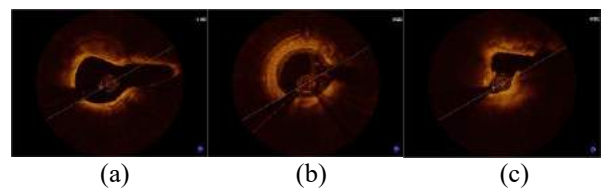


Figura 1: Exemplos de imagens do conjunto (a) BR normal (b) BR com sangue residual (c) BR com placa complexa.

Balanceamento dos conjuntos – Uma vez que a classe BR (com bifurcação) do conjunto formado por Macedo et al. [12] representa cerca de 12% dos dados, identificou-se a necessidade de realizar um balanceamento dos dados intraconjunto. Assim, esse conjunto foi transformado em sete subconjuntos composto da seguinte forma: as imagens da classe NBR foram divididas, de forma aleatória, proporcionalmente em sete partes. As imagens BR foram então adicionadas a cada um deles, formando então 7 subconjuntos balanceados.

Máquinas de vetores de suporte – Máquinas de Vetores de Suporte (SVM) são máquinas de aprendizado binárias usadas para separar dados pertencentes a duas classes, a partir de um hiperplano de separação. Para classes separáveis, os parâmetros do hiperplano que maximizam a margem são calculados através da determinação do vetor de pesos w e da polarização w_0 , tal que a expressão (1) seja minimizada satisfazendo as condições de Karush-Kuhn-Tucker (KKT) [14].

$$J(w) = \frac{1}{2} \|w\|^2 \quad (1)$$

Para classes não separáveis, os mesmos parâmetros podem ser calculados minimizando a expressão (2), onde novas variáveis ξ_i , conhecidas como variáveis de folga são introduzidas. O objetivo é maximizar a margem, mantendo o número de pontos com $\xi > 0$ o menor possível [14].

$$J(w, w_0, \xi) = \frac{1}{2} \|w\|^2 + C \sum_{i=1}^N \xi_i \quad (2)$$

O parâmetro C na expressão (2) é uma constante positiva que estabelece um compromisso entre a variável de folga e a margem [15].

SVMs utilizam *kernels* para mapear o vetor de características para um espaço de dimensão maior e dessa forma permitir a classificação em espaços não separáveis linearmente [14, 15]. Neste trabalho utilizamos os *kernels* GRBF (*gaussian radial basis function*) e polinomial (P) variando suas ordens de 1 a 4. Os valores do parâmetro C utilizados variaram entre 0,2 e 32. A fim de obter o melhor classificador SVM, as simulações foram realizadas combinando cada um dos *kernels* com os valores escolhidos para o parâmetro C . Para fins de treinamento e teste do classificador foi utilizado *10-fold-cross-validation* [16].

Seleção de características – Com o objetivo de avaliar o efeito de um conjunto reduzido de variáveis de entrada sobre o desempenho dos classificadores, foram utilizados três métodos de seleção de características: análise de discriminante linear (LDA) [17], análise de componentes principais (PCA) [18] e seleção escalar de características (SFS) [14]. Conjuntos compostos por 5 a 20 características (obtidas através de cada método de seleção) foram utilizados como entrada para os classificadores.

Resultados

A seguir apresentam-se os resultados das diversas implementações do classificador SVM avaliados com os 6 subconjuntos balanceados de dados, em sua íntegra ou com características selecionadas desses subconjuntos, através das técnicas PCA, LDA e Seleção Escalar. Ressalta-se que os resultados apresentados são resultados médios dos 6 subconjuntos.

A Tabela 2 mostra os melhores resultados de classificação obtidos utilizando os *kernels* polinomial e GRBF, variando a ordem do *kernel* e o parâmetro C , quando todas as 104 características são utilizadas.

Tabela 2: Resultados de acurácia, taxa de verdadeiros positivos, especificidade e área sob a curva ROC para classificadores SVM com diferentes *kernels* e parâmetros utilizando 104 características.

Kernel	Ord ¹	C	ACC ²	TPR ³	SPE ⁴	AUC ⁵
P	1	2,2	89,92±5,36	87,32±6,08	92,45±4,77	0,90±0,06
P	2	0,03	88,21±4,66	83,76±5,35	92,49±4,15	0,88±0,05
GRBF	3	4,6	90,95±4,96	89,83±5,84	92,05±4,37	0,90±0,05
GRBF	1	4,4	87,96±4	95,82±2,23	80,27±6,8	0,88±0,04

¹Ord: ordem; ²ACC: acurácia (%); ³TPR: taxa de verdadeiros positivos (%); ⁴SPE: especificidade (%); ⁵AUC: área sob a curva ROC

A Tabela 3 mostra os melhores resultados obtidos para cada uma das técnicas de classificação utilizadas considerando as configurações de *kernel*, ordem do *kernel* e parâmetro C apresentados na Tabela 2, onde a configuração 1 corresponde ao *kernel* polinomial com 2,5 e ordem 1, a configuração 2 ao *kernel* polinomial com C 1,2 e ordem 2, a configuração 3 ao *kernel* GRBF com C 2,4 e ordem 3 e a configuração 4 ao *kernel*

GRBF com C 4 e ordem 1.

Tabela 3: Resultados de acurácia, taxa de verdadeiros positivos, especificidade e área sob a curva ROC para classificadores SVM com configurações e conjuntos reduzidos de características obtidos com as técnicas PCA, LDA e SFS.

Conf ¹	N ²	Téc. ³	ACC ⁴	TPR ⁵	SPE ⁶	AUC ⁷
1	18	PCA	88,34±5,16	83,24±5,95	93,27±5,06	0,88±0,05
1	20	LDA	83,46±7,15	72,96±11,75	94,13±3,39	0,83±0,07
1	20	SFS	89,65±6,55	87,01±6,99	92,74±5,15	0,90±0,06
2	15	PCA	85,75±6,5	74,63±10,88	96,56±3,22	0,86±0,07
2	20	LDA	89,06±7,99	73,81±12,80	93,81±4,1	0,82±0,03
2	12	SFS	88,41±7,09	85,40±8,19	91,80±5,28	0,88±0,07
3	20	PCA	89,06±4,86	84,74±6,61	93,26±3,64	0,89±0,05
3	19	LDA	83,41±6,2	73,81±9,22	93,28±3,58	0,83±0,07
3	18	SFS	89,63±6,97	87,09±7,99	92,12±6,05	0,90±0,07
4	16	PCA	89,57±5,15	89,23±4,28	90,59±5,52	0,90±0,05
4	17	LDA	85,71±5,11	79,77±7,43	91,51±3,98	0,86±0,05
4	12	SFS	89,14±6,08	89,67±6,11	90,07±6,17	0,89±0,06

¹Conf: configuração do classificador; ²N: número de características;

³Téc: Técnica; ⁴ACC: acurácia (%); ⁵TPR: taxa de verdadeiros positivos (%); ⁶SPE: especificidade (%); ⁷AUC: área sob a curva ROC.

Discussão

Neste trabalho buscou-se avaliar o efeito da variação da ordem do *kernels* e do parâmetro C no desempenho do classificador, resultando em 100 diferentes configurações para cada um dos *kernels* utilizados. Apesar desta ampla faixa de possibilidades, o *kernel* polinomial mostrou melhor desempenho variando sua ordem de 1 a 2 e C de 0,2 a 2,6. Já o *kernel* GRBF obteve melhor performance variando sua ordem de 1 a 4 e C de 2 a 16.

Os maiores valores de acurácia obtidos 90,95% e 89,92% respectivamente, foram alcançados utilizando o conjunto completo de características, conforme mostrado na Tabela 2. Estes valores são superiores aos apresentados em [12] que também utilizou SVM. Além dos inúmeros cenários de simulação realizados, acredita-se esta melhora no desempenho do classificador SVM ao balanceamento do número de amostras das duas classes (BR e NBR) no conjunto de dados, proposto e implementado neste trabalho.

Ainda em relação a Tabela 2 observa-se que os classificadores com *kernel* GRBF obtiveram melhores resultados de TPR em comparação ao *kernel* polinomial. Como pode ser observado, algumas configurações apresentam alta especificidade e baixa taxa de verdadeiros positivos e outras o contrário. A definição de qual configuração apresenta melhor resultado depende de quais parâmetros são mais importantes para o especialista que fará uso do método aqui proposto.

Os valores de especificidade obtidos neste trabalho também superaram os apresentados por Macedo et al. [12] em até 35%. Entretanto, os resultados relativos a taxa de verdadeiros positivos obtidos por Macedo et al. [12] sobrepujaram os alcançados neste trabalho, sendo

superados apenas pela configuração 4 quando todas as características foram utilizadas.

Comparando os resultados obtidos nas Tabelas 2 e 3 podemos analisar a influência da redução de características no desempenho do classificador. Em relação a especificidade, podemos notar que a configuração 4 apresenta uma melhoria de até 14% desta métrica quando um conjunto reduzido de características é utilizado, na configuração 2 notamos um aumento de 4,4% e avalia-se que as configurações 1 e 3 não sofreram variações significativas deste parâmetro. Nota-se também que a técnica de seleção de características LDA apresentou o menor desempenho de classificação dentre as utilizadas.

Em termos de acurácia observa-se que a redução de características não implicou em melhorias notáveis em relação aos resultados alcançados com o conjunto total de características em nenhuma das configurações avaliadas.

Conclusão

Classificadores SVM foram utilizados para auxiliar na identificação de imagens com a presença de bifurcações em sequências IOCT. O método foi validado em um conjunto de dados oriundos de um conjunto robusto de 1460 imagens.

Embora técnicas de redução de dimensionalidade sejam úteis no que diz respeito a remoção de redundância do vetor de entrada e filtragem de ruídos, neste trabalho, o conjunto completo de 104 características apresentou os melhores desempenhos em relação aos obtidos com conjuntos reduzidos de características através das técnicas PCA, LDA e seleção escalar. O melhor resultado obtido (acurácia de 90,95%) supera os resultados apresentados na literatura.

Agradecimentos

Os autores gostariam de agradecer a Fundação de Amparo à Pesquisa do Amazonas (FAPEAM), a Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior (CAPES). Parte dos resultados apresentados neste trabalho foram obtidos através do Projeto de pesquisa e formação de RH, em nível de graduação e pós-graduação, nas áreas de automação industrial, softwares para dispositivos móveis e TV Digital, financiado pela Samsung Eletrônica da Amazônia Ltda., no âmbito da Lei no. 8.387 (art.2º)/91.

Referências

- [1] WHO. "Cardiovascular diseases (CVDs)," 2016; <http://www.who.int/mediacentre/factsheets/fs317/en/>.
- [2] G. K. Hansson, "Inflammation, atherosclerosis, and coronary artery disease," *New England Journal of Medicine*, vol. 352, no. 16, pp. 1685-1695, 2005.
- [3] C. Zarins et al., "Carotid bifurcation atherosclerosis. Quantitative correlation of plaque localization with flow velocity profiles and wall shear stress," 1983.
- [4] A. Wahle et al., "Fusion of angiography and

- intravascular ultrasound in vivo: establishing the absolute 3-D frame orientation," *Biomedical Engineering, IEEE Transactions on*, vol. 46, no. 10, pp. 1176-1180, 1999.
- [5] H. G. Bezerra et al., "Intracoronary Optical Coherence Tomography: A Comprehensive Review Clinical and Research Applications," *JACC: Cardiovascular Interventions*, vol. 2, no. 11, pp. 1035-1046, 2009.
- [6] A. Wang et al., "3D assessment of stent cell size and side branch access in intravascular optical coherence tomographic pullback runs," *Computerized Medical Imaging and Graphics*, vol. 38, no. 2, pp. 113-122, 3//, 2014.
- [7] A. Elbasiony, and H. Levkowitz, "Characterization of Atherosclerosis Plaque in OCT Images Using Texture Analysis and Parametric Equations." pp. 237-240.
- [8] S. Tu et al., "In vivo comparison of arterial lumen dimensions assessed by co-registered three-dimensional (3D) quantitative coronary angiography, intravascular ultrasound and optical coherence tomography," *The International Journal of Cardiovascular Imaging*, vol. 28, no. 6, pp. 1315-1327, 2012.
- [9] M. Alberti et al., "Automatic Bifurcation Detection in Coronary IVUS Sequences," *Biomedical Engineering, IEEE Transactions on*, vol. 59, no. 4, pp. 1022-1031, 2012.
- [10] W. Zhao et al., "3-D Stent Detection in Intravascular OCT Using a Bayesian Network and Graph Search," *Medical Imaging, IEEE Transactions on*, vol. 34, no. 7, pp. 1549-1561, 2015.
- [11] A. Wang et al., "Fully automated side branch detection in intravascular optical coherence tomography pullback runs," *Biomedical optics express*, vol. 5, no. 9, pp. 3160-3173, 2014.
- [12] M. M. G. Macedo et al., "A bifurcation identifier for IV-OCT using orthogonal least squares and supervised machine learning," *Computerized Medical Imaging and Graphics*, vol. 46, pp. 237-248, 2015.
- [13] S. S. Haykin, *Neural Networks and Learning Machines*: Prentice Hall, 2009.
- [14] S. Theodoridis, and K. Koutroumbas, *Pattern Recognition*, Fourth Edition, 4th ed.: Academic Press, 2008.
- [15] C. M. Bishop, *Pattern Recognition and Machine Learning*: Springer, 2006.
- [16] R. Kohavi, "A Study of Cross-Validation and Bootstrap for Accuracy Estimation and Model Selection," *International Joint Conference on Artificial Intelligence*, vol. 2, pp. 1137-1143, 1995.
- [17] S. Fengxi, M. Dayong, and L. Hongfeng, "Feature Selection Based on Linear Discriminant Analysis." pp. 746-749.
- [18] F. Song, Z. Guo, and D. Mei, "Feature Selection Using Principal Component Analysis." pp. 27-30.

MÉTODO AUTOMÁTICO DE SEGMENTAÇÃO DOS PULMÕES EM IMAGENS DE CT BASEADO NA MAX-TREE

Sílvia Colella¹, Sérgio San Juan Dertkigil², Simone Appenzeller², Letícia Rittner¹

¹Faculdade de Engenharia Elétrica e de Computação (FEEC) – UNICAMP, Campinas/SP

²Faculdade de Ciências Médicas (FCM) – UNICAMP, Campinas/SP

e-mail: silvinhacolella@gmail.com

Resumo: O objetivo deste trabalho é propor um novo método automático de segmentação dos pulmões em imagens de tomografia computadorizada (CT) que utiliza filtros morfológicos como pré-processamento e a max-tree – uma estrutura de dados que representa os componentes conexos de uma imagem. O principal desafio são os pulmões afetados por patologias que aparecem nas bordas devido à falta de contraste entre os pulmões e o fundo da imagem. Os resultados mostram que o método apresentou boa performance quando comparado com a segmentação manual e que foi capaz de incluir na segmentação lesões localizadas nas bordas na maioria das imagens testadas. O método obteve um índice Dice médio de 98,6% com desvio padrão de 0,7% quando testado em 200 fatias (10 sujeitos).

Palavras-chave: tomografia computadorizada, pulmão, segmentação, max-tree.

Abstract: *The purpose of this work is to present a new automatic lung segmentation method in computerized tomography (CT) images that use morphological filters as pre-processing and the max-tree – a data structure that represents an image through its connected components. The main challenge are the lungs affected by pathologies connected to the lung borders due to the lack of contrast between the lungs and the background of the image. Results showed that the new method presented a good performance when compared to manual segmentation and that it was able to include in the segmentation the lesions located in the borders in most of the tested images. The method obtained a medium Dice value of 98,6% with a standard deviation of 0,7% when tested in 200 slices (10 subjects).*

Keywords: *computerized tomography, lung, segmentation, max-tree.*

Introdução

As doenças respiratórias são consideradas um grave problema pela Organização Mundial da Saúde e qualquer pessoa está sujeita a ser vítima de uma delas, entre as quais é possível citar pneumonia, enfisema pulmonar e câncer. Uma forma de diagnóstico e de acompanhamento do estágio das doenças mais utilizada é através do uso de tecnologias de imagem, como por exemplo a tomografia computadorizada (CT). É um tipo de imagem que consegue adquirir uma visão geral do tórax completo em alta resolução e em um único ciclo

respiratório [1]. Uma dificuldade, porém, é que cada exame de CT é composto por uma grande quantidade de fatias por paciente e que precisam ser analisadas pelo médico radiologista.

Com o propósito de facilitar a análise dessas imagens estão sendo desenvolvidos sistemas de diagnóstico assistido por computador (CAD systems) que procuram auxiliar o médico radiologista a tomar a decisão correta sobre uma doença e em menos tempo. Mais especificamente, quando o objeto de estudo é o pulmão, é comum começar com o processo de segmentação, que nada mais é do que distinguir o pulmão do plano de fundo da imagem, ignorando outras estruturas como ossos e vasos sanguíneos.

Um dos desafios do processo de segmentação dos pulmões é quando estes são afetados por patologias que se manifestam nas bordas [1]. Devido à falta de contraste dos níveis de cinza entre os pulmões e as estruturas que os cercam, os processos de segmentação mais simples, como os baseados em limiares ou em restrições de tamanho ou localização, costumam falhar em segmentar corretamente essas bordas. Algumas propostas que procuram resolver esse tipo de problema foram encontradas na literatura, porém podem ser consideradas semiautomáticas pois utilizam fatias de pulmões saudáveis como base para obter valores de parâmetros iniciais [2] ou requerem iteração com um usuário para definir a localização da traqueia na primeira fatia como pré-processamento [3].

O objetivo principal deste trabalho, portanto, é propor um novo método automático de segmentação dos pulmões em imagens de tomografia computadorizada que busca incluir no resultado as lesões localizadas nas bordas. Este método utiliza a max-tree, uma representação de imagens digitais baseada na relação hierárquica de seus componentes conexos.

Metodologia

Conjunto de dados – Neste trabalho utilizou-se imagens de tomografia computadorizada (CT) do tórax no plano transversal de pacientes de esclerose sistêmica. As imagens foram obtidas através de um scanner Aquilion da marca Toshiba, com resolução de 512 x 512 pixels e fatias de 1.0 mm de espessura. Todos os pacientes foram informados e assinaram um termo de consentimento livre e esclarecido aprovado pelo Comitê

de Ética em Pesquisa da FCM-UNICAMP (nº CEP 114069/2015; CAAE: 50830315.3.0000.5404).

De cada um dos 10 volumes adquiridos foram selecionadas 20 fatias localizadas logo acima do fígado, já que as lesões se localizam normalmente no lobo inferior do pulmão direito e nas porções centrais de ambos os pulmões [4]. Cada fatia foi processada e segmentada individualmente.

Dentre as imagens utilizadas, algumas apresentavam tecido pulmonar com inflamação (efeito vidro fosco) e/ou fibrose (efeito colméia), visualizadas nas bordas dos pulmões como manchas mais claras (Fig.1).

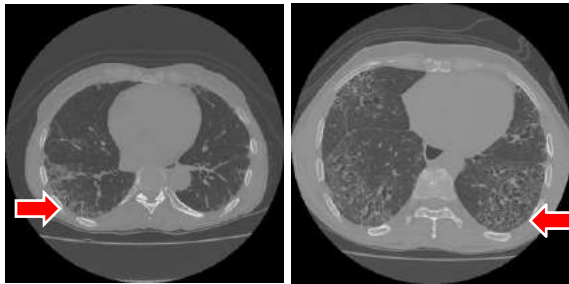


Figura 1: Imagens de CT com exemplos de inflamação (a esquerda) e fibrose (a direita)

Pré-processamento – Como o pulmão é essencialmente uma bolsa de ar, ele aparece como região escura em cada fatia da imagem de CT (Fig. 3a), então a primeira etapa do pré-processamento foi a negação da imagem. A imagem negada passou então por um filtro de reconstrução, que alterna de forma sequencial os filtros de fechamento e de abertura por reconstrução, caracterizados por um elemento estruturante durante um determinado número de iterações [5] (Fig. 3b).

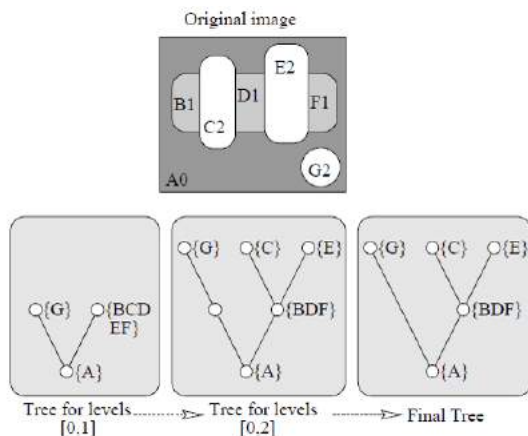


Figura 2: Exemplo de criação da max-tree (fonte: [6]). No alto: imagem original com 7 zonas planas e 3 níveis de cinza. Embaixo: processo de construção da árvore; limiar $h=1$ (esquerda), limiar $h=2$ (ao centro); limiar $h=3$ (esquerda)

Construção e simplificação da max-tree – A abordagem de segmentação proposta baseia-se na max-tree, uma estrutura que procura representar todos os

componentes conexos de todos os limiares (*thresholds*) possíveis de uma imagem. Além de estruturar os pixels de forma a facilitar o processo de filtragem, ela tem a vantagem de implementar os operadores de componentes conexos de maneira eficiente [6] (Fig. 2).

Após a construção da max-tree da imagem, foi realizada a filtragem pelo filtro de extinção [7] (Fig. 3c) e em seguida a simplificação da max-tree pelo filtro de simplificação máxima (*Maximal MaxTree Simplification - MMS*) usando o critério do MSER (*Maximally Stable Extremal Regions*) [8] (Fig. 3d). Como a max-tree de uma imagem é composta normalmente por milhares de nós, ambas operações visam encontrar uma max-tree simplificada, de tal forma que continue representando de forma adequada os principais objetos contidos na imagem. Enquanto o filtro de extinção permite a escolha do número de folhas a serem mantidas na max-tree, o MMS-MSER escolhe um nó de cada sub-ramo da árvore para representar aquele sub-ramo com base no critério de estabilidade MSER, contraindo os outros nós do sub-ramo e simplificando consideravelmente a max-tree.

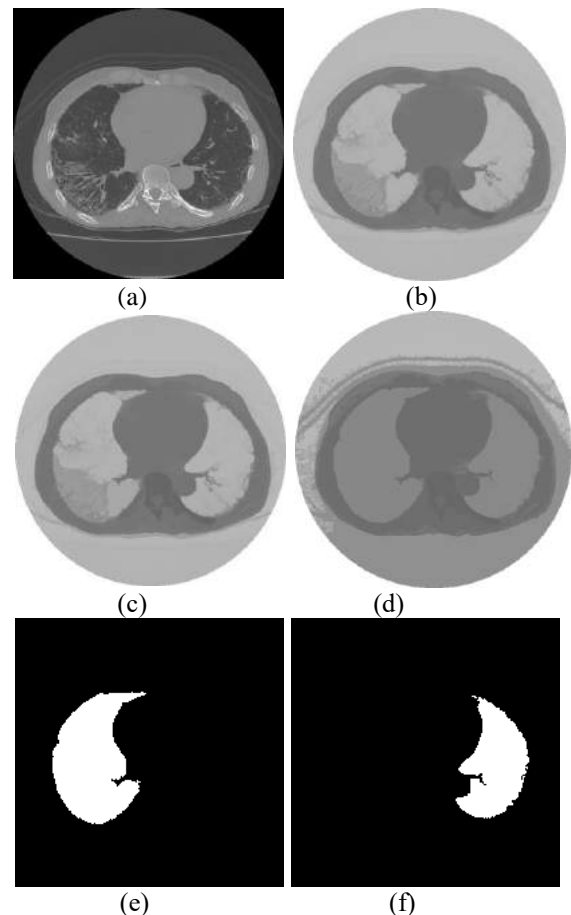


Figura 3: Processamento de uma fatia de CT em cada etapa do método: (a) imagem original, (b) imagem negada após o filtro de reconstrução (8 iterações), (c) após o filtro de extinção ($n=6$), (d) após o filtro MMS-MSER, escolha dos nós baseada no critério de área e razão dos eixos, obtendo finalmente os pulmões (e) direito e (f) esquerdo.

Segmentação – A última etapa foi a segmentação propriamente dita, que se resume à identificação correta dos 2 nós na max-tree simplificada que correspondem respectivamente a cada um dos pulmões. O critério utilizado foi a área do componente conexo combinada com a retangularidade do mesmo (Fig. 3e e Fig. 3f).

Experimentos

Os experimentos foram realizados no ambiente Adessowiki, uma plataforma colaborativa para estudos científicos e programação python/C/C++ utilizada para o ensino e a pesquisa de algoritmos de processamento de imagens [9]. Foi utilizada a biblioteca de morfologia SDC Morphology Toolbox [10] e a toolbox max-tree educativa iamxt [9].

Foram utilizados nos experimentos imagens de 10 sujeitos, pacientes de esclerose múltipla, com 20 fatias por sujeito, totalizando 200 fatias. Tanto para o filtro de reconstrução como para a construção da max-tree foi utilizado um elemento estruturante 3x3 (*box*). Para o filtro de reconstrução o número de iterações escolhido foi 8 e para o filtro de extinção a quantidade de folhas a serem mantidas ficou definida como 6. Para a segmentação são escolhidos os nós cuja área está entre 10000 e 40000 e cuja razão da altura sobre a largura seja maior que 1.

O resultado de cada pulmão segmentado foi comparado com a segmentação manual conduzida por um especialista com o auxílio de uma ferramenta de segmentação interativa chamada Neuroline [11]. As métricas utilizadas para comparação do novo método com o manual foram sensibilidade, especificidade e índice Dice.

Resultados e Discussão

O método de segmentação automático proposto foi capaz de segmentar os pulmões em todas as 200 fatias do conjunto selecionado, utilizando para isto as etapas descritas anteriormente (Fig. 3).

Tabela 1: Média e desvio padrão para cada sujeito das métricas de avaliação da segmentação automática, em comparação com a segmentação manual.

ID	S	E	D
1	0,963 ± 0,014	0,99 ± 0,0008	0,978 ± 0,007
2	0,975 ± 0,013	0,99 ± 0,0007	0,986 ± 0,007
3	0,957 ± 0,013	0,99 ± 0,0007	0,974 ± 0,007
4	0,974 ± 0,012	0,99 ± 0,0007	0,985 ± 0,007
5	0,986 ± 0,014	0,99 ± 0,0006	0,992 ± 0,008
6	0,97 ± 0,013	0,99 ± 0,0006	0,982 ± 0,007
7	0,984 ± 0,013	0,99 ± 0,0007	0,992 ± 0,007
8	0,987 ± 0,013	0,99 ± 0,0006	0,993 ± 0,007
9	0,983 ± 0,013	0,99 ± 0,0006	0,991 ± 0,007
10	0,98 ± 0,012	0,99 ± 0,0006	0,988 ± 0,007

Após a aplicação do método em todas as fatias utilizadas no experimento, os resultados foram

comparados com a segmentação manual e calculou-se as métricas de sensibilidade (S), especificidade (E) e índice Dice (D) (Tabela 1). Para o índice Dice, foi criado também um gráfico de caixa (Fig.4).

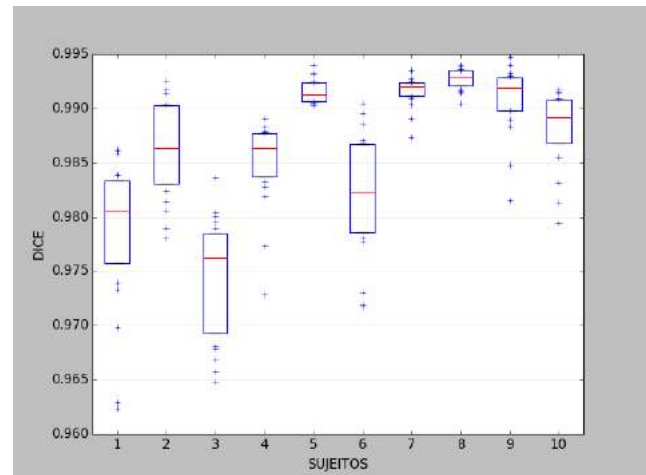


Figura 4: Gráfico de caixa comparando os valores de índice Dice de todas as fatias para cada um dos sujeitos analisados.

Tanto na tabela como no gráfico de caixa é possível visualizar que o sujeito #3 é o que mais se distancia com relação aos valores numéricos entre todos os sujeitos. As imagens relativas a este sujeito apresentam lesões junto às bordas do pulmão direito (Fig. 5) e neste caso, o filtro de reconstrução utilizado na etapa de pré-processamento não foi suficiente para garantir a correta segmentação e incluir todas as lesões. O mesmo pode ser observado em algumas fatias dos sujeitos #1 e #6 também.

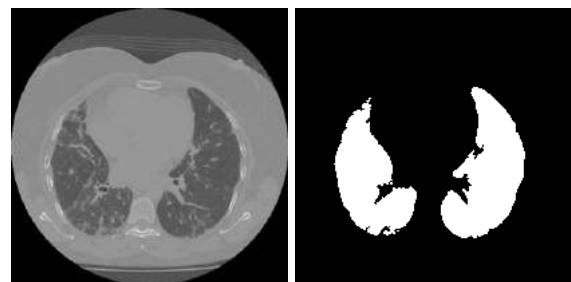


Figura 5: Imagem original do sujeito #3 (esquerda) e resultado da segmentação pelo método proposto (direita), com a borda do pulmão direito irregular

Como média e desvio padrão de sensibilidade para todas as fatias testadas, o método proposto obteve o valor de $0,976 \pm 0,009$. Já a abordagem apresentada em [3] utilizou dois métodos de segmentação e ambos com interação inicial com um usuário: por limiar cujo pré-processamento foi a localização inicial da traqueia; e por registro em que foi definida uma máscara a partir de um pulmão saudável e que foi usada como base neste método. Foram então utilizadas apenas 30 fatias para avaliação, sendo que 19 continham grande quantidade

de patologias. A segmentação por limiar obteve média e desvio padrão de sensibilidade de $0,80 \pm 0,23$ e a segmentação por registro teve como resultados os valores de $0,92 \pm 0,14$.

Conclusão

O novo método automático proposto de segmentação dos pulmões em imagens de tomografia computadorizada utilizou um pré-processamento morfológico e a estrutura de dados max-tree para filtrar as imagens e possibilitar que os pulmões direito e esquerdo fossem encontrados através da escolha de nós da estrutura. A avaliação da segmentação em comparação com a segmentação manual indicou que o método apresenta sensibilidade, especificidade e Dice médios acima de 95% para todos os sujeitos, o que confirma (juntamente com a análise qualitativa) que as lesões das bordas não foram excluídas nas segmentações realizadas pelo método na maioria das fatias utilizadas nos experimentos.

Como trabalho futuro, novos experimentos devem ser realizados de forma a segmentar todas as fatias do pulmão e testar o método em um conjunto maior de sujeitos. Também pode ser interessante estender o método 2D proposto para um método que realize a construção da max-tree e a segmentação diretamente na imagem 3D.

Referências

- [1] Sluimer I., Schilham A., Prokop M., van Ginneken M. Computer analysis of computed tomography scans of the lung: a survey. In: IEEE Transactions on Medical Imaging, vol 25; Apr 2006.
- [2] Wang J., Li F., Li Q. Automated segmentation of lungs with severe interstitial lung disease in CT. Med. Phys. 36. 2009. p. 4592-4598.
- [3] Sluimer I., Niemeijer M., van Ginneken M. Lung field segmentation from thin-slice CT scans in presence of severe pathology. In: Proceedings of SPIE; vol. 5370. 2004. p. 1447-1455.
- [4] Gasparetto E., Pimenta R., Inoue C., Ono S., Escuissato D. Esclerose sistêmica progressiva: aspectos na tomografia computadorizada de alta resolução. Radiologia Brasileira, 38 (5). p. 329-332.
- [5] Vincent L. Morphological grayscale reconstruction in image analysis: applications and efficient algorithms. In: IEEE Transactions on Image Processing; vol. 2; Apr 1993. p. 176-201.
- [6] Salembier P., Oliveras A., Garrido L. Anti-extensive Connected Operators for Image and Sequence Processing. In: IEEE Transactions on Image Processing; 7:555-570, 1998.
- [7] Vachier C. Extinction Value: a new measurement of persistence. IEEE Workshop of Nonlinear Signal and Image Processing; 1995. p. 254-257.
- [8] Souza R., Rittner L., Machado R., Lotufo R. Maximal Maxtree Simplification. In: Proceedings of the 22nd International Conference on Pattern Recognition. 2004. p. 3132-3137.
- [9] Rittner L., Saude A., Silva A., Machado R., Bento M., Lotufo R. Adessowiki: Collaborative Scientific Programming Environment. IEEE; Aug 2011. p. 56-62.
- [10] SDC Morphology Toolbox for MATLAB. Available from: <http://mmorph.com>.
- [11] Carnevalle A.D., Rondina J.M., Kobayashi E., Cendes F. Validation of a semi-automated system for MRI-based hippocampal volumetry in patients with temporal lobe epilepsy. J Epilepsy Clin Neurophysiol; 2003. p. 97-104.

RELAÇÃO ENTRE COMPOSIÇÃO CORPORAL E TERMOGRAFIA INFRAVERMELHA ABDOMINAL: ESTUDO PILOTO

A. C. C. Salamunes*, A. M. W. Stadnik* e E. B. Neves***

*Universidade Tecnológica Federal do Paraná, Curitiba, Brasil

** Instituto de Pesquisa da Capacitação Física do Exército, Rio de Janeiro, Brasil

e-mail: anacarlasalamunes@yahoo.com.br

Resumo: Este estudo teve por objetivo determinar as correlações entre a temperatura da pele do abdome e a composição corporal de mulheres, mensurada por DXA. A amostra foi composta por 18 mulheres com $27,02 \pm 4,35$ anos de idade. A amostra foi dividida entre grupos de peso normal ($N=12$) e sobrepeso ($N=6$). Foram registrados valores de temperatura média, mínima e máxima do abdome, bem como calculada a diferença destes para a temperatura central (aferida com o uso de um termômetro timpânico). A composição corporal foi mensurada por meio do equipamento de *Dual-Energy X-Ray Absorptiometry* (DXA). Os resultados indicaram que a variação de temperatura no abdome correlacionou-se negativamente à massa magra ($r=-0,588$ e $p=0,010$) e à massa magra somada à massa óssea do tronco ($r=-0,594$ e $p=0,009$). O valor da diferença entre a temperatura central e a temperatura média do abdome apresentou correlação positiva com massa gorda ($r=0,531$ e $p=0,023$), massa total ($r=0,504$ e $p=0,033$) e percentual de gordura do tronco ($r=0,586$ e $p=0,011$). Os grupos peso normal e sobrepeso apresentaram diferença significativa nos valores de TC ($t=2,56$ e $p=0,025$), que resultaram em médias de $36,78^\circ\text{C} \pm 0,49$ e $37,15^\circ\text{C} \pm 0,11$, respectivamente. Nenhuma variável de temperatura obtida por termografia infravermelha se diferenciou significativamente entre os grupos. Conclui-se que a temperatura da pele está relacionada com a composição corporal.

Palavras-chave: Termografia Infravermelha, Imagens Térmicas, Composição Corporal, *Dual-Energy X-Ray Absorptiometry*.

Abstract: This study aimed to determine correlations between abdominal skin temperature and body composition in women, measured by DXA. The sample included 18 women who were 27.02 ± 4.35 years old and had body mass index classified as normal weight ($N=12$) or overweight ($N=6$). Average, minimum and maximum temperatures were registered, as well as it was calculated the difference between these values and core temperature (obtained by a tympanic thermometer). Body composition was determined by *Dual-Energy X-Ray Absorptiometry* (DXA) equipment. Results indicated that the abdominal temperature variation was negatively correlated to fat-free mass ($r=-0.588$ and $p=0.010$) and to fat-free and bone mass in the trunk ($r=-0.594$ and $p=0.009$). The value calculated by

difference between core temperature and abdominal average temperature was positively correlated to fat mass ($r=0.531$ e $p=0.023$), total mass ($r=0.504$ e $p=0.033$) and percentage of body fat in the trunk ($r=0.586$ e $p=0.011$). Normal weight and overweight groups' core temperatures were significantly different ($t=2.56$ e $p=0.025$), which averages were $36.78^\circ\text{C} \pm 0.49$ and $37.15^\circ\text{C} \pm 0.11$, respectively. Temperature variables measured by infrared thermography didn't differ between the groups. In conclusion, skin temperature is related to body composition.

Keywords: *Infrared Thermography, Thermal Imaging, Body Composition, Dual-Energy X-Ray Absorptiometry.*

Introdução

A termografia infravermelha é um método não invasivo e seguro que capta, por meio de uma câmera termográfica, a irradiação de calor de um corpo e o reproduz em imagens térmicas [1-2]. Com ela, é possível identificar alterações fisiológicas, em seres humanos, que podem resultar em alterações na liberação de calor pela pele [2]. Por esse motivo, diversos estudos têm sido publicados para diagnosticar e monitorar disfunções, lesões e doenças, como, por exemplo, neoplasias [3], principalmente o câncer de mama [4], artrite reumatóide [5], desordem temporomandibular [6], queimaduras [7] e diabetes mellitus [8].

Recentemente, tem sido estudada a relação entre a temperatura cutânea e a composição corporal, principalmente em relação ao percentual de gordura [9-10] e a gordura subcutânea [11-12]. Nesse sentido, as pesquisas mostram que o excesso de gordura corporal pode reduzir a temperatura da pele. Acredita-se que, com a ação isolante térmica do tecido adiposo, a eficiência da transmissão de calor pela pele para o ambiente se dificulte, reduzindo, portanto, a temperatura cutânea superficial [2] em situação de repouso. Embora os estudos já publicados apresentem resultados semelhantes, os métodos mais utilizados como indicadores de composição corporal foram a bioimpedância elétrica, o índice de massa corporal (IMC) [2, 9, 13] e as dobras cutâneas [11-12]. Estas tecnologias podem não ser tão precisas [14] e, portanto, é importante verificar a relação entre a termografia infravermelha e a estimativa de gordura obtida por meio da *Dual-Energy X-Ray Absorptiometry* (DXA), equipamento considerado padrão-ouro para dados de

composição corporal. Este ainda foi pouco estudado, nesse sentido, fazendo-se necessária a produção de novas pesquisas com maiores amostras [15]. Neste sentido, o objetivo deste artigo foi determinar as correlações entre a temperatura da pele do abdome e a composição corporal de mulheres, mensurada por DXA. Este é um estudo piloto de uma pesquisa que, futuramente, irá analisar não só a região abdominal, mas toda a superfície corporal.

Materiais e métodos

O presente artigo é parte de uma pesquisa em andamento, aprovada pelo Comitê de Ética em Pesquisa da Universidade Tecnológica Federal do Paraná, CAAE nº53602116.3.0000.5547.

A amostra foi de 18 sujeitos do sexo feminino, de 20 a 33 anos de idade, com média de $27,02 \pm 4,35$. Foram incluídas no estudo somente mulheres com índice de massa corporal (IMC) considerado peso normal ($18,5$ a $24,99 \text{ kg/m}^2$) ou sobrepeso (25 a $29,99 \text{ kg/m}^2$), mas não em faixa de obesidade (igual ou maior que $30,00 \text{ kg/m}^2$). Foram excluídos os indivíduos com antecedentes gestacionais, com suspeita de gravidez, ou que houvessem realizado algum exame radiológico nos 30 dias que antecediam as avaliações.

Os sujeitos passaram por: aferição de temperatura central (TC), em °C, com termômetro timpânico; mensuração de perímetros de cintura (PC) – menor porção – e abdome – maior porção (PAm) e cicatriz umbilical (PAc); exame de termografia infravermelha de abdome, por meio de uma câmera termográfica modelo Fluke Ti400, ajustada para emissividade de 0,98 [16]; e exame de composição corporal, por meio do equipamento de *Dual-Energy X-Ray Absorptiometry* (DXA), modelo *Discovery DXA System*, fabricante *Hologic*.

As voluntárias foram orientadas a tomar cuidados referentes à alimentação, ingestão de álcool e cafeína, tabagismo, ao uso de produtos de pele e medicamentos, depilação e atividade física, a partir de três dias antes da captação de imagens termográficas [1, 17]. No laboratório, as avaliadas permaneceram durante 15 minutos expostas a um ambiente de 21°C de temperatura, com roupas de banho, devido à necessidade de um período de aclimação antes do exame de termografia [18]. As imagens foram captadas com a avaliada em posição ortostática.

Dentre os dados obtidos pelo DXA, foram registrados, em relação ao tronco, ao corpo total e ao subtotal – tronco e membros, desconsiderando cabeça: massa magra com massa óssea (MMO), massa magra sem massa óssea (MM), massa de gordura (MG), massa total (MT) e percentual de gordura (%G), todos em gramas (g).

Os dados de termografia da região abdominal foram divididos em temperatura mínima (TMi), temperatura máxima (TMa), temperatura média (TMe) e variação de temperatura da região abdominal (ΔT), calculada pela subtração da TMa e a TMi. Também foram calculadas

as diferenças da TMa, da TMi e da TMe em relação à TC, expressas por ΔMa , ΔMi e ΔMe , respectivamente.

A análise estatística foi realizada com o uso do *software* Minitab 17. Verificou-se se as variáveis do estudo se apresentaram em distribuição normal, por meio do teste estatístico de Kolmogorov-Smirnov. Para identificar possíveis relações entre a massa de gordura corporal e a temperatura cutânea abdominal, foram realizados testes de correlação de Pearson. Dessa forma, buscou-se relações entre as variáveis TMa, TMi, TMe, ΔT , ΔMa , ΔMi e ΔMe com os valores de MMO, MM, MG, MT, %G, PC, PAm, PAc e IMC.

Por fim, com o intuito de identificar relações entre o IMC e as variáveis de temperatura, a amostra foi dividida entre grupos de peso normal ($N=12$) e sobrepeso ($N=6$). Pelo teste T de *Student*, buscaram-se diferenças significantes entre os grupos nas variáveis TC, TMa, TMi, TMe, ΔT , ΔMa , ΔMi e ΔMe . Foi considerado o grau de significância de 95%, em toda a análise estatística.

Resultados

Excetuando-se a ΔT , todas as variáveis apresentaram distribuição normal. As médias e os desvios padrão das temperaturas são apresentados na Tabela 1, e essas informações referentes à antropometria e composição corporal estão na Tabela 2. A Figura 1 é um exemplo de imagem termográfica de tronco, visão anterior.

Tabela 1: Média e desvio padrão (DP) das variáveis de temperatura de 18 mulheres, Curitiba, Brasil.

Variável	Média± DP	Variável	Média± DP
TC (°C)	$36,9^\circ\text{C} \pm 0,43$	ΔT (°C)	$5,13^\circ\text{C} \pm 1,16$
TMe (°C)	$30,13^\circ\text{C} \pm 0,88$	ΔMe (°C)	$6,77^\circ\text{C} \pm 0,96$
TMi (°C)	$27,72^\circ\text{C} \pm 0,89$	ΔMi (°C)	$9,18^\circ\text{C} \pm 0,87$
TMa (°C)	$32,85^\circ\text{C} \pm 0,75$	ΔMa (°C)	$4,05^\circ\text{C} \pm 0,83$

Tabela 2: Média e desvio padrão (DP) das variáveis de antropometria e composição corporal de 18 mulheres, Curitiba, Brasil.

Variável	Média± DP	Variável	Média± DP
PC (cm)	$71,49 \pm 6,47$	MM Subtotal (g)	36127 ± 3656
PAm (cm)	$86,47 \pm 7,45$	MG Subtotal (g)	22139 ± 6325
PAc (cm)	$82,16 \pm 8,12$	MT Subtotal (g)	59795 ± 9038
IMC (kg/m^2)	$23,95 \pm 2,77$	%G Subtotal (%)	$36,43 \pm 5,73$
MMO Corpo total (g)	41045 ± 3938	MMO Tronco (g)	20063 ± 1991
MM Corpo total (g)	38953 ± 3741	MM Tronco (g)	19498 ± 1930
MG Corpo total (g)	23220 ± 6358	MG Tronco (g)	9495 ± 3175
MT Corpo total (g)	64265 ± 9209	MT Tronco (g)	29558 ± 4698
%G Corpo total	$35,59 \pm 5,39$	%G Tronco	$31,35 \pm 6,32$
MMO Subtotal (g)	37656 ± 3793	-	-

Dos valores de perímetros corporais, foi encontrada correlação positiva entre PC e ΔMe ($r=0,517$ e $p=0,028$), indicando que, quanto maior a região da cintura, maior a

diferença de temperatura entre o abdome e a TC. Outras variáveis de antropometria, incluindo IMC, não se correlacionaram com os resultados da termografia infravermelha.

As variáveis de temperatura TMa, ΔMi e ΔMa não apresentaram correlação significativa com nenhum dos valores de composição corporal. Os valores referentes a TMi, TMe, ΔMe e ΔT e seus respectivos resultados de correlação com a composição corporal são apresentados na Tabela 3.

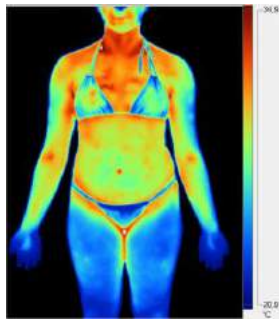


Figura 1: Termografia de tronco anterior.

Tabela 3: Valores de correlação entre termografia abdominal e composição corporal do tronco, subtotal e total, de 18 mulheres, Curitiba, Brasil.

	ΔT	TMi	TMe	ΔMe
MG Tronco	*	*	*	r=0,531 p=0,023
MM Tronco	r=-0,588 p=0,010	r=0,553 p=0,017	*	*
MMO Tronco	r=-0,594 p=0,009	r=0,559 p=0,016	*	*
MT Tronco	r=-0,484 p=0,042	*	*	r=0,504 p=0,033
%G Tronco	*	*	r=-0,506 p=0,032	r=0,586 p=0,011
MG Subtotal	*	r=0,473 p=0,048	*	*
MM Subtotal	*	r=0,486 p=0,041	*	*
MMO Subtotal	*	r=0,497 p=0,036	*	*
MT Subtotal	*	r=0,540 p=0,021	*	*
%G Subtotal	*	*	r=-0,478 p=0,045	r=0,555 p=0,017
MG Total	*	r=0,472 p=0,048	*	*
MM Total	*	r=0,479 p=0,044	*	*
MMO Total	*	r=0,489 p=0,039	*	*
MT Total	*	r=0,535 p=0,022	*	*
%G Total	*	*	r=-0,478 p=0,045	r=0,553 p=0,017

ΔT : diferença entre e as temperaturas máxima e mínima do abdome. TMi: temperatura mínima do abdome. TMe: temperatura média do abdome. ΔMe : diferença entre a temperatura central e a TMe. MG: massa gorda. MM: massa magra. MMO: massa magra e massa óssea. MT: massa total. %G: percentual de gordura. *Sem significância estatística.

Os grupos de mulheres com peso normal e sobrepeso (PN e SP) se diferenciaram, pelo teste T, nos valores de temperatura central (TC) ($t=2,56$ e $p=0,025$), que resultaram em médias de $36,78^{\circ}\text{C}\pm 0,49$ e $37,15^{\circ}\text{C}\pm 0,11$, respectivamente. Nenhuma variável de temperatura obtida por termografia infravermelha se diferenciou significativamente entre os grupos.

Discussão

De acordo com os dados deste estudo piloto, mulheres com sobrepeso teriam tendência a uma maior temperatura central, em relação a mulheres com temperatura normal. Resultado, este, que corrobora com o encontrado por outra pesquisa, realizada com mulheres de peso normal e anoréxicas (de baixo peso), na qual aquelas com PN apresentaram maior temperatura timpânica [14]. Entre pessoas de PN e obesas, de ambos os sexos, relação semelhante também foi encontrada no estudo de Savastano [15], pois o segundo grupo obteve maior TC que o primeiro. Porém, no estudo de Chudecka [13], com indivíduos obesos e de PN do sexo feminino, não foram observadas diferenças entre os valores de TC dos dois grupos.

Nota-se uma tendência de redução da temperatura cutânea quando a massa de gordura é maior, e o oposto também parece proceder com maior massa magra. Esta suposição pode ser evidenciada, por exemplo, pela correlação positiva entre ΔMe com PC, MG e %G. Quanto menor a temperatura média do abdome, maior a diferença entre TC e TMe e, conseqüentemente, maior o valor de ΔMe . Assim, o aumento de MG e %G de tronco pode indicar redução da TMe, o que também se evidencia pela correlação negativa entre %G e TMe.

De forma semelhante, maiores valores de massa magra (MM e MMO) indicaram aumento da TMi, ou seja, a temperatura mais baixa do abdome foi menor em mulheres com menos massa magra. Em concordância, a TMi reduzida eleva o valor de ΔT , que foi inversamente correlacionado a MM e MMO. Nesse sentido, uma pesquisa já demonstrou uma maior diferença entre a temperatura da região do bíceps braquial e a TC, quando havia menos massa muscular no braço [19]. Ou seja, não somente a gordura tende a reduzir a temperatura cutânea, mas também o músculo, componente da massa magra, tem a ação contrária.

Embora a TMi pareça estar relacionada com a quantidade de gordura do tronco, esta variável, quando comparada à composição corporal total e subtotal, não resultou em valores conclusivos. A TMi se correlacionou positivamente tanto com a MG, quanto com MM e MMO que, supostamente, deveriam ter resultados opostos. Informação semelhante foi registrada na pesquisa com mulheres anoréxicas, já citada, na qual o %G, o IMC e a MM se mostraram reduzidos com o aumento da TMe [10].

Tanto o %G total e subtotal foram inversamente proporcionais à TMe, novamente indicando uma redução de temperatura cutânea quando há excesso de gordura. É possível que este fenômeno se explique pela

maior presença de gordura subcutânea em pessoas com maior %G. Estudos já mostraram que, nas regiões subescapular [12] e bicipital [11], em homens, a temperatura da superfície do local pode estar diretamente relacionada à espessura da dobra cutânea. Na região tricípital de mulheres, porém, esta relação não foi encontrada [12]. A gordura visceral também pode ter relações com a temperatura cutânea, como apresentado em estudo com mulheres obesas, no qual constatou-se que quanto menor a temperatura média do abdome, maiores eram o IMC, o percentual de gordura, a gordura visceral e a gordura visceral, mensurados por bioimpedância [13].

Conclusão

O presente estudo e a literatura indicam que a temperatura cutânea, mensurada por termografia infravermelha, tende a reduzir quando há excesso de gordura e a aumentar quando há maior massa magra, no segmento considerado. Este estudo piloto lidou apenas com termografia de abdome. A continuidade da pesquisa se dará pela análise de todo o corpo, com uma amostra maior.

Agradecimentos

Agradecemos pela colaboração das equipes do Laboratório de Ergonomia (LAERG) e do Laboratório Bioquímico e Densitométrico (LaBDen) da UTFPR.

Referências

- [1] Brioschi ML, Teixeira MJ, Yeng LT, Silva FMRM. Manual de termografia médica. 1st ed. São Paulo: Andreoli, 2012.
- [2] Chudecka M, Lubkowska A. Thermal maps of young women and men. *Infrared Physics & Technology*. 2015; 69:81–7.
- [3] Banic M, Kolanc D, Bozin T, Kulis T, Vukelic M, Herceg Z, Petricusic L, Antonini S. Thermography in abdominal comorbidity in gastric carcinoma — Case report. In: ELMAR (ELMAR), 2015 57th International Symposium. 2015. p. 25–8.
- [4] Amri A, Pulko SH, Wilkinson AJ. Potentialities of steady-state and transient thermography in breast tumour depth detection: A numerical study. *Comput Methods Programs Biomed*. 2016; 123:68–80.
- [5] Mountz JM, Alavi A, Mountz JD. Emerging optical and nuclear medicine imaging methods in rheumatoid arthritis. *Nat Rev Rheumatol*. 2012; 8(12):719–28.
- [6] Haddad DS, Arita ES, Pinho JC, Brioschi ML, Gabriel J, Vardasca R. The facial thermal effect of dynamic mechanical and vascular provocation tests: Preliminary study. In: Medical Measurements and Applications (MeMeA), 2014 IEEE International Symposium on. 2014. p. 1–4.
- [7] Liu C, van Netten JJ, van Baal JG, Bus SA, van der Heijden F. Automatic detection of diabetic foot complications with infrared thermography by asymmetric analysis. *J Biomed Opt*. 2015; 20(2):26003.
- [8] Hardwicke J, Thomson R, Bamford A, Moiemmen N. A pilot evaluation study of high resolution digital thermal imaging in the assessment of burn depth. *Burns*. 2013; 39(1):76–81.
- [9] Neves EB, Almeida AJ, Rosa C, Vilaca-Alves J, Reis VM, Mendes R. Anthropometric profile and diabetic foot risk: a cross-sectional study using thermography. In: 2015 37th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC). 2015. p. 1–3.
- [10] Chudecka M, Lubkowska A. Thermal Imaging of Body Surface Temperature Distribution in Women with Anorexia Nervosa. *Eur Eat Disord Rev*. 2016; 24(1):57–61.
- [11] Neves EB, Moreira TR, Lemos RJ, Vilaça-Alves J, Rosa C, Reis VM. The influence of subcutaneous fat in the skin temperature variation rate during exercise. *Research on Biomedical Engineering*. 2015; 31:307–12.
- [12] Neves EB, Vilaça-Alves J, Nogueira IRA, Reis VM. Influence of Subcutaneous Fat Layer in Skin Temperature. *Motricidade*. 2015; 11(4):120-126.
- [13] Chudecka M, Lubkowska A, Kempinska-Podhorodecka A. Body surface temperature distribution in relation to body composition in obese women. *J Therm Biol*. 2014;43:1–6.
- [14] Sillanpaa E, Hakkinen A, Hakkinen K. Body composition changes by DXA, BIA and skinfolds during exercise training in women. *Eur J Appl Physiol*. 2013; 113(9):2331–41.
- [15] Savastano DM, Gorbach AM, Eden HS, Brady SM, Reynolds JC, Yanovski JA. Adiposity and human regional body temperature. *Am J Clin Nutr*. 2009; 90(5):1124–31.
- [16] Bandeira F, Neves EB, Moura MAM de, Nohama P. A termografia no apoio ao diagnóstico de lesão muscular no esporte. *Revista Brasileira de Medicina do Esporte*. 2014; 20:59–64.
- [17] Fernández-Cuevas I, Bouzas Marins JC, Arnáiz Lastras J, Gómez Carmona PM, Piñonosa Cano S, García-Concepción MA, Sillero-Quintana M. Classification of factors influencing the use of infrared thermography in humans: A review. *Infrared Physics & Technology*. 2015;71:28–55.
- [18] Sanches IJ, Gamba HR, Souza MA de, Neves EB, Nohama P. Fusão 3D de imagens de MRI/CT e termografia. *Revista Brasileira de Engenharia Biomédica*. 2013; 29:298–308.
- [19] Neves EB, Bandeira F, Ulbricht L, Vilaça-Alves J, Reis VM, editors. Influence of Muscle Cross-sectional Area in Skin Temperature. *BIOIMAGING 2015 - 2nd International Conference on Bioimaging Proceedings; Part of 8th International Joint Conference on Biomedical Engineering Systems and Technologies, BIOSTEC 2015; Lisboa: SCITEPRESS*.

APPLYING EMPIRICAL DECOMPOSITION METHODS TO REDUCE NOISE IN FUNCTIONAL MAGNETIC RESONANCE IMAGING DATA

Nathalia Bianchini Esper^{1,2}, Dênis Fernandes¹ and Alexandre Rosa Franco^{1,2}

¹ PUCRS, School of Engineering, Porto Alegre, Brazil

² PUCRS, Brain Institute of Rio Grande do Sul (BraIns), Porto Alegre, Brazil

e-mail: alexandre.franco@pucrs.br

Abstract: Functional magnetic resonance imaging (fMRI) is a technique that is able to detect changes in the blood flow within the brain that follows neural activity. This permits us to study how the human brain functions when we are performing specific tasks. However, a major problem is that this technique is subject to elevated noise levels, from which they can be generated from various different sources. In this paper, we present two empirical decomposition methods as preprocessing steps intended to reduce the level of noise in fMRI data, the Empirical Mode Decomposition (EMD) and the Empirical Mean Curve Decomposition (EMCD). Using simulations, the two empirical methods are evaluated and compared to not performing the proposed preprocessing steps. EMD and EMCD did not show any clear advantage in reducing the estimation error in fMRI data compared to not using the proposed methods in the preprocessing steps.

Keywords: fMRI, preprocessing, empirical mode decomposition, empirical mean curve decomposition

Introduction

Functional magnetic resonance imaging (fMRI) is a technique that is used to indirectly measure neuronal activity in the human brain [1], with relatively good spatial and temporal resolution. It is one of the most widely used technique to study how the brain functions during cognitive tasks. A major concern of fMRI is that it is very sensitive to noise, in which can originate from many different sources [2][3]: (1) intrinsic thermal noise caused by the subject and the scanner electronics; (2) system noise associated with imperfections in the scanner hardware; (3) artifacts resulting from head motion, breathing, heart beating and other physiological processes from the subject; (4) variability in neuronal activity associated with non-task related brain processes; and (5) changes in behavioral performance and cognitive strategy. The noise within these data implies that more robust preprocessing techniques are necessary, and in extreme cases, causes the loss of data (i.e. discarding these data and having to perform the exam again).

In the literature, a variety of data-driven or model-driven preprocessing methods have been developed to reduce the noise of fMRI data. One simple method is the use of nuisance regressors within a multiple

regression analysis [4][5]. In this approach, not only regressors which are related to the tasks, but also nuisance regressors describing likely sources of noise are included in the linear regression model. However, denoising with nuisance regressors depends on the chosen regressors to be utilized within the general linear model (GLM) to improve the signal-to-noise ratio (SNR) of these data [6].

In order to reduce the artifacts in these data, we propose the use of empirical decomposition methods during the fMRI preprocessing steps. The chosen methods are Empirical Mode Decomposition (EMD), presented by Huang et. al. [7] and Empirical Mean Curve Decomposition (EMCD), proposed by Deng et. al. [8]. These methods were developed to work with non-linear and non-stationary signals, whereas fMRI data is known to have these properties.

Materials and methods

There are few methods for processing non-linear and non-stationary signals. Empirical decomposition methods have been developed to work with signals that contain these properties. Here, we show the use of two empirical decomposition methods as a preprocessing step in a simulated task-based fMRI signal before performing a GLM. The proposed methods present advantages, since they are direct and adaptive, where the decomposition is derived only from actual data.

Empirical Mode Decomposition – The base of this method is to empirically identify the intrinsic oscillatory modes by the characteristic time scales in the data and then decompose this data accordingly. EMD can be applied to any kind of time series, where it decomposes the signal in a finite number of Intrinsic Mode Functions (IMF). Each of these functions represent one intrinsic oscillatory mode of the original signal [7]. The IMF are symmetric functions with mean equal to zero and with the same number of zero crossings and minima and maxima. A systematic way to extract the intrinsic functions is called sifting process and is described in Algorithm 1, where $x(t)$ is the time series to be decomposed.

Algorithm 1 Empirical Mode Decomposition

 set $r(t) = x(t)$

repeat

 set $h(t) = r(t)$

repeat

 calculate the mean envelope $m(t)$ of $h(t)$
 $h(t) = h(t) - m(t)$

 until $h(t)$ is an IMF

 $c(t) = h(t)$
 $r(t) = r(t) - c(t)$

 until the residue $r(t)$ becomes less than a predefined threshold or becomes a monotonic function from which no more IMFs can be extracted.

Empirical Mean Curve Decomposition – EMCD is an EMD-based algorithm that extracts first the low-frequency mean curves of the signal, instead of high-frequency IMFs, as performed by EMD [8]. To calculate the superior and inferior envelopes, one more step is included in this algorithm, defined as local scale control. This step aims to deal with cases in which two extreme points (i.e. two maxima) are far apart in time, causing problems in interpolating and recovering the superior and inferior envelopes [8]. Given a signal $x(t)$, EMCD is described in Algorithm 2. An empirical waveform is defined by [8] as a time series of alternating maxima and minima.

Algorithm 2 Empirical Mean Curve Decomposition

 set $r(t) = x(t)$

repeat

 set $h(t) = r(t)$

repeat

 calculate the mean envelope $m(t)$ of $h(t)$

 until $m(t)$ is a valid pure empirical waveform

 $c(t) = m(t)$
 $r(t) = r(t) - m(t)$

 until the variance of $r(t)$ is less than a predefined threshold.

Simulations – Simulated fMRI data were generated using a mixture of freeware and commercial packages, including the Analysis of Functional NeuroImages (AFNI) [9] and MATLAB (Mathworks, Inc., Sherborn, MA). We generated two types of noise models, one with spikes and another without.

Initially, 1000 different time series with 220 seconds (sampling frequency = 1Hz), simulating task-based fMRI signals were created. For each time series, 10 stimuli were simulated. The time point of each stimulus was randomly chosen based on a uniform distribution from 0 to 200. Then, we used AFNI's *3dDeconvolve* function to make the hemodynamic responses based on stimulus timing. The parameter *block* was used, in which the stimuli were simulated to have duration of 10s and amplitude of 1. No restrictions whether there was overlap between the hemodynamic responses of the stimuli was implemented. An example of a simulated time series is shown in Figure 1. At this point, we have the base hemodynamic response (BHR)

time series.

In order to evaluate the robustness of the preprocessing technique, the BHR was altered to include noise for the first set of simulations (Model I). Initially, the BHR was multiplied by 2. Next, additive noise generated from a Gaussian distribution with mean equal to zero and the variance altering from 0.1 to 20 was included. Also, a random linear trend was included. The trend was based on a Gaussian distribution with mean equal to 0 and variance equal to 0.001. Finally, a constant gain was added. The gain varied from 0 to 5 and was based on a uniform distribution.

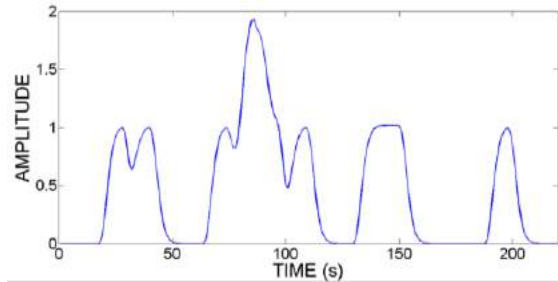


Figure 1: An example of one simulated hemodynamic response time series.

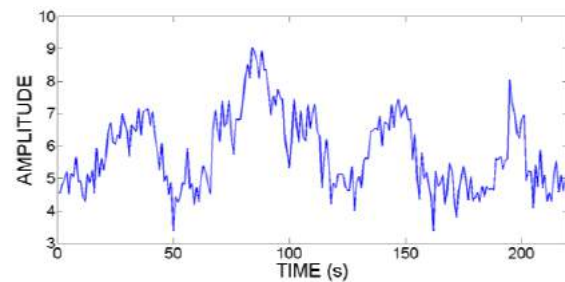


Figure 2: An example of the time series from Figure 1 with noise from Model I.

In the second simulated dataset (Model II), noise similar to Model I was added to the BHR, except that the variance of the additive noise was kept constant (=1) and random spikes were included. Each spike lasts 2 seconds. Assuming that $x(t)$ is the signal at time t , spike is simulated as

$$x_s(t) = x(t) + 10 \quad (1)$$

and

$$x_s(t + 1) = x(t + 1) - 10 \quad (2)$$

The time t , of the spikes was randomly selected. We evaluated the proposed method with simulations with different number of spikes. An example of this dataset can be seen in Figure 3. These altered BHR (Model II) were created to simulate brisk head movements.

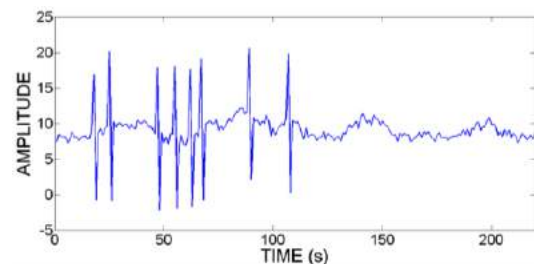


Figure 3: An example of altered time series from Figure 1 with noise and spikes from Model II.

Data analyses – We performed a multiple regression to analyze the use of empirical decomposition methods in the altered datasets. The regression analysis is a series of mathematical models investigating the relationship between two or more attributes. This is intended to reduce the number of system variables to a few dimensions with minimal loss of information, allowing the detection of the main patterns of similarity, association and correlation between variables. The multiple regression is calculated using the Equation 3 [2]:

$$Y = XB + E, \quad (3)$$

where Y is the observed data, X is a matrix with the regressors, E is the error term and B are the unknown coefficients and can be estimated using the Gauss method:

$$B = (X^T X)^{-1}(X^T Y). \quad (4)$$

Multiple regression returns a parameter estimate (B) that can be used to estimate the strength of activity for each condition in each voxel. These are defined as β -values within the B vector.

Results

Two models are designed and implemented to evaluate and validate the prospective preprocessing algorithms. According to our preliminary analysis, when using the EMD algorithm, subtracting the first IMF from the noisy signal has the highest correlation with the original signal when compared to using the other IMFs. Therefore, we chose to make the subtraction of the first IMF of the noisy data and use the results as a regressor in multiple regression analysis. For the EMCD algorithm, we calculated the first mean curve and used this as regressor in multiple regression.

To compare the algorithms results, we performed a simple multiple regression analysis using the BHR, a constant value of one and a linear trend as regressors X (Equation 4) in the model. The noisy data was defined as Y (Equation 4). The presented figures represent the β -values corresponding to the BHR regressor obtained after performing a multiple regression using EMD or EMCD as a preprocessing step. In order to compare the results, a direct multiple regression, without EMD or EMCD, on the noisy data was performed. The expected β -value multiplying the BHR regressor is expected to equal to 2.

Model I – In these dataset, the variance of the noise increased from 0.1 to 20 in each of the 1000 simulated time series. The mean and standard deviation of the β -value in all three methods (EMD, EMCD, no preprocessing) in each noise variance was calculated. These results are illustrated in Figure 4 and Figure 5. The green curve represent the results when using the EMD; red curve represent the EMCD method; blue curve represent no preprocessing and black curve

represents the desired β -value. It can be observe that both algorithms, EMD and EMCD, are very robust to different noise levels, in comparison to no preprocessing.

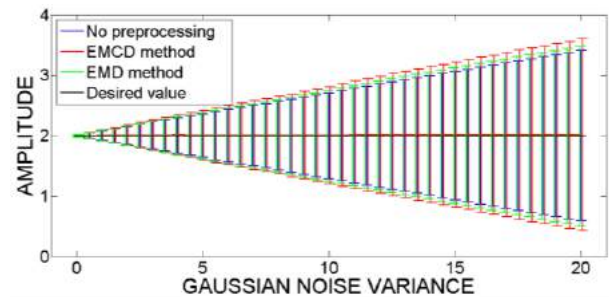


Figure 4: Multiple regression analysis results, varying the noise for the three methods (EMD, EMCD, no preprocessing) for the Model I dataset. The X-axis represents the noise variance and Y-axis represents the average amplitude for the β -value after performing the regression analysis. Error bars represent the standard deviation of the β -value.

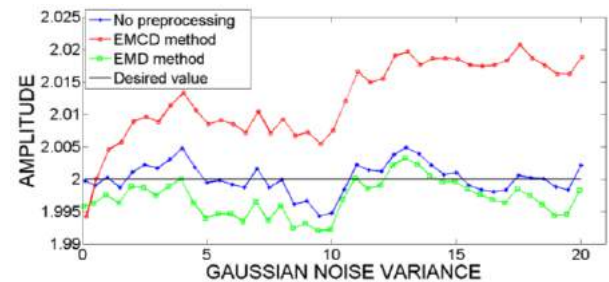


Figure 5: Similar to Figure 4, but now showing the multiple regression analysis results, without the standard deviation bars. The X-axis represents the noise variance and Y-axis represents the average amplitude of the β after performing a regression analysis.

Model II – Figure 6 and Figure 7 demonstrate the results obtained by applying the EMD and EMCD algorithms and a simple regression analysis, without any empirical method application, for the Model II dataset. Color coding of the lines is the same as the previous analysis.

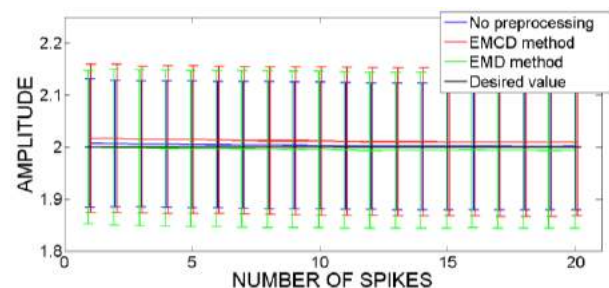


Figure 6: Multiple regression results for dataset with spikes. The X-axis represents the number of spikes and Y-axis represents the average amplitude of the β -value after performing the regression analysis. Error bars represent the standard deviation.

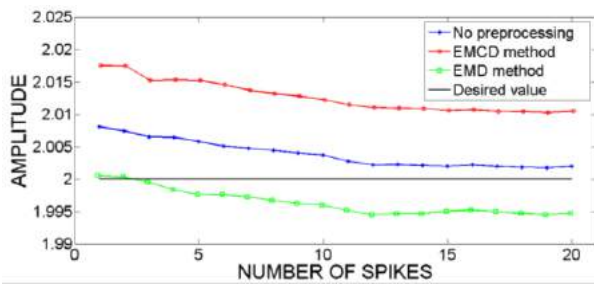


Figure 7: Similar to Figure 6, but now showing the multiple regression analysis results, without the standard deviation bars. The X-axis represents the number of spikes and Y-axis represents the average amplitude of the β -value after performing a regression analysis.

Discussion

We present the use of two empirical decomposition algorithms. Using these algorithms is comparable to applying filter banks on the signal [10], but having the advantage of not needing any knowledge *a priori* the decomposition signal frequencies, as these methods are adaptive to the input signal. Based on the non-linear and non-stationary properties of fMRI data, we would expect that the use of EMD or EMCD would be robust methods to reduce noise levels within these data. As can be observed in the results, both empirical methods, EMD and EMCD, achieved satisfactory performance when applied to simulated data. Contradictory as what is seen in the literature [8], none of the prospective methods exceeded the results by not using them at all.

In both simulation models, with and without spikes inclusion, the mean curve algorithm obtained a similar performance than the EMD method and the regression analysis without applying any decomposition method. Another important detail is that this kind of preprocessing technique got very close results to the desired values and works well with very noisy data, as observed in Figures 5 through 7. Additionally, with the increase of random noise, there is a linear increase in the variance in the estimation of the data (Figure 4).

In Model II, simulating the patient's head motion, there is no pronounced improvement when using the empirical methods. Increasing the number of spikes in the signal did not interfere in the estimation of β -value in either of the 3 techniques.

In this study, the simulations are different than those shown in Deng et. al. [8]. We evaluated the EMCD method with more realistic task-based data than the data used in [8]. Contradicting Deng et. al., EMCD did not demonstrate to be better than existing methods to reduce noise levels in task-based fMRI data.

Conclusion

This article presents the use of empirical decomposition methods, EMD and EMCD. These algorithms proved to be very useful to estimate the level of brain activity in various different noise levels within

the time series, especially the EMD. However, based on the simulations, the results were not better simply not using them. Only considering the simulations performed in this article, we conclude that the inclusion of another preprocessing step is not necessary, as only the use of multiple regression is already satisfactory. Evaluating EMD and EMCD in other types of simulations of fMRI data are still necessary to fully assess the usefulness of these algorithms.

Acknowledgements

This article was achieved in cooperation with Hewlett-Packard Brasil Ltda. using incentives of Brazilian Informatics Law (Law nº 8.248 of 1991).

The authors would like to thank CAPES (CAPES/OBEDUC Processo 23028.002530/2013-93) for the financial support of this work.

References

- [1] Norris DG. Principles of magnetic resonance assessment of brain function. *Journal of Magnetic Resonance Imaging*. 2006; 23 (6): 794-807.
- [2] Huettel SA, Song AW, McCarthy G. *Functional magnetic resonance imaging*. Vol. 1. Sunderland: Sinauer Associates; 2004.
- [3] Greve DN, Brown GG, Mueller BA, Glover G, Liu TT. A survey of the sources of noise in fMRI. *Psychometrika*. 2013; 78 (3): 396-416.
- [4] Friston, KJ, Williams S, Howard R, Frackowiak RSJ, Turner R. Movement related effects in fMRI time-series. *Magnetic resonance in medicine: official journal of the Society of Magnetic Resonance in Medicine / Society of Magnetic Resonance in Medicine*. 1996; 35: 346-355.
- [5] Lund TE, Madsen KH, Sidaros K, Luo WL, Nichols TE. Non-white noise in fMRI: does modelling have an impact? *Neuroimage*. 2006; 29: 54-66.
- [6] Kay KN, Rokem A, Winawer J, Dougherty RF, Wandell BA. GLMdenoise: a fast, automated technique for denoising task-based fMRI data. *Frontiers in Neuroscience*. 2013; 7 (247): 10-3389.
- [7] Huang NE, Shen Z, Long SR, Wu MC, Shih HH, Zheng Q, Yen NC, Tung CC, Liu HH. The empirical mode decomposition and the Hilbert spectrum for nonlinear and non-stationary time series analysis. *Proceedings of the Royal Society of London A: Mathematical, Physical and Engineering Sciences*. 1998; 454 (1971).
- [8] Deng F, Zhu D, Lv J, Guo L, Liu T. fMRI signal analysis using empirical mean curve decomposition. *Biomedical Engineering, IEEE Transactions*. 2013; 60 (1): 42-54.
- [9] Cox RW. AFNI: software for analysis and visualization of functional magnetic resonance neuroimages. *Computers and Biomedical research*. 1996; 29 (3): 162-173.
- [10] Flandrin P, Rilling G, Goncalves P. Empirical mode decomposition as a filter bank. *Signal Processing Letters, IEEE*. 2004; 11 (2): 112-114.

VALORES DE EXTINÇÃO TOPOLÓGICOS PARA ANÁLISE DE QUALIDADE DE IMAGENS DE FUNDO DE OLHO

A. G. Silva*, M. S. Fouto**, A. M. Arthur*** e Rangel Arthur***

*Universidade Federal de Santa Catarina (UFSC), Florianópolis, Brasil

**Universidade do Estado de Santa Catarina (UDESC), Joinville, Brasil

***Universidade Estadual de Campinas (UNICAMP), Campinas, Brasil

e-mail: alexandre.goncalves.silva@ufsc.br

Resumo: Uma imagem em níveis de cinza pode ser interpretada como uma superfície topográfica, na qual vales são regiões relativamente mais escuras, e montanhas, regiões mais claras em relação à vizinhança. A aplicação de filtros conexos por atributos crescentes, ao reduzir os topos deste relevo, pode remover a ocorrência de máximos regionais. Um valor de extinção consiste no número do atributo crescente utilizado em um desses filtros, suficiente para remover um máximo regional, ou seja, causar sua extinção da imagem. Este trabalho propõe o uso de dois valores de extinção topológicos para a classificação automática de qualidade de imagens, entre “boa” ou “ruim”, a partir de uma base pública de 36 fotos de fundo de olho. O algoritmo desenvolvido atingiu sensibilidade de 93%, especificidade de 93%, acurácia de 90% e área sob a curva ROC de 93%.

Palavras-chave: fundo de olho, avaliação de qualidade, valores de extinção, classificação automática.

Abstract: A grayscale image can be interpreted as a topographic surface in which valleys are relatively darker regions, and mountains are lighter regions in relation to the neighborhood. Applying connected filters by increasing attributes to decrease peaks of this terrain, can remove the occurrence of regional maxima. An extinction value consists in the increasing attribute number used in one of these filters, sufficient to remove a regional maximum, i.e., causing its extinction of the image. This paper proposes the use of two topological extinction values for the automatic classification of image quality between “good” or “poor” from a public dataset with 36 photos of fundus. The developed algorithm reached sensitivity 93%, specificity 93%, accuracy 90% and area under the ROC curve of 93%.

Keywords: fundus, quality assessment, extinction values, automatic classification.

Introdução

A verificação automática de qualidade de imagens de fundo de olho, por meio de sistemas computacionais, é um problema real na análise de imagens médicas [1]. Um estudo de Abràmoff et. al [2], usando um sistema automatizado para detecção de retinopatia diabética encontrou, a partir de 10 mil exames processados, 23% de casos de imagens com qualidade insuficiente.

Existem vários fatores contribuintes para a falta de qualidade em uma imagem de fundo de olho, que podem dificultar ou inviabilizar o diagnóstico: iluminação precária, falta de foco, estruturas de interesse não visíveis, vasos sanguíneos sem boa definição, artefatos introduzidos na imagem como cílios, poeira, pálpebras, reflexos ou sombras, entre outras. Neste trabalho, busca-se verificar qualidade de cada amostra de um banco de imagens público, sem nenhuma análise de estruturas internas da retina, e sem considerar nenhum tipo específico de doença. Baseado nas diferentes topologias destas imagens, são utilizados valor de extinção de altura de subárvore e valor de extinção de número de descendentes como descritores. A classificação é feita com *k*NN (*k*-Nearest Neighbors Classification) e a avaliação dos resultados, por meio de validação cruzada [3].

Banco de imagens – Uma parte da base HRF (*High-Resolution Fundus*), contendo 36 imagens, é destinada à avaliação de qualidade¹ [4]. A captura foi feita com uma câmera de fundo de olho Canon CR-1 com campo de visão de 45°. São duas imagens, aproximadamente na mesma posição, para cada um dos 18 voluntários, sendo a primeira foto, obtida de maneira a ter pouca nitidez (local ou global), por exemplo, devido à câmera estar desfocada. Outras características de qualidade (condições de contraste e iluminação) não foram levadas em consideração. Na Figura 1, é mostrado um exemplo de par de fotos do mesmo indivíduo, sendo a primeira considerada de qualidade boa (a), e a segunda, com o desaparecimento dos vasos sanguíneos na parte inferior, sendo considerada de qualidade ruim (b).

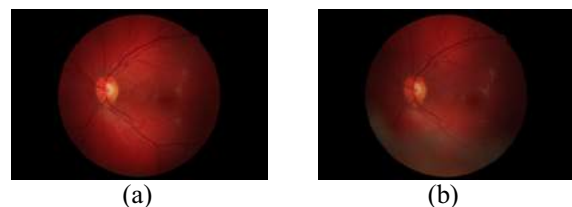


Figura 1: Exemplo de duas aquisições, com qualidades distintas, de imagens do mesmo indivíduo. (a) Qualidade boa. (b) Qualidade ruim.

¹<https://www5.cs.fau.de/research/data/fundus-images/>

Atributos crescentes

Uma imagem pode ser representada por uma árvore de componentes [5], visualizada pela relação de inclusão de componentes conexos da decomposição por limiares. Na Figura 2, as intensidades maiores ou iguais a zero correspondem a todos os pixels da imagem (à esquerda), representada pela raiz da árvore (à direita). Ao tomar um limiar maior, surgem componentes conexos incluídos nos anteriores. A região destacada em amarelo, por exemplo, forma a subárvore esquerda da raiz. Cada nó é identificado com um C_n^r , onde n é o valor do limiar e r , o rótulo (para um dado limiar, mais de uma região pode ocorrer). A árvore de componentes, para uma imagem em níveis de cinza de 8 bits, pode ser construída em tempo linear [5]. Algoritmos implementados no domínio da árvore são mais eficientes, pois há, em geral, consideravelmente menos nós do que pixels a processar. Em tempo de construção da árvore de componentes, é possível calcular alguns atributos crescentes para cada nó, como a altura topológica (altura de subárvore) e o número de descendentes [5]. Na Figura 2, por exemplo, o nó C_{10}^1 possui altura topológica igual a 2 e número de descendentes igual a 4. Estes dois atributos são crescentes pois, para um nó ancestral, tais valores são sempre maiores. Ou seja, o número de descendentes é maior para um nó quanto mais próximo este estiver da raiz. O mesmo é válido para sua altura topológica.

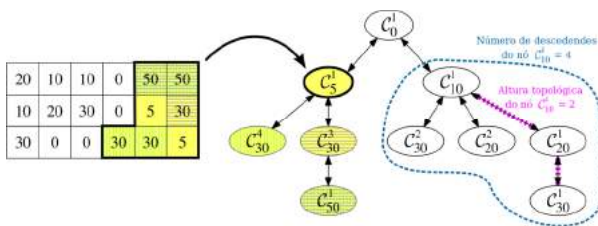


Figura 2: Árvore de componentes e atributos crescentes de altura topológica e número de descendentes.

Recortes – Em geral, os trabalhos de avaliação de qualidade de imagens de retina iniciam o procedimento com um ou mais recortes iniciais de regiões de interesse (ROI) de modo a evitar o tratamento do fundo escuro sem informação da retina. Na Figura 3, são apresentados alguns destes recortes que contribuem para o sucesso da classificação. Neste trabalho, o fundo escuro é ignorado pela remoção de nós da árvore de componentes (poda) que representem componentes conexos, na imagem, com caixas mínimas envolventes (*bounding boxes*) não totalmente internas ao círculo central. Este tem localização e dimensão fixa para todas as amostras. Considerando um redimensionamento das imagens da base HRF para largura W de 1025 e altura H de 683, toma-se o centro em $(W/2; H/2+5)$ e raio de $(H/2-20)$.

Descritor – Valor de extinção é uma medida de persistência de máximos regionais da imagem, após uma filtragem por atributos crescentes.

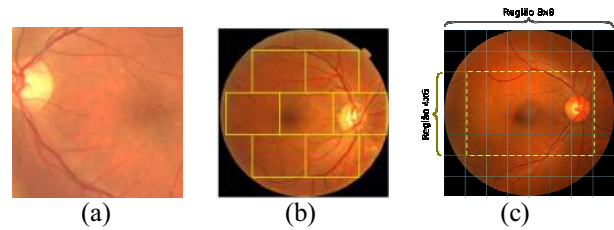


Figura 3: Recortes típicos de regiões de interesse (ROI) dos estudos. (a) Extraído de [4], sendo também o estilo de [6]. (b) Extraído de [7]. (c) Extraído de [1].

Em outras palavras, ao filtrar a árvore de componentes por um atributo crescente com valor μ , todos os nós com atributos menores do que μ são removidos. Se μ for suficiente para eliminar um máximo regional M da superfície da imagem, considera-se que houve uma extinção de M . Os valores extinções de número de descendentes, E_d , e de altura topológica, E_a , foram recentemente propostos por Silva & Lotufo (2011) [5] e são utilizados ineditamente, neste trabalho, como valores para formação do descritor. Na Figura 4, há um exemplo sintético para facilitar o entendimento dos valores de extinção topológicos. Ao filtrar os nós folhas pela primeira vez, em (a), os máximos regionais B e D se extinguem. A segunda filtragem, em (b), extingue A' (região que contém A) e E' (região que contém E). Em (c), os máximos permanecem. Em (d), o máximo F''' (contém F'' que, por sua vez, contém F' e este, F) deixa de existir. Em (e), o único máximo se mantém. E, finalmente, em (f), o último máximo é extinto. Desta maneira, tem-se que os seis máximos regionais originais da imagem, – A, B, C, D, E, F –, têm os respectivos valores de extinção de número de descendentes (E_{db}): 1, 0, 15, 0, 1, 6; e os seguintes valores de extinção de altura topológica (E_a): 1, 0, 5, 0, 1, 3.

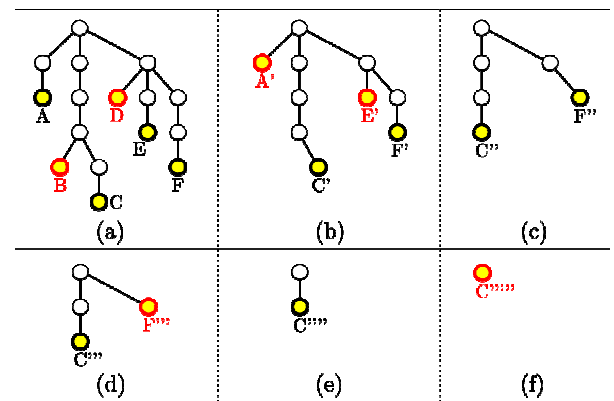


Figura 4: Filtragens sucessivas de nós folhas (subárvore com altura topológica igual a zero ou sem nenhum descendente). (a) Extinção dos máximos regionais B e D, ambos com $E_d=0$; $E_a=0$. (b) Extinção de A' e E', ambos com $E_d=1$; $E_a=1$. (c) Nenhuma extinção. (d) Extinção de F''' com $E_d=6$; $E_a=3$. (e) Nenhuma extinção. (f) Extinção de C'''' com $E_d=15$; $E_a=5$.

O descritor utilizado para a imagem, cuja árvore de componentes é representada na Figura 4(a), consiste na média de cada uma das extinções:

- $x = (1+0+15+0+1+6) / 6 = 3,83$;
- $y = (1+0+5+0+1+3) / 6 = 1,67$.

Portanto, o **descritor** de uma imagem em níveis de cinza é constituído por dois escalares:

- x : média das extinções de número de descendentes entre todos os máximos regionais;
- y : média das extinções de altura topológica entre todos os máximos regionais.

Pré-processamento

Cada foto do banco de imagens é colorida e tem resolução 3888 x 2592 pixels. Antes da construção da árvore de componentes e extração do descritor, cinco passos iniciais foram estabelecidos para normalização da imagem de entrada:

1. Conversão para níveis de cinza;
2. Redução para 1024 x 683 (26%);
3. Equalização do histograma;
4. Normalização das intensidades entre 0 e 255;
5. Máximo, pixel a pixel, entre a imagem do passo 4 e o seu negativo.

O resultado de cada passo, para uma imagem de exemplo, pode ser observado na Figura 5. Em (a), o resultado dos passos 1 e 2. Esta redução torna a extração de descritores mais eficiente (na ordem de 5 segundos). Em (b), a equalização do passo 3 e, em (c), a normalização do passo 4, de forma a distribuir e regularizar os níveis de cinza. Por fim, em (d), o máximo entre (c) e seu negativo, feito no passo 5, sendo uma transformação apropriada à construção da árvore de componentes devido à orientação a máximos regionais.

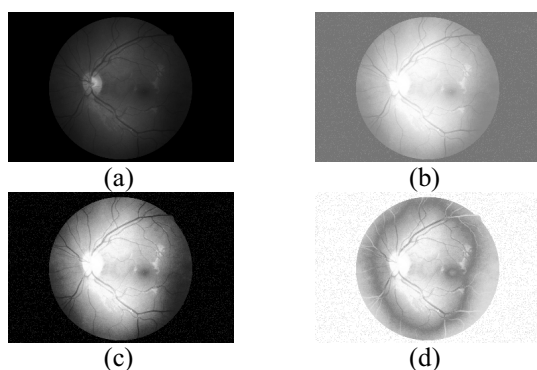


Figura 5: Pré-processamento. (a) Imagem reduzida e em níveis de cinza. (b) Equalização do histograma. (c) Normalização de 0 a 255. (d) Máximo entre (c) e o negativo de (c).

Resultados

A visualização da disposição do descritor (em x , a extinção média de número de descendentes; e em y , a extinção média de altura topológica), para cada uma das 36 fotos do banco de imagens, após este pré-processamento, é apresentada na Figura 6. Os pontos em azul são relativos às imagens de qualidade boa, e os vermelhos, às de qualidade ruim. A separação automática dos conjuntos e criação de duas regiões de influência, uma em azul e outra em vermelho, foi estabelecida por meio do classificador k NN ao adotar k igual a 3, com pesos uniformes para todos os pontos e métrica de distância Euclidiana (adotada em todos os experimentos). Observa-se que a quase a totalidade dos pontos foi classificada corretamente, demonstrando preliminarmente a eficácia do descritor proposto. Um conjunto de testes e uma análise estatística, para confirmar esta tese, são apresentados na sequência.

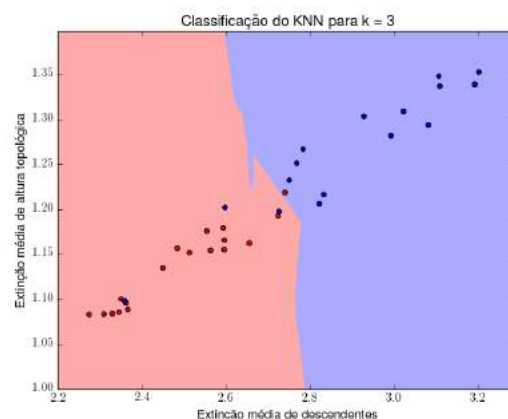


Figura 6: Disposição da extinção média de número de descendentes, no eixo horizontal, e extinção média de altura topológica, no eixo vertical, das 36 amostras, e áreas definidas pelo classificador k NN, usando $k=3$.

Experimentos – Para um resultado satisfatório do k NN, foram testados os primeiros valores ímpares (em *grid search*), sendo escolhido $k=3$. Os valores de sensibilidade (ou taxa de verdadeiros positivos), especificidade (ou taxa de verdadeiros negativos) e acurácia foram, respectivamente, iguais a $0,93 \pm 0,13$, $0,93 \pm 0,13$ e $0,90 \pm 0,12$, para a classificação binária, considerando a validação cruzada n -fold, para $n=10$, ou seja, divisões sucessivas e representativas do conjunto de imagens em 10 partes, sendo uma para teste e as demais para treinamento. Para esses mesmos experimentos, curvas ROC (*Receiver Operating Characteristic*) são construídas com os respectivos cálculos de área sob a curva (AUC). Estes resultados podem ser vistos na Figura 7, sendo a melhor condição encontrada para $k=3$ com AUC de 93% (com menor desvio padrão, de 10%, em relação aos demais testes).

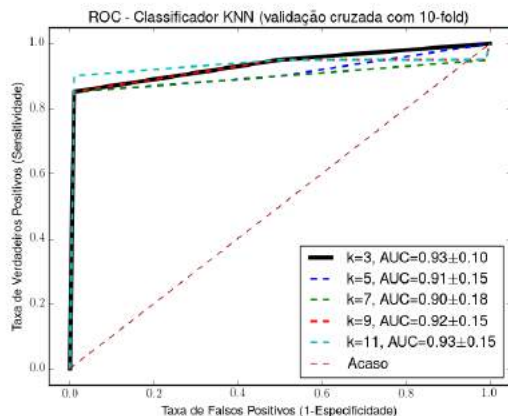


Figura 7: Curva ROC e indicação da área sob a curva (AUC) da validação cruzada “10-fold” do k NN para alguns valores de k .

Discussão

A avaliação do desempenho da proposta deste trabalho, em relação à literatura, não é simples, visto que, em cada estudo, são utilizadas bases de imagens distintas, em diferentes resoluções e quantidades de amostras. Na Tabela 2, são exibidas algumas características e resultados de alguns métodos. Em relação ao método proposto no presente trabalho, pode-se não efetuar nenhuma remoção de nós (sem recortes), tratando a imagem globalmente, ou proceder as remoções descritas no início do texto (com recortes). Observa-se o ganho de acurácia com este procedimento.

Tabela 2: Resultados de alguns trabalhos com bases de imagens distintas.

Estudo	Base de imagens	Algoritmos principais	Sensitividade	Especificidade	Acurácia
[1]	Própria 100 imagens	Texturas, SVM, 10-fold.	87%	89%	86%
[6]	HEI-MED 47 imagens	Segmentação e contraste, Naïve Bayes.	98%	80%	89%
Proposto sem recortes	HRF 36 imagens	Valores de extinção, k NN ($k=9$), 10-fold.	87%	82%	82%
Proposto com recortes	HRF 36 imagens	Valores de extinção, k NN ($k=3$), 10-fold.	93%	93%	90%

Conclusão

Em processamento de imagens, valores de extinção são normalmente empregados na determinação de

marcadores relevantes à segmentação [5]. Neste trabalho, houve uma aplicação inédita de extinção média de descendentes e de altura topológica em avaliação de qualidade de fotos de fundo de olho. Imagens desfocadas, em geral, têm estes dois valores relativamente menores do que em imagens de qualidade aceitável. A classificação resultou em 90% de acurácia e de 93% de área ROC. O descritor, constituído pelas duas extinções médias, é definido globalmente ou após o descarte de componentes conexos com caixas envolventes não totalmente contidas no círculo central de cada imagem original. A aplicação em outras bases de imagens e testes com outros classificadores, tais como Máquina de Vetores de Suporte (SVM) ou Redes Neurais Artificiais (ANN), devem ser implementados.

Agradecimentos

O autor agradece a disponibilização da base HRF, rotulada pelo grupo da FAU, Alemanha. E à equipe da Oftalmologia da Faculdade de Ciências Médicas da UNICAMP pela assessoria a pesquisas com imagens de fundo de olho.

Referências

- [1] Fasih M. Retinal image quality assessment using supervised classification [dissertação]. Université de Montréal, 2014.
- [2] Abramoff MD, Niemeijer M, Suttorp-Schulten MSA, Viergever MA, Russell SR, van Ginneken B. Evaluation of a system for automatic detection of diabetic retinopathy from color fundus photographs in a large population of patients with diabetes. *Diabetes Care* 31, 2008, p. 193-198.
- [3] Duda RO, Hart PE, Stork DG. Pattern classification. 2nd ed. John Wiley & Sons, 2001.
- [4] Köhler T, Budai A, Kraus MF, Odstrčilik J, Michelson G, Hornegger J. Automatic no-reference quality assessment for retinal fundus images using vessel segmentation. *Proceedings of the 26th IEEE International Symposium on Computer-Based Medical Systems*, 2013, p. 95-100.
- [5] Silva, AG, Lotufo RA. Efficient computation of new extinction values from extended component tree. *Pattern Recognition Letters*, v. 32, p. 79-90, 2011.
- [6] Nugroho HA, Yulianti T, Setiawan NA, Dharmawan DA. Contrast measurement for no-reference retinal image quality assessment, 6th International Conference on Information Technology and Electrical Engineering, 2014, p. 1-4.
- [7] H. Davis, S. Russell, E. Barriga, M. Abramoff, and P. Soliz, Vision-based, real-time retinal image quality assessment. 22nd IEEE International Symposium on Computer-Based Medical Systems, 2009, p. 1-6.

ESTIMAÇÃO DA VISCOELASTICIDADE DO MATERIAL POR ANÁLISE DA VARIAÇÃO AXIAL DE ONDAS DE CISALHAMENTO

R. P. Carbente*, A. A. Assef**, J. M. Maia***

*CPGEI-DAELT/Universidade Tecnológica Federal do Paraná (UTFPR), Curitiba, Paraná, Brasil

**CPGEI-PPGSE-DAELT/UTFPR, Curitiba, Paraná, Brasil

***CPGEI-PPGEB-DAELN/UTFPR, Curitiba, Paraná, Brasil

e-mail: rubem@utfpr.edu.br

Resumo: Este trabalho apresenta um método para estimar as propriedades de viscosidade e rigidez de estruturas biológicas a partir da técnica ultrassônica de Imagem da Elasticidade de Onda de Cisalhamento (SWEI). A plataforma de pesquisas Verasonics Vantage 128, com o transdutor L11-4v, foi utilizada para aquisição dos sinais de RF, provenientes de um *phantom* elastográfico modelo 049A (CIRS, EUA), com posterior processamento e análise via Matlab. As imagens e os índices obtidos neste trabalho refletem as medições dos diferentes alvos no *phantom* e respectivas propriedades viscoelásticas. Dessa forma, a confirmação das imagens das ondas de cisalhamento obtidas permitirão o desenvolvimento de novas pesquisas na área de elastografia.

Palavras-chave: Ultrassom, onda de cisalhamento, elastografia, imagens, processamento de sinais.

Abstract: *This paper presents a method for estimating the viscosity and stiffness of structures by means of RF signal analysis obtained by an ultrasound research equipment Verasonics Vantage 128, with transducer L11-4v, which has opened software protocol and enables the Matlab use to implement routines. The images were obtained using the phantom model 049A (CIRS, USA), using a method called Shear Wave Elasticity Image (SWEI). The obtained images and indices reflect the measurements of different targets in the phantom and its viscoelastic properties. The confirmation of the shear wave images in this work will permit the development of new researches in the elasticity area.*

Keywords: *Ultrasound, shear wave, elastography, images, signal processing.*

Introdução

O desenvolvimento de métodos para verificação da elasticidade de tecidos é foco de pesquisas com a utilização do ultrassom (US), resultando no diagnóstico/monitoramento de doenças de forma não invasiva e não alterando a rotina dos exames dos pacientes, em virtude de sua simplicidade de utilização [1].

Métodos de elastografia que vibram ou pressionam a superfície do tecido podem ter alguns problemas com imagens de regiões profundas, porque a distorção utilizada para encontrar a elasticidade é muito fraca

quando atinge estes tecidos. No entanto, os métodos que usam a força de radiação ARFI (*Acoustic Radiation Force Impulse*), SWEI (*Shear Wave Elastography Imaging*), SSI (*Supersonic Shear Imaging*) e SWE (*Shear Wave Elastography*) podem criar distorções nos tecidos mais profundos, facilitando a geração de imagens nestas regiões [2-5].

A ultrassonografia fornece tanto a morfologia (imagens em escala de cinza) quanto a imagem funcional de tecidos moles (fluxo de imagem). Usando recursos de tecnologia *Ultrafast* [3], uma terceira dimensão pode ser adicionada ao US: formação fisiopatológica por meio da avaliação da viscoelasticidade do tecido. A formação de imagem *Ultrafast* pode ser usada para encontrar ondas transitórias de cisalhamento propagando-se em tecidos moles. Dessa forma, a reconstrução da imagem a partir da onda de cisalhamento pode obter a quantificação das propriedades mecânicas dos tecidos [2].

Dois tipos de ondas mecânicas se propagam em tecidos moles: ondas de compressão e ondas de cisalhamento. Ondas de compressão viajam muito mais rápido do que as ondas de cisalhamento em tecidos moles, tipicamente 1500 m/s, em comparação com 10 m/s para ondas de cisalhamento. Em outras palavras, o módulo de Bulk (K) dos tecidos moles é muito maior do que o módulo de cisalhamento (μ) – na ordem de 10^6 superior [3]. Isso gera duas consequências importantes: (1) a viscoelasticidade do tecido depende apenas do módulo de cisalhamento; (2) a diferença de velocidade de propagação é tão grande que o movimento das ondas de cisalhamento pode ser considerado insignificante durante o tempo de propagação de uma onda de compressão [3]. Assim, imagens de ondas de cisalhamento necessitam de sistemas ultrarrápidos. Como as ondas de compressão podem se propagar no tecido em uma faixa de frequência muito grande (até GHz), as ondas de cisalhamento sofrem muito mais com os efeitos de viscosidade/atenuação nos tecidos. Frequências máximas de ondas de cisalhamento que se propagam nos tecidos humanos são dependentes do órgão e tipicamente variam entre 500 Hz e 2000 Hz. Como consequência, as taxas de quadros mínimas necessárias para ondas transientes serem corretamente mostradas são de alguns milhares de Hertz (1000 Hz a 4000 Hz, considerando o limite de Nyquist). Essas taxas de quadros são apenas alcançáveis através de imagens

com arquitetura *Ultrafast* [3].

Existem tipos diferentes de fonte de ondas de cisalhamento transitórias no corpo. Em 2004, um novo modo de imagem foi introduzido, acoplamento induzido de força radiação para ondas de cisalhamento transitórias e de imagem *Ultrafast*, chamado Imagem Supersônica de cisalhamento (Figura 1) [3]. Nesta abordagem, a onda de cisalhamento é gerada e registrada com o mesmo transdutor de US. O método de geração baseou-se na indução de uma fonte de ondas de cisalhamento que se move no corpo a uma velocidade supersônica, com o equivalente de uma explosão sônica, permitindo, a criação de ondas de cisalhamento de alta amplitude nos órgãos humanos [3-5].



Figura 1: Formação de onda de cisalhamento [3].

Assim, o objetivo deste trabalho foi a utilização da técnica elastográfica SWEI com o desenvolvimento de rotinas de processamento de sinais no programa Matlab (Mathworks Inc., EUA), aplicadas aos sinais de RF adquiridos pelo equipamento Verasonics Vantage 128 (Verasonics Inc., EUA), para estimar as propriedades de viscosidade e rigidez de estruturas biológicas. Um transdutor modelo L11-4v e um *phantom* elastográfico modelo 049A (CIRS, EUA) são usados nestas pesquisa.

Materiais e métodos

O método utilizado no trabalho foi o SWEI [2]. Como na imagem do Impulso da Força de Radiação Acústica (ARFI), um impulso profundo é induzido no tecido por força de radiação acústica. A perturbação criada por este impulso propaga-se para os lados através do tecido como uma onda de cisalhamento. Ao usar o US para avaliar as velocidades diferentes da onda se propagando nas posições laterais, a rigidez do tecido analisado é determinada. Portanto, o SWEI mostra um valor de rigidez quantitativo em alguns locais, enquanto ARFI mostra apenas um valor qualitativo, mas em um mapa completo 2-D.

Arquitetura de Hardware – O sistema de US Verasonics Vantage 128, equipado com um transdutor modelo L11-4v com 128 elementos, podendo atuar na faixa de 4 a 11 MHz, foi utilizado para programar as sequências de impulso a serem aplicadas a um *phantom* elastográfico modelo 049A [6]. A plataforma de pesquisas consiste em duas partes: (1) sistema de *hardware* dedicado (sistema de transmissão e aquisição de sinais de US) e (2) um pacote de *software* com funções abertas e proprietárias em execução num computador via Matlab. O sinal adquirido é compactado antes da transferência para o computador. Toda a formação de feixe e o tratamento é feito posteriormente por *software*. Os módulos de aquisição são responsáveis

pela transmissão e recepção de US em cada canal. Os dados de RF recebidos são armazenados na memória local desses módulos. O sistema de aquisição de dados está ligado ao computador através de um cabo PCI.

Velocidade axial de Pico – Com a comparação dos quadros na arquitetura *Ultrafast*, seguindo o algoritmo no Matlab, verificou-se a transição da onda de cisalhamento sem se comprometer com a determinação da velocidade, mas sim, com a intensidade da propagação da onda, responsável pela quantificação das propriedades viscoelásticas do material utilizado.

O *phantom* foi excitado com sinais configurados pelo equipamento Verasonics com amplitude de 50 V no modo de onda plana, ou seja, todos os elementos do transdutor atuando ao mesmo tempo com taxas de 100 quadros por segundo e velocidade de 1540 m/s. A imagem obtida foi ajustada no equipamento, o qual possui vários controles, tais como contraste, TGC (*Time Gain Control*), amplificação digital, etc.

Utilizando os sinais armazenados no *buffer* de RF, selecionaram-se quadros distintos através do código específico do equipamento Verasonics, correspondendo aos dados armazenados na área de trabalho do Matlab (*work space*). Assim, foi calculada a variação dos picos do sinal, por meio da diferença do sinal armazenado do primeiro quadro em relação ao sinal dos demais, gerando uma imagem para confirmação da presença de ondas de cisalhamento.

Inicialmente, tem-se a aquisição de dados de RF por meio da rotina do programa do equipamento Verasonics e geração de imagem no modo B do *phantom* (Figura 2).

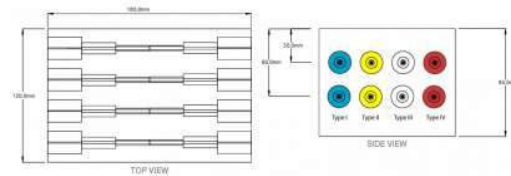


Figura 2: *Phantom* elastográfico CIRS 049A [6], composto por vários cilindros de diâmetro e elasticidade decrescentes sobrepostos.

Os dados adquiridos são armazenados na área de trabalho do Matlab e processados conforme a rotina específica para geração e visualização dos picos do sinal RF produzidos pelas ondas de cisalhamento. Com o cálculo dos índices de quantificação dos picos, as imagens são geradas com os quadros correspondentes a variação do valor de pico obtido, bem como a apresentação da sequência da progressão da onda de pico axial.

Ao final é selecionado e apresentado o quadro que representa o maior índice de amplitude de pico por meio de uma função de seleção dos valores máximos da diferença da amplitude do quadro do sinal RF resultante. O parâmetro ‘p’ é calculado na sequência, e este corresponde à somatória da variação máxima da amplitude dos picos do quadro e indiretamente representa a propriedade viscoelástica do material. O ensaio utilizou a inclusão do Tipo II tem módulo de

elasticidade na ordem de 14 ± 4 kPa e a do Tipo IV na ordem de 80 ± 12 kPa. Associa-se às características do tipo do material inserido no *phantom* ao parâmetro 'p'.

A estimação dos máximos valores dos quadros resultantes utiliza a varredura da diferença da variação do deslocamento da onda de cisalhamento, conforme o fluxograma apresentado na Figura 3.

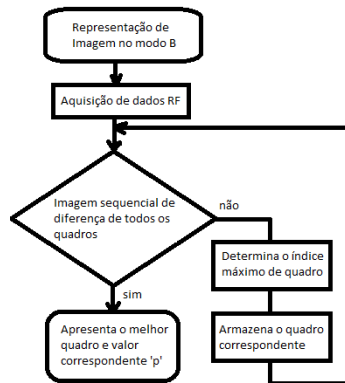


Figura 3: Sequência de funcionamento do programa.

Resultados

Nas Figuras 4 e 5 são apresentadas as visualizações axial e lateral, respectivamente, da região investigada, nas quais as alterações das características viscoelásticas são quase imperceptíveis.

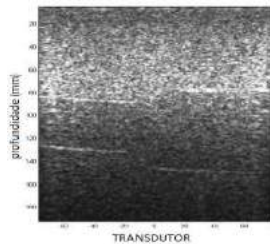


Figura 4: Imagem axial do *phantom* no modo B.

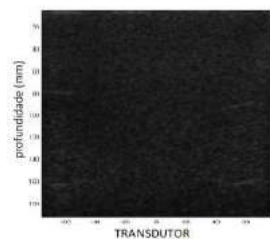


Figura 5: Imagem lateral do *phantom* no modo B.

Nas Figuras 6 e 7 são mostradas, respectivamente, as imagens axial e lateral resultantes dos picos dos sinais quantificados proporcionalmente aos valores de viscoelasticidade das regiões do *phantom*. Os índices obtidos refletem as medições dos diferentes elementos no *phantom* elastográfico e respectivas alterações de propriedades viscoelásticas observadas na Tabela 1. Os valores variam conforme a posição do transdutor e a pressão envolvida, portanto os valores apresentados são

obtidos pelas imagens selecionadas com os melhores índices adquiridos na rotina do Matlab.

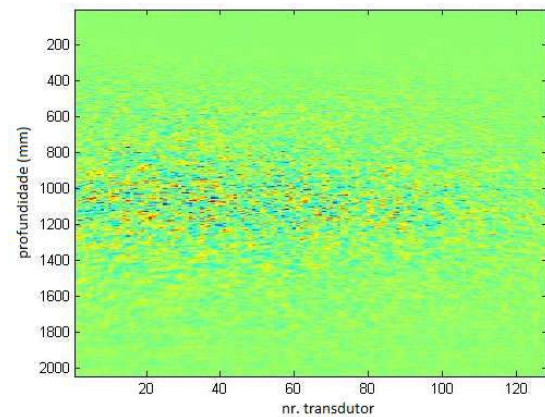


Figura 6: Imagem axial processada.

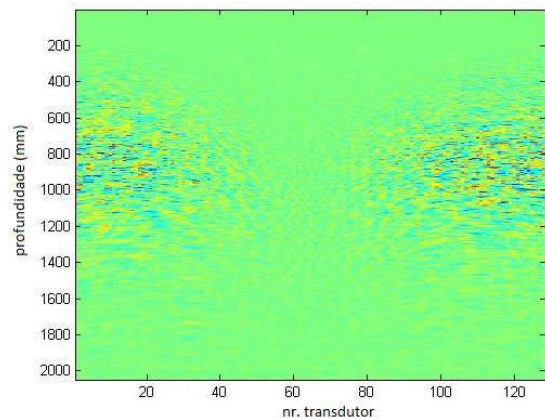


Figura 7: Imagem lateral processada.

A relação dos valores de 'p' é proporcional a característica de elasticidade do tipo das inclusões (quanto maior o módulo de elasticidade maior é o índice 'p') e inversamente proporcional a área analisada (quanto maior a área menor é o índice 'p').

Tabela 1: Índice de velocidade axial de pico processado.

Posição / modelo	Índice 'p'
Axial <i>phantom</i> tipo II	4325
Axial <i>phantom</i> tipo IV	4825
Lateral <i>phantom</i> tipo II	5634
Lateral <i>phantom</i> tipo IV	5972

Discussão

Muitas abordagens já foram utilizadas para a estimativa da velocidade das ondas de cisalhamento,

como por exemplo, a inversão da equação de onda de segunda ordem e a inversão da equação de Helmholtz. A velocidade de onda de cisalhamento é estimada a partir da equação do movimento para as ondas nos meios, estes métodos utilizam apenas ondas que estão presentes no tecido. Ambas as abordagens invocam derivadas de segunda ordem, difíceis de estimar devido à baixa relação sinal/ruído (SNR) inerentemente nos dados [7]. Para superar esta limitação, abordagens *time-of-flight* (TOF) baseadas em estimativas da velocidade da onda de cisalhamento foram introduzidas [8].

Estas abordagens podem ser divididas em várias formas de correlação cruzada (CC), e métodos de *time-to-peak* (TTP). A abordagem 2-D para cálculo de velocidade TOF à base de CC foi desenvolvida e implementada para estimar a velocidade de onda de cisalhamento a partir de qualquer direção da onda de propagação [9,10]. Estas abordagens executam várias correlações cruzadas ao longo da direção de propagação da onda para fornecer uma estimativa média para a velocidade de onda de cisalhamento. O método TTP reduz o problema à uma diferenciação espacial de primeira ordem ao longo de um mapa 2-D representando o tempo de chegada máximo da forma de onda [7]. Porém estes métodos exigem tempo computacional e hardware sofisticado.

Com a implementação da rotina de processamento dos dados realizada neste trabalho, além de visualizar a ação das ondas de cisalhamento, foi possível simplificar a obtenção de imagens dos efeitos destas ondas quando comparado aos métodos mais complexos como TOF, CC, e TTP, utilizados por outros autores [7-10].

Outro aspecto fundamental considerado é a compreensão e utilização das diversas funções e aplicações do equipamento VERASONICS e do seu potencial para desenvolvimento de trabalhos na área de ultrassonografia. O suporte oferecido pelo fabricante é focado nas rotinas já inclusas no equipamento, mas os pesquisadores na área vêm desenvolvendo estudos de caráter inovador, pois o equipamento permite a implementação de rotinas em *hardware* aberto, diversificando as possibilidades de trabalhos, tais como Doppler, sincronização de sistemas múltiplos, filtros de RF, dentre outros. Em pesquisa específica no laboratório da UTFPR já está implementado o algoritmo de autocorrelação 2-D [11].

Conclusão

A confirmação das imagens referentes às ondas de cisalhamento constituem o primeiro passo para projetos que envolvam análises elastográficas de tecidos, com a projeção de resultados em tempo real e rotinas de auto correlação, aprimorando a visualização das alterações viscoelásticas em tecidos.

Os resultados obtidos neste trabalho permitiram o desenvolvimento de novos estudos sobre formação de tumores, auxiliando na prevenção por meio de diagnóstico precoce e tratamento específico para os mesmos.

Agradecimentos

Às agências de fomento Fundação Araucária, CAPES, CNPq, FINEP e Ministério da Saúde pelo suporte financeiro.

Referências

- [1] Doherty JR, Trabey G E, Nightingale K R, Palmeri ML. Acoustic Radiation Force Elasticity Imaging in Diagnostic Ultrasound. Vol 60 no. 4; 2013.
- [2] Lee WN, Pernot M, Couade M, Messas E, Bruneval P, Bel A, Hagège A, Fink M, e Tanter M. Mapping myocardial fiber orientation using echocardiography-based shear wave imaging. IEEE Trans. Med. Imag., vol. 31, no. 3, pp. 554–62; Mar. 2012.
- [3] Bercoff J. Ultrafast Ultrasound Imaging, Ultrasound Imaging - Medical Applications; 2011.
- [4] Montaldo G et al. Coherent plane-wave compounding for very high frame rate ultrasonography and transient elastography. eng. In: IEEE transactions on ultrasonics, ferroelectrics, and frequency control 56.3, PMID: 19411209, pp. 489–506. issn: 1525-8955. doi: 10.1109/TUFFC; Mar. 2009..
- [5] Nordenfur T. Comparison of Pushing Sequences for Shear Wave Elastography. Diva-portal.org; 2013.
- [6] Manual do *phantom* elastográfico modelo 049a – CIRS.
- [7] Engel AJ e Bashford R. A New Method for Shear Wave Speed Estimation in Shear Wave Elastography, IEEE; Dec, 2015.
- [8] Tanter M, Bercoff J, Athanasiou A, Deffieux T, Gennisson J L, Montaldo G, Muller M, Tardivon A, e Fink M. Quantitative assessment of breast lesion viscoelasticity: Initial clinical results using supersonic shear imaging. Ultrasound Med. Biol., vol. 34, no. 9, pp. 1373–1386; Sep. 2008.
- [9] Song P, Manduca A, Zhao H, Urban MW, Greenleaf JF, e Chen S. Fast shear compounding using robust 2-D shear wavespeed calculation and multi-directional filtering. Ultrasound Med. Biol., vol. 40, no. 6, pp. 1343–1355; Jul. 2014.
- [10] Zhao H, Song P, Meixner DD, Kinnick RR, Callstrom MR, Sanchez W, Urban MW, Manduca A, Greenleaf JF, e Chen S. External vibration multi-directional ultrasound shear wave elastography (EVMUSE): Application in liver fibrosis staging, IEEE Trans. Med. Imaging, vol. 33, no. 11, pp. 2140–2148; 2014.
- [11] Loupas T, Powers JT, e Gill RW. An axial velocity estimator for ultrasound blood flow imaging, based on a full evaluation of the Doppler equation by means of a two-dimensional autocorrelation approach. IEEE Trans Ultrason Ferroelectr Freq Control; 1995.

ANALYSIS OF THE CORRELATION BETWEEN KNEE EXTENSION TORQUE AND PATELLAR TENDON ELASTIC PROPERTY

Mannarino, P. *, Lima, K. M. M. **, Fontenelle, C. R. C. *, Matta, T. T. **, Rouffaud, R. **, Pereira, W.C.A. ** and Oliveira, L. F.**.

* Clementino Fraga Filho University Hospital, UFRJ, Rio de Janeiro, Brazil

** Biomedical Engineering Program, UFRJ, Rio de Janeiro, Brazil

e-mail: mannarino@ufrj.br

Abstract: Quadriceps strength and patellar tendon (PT) mechanical properties are directly linked and intimately related to daily activities and lower limb function. However, the correlation between knee extension torque (KT) and PT Young's modulus (E) directly measured is still unknown. We evaluated directly by means of supersonic shearwave imaging (SSI) the elastic properties of PT in healthy young men and analyzed its correlation with KT. Twenty-two healthy young males were included and both knees were examined. The EM of the PT in the dominant and non-dominant legs was assessed by SSI elastography. KT in maximal voluntary contraction was measured with an isokinetic dynamometer. No correlations between KT and PT EM were observed in dominant or non-dominant side ($p=0.458$ and 0.126 , respectively). No significant differences in KT or PT E were observed between both legs ($p=0.096$ and 0.722 respectively). No significant correlations were found between KT and PT E, suggesting that quadriceps strength is not an accurate predictor for PT mechanical properties. PT habitual loading pattern can play a determinant role in determining its mechanical properties, regardless of quadriceps strength.

Keywords: Young's Modulus, patellar tendon, elastic properties, knee torque, supersonic shearwave imaging.

Introduction

Tendons are important connective tissue structures, responsible for transmitting muscle forces to produce normal joint motion and mechanical torque [1]. Its mechanical properties influence movement patterns and are fundamental to guarantee efficient force transmission but also reduced bone-tendon interface stress. The patellar tendon (PT) deserves particular interest for its function, being responsible for transmitting the quadriceps muscle strength, which is fundamental for lower limb movement, locomotion and normal daily activities [1]. Patellar tendon properties are directly related to the individuals loading environment [2-6], gender and age [5, 7, 8] or previous existence of any tendon disorder [9, 10].

The PT is highly plastic, with changes in mechanical properties registered even in acute stretching or loading interventions [11, 12]. Furthermore, although resistance training (RT) focus is primarily on promoting muscle

strength gains and increasing muscle mass and power [13], tendons also seem to benefit from chronic overloading [14-19]. It is worth noting that muscle adaptations happen faster than tendons' and therefore chronic studies trying to correlate increases in muscle strength and PT mechanical property changes after training can be limited by the nature of different structures remodeling rate [20]. In that context, habitual loading environments can be considered as valuable tools and were already performed [2-6].

The study of tendons viscoelastic properties has been of particular interest in the last decades. Initially, the assessment through calculation was made using B-mode ultrasonography (US) and magnetic resonance imaging (MRI) [5, 6, 8, 12, 19]. Although developed almost three decades ago [21], only recently ultrasound elastography was applied to directly determine PT elasticity in vivo [22]. In that context, supersonic shear imaging (SSI) rises as a valuable tool for PT evaluation [2, 7, 10, 11, 22]. SSI is able to determine directly the elasticity in a determined region of interest (ROI) without the need of further mathematics calculations [22], which is useful for different structures in large or small joints, in healthy or injury tendons [9, 10].

To the best of our knowledge, no previous studies investigated the association between PT function estimated by quadriceps contraction evaluation and its elastic properties measured by SSI in healthy young males. The main objective of our present study was to analyze the correlation between KT and the PT Young's modulus (E) measured with SSI in healthy young men with no previous history of knee injury. We hypothesized that quadriceps strength expressed as KT will not correlate with PT E in individuals that are not submitted to a specific training pattern or standard habitual loading environment.

Materials and methods

Ethics statement – The University Hospital Ethics Committee approved this study (registration numbers 570.945 and 519.230). The experimental procedures were conducted in accordance with the Declaration of Helsinki. All participants received instructions about the study procedures and provided informed written consent before testing.

Experimental procedure – The study was conducted at the Biomedical Engineering Department in

our University. The body weight and height of all subjects were measured. Age and dominant leg was informed. All subjects were submitted to PT ultrasound evaluation and KT measure in two different days with a minimum one-week rest between them and both knees were examined in each session.

Subjects – In this cross-sectional study, 23 volunteer members of the University Hospital medical staff were selected and both knees were examined. Inclusion criteria were male sex and age between 25 and 35 years old to eliminate any variation of PT properties due to age or gender. Any clinical history or report of knee pain/injuries, systemic disease or previous knee surgery, was considered as exclusion criteria. One of the subjects with reported persistent knee pain during examination was excluded, remaining 22 participants. Their demographic characteristics are presented in Table 1. All subjects were right handed and right leg dominant.

Table 1: Characteristics of subjects in the study

Variables	n=22
Age (years)	28.4 ± 2.2
Height (cm)	179.0 ± 7.4
Weight (kg)	87.9 ± 11.4
BMI (kg/m ²)	27.2 ± 2.6

Values shown as mean ± standard deviation; BMI = body mass index.

Measurement of patellar tendon elastic modulus

– An Aixplorer ultrasound (v.9, Supersonic Imaging, Aix-en-Provence, France) in conjunction with a 60-mm linear-array transducer at 4–15 MHz frequency was used in this study. The ultrasound transducer was positioned at the inferior pole of patella and aligned with the patellar tendon, with light pressure on top of a generous amount of coupling gel. B-mode was used to locate and align the patellar tendon longitudinally. When a clear image of the patellar tendon was captured, the shear wave elastography mode was then activated. The transducer was kept stationary for five seconds during the acquisition of the SSI map. A total of two images were captured for the tendon on each knee for off-line analysis.

Scanning of PT was performed with the subject in supine lying and the knee at 30° of flexion [11]. The knee was supported on a custom-made knee and ankle stabilizer to keep the leg in neutral alignment on the coronal and transverse planes. Prior to testing, the subject was allowed to have a 10-min rest in both positions, to ensure the mechanical properties of patellar tendon were evaluated at resting status. The room temperature was controlled at 20°C. The same experienced operator performed all exams. The ROI exhibited rectangular form to display more PT elasticity information (figure 1). An Aixplorer tool namely “Q-box tracing” obtained Young’s modulus values and its limits were defined as the area between 5 and 20mm from the inferior pole of the patella excluding the paratendon (Figure 1). Each tendon was measured

twice.

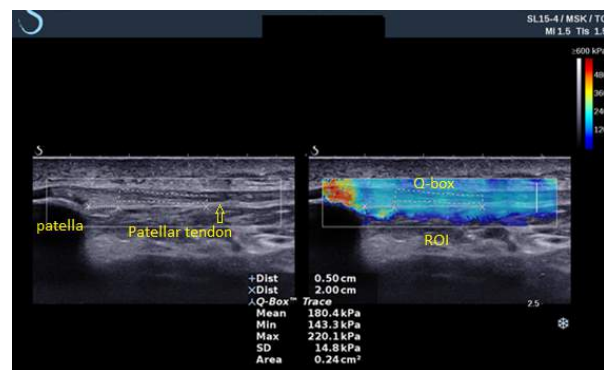


Figure 1: Rectangular ROI with Q-box tracing (dashed area) defined between 5 and 20 mm from the patella tip. The color scale (top right side) represents Young’s modulus information and varied from 0 (blue) to 600 kPa (red).

Measurement of knee extension torque – The maximal isometric KT was measured with an isokinetic dynamometer (Biodex, Biodex Medical Systems, Shirley, NY, USA) at 70° of knee flexion [23]. Subjects were positioned on the chair with inextensible straps fastened around the waist, trunk and distal part of the thigh. The backrest inclination and seat translation as well as the dynamometer height were adjusted for each subject, to ensure proper alignment of the rotation axis of the dynamometer with the lateral condyle of the femur. The right knee was fixed to the dynamometer lever arm 5 cm above the lateral malleolus. Settings were recorded for re-test reproducibility. After a specific warm-up consisting of two submaximal isometric knee extensions, the subjects performed two 5-s maximal voluntary isometric contractions (MVIC) with one-minute passive rest between trials. Subjects were verbally encouraged to reach maximal effort while a visual feedback of the torque level was provided. The highest peak torque among trials (corrected for gravity) was recorded for analysis.

Statistical Analysis – Descriptive data such as mean ± SD were calculated. After the normality distributions were assumed using the Shapiro-Wilk tests, paired t-tests were used to compare the KT and E of the PT between the dominant and non-dominant sides. Pearson correlation coefficient was used to investigate the association between the PT E and KT. The dependent measure for analysis was the averaged mean tendon E from two images of the PT taken. A p value of 0.05 was considered as significant.

Results

Side-to-side differences – No side-to-side differences on the outcome measures were observed in the subjects (Table 2). There were no significant differences on the PT E or KT between the dominant and non-dominant sides ($p > 0.05$).

Table 2. Side-to-side differences in patellar tendon Young's modulus and knee extensor torque

Variables	Dominant side n=22	Non-dominant side n=22	p Value
Young's modulus (kPa)	118.8±52.4	137.8±64.9	0.722
Extensor torque (Nm)	305.3±50.3	307.9±54.1	0.096

Values shown as mean ± standard deviation.

Correlations – No significant correlations were observed between knee extension torque and Young's modulus in both dominant and non-dominant sides (figures 2 and 3).

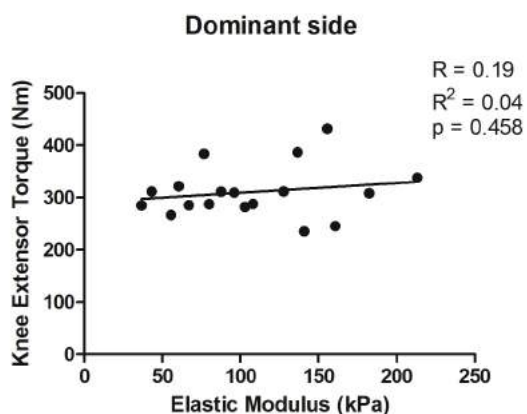


Figure 2. Correlation between knee extension torque and patellar tendon Young's modulus, dominant side.

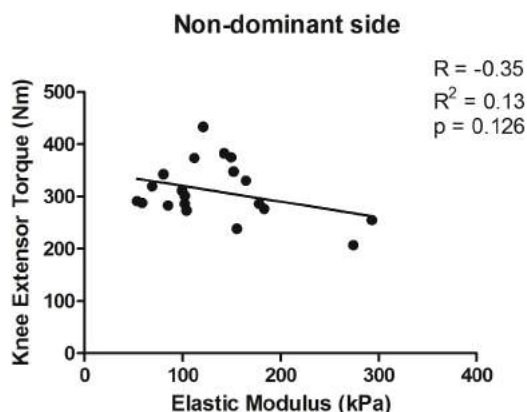


Figure 3. Correlation between knee extension torque and patellar tendon Young's modulus, non-dominant side.

Discussion

This study aimed to assess the effect of habitual loading on tendon mechanical property and to verify the correlation between KT and PT thickness and E measured by means of SSI. Findings indicate that PT E is not correlated to KT in healthy young males with random levels of physical activity.

It is well documented that PT mechanical properties are changed after RT protocols or other sports engagement [14-19], however the effects of long-term (years) training on tendon adaptations were less studied [20]. It is practically unanimous that RT strategies improve muscle strength and promote significant increases in PT stiffness and E. RT demands the tendon unit as a rigid force transmitter, therefore the higher the Young's modulus, better for tendon function [20]. On the other hand, activities that include high impact and repetitive stretch shortening cycle (i.e. volleyball, basketball) seem to decrease the PT E [2] even though promoting strength gains. Therefore, relation between quadriceps strength and PT properties should not be analyzed from the RT perspective alone since changes in elastic properties seen inherent to sports or training characteristics.

Based on this previous evidence, our initial hypothesis was that quadriceps strength, expressed as KT, would not correlate with PT elastic property (E). Our results showed no correlation between PT E and KT what was coherent with the null hypothesis.

We recognize some study limitations that should be considered and can be divided in sample composition and study design. First, we used a convenience sample composed of healthy young male volunteers from the medical staff of our university hospital. No differentiation was made between the previous activity levels with some of them declaring to be regularly engaged on RT, others recreationally actively practicing soccer or running and a few were sedentary. These random levels of activity and previous sports practice may mask results that would be seen in a more homogeneous sample, since tendon properties are related to function. Also, these findings cannot be generalized to females, other age range or a specific athletic population. At last, the leg preference in the present study was self-reported and no experimental assessment of hand or leg preference was done.

Moreover, this was a cross-sectional observational study; no causal effects could be analyzed. Potential confounding factors such as physical activity levels and nutrition were not accounted for, although all the participants were free of systemic disease. Additional longitudinal trials are warranted for further clarification of the effect of quadriceps on PT properties. Furthermore, interventions protocols should provide an insight of how tendon adapts when examined in the light of SSI.

Conclusion

The present study revealed no significant differences in PT Young's modulus and KT between right and left legs in healthy young men, suggesting that in similar loading environments side dominance does not affect these parameters. No significant correlations were established between KT and PT E in both sides, suggesting that quadriceps strength alone is not an accurate predictor for PT mechanical property. More studies analyzing changes in E after training should

provide further understanding on tendon mechanical adaptations to loading and different loading patterns.

Acknowledgements

The authors are thankful for the financial support of CAPES, CNPq, FINEP and FAPERJ. The authors have no conflicts of interest.

References

- [1] Józsa, L.G. and P. Kannus, Human tendons: anatomy, physiology, and pathology. 1997: Human Kinetics Publishers.
- [2] Zhang, Z.J., G.Y. Ng, and S.N. Fu, Effects of habitual loading on patellar tendon mechanical and morphological properties in basketball and volleyball players. *Eur J Appl Physiol*, 2015. 115(11): p. 2263-9.
- [3] Coupee, C., et al., Habitual loading results in tendon hypertrophy and increased stiffness of the human patellar tendon. *J Appl Physiol* (1985), 2008. 105(3): p. 805-10.
- [4] Kubo, K., et al., Effects of mechanical properties of muscle and tendon on performance in long distance runners. *Eur J Appl Physiol*, 2010. 110(3): p. 507-14.
- [5] Westh, E., et al., Effect of habitual exercise on the structural and mechanical properties of human tendon, in vivo, in men and women. *Scand J Med Sci Sports*, 2008. 18(1): p. 23-30.
- [6] Seynnes, O.R., et al., Effect of androgenic-anabolic steroids and heavy strength training on patellar tendon morphological and mechanical properties. *J Appl Physiol* (1985), 2013. 115(1): p. 84-9.
- [7] Hsiao, M.Y., et al., Reduced Patellar Tendon Elasticity with Aging: In Vivo Assessment by Shear Wave Elastography. *Ultrasound Med Biol*, 2015. 41(11): p. 2899-905.
- [8] Onambele, G.N., K. Burgess, and S.J. Pearson, Gender-specific in vivo measurement of the structural and mechanical properties of the human patellar tendon. *J Orthop Res*, 2007. 25(12): p. 1635-42.
- [9] Ooi, C.C., et al., A soft patellar tendon on ultrasound elastography is associated with pain and functional deficit in volleyball players. *J Sci Med Sport*, 2015.
- [10] Zhang, Z.J., et al., Changes in morphological and elastic properties of patellar tendon in athletes with unilateral patellar tendinopathy and their relationships with pain and functional disability. *PLoS One*, 2014. 9(10): p. e108337.
- [11] Zhang, Z.J. and S.N. Fu, Shear Elastic Modulus on Patellar Tendon Captured from Supersonic Shear Imaging: Correlation with Tangent Traction Modulus Computed from Material Testing System and Test-Retest Reliability. *PLoS One*, 2013. 8(6): p. e68216.
- [12] Svensson, R.B., et al., Mechanical properties of human patellar tendon at the hierarchical levels of tendon and fibril. *J Appl Physiol* (1985), 2012. 112(3): p. 419-26.
- [13] American College of Sports Medicine, M., American College of Sports Medicine position stand. Progression models in resistance training for healthy adults. *Med Sci Sports Exerc*, 2009. 41(3): p. 687-708.
- [14] Malliaras, P., et al., Patellar tendon adaptation in relation to load-intensity and contraction type. *J Biomech*, 2013. 46(11): p. 1893-9.
- [15] Kongsgaard, M., et al., Region specific patellar tendon hypertrophy in humans following resistance training. *Acta Physiol (Oxf)*, 2007. 191(2): p. 111-21.
- [16] Grosset, J.F., et al., Influence of exercise intensity on training-induced tendon mechanical properties changes in older individuals. *Age (Dordr)*, 2014. 36(3): p. 9657.
- [17] Kubo, K., et al., Effects of isometric training on the elasticity of human tendon structures in vivo. *Journal of Applied Physiology*, 2001. 91(1): p. 26-32.
- [18] Reeves, N.D., C.N. Maganaris, and M.V. Narici, Effect of strength training on human patella tendon mechanical properties of older individuals. *J Physiol*, 2003. 548(Pt 3): p. 971-81.
- [19] Seynnes, O.R., et al., Training-induced changes in structural and mechanical properties of the patellar tendon are related to muscle hypertrophy but not to strength gains. *J Appl Physiol* (1985), 2009. 107(2): p. 523-30.
- [20] Wiesinger, H.P., et al., Effects of Increased Loading on In Vivo Tendon Properties: A Systematic Review. *Med Sci Sports Exerc*, 2015. 47(9): p. 1885-95.
- [21] Ophir, J., et al., Elastography: A Quantitative Method for Imaging the Elasticity of Biological Tissues. *Ultrasonic Imaging*, 1991. 13(2): p. 111-134.
- [22] Kot, B.C., et al., Elastic modulus of muscle and tendon with shear wave ultrasound elastography: variations with different technical settings. *PLoS One*, 2012. 7(8): p. e44348.
- [23] Blazeovich, A.J., et al., Anatomical predictors of maximum isometric and concentric knee extensor moment. *European journal of applied physiology*, 2009. 105(6): p. 869-878.

SEGMENTAÇÃO DE TUMOR MAMÁRIO EM IMAGENS DE ULTRASSONOGRRAFIA ATRAVÉS DO *FUZZY CONNECTEDNESS*

M. S. Kudo*, G. S. Amaral*, R. S. S. Souza*, M. C. Moraes*

*Departamento de Ciência e Tecnologia/Instituto de Ciência e Tecnologia da UNIFESP, São José dos Campos, Brasil
e-mail: maira.kudo@unifesp.br

Resumo: O câncer de mama é um dos principais cânceres no mundo e é responsável por altas taxas de mortalidades, principalmente em mulheres. A ultrassonografia (US) é um método de obtenção de imagens indicado para tecidos mamários densos. Todavia, a imagem resultante apresenta ruídos e necessita de um especialista a fim de identificar a estrutura e a localização do tumor. O presente método de segmentação pode auxiliar no diagnóstico e acompanhamento do câncer de mama. O método proposto é realizado através do ajuste e alongamento do contraste e método *Fuzzy Connectedness*. Realizou-se a avaliação em 4 imagens de tumores mamários em diferentes formatos, posições, intensidades de ruído e tipos mamários. Cada imagem segmentada foi, então, comparada com seu respectivo padrão ouro, gerado por especialista, em que se obteve o Verdadeiro Positivo (VP) em $97,28 \pm 3,14\%$, Falso Positivo (FP) em $5,10 \pm 3,88\%$, Falso Negativo (FN) de $3,92 \pm 2,87\%$ e *Overlap Ratio* (OR) de $92,16 \pm 4,68\%$.

Palavras-chave: Tumor mamário, Ultrassom da mama, segmentação, *Fuzzy Connectedness*.

Abstract: *Breast Cancer, one of the main cancers in the world, has high mortality rate, mainly among women. The Ultrasound(US) is an image acquisition method indicated to dense breast tissues. However, the resulting image may carry some sort of noise and, therefore, requires a specialist in order to visualize the structure and location of the tumor. This segmentation method aims to assist in cancer's diagnosis and monitoring. The proposed methodology is performed by the adjustment and elongation of the contrast, Fuzzy Connectedness method and binary morphological reconstruction. The evaluation was held upon four different breast cancer images with distinct formats, positions, "speckle" intensities and mammary types. Every segmented image was compared to each respective Gold Standard, generated by a specialist, in which the True Positive (TP) has been obtained at $97.28 \pm 1.24\%$, False Positive (FP) at $3.10 \pm 1.40\%$, False Negative (FN) at $2.92 \pm 1.37\%$ and Overlap Ratio (OR) at $94.16 \pm 1.38\%$.*

Keywords: *Breast tumor, breast ultrasound, segmentation, Fuzzy Connectedness.*

Introdução

Mundialmente, o câncer de mama ocupa o segundo lugar no ranking de incidência de cânceres, constituindo um quarto dos casos anuais [1]. No Brasil, em 2013, levou 14 mil mulheres e 181 homens a óbito [2]. Em 2006, foi atribuído como causa de 519 mil mortes no mundo [3]. O grupo de maior risco constitui-se de indivíduos adultos brancos e do sexo feminino, cuja idade tenha ultrapassado os 55 anos. Pode-se associá-lo a fatores genéticos, a dieta e a alta densidade mamária [4]. O tumor mamário ocorre em dois estados distintos: benigno, onde há lenta multiplicação celular sem invasão de órgãos vizinhos - deste modo, não sendo considerado câncer; quando maligno, apresenta alto risco a saúde devido a possibilidade de espalhamento - a metástase

A ultrassonografia (US) utiliza-se da reflexão de ondas mecânicas de alta frequência para geração de imagens, além de ser um método não invasivo. A primeira US mamária foi realizada em 1951[5]. Nos últimos 10 anos tem sido consideravelmente indicada como auxiliar à mamografia devido a sua alta sensibilidade à mamas densas[6]. Somado a isto, possui alto custo benefício e pode auxiliar processos de coleta de biopsias [7].

Apesar das imagens de US serem bastante indicadas para a diagnose de câncer de mama, apresentam ruídos característicos denominados *speckles*, variações de ecogenicidade e sombra acústica, que dificultam a visualização do tumor. Portanto, segmentar o tumor é fundamental, para que obtenha-se características como diâmetro e perímetro, a fim de realizar diagnósticos precisos e facilitar o monitoramento [8]. Atualmente, há diversas técnicas propostas na literatura para a segmentação de imagens de US da mama. Existem diversos grupos de pesquisa focados na redução do custo computacional e na eficiência do método semiautomático. Porém, todos apresentam um pré-processamento elaborado, envolvendo métodos complexos para a retirada dos *speckles* das imagens. Em [9] é empregada a difusão anisotrópica não linear para amenizar os *speckles*, em seguida é aplicada a técnica de comparação de região emparelhada e um método de segmentação baseado em gráficos robustos. Apesar de obter acurácia e tempo de processamento satisfatórios, ainda há espaço para a otimização desses índices. Logo,

métodos bem sucedidos na segmentação de outras modalidades serão testados e adaptados.

A proposta deste projeto está em apresentar um método de segmentação semiautomático a fim de auxiliar na localização, quantificação e visualização do tumor em imagens de US, além de proporcionar rapidez e precisão na análise e acompanhamento do desenvolvimento tumor de mama de massa sólida.

Materiais e Métodos

Foram utilizadas 4 imagens de US de tumores mamários. Duas delas apresentam características malignas e as outras duas, características benignas. Todas são de massa sólida encontradas em mulheres. Este método é constituído de três fases (Figura 1). A primeira etapa é o pré-processamento, em que é feita a atenuação dos *speckles* e ajuste das intensidades da imagem. Na fase de processamento, é aplicado o *Fuzzy Connectedness* para se obter a matriz de conectividade da região de interesse. Por último, no pós-processamento, a imagem é binarizada e é realizada uma operação morfológica. O método de avaliação efetuou-se comparando as imagens segmentadas com seus respectivos padrões ouros, produzidos por especialistas, e, a seguir, confrontou-se com a literatura.

As imagens foram providas pelo Centro de Excelência em Engenharia Biomédica – Unidade do Instituto de Tecnologia Internacional de Sirindhorn, Universidade de Thammasat, Tailândia. O critério de seleção das 4 imagens foi realizado de acordo com a irregularidade da borda, tamanho, posição do tumor e nível de ruído.

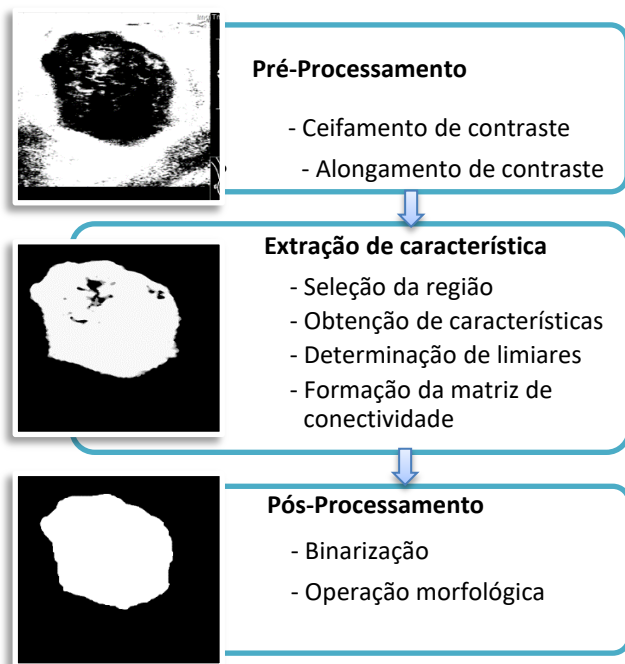


Figura 1: Diagrama de blocos: Resumo do método

Pré-Processamento - A primeira etapa consiste na intensificação das bordas e na atenuação dos *speckles*

(Figura 2(a)), que são ruídos característicos de imagens de ultrassom e dificultam a segmentação. Outro obstáculo frequente é a densidade da mama, em que a intensidade das glândulas se assemelham com a região de interesse, a qual apresenta pixels de baixa intensidade. Para realçar a distinção do tumor e do tecido, o contraste foi ceifado (Figura 2(b)) e através da análise do histograma da Figura 2(c) estabeleceu-se a seguinte condição:

$$I_{ceifado} = \begin{cases} 1, & \text{se } I_o \geq 0,5 \\ 0, & \text{se } I_o \leq 0,3 \\ I_o, & \text{caso contrário} \end{cases} \quad (1)$$

Os quais $I_{ceifado}$ é a imagem ajustada (Figura 2(c)) e I_o é o pixel da imagem original. Sabe-se que I_o possui uma faixa de intensidade de 0 a 255, logo os valores 0,3 e 0,5 foram obtidos através da normalização dos dados do histograma. Utilizou-se uma função de potência de magnitude 1,8 regida pela equação abaixo, e observou-se o histograma resultante na figura 2(d).

$$I_{contraste} = I_{ceifado}^\gamma \quad (2)$$

Os quais $I_{contraste}$ é a imagem após o alongamento do histograma e γ é o expoente de intensidade 1.8. Os valores de parâmetro foram obtidos empiricamente. Primeiramente, definiu-se tais valores por meio de uma inspeção visual. Posteriormente, realizou-se o ajuste fino desses parâmetros, visando ao melhor contraste entre tumor e arredores. Por fim, os valores escolhidos foram os que refletiram os melhores resultados na avaliação das imagens.

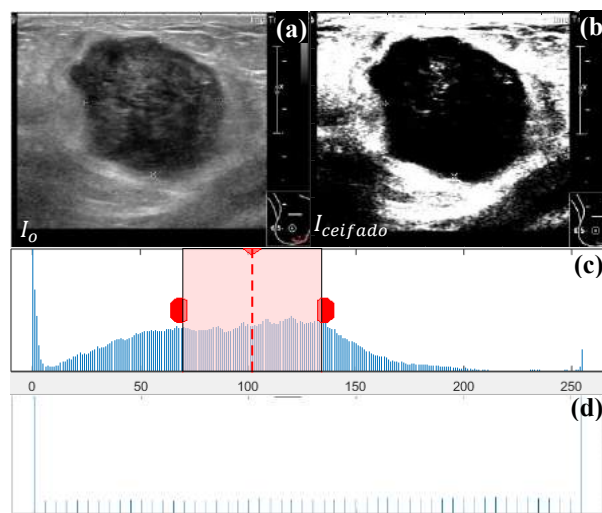


Figura 2: Pré-Processamento. (a) Imagem original com *speckles*. (b) Imagem após o corte de contraste. (c) Análise do histograma da imagem; em vermelho a faixa de intensidade que melhor realça o tumor sem danificá-lo. (d) Histograma da imagem já ajustada

Extração de característica - Nesta etapa, implementou-se o *Fuzzy Connectedness*, o qual é um método de segmentação semiautomático que, a partir de uma semente, compara as características da mesma com os pixels vizinhos. Leva em consideração a afinidade e homogeneidade para verificar se o pixel faz parte do

tumor. Para isso, uma região do tumor é selecionada manualmente (Figura 3(a)) e tira-se a média e o desvio padrão da homogeneidade (Hom) e da intensidade (Int) [10]. A afinidade pontual ($A_{pontual}$) entre o vizinho e o pixel analisado é definida através da equação [10]:

$$A_{pontual} = w_1 * Hom(l, c) + w_2 * Int(l, c) \quad (3)$$

Nos quais w_1 e w_2 são pesos fixos de magnitude 0.4 e 0.6, respectivamente, encontrados após diversos ensaios. Depois do cálculo da $A_{pontual}$, é necessário definir a afinidade do caminho ($A_{caminho}$):

$$A_{caminho} = \min(A_{pontual}, \mu H) \quad (4)$$

Sendo $A_{caminho}$ importante para a indicação da próxima semente e μH a média da homogeneidade da semente. Por último, é calculada a conectividade ($Connect$) do pixel, obtida através da equação:

$$Connect = \max(A_{caminho}, C_{anterior}) \quad (5)$$

O qual $C_{anterior}$ é a conectividade do *pixel* para um caminho anterior. O crescimento da matriz de conectividade ocorre até que a conectividade do pixel analisado seja maior ou igual a 0,6, como demonstra a equação:

$$M_{connect}(l, c) = \begin{cases} Connect, & \text{se } Connect \geq 0,6 \\ 0, & \text{caso contrário} \end{cases} \quad (6)$$

Em que $M_{connect}$ é a matriz de conectividade (Figura 3(b)) e $Connect$ a magnitude da conectividade.

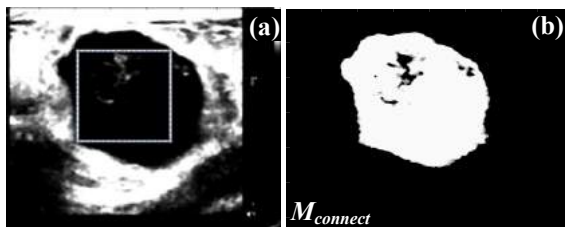


Figura 3: Extração de característica. (a) Seleção da região do tumor e onde se extrai as características da região. (b) *Matriz* final de conectividade.

Pós-Processamento - Nesta etapa, $M_{connect}$ é binarizada (Figura 4(a)). É feita a reconstrução do tumor a fim de preenchê-lo sem danificar suas bordas. Esse procedimento é realizado através de um fechamento morfológico com um elemento estruturante circular de 15 pixels de diâmetro (Figura 5(b)).

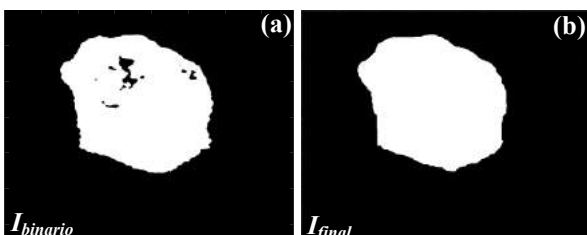


Figura 4: Pós-Processamento. (a) Binarização da imagem. (b) Fechamento morfológico

Por fim, o contorno do tumor segmentado é extraído e sobreposto na imagem original (Figura 5).

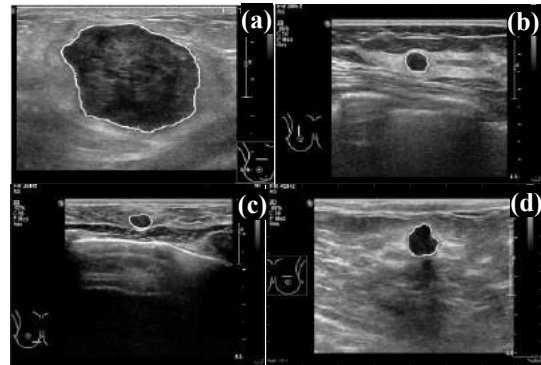


Figura 5: Resultados da segmentação. (a) e (c) Segmentação de tumores malignos. (b) e (d) Segmentação de tumores benignos.

Resultados

O método de avaliação foi realizado usando 4 imagens, que apresentavam posições, tamanhos e características diferentes de tumores em mulheres, sendo 2 malignos e os outros 2 benignos. Após a segmentação, as imagens finais foram comparadas com seus respectivos padrões ouros, elaborados por especialistas. Estas imagens foram providas pelo Centro de Excelência em Engenharia Biomédica – Unidade do Instituto de Tecnologia Internacional de Sirindhorn, Universidade de Thammasat [11]. Esse banco de dados de imagem de ultrassom é livre com o uso permitido para fins de treinamento e verificação de métodos de segmentação de imagens, tais como [11] e [12].

A avaliação do desempenho do método proposto foi realizada por meio dos cálculos apresentados por Udupa [13]. Assim, obteve-se a média e desvio padrão dos critérios de Verdadeiro Positivo (VP), Falso Positivo (FP), Falso Negativo (FN) e *Overlap Ratio* (OR), indicado por [14].

O tempo de processamento das imagens foi em média de 13 ± 20 segundos, sendo o tempo máximo de 59,41 segundos e o mínimo de 5,09 segundos. O método foi compilado em um computador Windows 7 Profissional de 64 bits, processador Intel Core® i5-3470 CPU de 3,2 GHz, 4 GB de RAM e MATLAB (R2012b). Conforme a Tabela 1, obteve-se um VP de aproximadamente 97%, cerca de 5% de FP, 4% de FN, além de OR em torno de 92%.

Tabela 1: Resultado da avaliação.

VP(%)	FP(%)	FN(%)	OR(%)
97 ± 3	5 ± 3	4 ± 3	92 ± 5

Discussão e Conclusão

Atualmente, vários pesquisadores têm como objetivo atingir uma alta acurácia, além de reduzir o tempo de processamento e simplificar o processo de segmentação. Sendo assim, o método proposto apresenta um pré-

processamento mais simples do que os trabalhos recentes, utilizando apenas o corte e alongamento do contraste, obtendo acurácia excelente, com quase 100% de VP e 5% de FP. Os tempos de processamentos irregulares são dependentes do tamanho do tumor, o que aumenta o desvio padrão dessa métrica. Isso ocorre por causa da magnitude do tumor e devido a construção da matriz de conectividade, que é preenchida até satisfazer a condição estabelecida pelo limiar. Mesmo assim, o método foi cerca de 4 vezes mais rápido do que em [15]. Apesar de utilizar-se de apenas 4 de imagens, realizou-se uma apuração para que as mesmas abrangessem um conjunto de atributos relacionados ao câncer. Sendo assim, estas apresentam diferentes ecogenicidades, posições, tamanhos, formas e características malignas ou benignas.

Compreende-se que, embora as condições de processamento, cálculo da acurácia e quantidade de imagens não sejam as mesmas, ainda é possível confrontar com a literatura. Em [16], foi utilizado um conjunto de operações, tais como equalização do histograma, filtros de difusão anisotrópica, de *Garbor* e transformada *Watershed* - controlada por marcadores. A acurácia OR apresentada em [16] fora de aproximadamente 0,86 enquanto neste método apresentado foi de 0,92. Contudo sabe-se que [16] utilizou 50 imagens de US, o que claramente influencia nos resultados. O tempo de processamento neste método foi cerca de duas vezes mais rápido do que [16].

Os parâmetros satisfatórios e o desempenho do método inferidos nos resultados, fazem com que seu uso seja viável para o fim proposto. As principais contribuições do trabalho são (i) Pré-processamento simples, (ii) Segmentação através do *Fuzzy Connectedness* com o ajuste dos seus parâmetros, (iii) Agilidade no processamento e (iv) Elevada acurácia.

Por fim, em virtude de que o método *Fuzzy Connectedness* foi apresentado como semiautomático, pode ser visto como limitado. Logo, os trabalhos futuros serão focados na finalidade de automatizá-lo, inferir as características do tumor, testar o método com um conjunto maior de imagens e aumentar sua acurácia.

Agradecimentos

Centro de Excelência em Engenharia Biomédica – Unidade do Instituto de Tecnologia Internacional de Sirindhorn, Universidade de Thammasat, Instituto de Ciência e Tecnologia da Universidade Federal de São Paulo – Campus São José dos Campos.

Referências

[1] INCA. Instituto Nacional de Câncer José Alencar Gomes da Silva, 21 Novembro 2015. Disponível em: <<http://www2.inca.gov.br/wps/wcm/connect/tiposdecancer/site/home/mama>>.

[2] MINISTÉRIO da Saúde. Portal da Saúde. Disponível em: <<http://www2.datasus.gov.br/DATASUS/index>

php?area=0205&VObj=http://tabnet.datasus.gov.br/cgi/deftohtm.exe?sim/cnv/obt10>. Acesso em: 21 Novembro 2015.

[3] WORLD Health Organization. World Health Organization, Fevereiro 2015. Disponível em: <<http://www.who.int/mediacentre/factsheets/fs297/en/>>. Acesso em: 22 Novembro 2015.

[4] AMERICAN Cancer Society. American Cancer Society, 25 Setembro 2014. Disponível em: <<http://www.cancer.org/cancer/breastcancer/detailedguide/breast-cancer-risk-factors>>. Acesso em: 21 Novembro 2015.

[5] CALAS, M. J. ; KOCH, A.; DUTRA, M. V. P. Ultrasonografia mamária: avaliação dos critérios. Radiol Bras, Rio de Janeiro, v. 40, n. 1, p. 1-7, 2007.

[6] PAUL, R. F. et al. Medscape, 04 Dezembro 2014. Disponível em: <<http://emedicine.medscape.com/article/346725-overview#a2>>. Acesso em: 23 Novembro 2015.

[7] NASTRI, C. O.; MARTINS, W. P.; LENHARTE, R. J. Ultrassonografia no rastreamento do câncer de mama. FEMINA, v. 39, n. 2, p. 98-102, Fevereiro 2011.

[8] LOUVEIRA, M. H. et al. Avaliação e Classificação ultra-sonográfica dos nódulos mamários: revisão da literatura e aspectos atuais, 24 Junho 2006.

[9] Huang QH, Lee SY, Liu LZ, Lu MH, Jin LW, Li AH. A robust graph-based segmentation method for breast tumors in ultrasound images. Ultrasonics. 2012;52:266-75.

[10] Udupa JK, Samarasekera S. Fuzzy connectedness and object definition: theory, algorithms, and applications in image segmentation. Graphical Models and Image Processing. 1996; 58(3): 246-61.

[11] Rodtook, A and Makhanov S.S. (2013) Multi-Feature Gradient Vector Flow Snakes for Adaptive Segmentation of the Ultrasound Images of Breast Cancer, Journal of Visual Communication and Image Representation, 24(8): 1414-1430".

[12] Rodtook, A. and S.S. Makhanov (2010). Continuous force field analysis for generalized gradient vector flow field, Pattern Recognition, Vol. 43, No. 10, October 2010, pp. 3522-3538.

[13] Udupa JK, LeBlanc VR, Zhuge Y, Imielinska C, Schmidt H, Currie LM, Hirsch BE, Woodburn J. A framework for evaluating image segmentation algorithms. Comput Med Imaging Graph 2006, 30(2):75-87.

[14] Dice L.R. (1945) "Measures of the amount of ecologic association between species". Ecology, vol.26, p.297-302.

[15] Liu B, Cheng HD, Huang J, Tian J, Tang X, Liu J. Probability density difference-based active contour for ultrasound image segmentation. Pattern Recogn. 2010;43:2028-42.

[16] Gómez W, Leija L, Alvarenga AV, Infantsi AF, Pereira WC. Computerized lesion segmentation of reast ultrasound based on marker-controlled watershed transformation. Med Phys. 2010;37:82-95.

TOWARDS AUTOMATED PHOTOGRAMMETRIC ASSESSMENT OF TRUNK FLEXIBILITY

H. Vieira Neto* and E. B. Neves**

* Graduate Program in Electrical and Computer Engineering

** Graduate Program in Biomedical Engineering

Federal University of Technology – Paraná, Curitiba

e-mail: hvieir@utfpr.edu.br

Abstract: Trunk flexibility is an important parameter in the assessment of the overall health status of a subject and has been the focus of manual photogrammetric studies. A preliminary study towards automating such photogrammetric assessment using image processing techniques – the Generalised Hough Transform and a gradient-based angle estimation algorithm – is presented in this work. The algorithm shows promising results when compared to previous photogrammetric studies using the same image data.

Keywords: Photogrammetry, Trunk Flexibility, Hough Transform.

Introduction

The assessment of body health status involves several physical aspects, such as strength, balance and flexibility. A reduction in flexibility can lead to functional limitations and lower back pain. Some of the main locations for assessing trunk flexibility are the posterior thigh muscles, which are called ischiotibial muscles [1].

In this sense, the most commonly test used to assess trunk flexibility is the sit and reach test (SRT) because of its simplicity and convenience to conduct in large groups. However, studies suggest that the outcome of the SRT is generic and that it has many intervening factors that result in inaccuracies [1, 2].

With the intention to enhance the assessment of trunk flexibility, Perin and colleagues [1] developed an assessment protocol using photogrammetry, a resource that is already successfully used in many protocols in the biomedical field for the assessment of lung volume [3, 4] and the assessment of postural spine deviations in athletes [5] and subjects in general [6].

Photogrammetry is the combination of digital photography and imaging software for the measurement of distances and angles. Although generic image manipulation software can be used for this purpose, there is also software that is specifically designed for postural assessments – an example is SAPO (*Software para Avaliação Postural*, in Portuguese, or Postural Assessment Software), which already has pre-established anatomical landmarks to be identified in the image [7].

However, both in conventional protocols using generic software and other protocols using specific

software such as SAPO, there are inaccuracies in tracing lines and angles or in the identification of anatomical landmarks, which depend on the human operator. This problem has been formally investigated before and the conclusion was that inter-operator reliability is low – the method is considered reliable only when a single operator is involved [8, 9].

Regarding the specific case of trunk flexibility, another aspect to be considered is the time for completion of the assessment. The SRT (having the disadvantages already mentioned) is a quick test, but the protocol developed by Perin and colleagues [1] requires the manual measurement of three angles by the operator, which is time consuming and increases the probability of inaccurate measurements.

In this sense, the objective of the present study is to develop software that automatically measures the angles proposed by Perin and colleagues [1] for trunk flexibility assessment using digital image processing techniques, with the objective of improving inter-operator reliability and time spent in the analysis.

Materials and methods

Perin's protocol uses three commercial right-angled polystyrene electrical conduits as markers (Figure 1). These markers are adhered to the surface of the skin on the dorsal region of the subject's trunk, in such a way that they are easily identified in a digital photograph. The markers are placed using double faced adhesive tape in the following anatomical points: fifth lumbar vertebra, twelfth thoracic vertebra and seventh cervical vertebra (Figure 2).

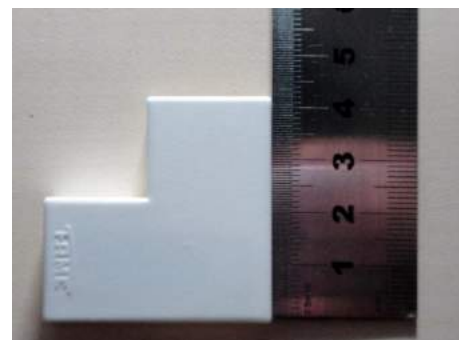


Figure 1: Right-angled polystyrene electrical conduit used as marker [1].



Figure 2: Markers placed on the spine: fifth lumbar vertebra, twelfth thoracic vertebra and seventh cervical vertebra [1].

The protocol follows the same movement used in the sit and reach test, with the subject's feet resting on a standard Wells' bench (31 cm in height, 64.5 cm in length and 40 cm in width) – the test is used to assess the stretching of the posterior region of the trunk and ischiotibial muscles (hamstrings), as shown in Figure 3.



Figure 3: Sit and reach test using a standard Wells' bench in order to measure angles for the assessment of trunk flexibility [1].

Figure 3 also shows five angles used for assessment of trunk flexibility in Perin's protocol (Fq , Fql and $Fqlt$ are measured angles, whereas Fl and Ft are calculated angles, see Table 1). The intention is to estimate the contribution of different segments of the spine at the end of the trunk flexion movement when performing the sit and reach test.

Table 1: Perin's protocol angles for the assessment of trunk flexibility.

Angle	Measurement / Computation
$Fqlt$	Lumbar hip thoracic flexion: angle between the upper edge of the marker at the seventh cervical vertebra and a horizontal reference line
Fql	Lumbar hip flexion: angle between the upper edge of the marker at the twelfth thoracic vertebra and a horizontal reference line
Fq	Hip flexion: angle between the upper edge of the marker at the fifth lumbar vertebra and a horizontal reference line
Fl	Lumbar flexion angle: $Fl = Fql - Fq$
Ft	Thoracic flexion angle: $Ft = Fqlt - Fql$

In order to measure and calculate the angles listed in Table 1, digital photographs are taken from the subject at a distance of 200 cm, with a 10 megapixel resolution camera held by a tripod 50 cm high from the floor.

The Generalised Hough Transform [10] is used in order to locate the markers in the digital photographs. For that, a synthetic model of the markers (Figure 4) was used to generate the R-table that votes for candidate locations of the markers within the input image.

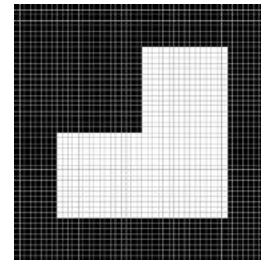


Figure 4: Synthetic model of the markers with the same approximate size (48×48 pixels) as the real markers.

The first step in the construction of the R-table [10] is to obtain its centre of mass, by computing the average coordinates of white pixels in the synthetic model. Then, the image gradient is computed using Sobel masks and each edge (pixel corresponding to a strong edge in the gradient image) is mapped to an entry in the R-table. Each entry in the R-table contains the radius (R) from the coordinates of the edgel (x_i, y_i) to the centre of mass of the model (x_c, y_c), and the relative angle (θ) between the orientation of the local gradient (ϕ) and the direction from the edgel to the centre of mass of the model:

$$R = \sqrt{(x_i - x_c)^2 + (y_i - y_c)^2} \quad (1)$$

$$\theta = \phi(x_i, y_i) - \text{atan2}[(y_i - y_c), (x_i - x_c)] \quad (2)$$

The R-table is then used to vote for candidate locations of the markers in the input image, independent of their orientation. This is done by computing the image gradient of the input using Sobel masks and then finding strong edgels (with magnitudes higher than half of the maximum gradient magnitude response). For each strong edgel (x_j, y_j) detected in the gradient of the input image, the R-table is used to increment one vote per entry in each corresponding location in Hough space (a matrix H with the same dimensions of the input image). This is done by computing the direction (α) from the orientation of the local gradient and the relative angles stored in the entries of the R-table, and then voting at locations (x_v, y_v), whose distances are given by the corresponding radii:

$$\alpha = \phi(x_j, y_j) - \theta \quad (3)$$

$$x_v = x_j - R \cos \alpha \quad (4)$$

$$y_v = y_j - R \sin \alpha \quad (5)$$

The result at the end of the process is that locations with the highest number of votes in Hough space are likely to correspond to where the markers are located in the input image – as there are three markers, the last step in the transform is to search for the three highest peaks in Hough space.

The final stage of the algorithm concerns measuring the angles of the detected markers with respect to horizontal lines. This is accomplished by first cropping an image patch of 48×48 pixels in the surrounding of each detected location and then computing its image gradient. All gradients with orientations above 90° are discarded and the median of the remaining orientations (below 90°) is taken as the approximate measurement of the angle of the marker.

Results and discussion

Experiments were conducted using five input images originally used in the work of Perin and colleagues, which were previously converted to gray levels and had irrelevant regions removed, in order to reduce processing time. An example of input image is given in Figure 5.



(a)



(b)

Figure 5: Photograph from subject 106. (a) Original colour image [1]; (b) Input image converted to gray levels, with regions not corresponding to the subject removed.

Computation of the Generalised Hough Transform in search for the synthetic model of the markers (Figure 4) within the input image corresponding to subject 106 (Figure 5b) resulted in the voting landscape (Hough space) depicted in Figure 6.

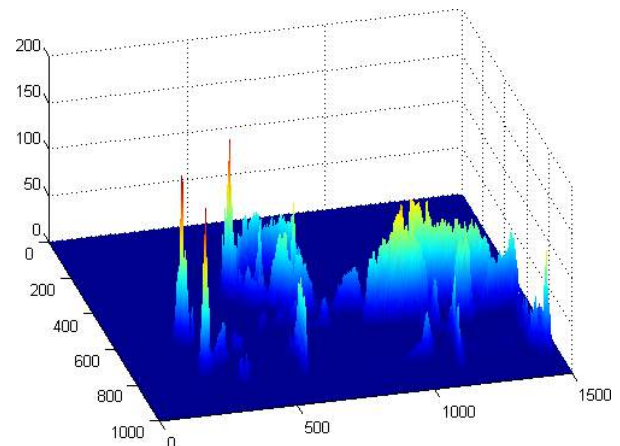


Figure 6: Voting landscape (matrix H) resulting from the Generalised Hough Transform in search for the synthetic model of the markers. The three highest peaks correspond to the locations of the markers in the input image of subject 106.

It can be noticed in Figure 6 that the three highest peaks correspond to the locations of the markers in the input image, as shown in Figure 7. The corresponding regions of 48×48 pixels were correctly located by the Generalised Hough Transform, independently of the orientation of the markers.



Figure 7: Markers highlighted in the input image of subject 106. The Generalised Hough Transform was able to detect all three markers accurately, regardless of their orientation.

Figure 8 shows the cropped image patches of the markers (48×48 pixels) and their rotated versions in order to illustrate the accuracy of the gradient-based procedure used for orientation estimation.

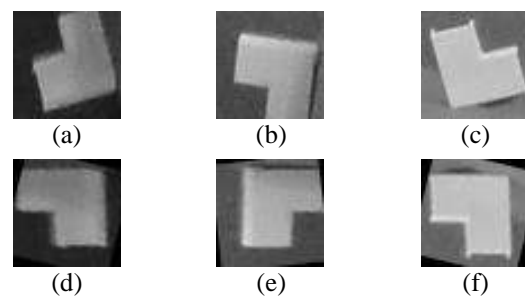


Figure 8: Detected markers. (a) Fq ; (b) Fql ; (c) $Fqlt$; (d) rotated Fq ; (e) rotated Fql ; (f) rotated $Fqlt$. One can notice that the edges of the rotated markers are aligned with the horizontal line.

The results obtained for five subjects (106 to 110) are shown in Table 2, and compared to the ground-truth (manual angle measurements) from the work by Perin and colleagues.

Table 2: Results obtained for measured angles Fq , Fql and $Fqtl$ for subjects 106 to 110 and corresponding ground-truth.

Sub	Ground-truth (deg.)			Autom. Meas. (deg.)		
	Fq	Fql	$Fqtl$	Fq	Fql	$Fqtl$
106	79.29	93.50	168.7	76.04	96.46	166.3
107	84.81	111.5	182.9	75.04	111.1	185.9
108	75.38	112.4	165.3	74.55	110.6	193.5
109	105.4	119.1	201.3	106.9	116.6	197.2
110	99.46	120.6	180.0	99.14	119.8	175.0

The errors between automatic and manual angle measurements are given in Table 3, where one can notice that most results are below 5%. Larger errors were obtained for Fq for subject 107 and $Fqtl$ for subject 108.

Table 3: Error between automatically measured angles and manually measured angles (ground-truth) from the work by Perin and colleagues.

Subject	Error (%)		
	Fq	Fql	$Fqtl$
106	4,10	-3,17	1,44
107	11,5	0,30	-1,65
108	1,10	1,56	-17,1
109	-1,36	2,09	2,00
110	0,32	0,63	2,79

A more rigorous analysis revealed that the manual measurement for Fq for subject 107 was more accurate than the automatic measurement, but the automatic measurement for $Fqtl$ for subject 108 was more accurate than the manual measurement. This analysis shows that marker angles closer to the horizontal reference line are more accurately estimated by the automatic method than marker angles closer to 90°.

Conclusion

This paper presented an automated technique for photogrammetric assessment of trunk flexibility based on Perin's protocol [1], aiming at increasing reliability in the measurement of marker angles. The technique is based on the Hough Transform and a gradient-based angle estimation algorithm.

Preliminary experimental results show that errors are mostly within $\pm 5\%$, except in cases in which marker angles are close to 90°. A small change in the original protocol, regarding the standardisation of orientations while positioning markers may improve accuracy in marker angle estimation significantly.

Future work will focus on investigating different algorithms for the estimation of angles in order to improve measurement accuracy.

Acknowledgements

The authors thank Andréa Perin for providing the original input images and their respective manual angle measurements.

References

- [1] Perin A, Neves EB, Ulbricht L. Protocolo de Avaliação do Nível de Flexibilidade dos Isquiotibiais por Fotogrametria. Revista Brasileira de Inovação Tecnológica em Saúde. 2013; 3(1):1-14.
- [2] Perin A, Ulbricht L, Ricieri DdV, Neves EB. Use of Biophotogrammetry for Assessment of Trunk Flexibility. Revista Brasileira de Medicina do Esporte. 2012; 18(3):176-180.
- [3] Ripka WL, Ricieri DdV, Ulbricht L, Neves E, Wan Stadnik AM, Romaneli EFR. Biophotogrammetry Model of Respiratory Motion Analysis Applied to Children. In: Proceedings of The 34th Annual International Conference of The IEEE EMBS, 2012. p. 2404-2407.
- [4] Ripka WL, Ulbricht L, Neves EB, Gewehr PM. 2D and 3D Photogrammetric Models for Respiratory Analysis in Adolescents. In: Proceedings of the 13th Mediterranean Conference on Medical and Biological Engineering and Computing, 2014. p. 1063-1066.
- [5] de Macedo RMB, Ulbricht L, Ricieri DdV, Preis C, Duarte JM, Bertassoni Neto L. Análise Cinemática 2D da Postura Ortostática de Ciclistas Lombálgicos. Revista Uniandrade. 2013; 14(1):07-23.
- [6] Vacari DA, Ulbricht L, Schneider FK, Neves E B. Principais Métodos de Diagnóstico Postural da Coluna Lombar. Revista da Educação Física (UEM). 2013; 24(2):305-315.
- [7] Souza JA, Pasinato F, Basso D, Corrêa ECR, da Silva AMT. Biophotogrammetry: Reliability of Measurements Obtained with a Posture Assessment Software (SAPO). Revista Brasileira de Cineantropometria e Desempenho Humano, 2011; 13(4):299-305.
- [8] Gatto-Cardia MC, de Lucena NMG, Hermoso VMS, Soares LMDMM, de Almeida MÂRP, de Carvalho AGC, Barros MDFA. Estudo de Fiabilidade Inter-examinador na Fixação de Marcadores Anatômicos para Avaliação Postural Fotogramétrica. Revista Brasileira de Ciências da Saúde. 2012; 16(2):51-58.
- [9] Carneiro PR, Cardoso BdS, da Cunha CM, Teles LCdS. Confiabilidade Inter e Intraexaminador da Avaliação Postural da Cabeça por Fotogrametria Computadorizada. Fisioterapia e Pesquisa. 2014; 21(1):34-39.
- [10] Ballard DH. Generalizing the Hough Transform to Detect Arbitrary Shapes. Pattern Recognition. 1981; 13(2): 111-122.

SEGMENTAÇÃO DE MICROCALCIFICAÇÕES USANDO *WAVELET* EM IMAGENS DE RADIOLOGIA DA MAMA

R. S. S. Souza*, M. S. Kudo*, G. S. Amaral* e M. C. Moraes*

*Departamento de Ciência e Tecnologia/Instituto de Ciência e Tecnologia da UNIFESP, São José dos Campos, Brasil
e-mail: rafael.santana@unifesp.br

Resumo: O câncer de mama é o segundo tipo de carcinoma que mais acomete mulheres no mundo, a patologia pode ser decorrente do acúmulo de pequenas partículas de cálcio no tecido mamário. A mamografia identifica essas microcalcificações e o uso de processamento de imagens auxilia na diagnose desses casos. A segmentação é o método que permite a isolamento de partes de interesse nas imagens e a conquista de informações mais específicas de suas características. Para o trabalho é proposto o desenvolvimento uma metodologia semiautomática para segmentação de microcalcificações. Constitui-se em aplicar ferramentas de ajuste de contraste, obtenção da matriz de coeficientes por Transformada Wavelet Contínua, realce das regiões por gradiente, e binarização por limiar. Para análise do método foram utilizadas 4 radiografias mamárias. Os resultados foram confrontados com *GoldStandards* de especialistas revelando um Verdadeiro Positivo de $83,4 \pm 7\%$, e um Falso Positivo de $34,8 \pm 2,6\%$. Apontando uma boa acurácia, visto que a segmentação de microcalcificações é um procedimento árduo quando realizado em mamas densas e que apresenta alta variação entre as detecções mesmo quando realizada por profissionais especializados.

Palavras-chave: Segmentação de mamografia, *Wavelet*, detecção de microcalcificações, processamento de imagens.

Abstract: *Breast cancer is the second type of carcinoma that most affect women in the world. The pathology can be due to the accumulation of small calcium particles in the breast tissue. The mammography identifies these microcalcifications and the use of image processing helps to diagnose these cases. Segmentation is the method which allows the isolation of parts of interest from the images and obtains more specific information about its characteristics. For the work is proposed the development of a semi-automatic method for microcalcification segmentation. It consists in applying contrast adjustment tools, obtaining the coefficient matrix by Continuous Wavelet Transform, highlighting the regions by gradient, and binarizing it by threshold. For evaluation, 4 breast x-rays were used. The results were compared with the GoldStandards of experts, showing a True Positive of $83,4 \pm 7\%$ and a false positive of $34,8 \pm 2,6\%$. Demonstrating a satisfactory accuracy, since the microcalcifications segmentation is*

an arduous procedure when performed on dense breasts which present high variation between the detections, even when it is done by professional experts

Keywords: *Mammography segmentation, Wavelet, detection of microcalcifications, image processing.*

Introdução

Nos últimos 20 anos o índice morte associada ao câncer de mama por brasileiros cresceu em 16,7% [1]. Esse aumento é consequência da dificuldade de atendimento em serviços médicos específicos e/ou desinformação a respeito de exames preventivos. A doença é o segundo tipo de câncer mais frequente no mundo [2]. Apesar de ser a principal causa de morte por cancro entre as mulheres no Brasil, 1% dos casos ocorrem em homens [3]. No ano de 2011 foram gastos pelo governo um total de R\$ 12,6 milhões na compra de medicamentos (*trastuzumabe*) para pacientes com a patologia [2].

Tumores malignos nas mamas podem estar vinculados a aglomeração de calcificações, quando estas são pequenas (microcalcificações), agrupadas e com formatos irregulares. As calcificações mamárias são o acúmulo de partículas de cálcio no tecido mamário. Essas aparecem como consequência do envelhecimento do tecido, infecções, resíduos de leite materno, entre outros fatores. Podem ser classificadas de acordo com as variações no formato, localização, distribuição, e por vezes estão associadas a tumores malignos ou benignos [4]. A mamografia é um método eficiente para o diagnóstico e localização das microcalcificações.

A radiografia da mama é uma modalidade de imagem médica não invasiva que permite a detecção de lesões que não são notadas no autoexame. As imagens podem ter duas projeções de acordo a posição da mama durante a realização do exame. São as projeções Crânio-Caudal (CC) e Médio Lateral-Obliqua (MLO). Todavia, as imagens MLO apresentam quantidade maior de informação por integrar quantidade superior de tecido mamário e músculo peitoral. Graças à eficácia na constatação prévia do carcinoma mamário as chances de tratamento e cura nesse período são maiores. Consequentemente, recomenda-se que após os 40 anos as mulheres efetuem o exame anualmente.

Entretanto, as mamas possuem diferentes tipos de densidades de acordo com a quantidade de tecido glandular e estruturas que as compõem. Em mamas

densas, as microcalcificações podem ser mascaradas e prejudicar na diagnose mais precisa para cada caso, pois as regiões de interesse muito se assemelham às superfícies em que estão localizadas. Outro fator que também interfere na qualidade da radiografia são as condições do equipamento e a maneira correta para a realização do exame. Ferramentas de processamento digital de imagens (PDI) tem sido utilizadas como suporte para análise desses quadros clínicos. A segmentação busca subdividir uma imagem em objetos que sejam de interesse para uma melhor observação dos mesmos e extração de informações. Um trabalho desempenhado por [5] mostrou detecção de agrupamentos de microcalcificações em 68,5 % das mamografias investigadas. No entanto as microcalcificações segmentadas não foram separadas isoladamente não sendo possível, num estudo futuro, afirmar algo em relação a benignidade ou malignidade dos casos com os resultados obtidos. O objetivo desse projeto é desenvolver um método de segmentação semiautomático que colabore na detecção das microcalcificações mamárias.

Materiais e Métodos

A metodologia desenvolvida para o projeto foi dividida em três partes principais: Pré-processamento, discriminação da microcalcificação e extração de características (Figura 1). A avaliação foi garantida através da contagem do número de microcalcificações obtidas em comparação aos padrões *GoldStandards*.

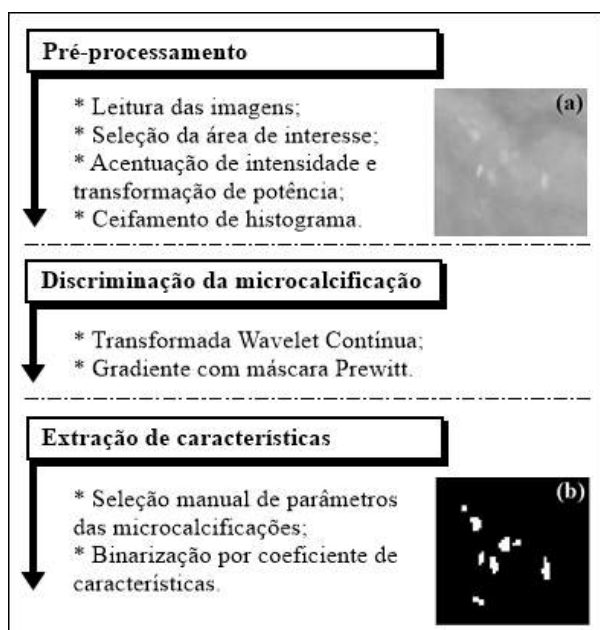


Figura 1: Etapas da metodologia utilizada no projeto, com (a) Imagem da seleção manual da área de interesse. (b) Microcalcificações segmentadas após o processamento.

Para o projeto foram utilizadas 4 imagens radiológicas de mamas densas e não densas, sendo 2 imagens de microcalcificações associadas a tumores

malignos e 2 imagens de microcalcificações vinculadas a tumores benignos. As radiologias foram adquiridas do *Mammographic Image Analysis Society (mini-MIAS Database)*. Possuíam o tamanho de 1024x1024 com boa qualidade, garantindo assim uma maior variabilidade de personalidade dos quadros. O banco mamográfico é livre para o uso com fim investigativo e foi utilizado em outras pesquisas e literaturas como em [6, 7].

Pré-Processamento - Essa etapa consiste, primeiramente, em aplicar um *zoom* de recorte na região de interesse. Para isso o operador seleciona a região suspeita. Esse procedimento é importante pois as microcalcificações são muito pequenas e assim podem ser visualizadas com mais detalhes. Posteriormente, são aplicados diversos métodos de aperfeiçoamento de contraste, entre eles, aumento linear de intensidade (Figura 2 (b)), transformação de potência (Figura 2 (c)). O primeiro e segundo mecanismos referem-se, respectivamente a multiplicar e elevar a uma potência os valores de intensidade de cada pixel região selecionada da mamografia (I) (Figura 2 (a)), como descreve a equação:

$$I_a = \alpha I^\gamma \quad (1)$$

Na qual I_a é a imagem com os ajustes aplicados e os coeficientes utilizados foram de $\alpha = 1.15$ e $\gamma = 2.05$ obtidos por análise de qualidade. Ambas ferramentas auxiliam na distinção entre a escala de níveis de cinza da mamografia. A terceira técnica consiste em remodelar o histograma (Figura 2 (d)) a uma nova faixa de relevância. Para isso utilizou-se um ceifamento com um limiar de 0.55 a 1 (Figura 2 (e)). A utilidade dessa etapa é o realce das microcalcificações nas imagens.

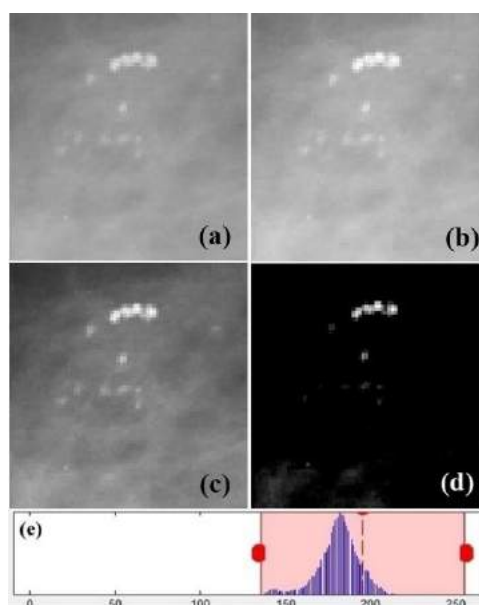


Figura 2: (a) Imagem com região de microcalcificações em evidência. (b) Imagem com aumento da intensidade. (c) Imagem com elevação de potência. (d) Imagem com ajuste do histograma. (e) ceifamento do histograma da imagem (d).

Discriminação das microcalcificações - Nessa fase a radiologia passa pelas extrações de características da segmentação semiautomática, para isso utiliza-se a Transformada *Wavelet* Contínua (TWC), com a finalidade que as microcalcificações sejam evidenciadas (Figura 3 (a)). Para a Transformada é utilizada a *Wavelet*-mãe Chapéu Mexicano, após testes com diversas *Wavelet*-mães obtendo para essa a melhor distinção das microcalcificações, com escala de 2,2, obtida empiricamente, na orientação horizontal e vertical da imagem, TWC_{linhas} e $TWC_{colunas}$, respectivamente. A partir desses parâmetros adquirisse em um bom realce das microcalcificações e diferenciam-se outros tecidos mamários.

$$cw = TWC_{linhas}(I_a) + TWC_{colunas}(I_a) \quad (2)$$

Onde cw é a matriz de coeficientes e I_a é a imagem da região selecionada da mamografia. Posteriormente é obtido o gradiente dos coeficientes da *Wavelet* através da correlação com uma máscara 3x3 *Prewitt* de colunas e linhas (Figura 3 (b)), com o intuito de distinguir as microcalcificações através de suas bordas e diferenciar ainda mais intensidade entre elas e o outros tecidos.

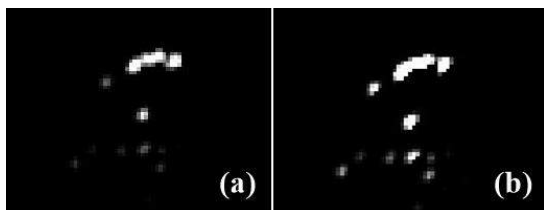


Figura 3: (a) Imagem após TWC. (b) Gradiente após correlação com máscara *Prewitt*.

Extração de características - Nesse último estágio, as imagens passam por uma seleção manual das características das microcalcificações, para isso o usuário seleciona dois pontos de calcificação, com intensidades distintas, para obtenção de um limiar (l) conforme a equação:

$$l = \text{med} - 1.5 * \text{desv} \quad (3)$$

Onde med é a média aritmética e desv é o desvio padrão da intensidade das microcalcificações nos lugares selecionados. A operação é ponderada por uma vez e meia do desvio para garantir que as microcalcificações que possuam uma pequena variação de intensidade ainda sejam identificadas. A Imagem binarizada (I_b) é construída através da comparação das intensidades (i) de cada pixel com o valor do l , pela relação:

$$I_b(i) \begin{cases} 1, & I_m(i) \geq l \\ 0, & \text{caso contrário} \end{cases} \quad (4)$$

Onde I_m é a Imagem após todos os passos de discriminação das microcalcificações. Finalmente as imagens binarizadas (Figura 4) são comparadas aos

GoldStandards para obtenção dos parâmetros de avaliação.



Figura 4: Microcalcificações segmentadas.

Resultados

Para a avaliação da metodologia desenvolvida foram utilizadas 4 imagens de radiografia da mama obtidas no *mini-MIAS Database* do *Pilot European Image Processing Archive*, que foram verificadas conjuntamente aos seus respectivos *GoldStandards*. Essa comparação baseou-se na localização das microcalcificações em ambas imagens. E a partir dos cálculos de acurácia por três parâmetros distintos: Verdadeiro Positivo (VP), Falso Positivo (FP) e Falso Negativo (FN). Com a intenção de que através da segmentação as microcalcificações fossem localizadas.

O processamento foi realizado em um computador Dell modelo Optiplex 7010 com processador *Intel Inside® Core(TM) i5-3470 CPU 3,2 GHz*, 4 GB de Memória RAM, no software de programação *Matlab (R2012b)*. O tempo estimado para a segmentação semiautomática foi de 1,9 segundos, sem considerar o tempo de seleção da das microcalcificações pelo operador, que varia pela velocidade do usuário ao selecionar as áreas de interesse.

O rigor da avaliação foi mensurado pela análise da média e do desvio padrão, dos parâmetros de acurácia de VP, FP, FN na localização das microcalcificações. Como pode ser observado na Tabela 1, o método atingiu boa acurácia com VP superior a 80 % e FP menor que 35 %.

Tabela 1: Avaliação de Acurácia.

VP (%)	FP (%)	FN (%)
83,4 ± 7	34,8 ± 2,6	11,6 ± 1,1

Discussão e Conclusão

A dificuldade na quantificação precisa de microcalcificações em tecidos mamários densos, ocorre até mesmo entre profissionais especializados. Um estudo elaborado por [8] mostra que os índices de variância inter e intra-observadores na morfologia e distribuição das microcalcificações no tecido são moderados. E que estas apresentam maior variabilidade na definição e classificação entre os radiologistas do que outros tipos de anormalidades mamárias. Por conta dessa dificuldade a segmentação através de PDI tem papel fundamental no auxílio à identificação de

microcalcificações em mamografias. Por conseguinte, é importante para o auxílio na diagnose do câncer de mama.

Muitos estudos têm corroborado para que as microcalcificações sejam distinguidas com exatidão, através de diferentes métodos. O uso de *Wavelets* em conjunto à Redes Neurais, publicado por [6] concluindo em reconhecimento de 84,3% das microcalcificações. A segmentação por etapas e com realce, demonstrado por [5] com detecção de aproximadamente 68,5% das calcificações. A detecção de calcificações através da aplicação de limiar e uso de *Wavelets*, método apontado por [9], porém sem o uso de critério quantitativo para avaliação, entre outras diversas metodologias com as mesmas finalidades. Nestes trabalhos modos diferentes de análises foram utilizados, não sendo possível uma comparação direta dos resultados, porém através dos índices retratados pode-se inferir que a resultante da sistemática proposta é aceitável.

O método exposto se mostrou eficiente na identificação das microcalcificações isoladamente. O custo computacional foi baixo considerando o breve tempo para a segmentação e o processamento simplificado em relação a outros trabalhos.

Futuramente, métodos complementares poderão ser aplicados aos resultados obtidos, como a automatização do procedimento, visando a contribuição para que as microcalcificações sejam segmentadas precisamente e possam ser classificadas de acordo com o risco que desempenhem ao paciente, com a eficiência desse procedimento haverá uma diminuição da necessidade de técnicas invasivas para comprovação dos quadros clínicos.

Agradecimentos

Instituto de Ciência e Tecnologia da Universidade Federal de São Paulo – Campus São José dos Campos, Pilot European Image Processing Archive (PEIPA).

Referências

- [1] IBGE. Síntese de Indicadores sociais: Uma análise das condições de vida da população brasileira. [internet] 2013. [cited 2016 Mar 16]; Estudos e Pesquisas Informação Demográfica e Socioeconômica número 32. Available from: <http://biblioteca.ibge.gov.br/visualizacao/livros/liv66777.pdf>
- [2] INCA. Medicamento de alto custo para câncer de mama será incorporado no SUS. [internet] 2012. [cited 2016 Mar 16] Available from: http://www2.inca.gov.br/wps/wcm/connect/agencianoticias/site/home/noticias/2012/medicamento_alto_custo_cancer_mama_sera_incorporado_sus
- [3] INCA. Mama. [internet] 2016. [cited 2016 Mar 18] Available from: http://www2.inca.gov.br/wps/wcm/connect/tiposdecancer/site/home/mama/cancer_mama
- [4] Fandos-Morera A, Prats-Esteve M, Tura-Soteras JM, Traveria-Cros A. Brest Tumors: Composition of Microcalcifications. *Radiology* 1988: 325-327.
- [5] Borges VRP, Guliato D, Detecção de agrupamentos de microcalcificações em imagens mamográficas digitais utilizando etapas de segmentação da mama e realce. *Horizonte Científico (Uberlândia)*, v. 4, p. 1-29, 2010.
- [6] Dheebea J, Wiselin Jiji.G. Detection of Microcalcification Clusters in Mammograms using Neural Network. *International Journal of Advanced Science and Technology*. vol. 19, June, 2010
- [7] Rangayyan RM. *Biomedical Image Analysis*. 1° ed. Boca Raton (USA); 2005.
- [8] Goncalves ATC. Variabilidade inter e intra-observador do sistema Bi-hads incluindo a subdivisão da categoria 4 para microcalcificações mamárias encaminhadas para agulhamento pré-operatório [dissertação]. Porto Alegre: Universidade Federal do Rio Grande do Sul; 2006.
- [9] Sales RVS, *et al.* Detecting calcifications in mammographic images by applying threshold and use of wavelets. in: 2014 Pan American Health Care Exchanges (PAHCE), 2014, Brasília. 2014

ESTUDO SOBRE A OTIMIZAÇÃO DA ATIVIDADE EM IMAGENS DE PET/CT PARA DIFERENTES BIOTIPOS

J. C. Martini* e A. M. Marques da Silva**

*Martini Science Indústria e Comércio em Radioproteção, Porto Alegre, Brasil

** Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica, PUCRS, Porto Alegre, Brasil

e-mail: martinuclear@terra.com.br

Resumo: Apesar de metodologias e níveis de referência empregados internacionalmente indicarem valores fixos de concentração de atividade a pacientes em exames de PET/CT, na prática clínica há uma grande discrepância entre as atividades administradas. As indicações atuais utilizam parâmetros dependentes do paciente, como idade e peso, sem considerar uma avaliação da qualidade da imagem final e do desempenho do equipamento de aquisição das imagens. A proposta deste trabalho é investigar como os biotipos dos pacientes podem influenciar na determinação da atividade de ^{18}F -FDG a ser administrada em exames de PET/CT e na qualidade das imagens. Foi realizado um estudo com simuladores de diferentes diâmetros e composições, representando pacientes com diferentes biotipos. O estudo foi realizado a partir dos dados *raw* das projeções e da determinação do NECR, com distintas concentrações de atividade. Os resultados mostraram uma diferença no comportamento da curva do NECR no simulador PEAD, cuja densidade é semelhante à da gordura, em relação aos simuladores de PMMA, cuja densidade é semelhante ao músculo. Esta diferença deve-se à maior probabilidade de produção de fótons espalhados no PEAD. Conclui-se que este mesmo efeito de aumento do número de eventos de coincidência por espalhamento poderia ser encontrado em pacientes obesos, com maior quantidade de gordura corporal, exigindo um estudo de otimização de atividade em função do biotipo do paciente, além da idade e peso.

Palavras-chave: PET/CT, atividade, otimização, NECR.

Abstract: *Although methodologies and reference levels internationally employed indicate the activities administered to patients for PET/CT examinations, in clinical practice there is a great discrepancy between the administered activities. Current indications use patient dependent parameters, such as age and weight, without considering image quality and the image acquisition equipment performance. The purpose of this study is to investigate how patients' body types influence the determination of ^{18}F -FDG activity to be administered in PET/CT scans and image quality. A study was conducted with simulators of different diameters and compositions, representing patients with different biotypes. The study was performed from the projections raw data and the determination of NECR, with different concentrations of activity. The results showed a difference of the NECR curve in PEAD*

simulator, whose density is similar to fat, compared to PMMA simulators, whose density is similar to muscle. This difference is due to the higher probability of producing scattered photons in PEAD. The conclusion is that this same effect of increasing the number of scatter coincidence events could be found in obese patients, with increased body fat, requiring an activity optimization study on the basis of the patient's body type, in addition to age and weight.

Keywords: PET/CT, activity, optimization, NECR.

Introdução

Na técnica de PET (*Positron Emission Tomography*), as imagens são obtidas através da administração intravenosa de um radiofármaco, sendo o mais utilizado o ^{18}F -FDG (2-[fluorine-18]-fluoro-2-deoxy-D-glucose), molécula análoga à glicose, associada ao radioisótopo Flúor-18 [1]. Apesar de esta técnica fornecer imagens de baixa resolução espacial (4 a 6 mm), quando comparadas com a tomografia computadorizada (CT) ou ressonância magnética, ela permite uma avaliação funcional e metabólica ao longo do tempo [2].

A qualidade das imagens de PET é influenciada por diversos parâmetros físicos relacionados ao tipo de equipamento de aquisição de imagens (tipo de cristal detector, resolução energética, tempo de resposta, sensibilidade, etc.). Além disso, o protocolo de aquisição, as características antropométricas e fisiológicas dos pacientes que influem na biodistribuição do radiofármaco, e os algoritmos de reconstrução e processamento das imagens também afetam a qualidade das imagens [3].

Diversos estudos vêm sendo realizados para padronizar os protocolos de aquisição e interpretações de exames PET/CT com ^{18}F -FDG [4-8]. No entanto, as orientações indicam, para o cálculo da atividade, apenas variáveis de peso e/ou idade, separadas para adultos e crianças (< 19 anos), sem considerar ou qualificar parâmetros de qualidade da imagem relacionados aos equipamentos ou aos biotipos dos pacientes.

Embora, na maioria das recomendações, o peso do paciente seja usado diretamente no cálculo da atividade a ser administrada, a qualidade da imagem não está relacionada de forma simples a este parâmetro. Boellaard e colaboradores [9] destacam que a qualidade da imagem não depende linearmente do peso, e a relação entre variáveis antropométricas (peso, altura) e

gênero com a qualidade é desconhecida. Outros autores [10-11] destacam que a massa corporal magra, área de superfície corporal ou índice de massa corporal, podem auxiliar na melhoria da qualidade de imagem, através da determinação de uma atividade administrada mais adequada. Entretanto, as relações entre a qualidade da imagem e os parâmetros antropométricos/fisiológicos ainda não estão bem determinadas.

O objetivo deste trabalho é investigar a dependência entre a atividade administrada em exames de PET/CT com ^{18}F -FDG a pacientes com diferentes biótipos, e a qualidade da imagem, a partir de um estudo com simuladores físicos de diferentes dimensões e composições.

Materiais e métodos

O estudo foi realizado a partir dos dados de projeção *raw* obtidos de um equipamento PET/CT Siemens, modelo Biograph, com detector LSO.

Foram adquiridas imagens de simuladores com diferentes diâmetros e composições químicas, que representam simplificada, pacientes com distintos biótipos.

Os simuladores (Figura 1) são 3 cilindros com diâmetros de 16 cm, 20 cm e 32 cm, compostos de PMMA (Polimetil Metacrilato), cuja densidade é $1,19 \text{ g/cm}^3$ e PEAD (Polietileno de Alta Densidade), cuja densidade varia entre $0,93$ e $0,96 \text{ g/cm}^3$.



Figura 1: Simuladores utilizados na aquisição de dados de PET. Da esquerda para a direita: simulador de PMMA de 32 cm de diâmetro; simulador de PEAD de 20 cm de diâmetro; simulador de PMMA de 16 cm de diâmetro.

As imagens foram adquiridas com concentrações de atividade distintas de ^{18}F -FDG inseridas em seringas no centro de cada simulador. Em função da baixa meia-vida do radioisótopo ^{18}F ($T_{1/2} = 110 \text{ min}$), iniciaram-se as aquisições com altas concentrações de atividade ($1034,8 \text{ MBq/ml}$) que foram decaindo e permitindo a aquisição em uma faixa extensa de atividade, até $7,7 \text{ MBq/ml}$.

A imagem PET é formada a partir da detecção de fótons de aniquilação provenientes da interação do pósitron emitidos pelo radioisótopo ligado ao fármaco, em um sistema eletrônico de coincidência. Na detecção, além dos eventos de coincidência verdadeira (TRUES),

podem ser contabilizados eventos de coincidência provenientes de fótons que sofrem espalhamento (SCATTER) e cuja linha de resposta é contabilizada incorretamente. Outra possibilidade é a detecção de coincidências aleatórias (RANDOMS) provenientes de fótons de aniquilação distintos. Finalmente, existe a probabilidade de detecção de fótons únicos (SINGLES), quando um dos fótons de aniquilação não atinge os detectores. Nos sistemas PET, as contagens totais detectadas (PROMPTS) incluem os eventos provenientes das coincidências verdadeiras (T), aleatórias (R) e de espalhamento (S). Os fótons são contabilizados eletronicamente de acordo com a energia, posição e o tempo medido na janela de coincidência, originando imagens tridimensionais [2].

Um parâmetro específico para avaliar o desempenho de um sistema PET é a NECR (do inglês *Noise Equivalent Count Rate*, ou taxa de contagem de ruído equivalente), conforme definida por Strother e colaboradores [12], determinada pela equação (1):

$$NECR = \frac{T^2}{T+S+R} \quad (1)$$

onde T, R e S são a taxa de eventos de coincidência verdadeiras, aleatórias e de espalhamento, respectivamente. A unidade da NECR é de taxa de contagens por segundo (cts).

Como em certos equipamentos, os dados de taxas de eventos não são acessíveis, a NECR também pode ser definida a partir da equação 2 [13]:

$$NECR = \frac{(P-R)^2 \times (1-sf)^2}{T+S+R} \quad (2)$$

onde P, R e *sf* são a taxa de PROMPTS, taxa de eventos de coincidência aleatória e fração de espalhamento, respectivamente. A fração de espalhamento é definida como $sf = S/(S+T)$. Os valores de R' e S' são as taxas de eventos de coincidência aleatória e de espalhamento corrigidas, que incluem apenas as projeções que passam através do simulador [13]. Como os simuladores possuem comprimento máximo de 20 cm, sua imagem é adquirida em apenas uma posição dos detectores, denominado BED.

A partir dos dados *raw* da aquisição extraídos diretamente da *workstation*, foram tabelados os valores de taxas de contagens PROMPTS (P), RANDOMS (R) e TRUES (T) para as aquisições com os três simuladores. Os valores de NECR foram calculados utilizando a equação 1 e considerando que a fração de espalhamento $sf = 0$, conforme descrito no manual do fabricante.

O valor ótimo de concentração de atividade a ser administrado em exames PET está relacionado ao valor máximo da curva NECR, que representa o ponto no qual ocorre o máximo de eventos de coincidência verdadeiros e o mínimo de eventos espúrios, tais como os eventos por coincidências aleatórias e de espalhamento, que não contribuem com a qualidade da imagem, apenas aumentando o ruído da imagem.

Resultados

As Figuras 2, 3 e 4 apresentam os valores das taxas de PROMPTS (P), aleatórios (R), verdadeiros (T) e NECR para os simuladores de 16 cm, 20 cm e 32 cm, respectivamente.

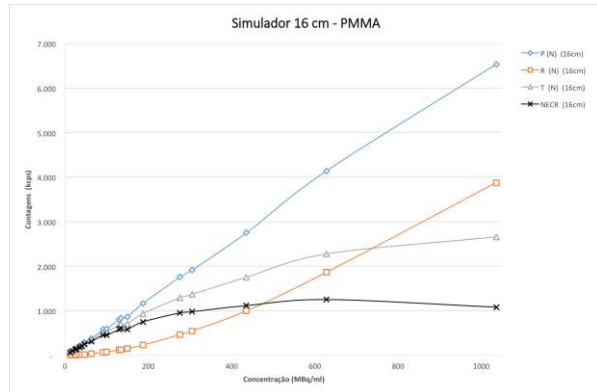


Figura 2: Gráfico dos eventos de coincidência totais ou PROMPTS (P), aleatórios (R) e verdadeiros (T), além da curva NECR para o simulador de PMMA de 16 cm de diâmetro, em função da concentração de atividade.

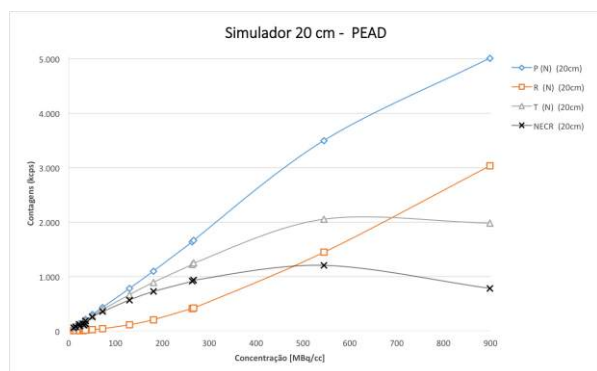


Figura 3: Gráfico dos eventos de coincidência totais ou PROMPTS (P), aleatórios (R) e verdadeiros (T), além da curva NECR para o simulador de PEAD de 20 cm de diâmetro, em função da concentração de atividade.

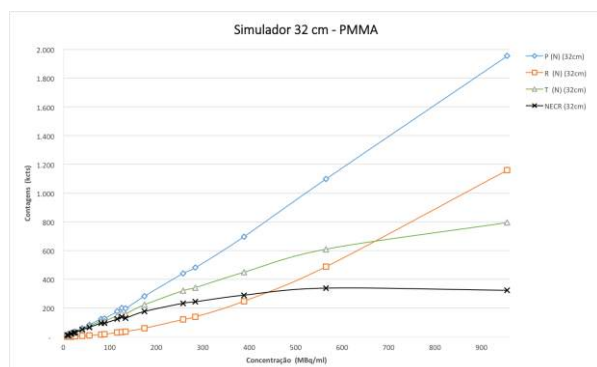


Figura 4: Gráfico dos eventos de coincidência totais ou PROMPTS (P), aleatórios (R) e verdadeiros (T), além da curva NECR para o simulador de PMMA de 32 cm de diâmetro, em função da concentração de atividade.

Os valores de NECR máximo obtido para os três simuladores investigados são apresentados na Tabela 1.

Tabela 1: NECR máximo e respectiva concentração de atividade para os simuladores.

Simulador	NECR _{máx}	Conc Atividade
PMMA-16 cm	1251,53 kcts	627 MBq/ml (16,9 mCi/ml)
PEAD-20 cm	1204,34 kcts	544 MBq/ml (14,7 mCi/ml)
PMMA-32 cm	338,68 kcts	564 MBq/ml (15,2 mCi/ml)

Discussão

Apesar dos valores de concentração de atividade para o NECR máximo serem praticamente os mesmos para todos os simuladores, a taxa de contagens máxima para o simulador PMMA-32 cm é quase $\frac{1}{4}$ do valor obtido para o simulador de PMMA-16 cm, devido à alta atenuação resultante da interação dos fótons com o meio atenuador de maior diâmetro. A consequência desta diminuição das contagens é que a imagem resultante terá um nível mais alto de ruído de Poisson para estruturas com maior diâmetro. Apesar desta constatação, caso seja administrada uma atividade maior, a taxa de contagens de eventos de coincidência aleatória (RANDOMS) aumenta, ocorrendo degradação da qualidade da imagem. Assim, para pacientes de maior diâmetro, deve-se aumentar o tempo de aquisição de forma a produzir uma imagem com maior número de contagens, ao invés de aumentar a atividade administrada.

Este resultado é confirmado por estudos que mostram que para pacientes obesos (> 90 kg), o tempo de aquisição total deve ser ampliado [11, 14, 15].

Apesar dos simuladores não representarem fielmente a estrutura complexa de pacientes com diferentes biotipos, os resultados fornecem indicativos de que seria necessário diferenciar a aquisição de imagens para pacientes com distintas características antropométricas, como circunferência abdominal e índice de adiposidade corporal.

Um dos indicadores é o comportamento dos eventos de coincidência verdadeiros (T) e aleatórios (R) nos simuladores de PMMA-16 cm e PEAD-20 cm. Apesar da concentração de atividade para o NECR máximo ser praticamente o mesmo, a curva NECR do simulador PEAD-20 cm apresenta uma queda mais acentuada após o máximo. Esta queda deve-se à maior produção de fótons espalhados para concentrações de atividade mais altas. Este fenômeno é explicado pelos valores de probabilidade de espalhamento Compton para fótons de 500 keV (NIST-XCOM), cujos valores são $\sigma_C = 0,0993$ para o PEAD e de $\sigma_C = 0,0939$ para o PMMA.

Sabe-se que a estrutura óssea é a mesma para pacientes com índices de massa corporal distintos. A gordura excedente em pacientes com maior índice de adiposidade corporal devido à obesidade apenas contribui com o maior espalhamento dos fótons, tendo

como consequência a perda da qualidade de imagem. Da mesma forma, para pacientes com biotipo endomorfo, com maior índice de adiposidade corporal, a administração de atividades maiores não produz uma melhoria equivalente da qualidade da imagem resultante. Para diminuição do ruído das imagens, torna-se necessário ampliar o tempo de aquisição das projeções para a formação da imagem.

Conclusão

Este estudo obteve evidências de que existem diferenças significativas no desempenho dos equipamentos de PET/CT que produzem imagens de pacientes com diferentes biotipos a partir da administração de diferentes concentrações de atividade de ^{18}F -FDG. Apesar do estudo, realizado com simuladores físicos com diferentes diâmetros e composições, não representar fielmente a estrutura morfológica e fisiológica de pacientes, os resultados trazem evidências de que a qualidade das imagens de PET/CT depende, além das características de sensibilidade do equipamento, da composição e dimensão do objeto que contém a concentração de atividade. Este resultado com os simuladores pode ser relacionado ao biotipo do paciente, representado tanto pelo índice de massa corporal, como pelo índice de adiposidade corporal.

Maiores estudos são necessários para estender estes resultados para a prática clínica. Para tanto, estudos devem ser realizados retrospectivamente com dados e imagens de pacientes em cada equipamento, buscando determinar as curvas de concentração de atividade específicas para biotipos de pacientes, em função de suas características de idade, peso, sexo e índices que representem a distribuição de massa e gordura.

Agradecimentos

Agradecimentos ao Serviço de Medicina Nuclear da Santa Casa de Misericórdia de Porto Alegre pela disponibilização dos equipamentos e insumos para a pesquisa.

Referências

- [1] Fletcher, JW et al. Recommendations on the Use of ^{18}F -FDG PET in Oncology. *Journal of Nuclear Medicine*. 2008; 49(3):480–508.
- [2] Cherry, SR; Sorenson, JA and Phelps, ME. *Physics in Nuclear Medicine*, Philadelphia: Saunders-Elsevier, 2003, 523 p.
- [3] Willegaignon, J et al. Atividades de radioisótopos administradas em medicina nuclear e proposta de nível de referência em diagnóstico (DRL) para pacientes adultos e pediátricos no Brasil. *Alasbimn Journal*. 15 de setembro 2015. Available from: <http://www.alasbimnjournal.net/a/156>
- [4] Lassmann M, Treves ST. Paediatric radiopharmaceutical administration: harmonization of the 2007 EANM paediatric dosage card (version 1.5.2008) and the 2010 North American consensus guidelines. *European Journal of Nuclear Medicine and Molecular Imaging*. 2014; 41(5):1036–41.
- [5] Koizumi, K, et al. Japanese consensus guidelines for pediatric nuclear medicine. *Annals of Nuclear Medicine*. 2014; 28(5):498–503.
- [6] Boellaard, R et al. FDG PET and PET/CT: EANM procedure guidelines for tumour PET imaging: version 2.0. *European Journal of Nuclear Medicine and Molecular Imaging*. 2015; 42: 328–354.
- [7] Gelfand, MJ, Parisi, MT and Treves, ST. Pediatric Radiopharmaceutical Administered Doses: 2010 North American Consensus Guidelines. *Journal of Nuclear Medicine*. 2011; 52(1):318–322.
- [8] Krause BJ, Beyer T, Bockisch A, et al. FDG-PET/CT in oncology. German guideline. *Nuklearmedizin*. 2007; 46(6):291–301.
- [9] Boellaard, R et al. The Netherlands protocol for standardisation and quantification of FDG whole body PET studies in multi-centre trials. *European Journal of Nuclear Medicine and Molecular Imaging*. 2008; 35(12):2320–2333.
- [10] Menezes, VO et al. Optimization of oncological ^{18}F -FDG PET/CT imaging based on a multiparameter analysis. *Medical Physics*. 2016; 43(2):930–938.
- [11] De Groot, EH, Post, N, Boellaard, R, et al. Optimized dose regimen for whole-body FDG-PET imaging. *EJNMMI Research*. 2013; 3(1):63.
- [12] Strother, SC; Casey, ME and Hoffman, EJ. Measuring PET scanner sensitivity: Relating countrates to image signal-to-noise ratios using noise equivalent counts. *IEEE Transactions on Nuclear Science*. 1990; 37(2):783–788.
- [13] Chang, T, et al. Effects of injected dose, BMI and scanner type on NECR and image noise in PET imaging. *Physics in Medicine and Biology*, 2010; 56(16):5275–5285.
- [14] Masuda Y, Kondo C, Matsuo Y, Uetani M, Kusakabe K. Comparison of imaging protocols for ^{18}F -FDG PET/CT in overweight patients: optimizing scan duration versus administered dose. *Journal of Nuclear Medicine*. 2009; 50(6):844–848.
- [15] Halpern BS, Dahlbom M, Auerbach MA, Schiepers C, Fueger BJ, Weber WA, Silverman DHS, Ratib O, Czernin J. Optimizing imaging protocols for overweight and obese patients: a lutetium orthosilicate PET/CT study. *Journal of Nuclear Medicine*. 2005; 46(4):603–607.

DETERMINAÇÃO SIMULTÂNEA DE PROPRIEDADES ACÚSTICAS DO OSSO CORTICAL EM MODELOS NUMÉRICOS USANDO A ABORDAGEM DE IDENTIFICAÇÃO DE SISTEMAS

P. T. C. R. Rosa*, A. J. Fontes-Pereira*, D. P. Matusin* e W. C. A. Pereira*

* Programa de Engenharia Biomédica, COPPE/UFRJ, Rio de Janeiro, Brasil
e-mail: ptcardozo@gmail.com

Resumo: A osteoporose é uma doença sistêmica que afeta drasticamente a qualidade de vida do paciente. Atualmente, seu diagnóstico é feito utilizando o T-Score, medida que se baseia na densidade mineral óssea (*Bone Mineral Density* – BMD). Entretanto, sabe-se que a BMD não é o único fator responsável pela qualidade óssea do indivíduo. O ultrassom quantitativo (*Quantitative Ultrasound* – QUS) vem sendo proposto na literatura como uma alternativa ao diagnóstico tradicional, visando estimar outros parâmetros (por exemplo: densidade, espessura, velocidade) que contribuem para a qualidade óssea. Para tal, um modelo paramétrico analítico da função de transferência (FT) de onda plana para um meio multicamada foi ajustada à FT do modelo numérico, obtida por meio do software livre *k-Wave*. Desta forma, os parâmetros densidade, espessura e velocidade longitudinal foram estimados. A faixa de erro percentual das estimativas está entre 0,03% e 0,80 %, e mostrou dependência com a velocidade do ultrassom no meio investigado. Os resultados mostraram a possibilidade de utilizar esse método para caracterizar o tecido ósseo, encontrando os parâmetros responsáveis pela sua condição. Entre os passos futuros está a inclusão da atenuação acústica no modelo, além de um estudo da sensibilidade em função do nível de ruído e da espessura da amostra.

Palavras-chave: Osso cortical, ultrassom, identificação de sistemas, simulação computacional.

Abstract: *Osteoporosis is a systemic disease that affects drastically the patients' quality of life. Nowadays, its diagnosis is performed using the T-Score, which is based on subject bone mineral density (BMD). However, BMD is not the sole parameter that accounts for bone quality. Quantitative ultrasound (QUS) has been proposed in literature as a new modality of diagnosis, aiming to estimate some parameters as acoustical velocity, thickness and density, which contribute for bone quality. The fitting was performed between an analytical plane wave transfer function model (TF) and its numerical simulated TF, obtained using k-Wave software. Thus, the parameters density, acoustical velocity and thickness were estimated. The percentage error interval is between 0.03 % and 0.80 % and this error seems to be dependent on the ultrasound velocity in the investigated media. The results have shown the possibility to use this method to characterize the bone tissue properties. Future steps include acoustic*

attenuation in the model and a sensibility study of the estimates as a function of noise level and sample thickness.

Keywords: *cortical bone, ultrasound, system identification, computational simulations.*

Introdução

A osteoporose é uma doença sistêmica que afeta drasticamente a qualidade de vida dos indivíduos, sendo caracterizada por alteração da densidade mineral óssea (*Bone Mineral Density* – BMD), da espessura cortical, da elasticidade, etc. [1]. Com o envelhecimento da população, estima-se um crescimento do número de indivíduos com osteoporose em todo mundo [2], no Brasil, aproximadamente 10 milhões de pessoas têm a doença [2]. Tradicionalmente, o seu diagnóstico é feito por meio do T-Score, medida que leva em consideração somente a BMD [2, 3]. Entretanto, estudos demonstram que a densidade mineral óssea por si só não explica a melhora obtida por pacientes diante do tratamento com agentes antirreabsortivos [4] nem a mudança dos outros parâmetros que contribuem para a qualidade óssea. Sendo assim, espera-se que outras variáveis além da BMD sejam responsáveis por explicar, de forma mais acurada, a fragilidade óssea.

O ultrassom quantitativo (*Quantitative Ultrasound* – QUS) é comumente utilizado em outras áreas da engenharia, dentre elas, no campo de ensaios não destrutivos (NDE) para medir propriedades acústicas e geométricas de materiais. Atualmente, o QUS vem sendo proposto na literatura como forma de estimar parâmetros de tecidos biológicos, como por exemplo, aqueles que contribuem para a qualidade óssea.

Fundamentação teórica – A propagação de ondas de pequena amplitude em meios multicamadas é descrita pela equação linear da onda. Aplicando a transformada de Fourier (assumindo sua existência), a equação torna-se a equação de Helmholtz. Para um desenho experimental geral (pulso-eco ou transmissão-recepção) com 1 camada cercada por água, pode-se determinar a função de transferência (FT) do sistema (transdutor – água – meio – água – transdutor) aplicando as condições de contorno nas 2 interfaces meio/água (continuidade do deslocamento e pressão), chega-se à TF_1 . Refazendo o mesmo procedimento descrito acima para o sistema criado pela substituição da amostra por água (transdutor – água – água – água –

transdutor), chega-se à TF_2 . Dividindo TF_1 por TF_2 , obtém-se a Equação 1, que representa uma FT independente do sistema de medição [5]:

$$H(j\omega) = \frac{(1 - r_{WM}^2) e^{-j\omega\tau_M} e^{-D\omega}}{(1 - r_{WM}^2 e^{-2j\omega\tau_M} e^{-2D\omega}) e^{-j\omega V_{MW}\tau_M}} \quad (1)$$

onde r_{WM} é o coeficiente de reflexão na interface água-material, τ_M o tempo de voo do ultrassom no material, D é a atenuação, V_{MW} a razão entre a velocidade no material e a água e ω é a frequência angular.

Objetivo – O objetivo do trabalho é estudar a qualidade dos materiais a partir dos parâmetros densidade, espessura e velocidade longitudinal da onda, por meio do ajuste do modelo analítico (Equação 1) aos modelos numéricos simulados.

Materiais e métodos

Modelo numérico – Os modelos numéricos foram implementados utilizando o toolbox k-Wave [6], desenvolvido no ambiente Matlab® (MathWorks Inc, Natick, MA). Este software soluciona simultaneamente o sistema de equações descrito em [6], por meio do método Pseudoespectral do Espaço K [6]. Para isto, discretiza-se o sistema de equações no espaço e tempo. Os valores de discretização espacial e temporal foram de 0,05 mm e 10 ns, respectivamente, para garantir um bom compromisso entre tempo computacional e a acurácia da solução, bem como sua estabilidade. Deve-se também definir as condições de contorno do domínio computacional, neste estudo, escolhidas para evitar reflexões. Estas camadas absorptivas são denominadas *Perfect Match Layers* (PML).

Geometria das simulações – Em todas as geometrias, os transdutores emissor (TE) e receptor têm 13 mm de diâmetro e estão posicionados a 1 cm da amostra, seguindo uma configuração de transmissão-recepção. Para estas distâncias, considera-se como plana a frente de onda incidente sobre a amostra (o que de fato se confirma com a simulação), satisfazendo uma das hipóteses necessárias para a validade da Equação 1. O arranjo experimental descrito acima está contido na Figura 1.

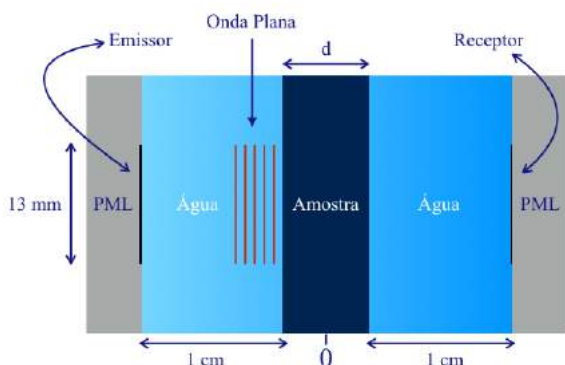


Figura 1: Geometria geral das simulações. O transdutor

emissor emite a onda, que passa através da amostra e chega ao receptor. A distância (d) depende do material em questão.

Foram testados quatro materiais e seus respectivos valores de densidade (ρ), espessura (d) e velocidade longitudinal (V_M) estão na Tabela 1.

Tabela 1: Propriedades dos materiais usados nas simulações: densidade (ρ), espessura (d) e velocidade longitudinal (V_M)

Material	ρ (kg/m ³)	d (mm)	V_M (m/s)
Alumínio	2705	4	6449
Cobre	8900	4	4750
Ossos bovino	2017	4	3905
Pele	1150	4	1730

Antes da solução do modelo com a amostra entre os transdutores, foi simulado um modelo sem nenhuma amostra para a obtenção de um sinal de referência. Em todos os casos, o sinal de excitação foi do tipo multi-senoidal, um sinal periódico (aqui, $T_0 = 10$ kHz) composto por senóides harmonicamente relacionadas, sendo comumente utilizado no campo de identificação de sistemas para estimar a função de transferência em uma determinada faixa de frequência (no estudo, entre 1,5 e 2,5 MHz).

Processamento dos sinais – Visando tornar o processamento mais realista, adicionou-se ruído gaussiano com média 0 e desvio padrão de 0,01 aos sinais coletados. Após esta etapa, dividiu-se a transformada de Fourier dos sinais provenientes das amostras pela transformada do sinal de referência, objetivando obter o coeficiente de reflexão na interface água-material (de r_{WM}), presente na Equação 1.

Otimização – Após o processamento dos sinais, ajustaram-se os dados advindos das simulações ao modelo paramétrico (Equação 1), utilizando o estimador de máxima verossimilhança [7]. Este método se reduz à estimativa de mínimos quadrados quando o ruído é gaussiano [7]. Para resolver este problema, escolheu-se o algoritmo de Levenberg-Marquardt [7]. O conjunto de parâmetros escolhidos para o ajuste foi: Z_{MW} , V_{MW} , e τ . Onde Z_{MW} é a razão entre a impedância do meio e da água ($V_w = 1480$ m/s e $\rho = 1000$ kg/m³) sendo obtido pela Equação 2:

$$r_{WM} = \frac{1 - Z_{MW}}{1 + Z_{MW}} \quad (2)$$

Resultados

Na Tabela 2 estão contidos os valores estimados dos parâmetros dos materiais de teste e tecidos biológicos. Na Tabela 3, está a diferença percentual entre os valores estimados e os de referência.

Tabela 2: média das estimativas dos parâmetros para os materiais de teste

Material	ρ_e (kg/m ³)	d_e (mm)	V_e (m/s)
Alumínio	2726,7	3,97	6402,4
Cobre	8928,9	3,98	4732,3
Ossos bovino	2022,4	3,99	3894,8
Pele	1149,7	3,99	1729,1

Tabela 3: Diferença percentual da média das estimativas dos parâmetros

Material	$\rho_{d\%}$ (kg/m ³)	$d_{d\%}$ (mm)	$V_{d\%}$ (m/s)
Alumínio	0,80	0,70	0,72
Cobre	0,33	0,37	0,37
Ossos bovino	0,27	0,25	0,26
Pele	0,03	0,06	0,05

As Figuras 2 e 3 ilustram as curvas dos modelos analíticos e numérico para o osso bovino e a pele, respectivamente.

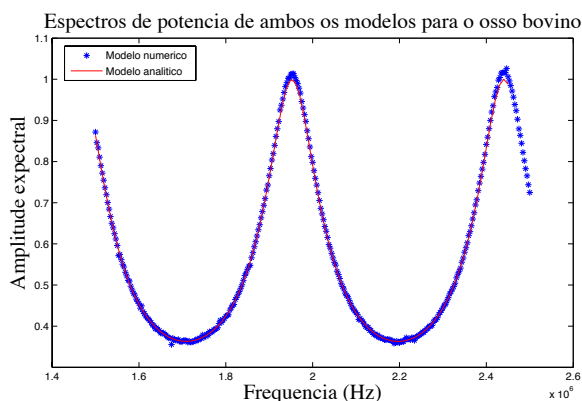


Figura 2: comparação entre o espectro de potência dos modelos analítico e numérico para o osso bovino.

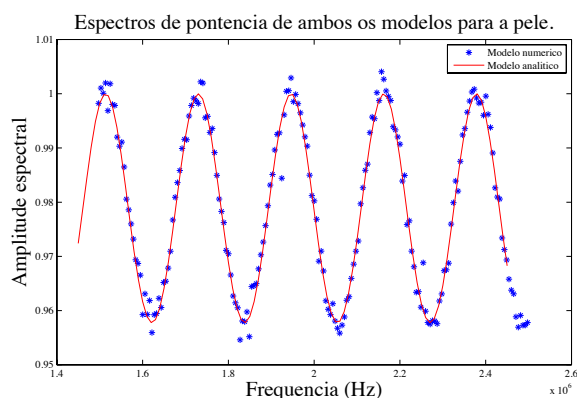


Figura 3: comparação entre o espectro de potência dos modelos analítico e numérico para a pele.

Discussão

As Figuras 2 e 3 ilustram a sobreposição das curvas analíticas e numéricas referentes ao osso bovino e à pele,

respectivamente. Em ambas, percebe-se um bom ajuste entre os dois modelos para o nível de ruído escolhido. Um alto nível de ruído pode influenciar drasticamente a posição dos pontos, e, conseqüentemente, a estimativa paramétrica. Percebe-se também, uma periodicidade nas curvas, com valores máximos e mínimos em torno de 1 e 0,4, respectivamente. Este padrão de periodicidade de valores se repete mesmo quando a atenuação é levada em consideração, entretanto, para frequências maiores, os valores de picos são menores [5].

A Tabela 2 mostra a média estimada dos parâmetros por meios dos métodos descritos anteriormente. Percebe-se que o parâmetro com melhor estimativa, depende do material. Este resultado fica mais perceptível com o auxílio dos valores da Tabela 3, que contém as diferenças percentuais das estimativas das médias dos parâmetros. O menor erro encontrado foi para a densidade da pele (0,03 %), enquanto o maior erro foi de (0,80 %) para a densidade do alumínio. Ou seja, o erro foi encontrado na faixa de [0,03 % a 0,80 %]. Um exame mais acurado deste comportamento, percebe-se que este erro aumenta com o aumento da velocidade da onda no meio investigado. Como a espessura simulada é a mesma, provavelmente ocorre uma diminuição da sensibilidade do método (no caso, da equação 1). Assim, um estudo de espessura mínima para cada material estudado deveria ser feito, para garantir uma boa sensibilidade das estimativas.

Limitações do estudo – Como limitações do estudo, pode-se citar a ausência do parâmetro de atenuação que pode gerar muitos problemas na captação do sinal, bem como no seu processamento. Outro fator que deve ser levado em conta é a influência do nível de ruído na estimativa. Aqui apenas um nível de ruído foi aplicado.

Conclusão

A originalidade deste trabalho consiste na realização de um modelo numérico para avaliar a possibilidade de utilizar o método teórico proposto para estimar parâmetros que possam auxiliar no diagnóstico de doenças ósseas. Os resultados mostraram uma boa conformidade entre os dois modelos (analítico e numérico), indicando a sua potencial utilização futura.

Como próximas etapas, pretende-se adicionar atenuação aos modelos e desenvolver simulações em 3D, aumentando o seu realismo. Em conjunto com as simulações, modelos experimentais serão desenvolvidos para comprovar a eficácia do método.

Um estudo da sensibilidade das estimativas dos parâmetros em função do nível de ruído e da espessura do material investigado também é um passo importante a ser incluído nas próximas etapas.

Agradecimentos

Às agências CNPq, CAPES e FAPERJ pelo apoio financeiro.

Referências

- [1] Bartl R, Frisch B. Osteoporosis, Diagnosis, Prevention, Therapy. 2th ed. Berlin: Spring-Verlag Berlin, 2009.
- [2] International Osteoporosis Foundation. FACTS AND STATISTICS. Disponível em: <<http://www.iofbonehealth.org/facts-statistics>>. Acesso em: 15 Maio. 2016, 10:30:15.
- [3] Laugier P. Instrumentation for in vivo ultrasonic characterization of bone strength. IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control. 2008; 55(6):1179-1196.
- [4] Delmas PD, Seeman E. Changes in bone mineral density explain little of the reduction in vertebral or nonvertebral fracture risk with anti-resorptive therapy. Bone. 2004; 34(4):599-604.
- [5] Longo R, Grimal Q, Laugier P, Vanlanduit S, Guillaume P. Simultaneous Determination of acoustic Velocity and Density of a Cortical Bone Slab: Ultrasonic Model Based Approach. IEEE Transactions on Ultrasonics Ferroelectrics, and Frequency Control. 2010; 57(2):496-500.
- [6] Treeby BE, Cox BT. K-Wave: MATLAB toolbox for the simulation and reconstruction of photoacoustic wave-fields. Journal of Biomedical Optics. 2010; 15(2):021314.
- [7] Lyung L. System Identification, Theory for the User. 2th ed. Englewood Cliffs, NJ: Prentice Hall PTR; 1999.

EDGES BASED SURGICAL INSTRUMENT TRACKING IN LAPAROSCOPIC IMAGES

G. M. Miranda*, P. H. S. Perruci*, R. F. Vergara* and M. C. Bernardes*

* Laboratório de Automação e Robótica (LARA), Universidade de Brasília, Brazil
e-mail: gabrielmirandatt@gmail.com, pedro.perruci@gmail.com

Abstract: The replacement of arduous tasks by machines has been growing in last years, promoting convenience and ease in different areas. Robotics in medicine sets one of these contexts, particularly in minimally invasive surgery, the scope of our work. In this paper, we propose a method for tracking surgical instruments in laparoscopy, shipped in a robotic endoscope holder and used in aid for surgeons in SUS, the Brazilian health system. The approach is based on the extraction of edges from endoscope images in a non-stereo setup and without previous knowledge of patient's positioning. The algorithm was validated with images from a database of real endoscopic videos, achieving a mean error of 15.53 pixels for high-quality images and 17.82 pixels for low-quality according to our metrics. For benchmarking, we considered the mean fps, that in our system reached a value of 24.62 fps. The obtained errors are compatible with an application for endoscope automatic positioning from images.

Keywords: tracking, laparoscopic, vision, edges-based

Introduction

Laparoscopic surgery is one of most performed image guided minimally invasive procedures. Generally, it is performed by two surgeons: the main physician conducts the procedure by the means of long and thin instruments inserted on the patient's abdominal cavity, while an assisting surgeon is needed for holding the endoscope lenses inside the patient during the entire procedure. For both of them, Operation Room (OR)'s fatigue has been reported as a serious ergonomics concern [1].

Medical robotic endoscope holders have been developed to replace the assistant surgeon in the OR, leaving the camera's control to the main surgeon. Systems such Aesop [2] and Vicky [3] endoscope holders offer the surgeon full control over the visualization of the surgical operation and have an increasing interest of the medical society. However, due to the high costs of importation of any of these products for use in Brazilian's health system (SUS), University of Brasília's project CLARA aims to develop a national alternative for the technology.

Even though robotic endoscope holders have been designed to receive commands by ergonomically comfortable means, the surgeon still needs to deviate his attention of the procedure to move the device, which

might compromise the procedure. The present work proposes a new method for visual tracking of surgical instruments that could be used to automatically command CLARA's robotic endoscope holder. Our main intention on tracking the tip of the laparoscopic instrument is to autonomously orient the movement of the endoscope holder in order to center the images at the surgical tool whenever requested by the surgeon.

Related methods from the state of the art report some variety of approaches. The simplest and most effective approach is tracking a colored marker, added to the tip of the instrument [4]. Some strategies were even able to acquire 3D positioning from an appropriate set of markers [5]. Although their results seem promising, the need of biocompatible markers restrains the solution to custom made marked instruments. A wider range approach uses a classifier, similarly to face tracking algorithms applied to surgical instruments [6]. It has been reported near real time computer efficiency [7], although the method involves intensive training of carefully chosen datasets. The most generic and direct approach found in the literature is to track the surgical instruments by the edges found on image. Though it involves high computational cost processing, this solution is able to extract the tool tip position with good precision. More ambitious approaches use the insertion point's position of each instrument to filter edges and estimate the 3D position of the tip near real time [8].

This paper presents a novel visual tracking method for surgical instruments. It comprises an edges based approach for 2D pose estimation of the instrument's tip. The main contribution of this research is to develop a low cost surgical instrument tracker, robust to occlusion and color changes. The method requires no prior knowledge about the surgical environment and the main restraint is the need of appropriate contrast between the instrument's axis and the background of the video frame. Although the algorithm was designed to be embedded on CLARA's robotic endoscope holder, the solution is expected to develop properly in different types of minimally invasive operations.

Materials and methods

The proposed approach for tracking surgical instruments in laparoscopic videos is based on the recognition of the tool geometric characteristics on the image. The tool shaft can be represented in the image by

two lines, almost parallel and close to each other. These conditions are sufficient to filter probable lines from those present in the image, locate the extremity of the shaft and estimate the instrument's tip position. Known geometrical constraints concerning the tool's shaft have been reported by [8] and [9] and have shown precise and robust results for stereo camera images.

In this paper we propose a method based on these previous studies, but adapted to monocular endoscope captures with no prior knowledge about the surgical environment. These are the conditions commonly found on SUS. As a consequence, we developed a robust method to estimate the 2D pose of a single instrument tip.

Our implementation can be summarized in five stages: preprocessing, edges extraction, lines extraction, tools shaft extraction and locate instrument's tip. The process workflow is represented in Figure 1 and the method is summarized in Algorithm 1. Each stage will be briefly explained on the following subsections.

Preprocessing– The first part of our implementation consists on detaching the surgical tools from the image's background. Also, luminous variations as shadows must be smoothed. Therefore, it is performed a histogram equalization on each of the image channels. Equalized histogram increases the global contrast of the image, allowing a better visualization of the instrument.

Edges extraction – Then, a color threshold is applied, clustering similar characteristics of the environment in order to differ the black surgical tools from the red background on the patient's body. In the sequence, Canny edges detection algorithm is used. It consists in extracting image's gradients and select best edge points candidates by applying a double threshold on their gradient values. To avoid the effect of poorly illuminated regions in the corners of the frame, we consider an ellipsoid Region Of Interest (ROI) that ignores those darker regions.

Lines extraction – We focus on searching for the two lines that best fit the instrument's shape. Upon the

edges image, Hough Transform [10] is called to extract lines formed by them. It consists in a voting operation in which every possible lines passing through each pair of edge points is computed and stored in the Hough Space — a Cartesian plan, in function of line's polar coordinates (ρ, θ) . As a result, it's obtained a vector of lines coordinates, ordained by their votes.

Tool shaft extraction – In order to identify the instrument's body among all lines found on image, an outer loop was designed to filter the lines upon their relevance and the expected geometrical constraints. Because Hough Lines already outputs lines ordered by votes, it is assumed that the first line of the vector belong to the instrument's axis. So, an inner loop iterates through the vector searching for its pair. The second line must be close to the first line in both their polar parameters ρ and θ , meaning that $\theta_{min} < \Delta\theta < \theta_{max}$ and $\rho_{min} < \Delta\rho < \rho_{max}$. When a valid pair is found, the inner loop — for the second line — is satisfied and an instrument's body is found. Then, the outer loop goes on, searching for instrument's lines which fulfill the geometrical restraints until the vector of lines is done. By the end, it's obtained a vector of possible instrument's bodies on the image.

Tool tip location – The primary objective of this step is to locate the end of the tool's shaft in each of the instrument's bodies. A loop goes through the vector of bodies, analyzing each pair of lines. It's assumed that both of the axis ending points are represented as edges returned by the Edges extraction step. So, a possible ending point is each point of the edges image which belongs to the line. A step for finding ending point candidates is performed.

In order to locate the actual, or the best, ending point P_o , it has to have neighbor points at one side, though none in the other. A tolerance γ for this computation is used. If the point P_o can be written as

$$P_o = P_o.x + P_o.y,$$

then γ is

$$\gamma = \gamma.x + \gamma.y.$$

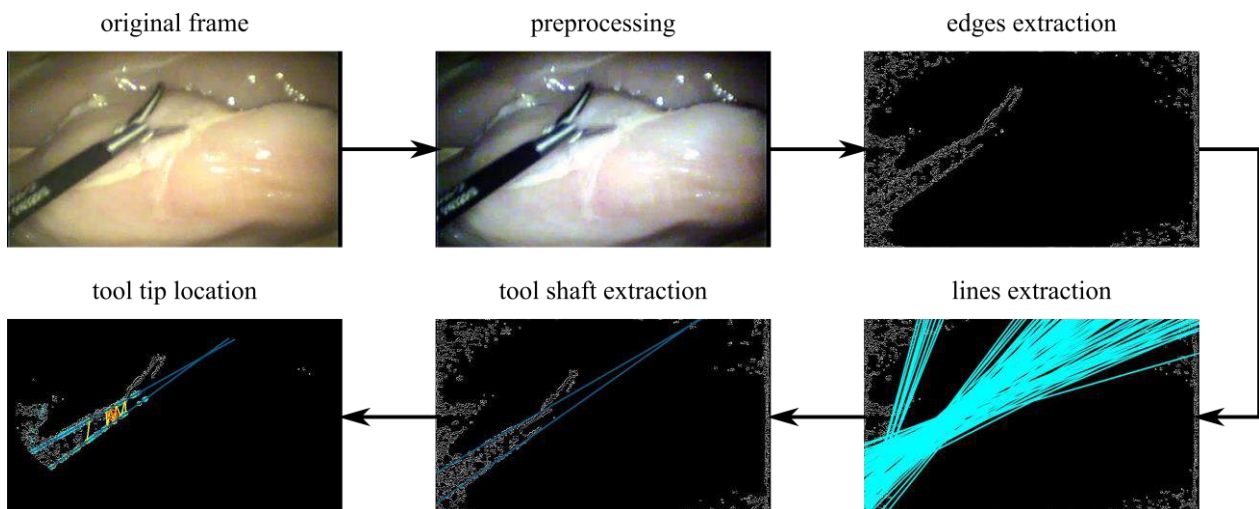


Figure 1: Workflow of the proposed algorithm: the original laparoscopic video frame goes through preprocessing, extraction of edges, lines and tool shaft, and location of tool tip, which is returned as output of the implementation.

In order to estimate the tip's location through both body's lines, we need to correspond Po to its pair, Po' . These points must be positioned close to each other, respecting a second restraint, given by

$$\gamma - Pt < \Delta Pt < Pt + \gamma.$$

When a successful correspondence occurs, the instrument's tip estimation is expressed as the arithmetic mean of the corresponded points.

Algorithm 1 Pseudocode for surgical tool detection

```

1: procedure LOCATE TOOLS TIP
2:   Begin
3:    $image \leftarrow videoFrame$ 
4:    $image \leftarrow PREPROCESSING(image)$ 
5:    $image \leftarrow EDGESEXTRACTION(image)$ 
6:    $vector\ of\ lines \leftarrow EXTRACTLINES(image)$ 
7:   loop each line in vector of lines
8:      $first\ line \leftarrow Most\ Relevant\ Line(line)$ 
9:     loop each line' in vector of lines
10:       $second\ line \leftarrow FulfillConstraints(first\ line, line')$ 
11:     end loop
12:   end loop
13:   if there is( second line ) then
14:      $Tool\ Shaft \leftarrow (first\ line, second\ line)$ 
15:     loop each of shaft's lines
16:        $vector\ of\ points \leftarrow ExtractEdgePoints(Tool\ Shaft)$ 
17:        $ending\ points \leftarrow FindEndpoints(vector\ of\ points)$ 
18:     end loop
19:      $TipEstimation \leftarrow CorrespondPoints(ending\ points)$ 
20:      $Tip \leftarrow Arithmetic\ Mean(TipEstimation)$ 
21:   end if
22:   End
23: end procedure

```

Results

The presented solutions were developed in C++ language, based on OpenCV's libraries. The images were obtained from monocular recording of in vivo MIS from the web database "Hamlyn Centre Laparoscopic / Endoscopic Video Datasets"¹ and from the Dr. R.K. Mishra database². To assure the robustness of our solution, we tested it to a variety of images from different surgical operations. Each of them shall represent a different set of illumination and surgical tool's color — determinant characteristics of an image for computer vision. In addition, *ex-vivo* simulations were recorded in laboratory with an endoscopic camera.

For evaluation, were selected a set of 573 frames of five different videos of our dataset. On each of them, a possible instrument shaft was detected. These frames were distributed in 304 high quality images and 269 low quality images and, for each of them, the ground truth (GT) was manually elaborated. The region considered as instrument's tip consists in the entire metallic region in top of the instrument's body.

Each set of results is expressed in Table 1. Values considered for analysis were the absolute difference between the estimated tip position and the ideal position (μ) — in pixels — their standard deviation (σ) and a hit parameter. When the instrument's tip estimation error is

less than 20 pixels, a hit is counted. It's valuable to notice that, when choosing the ideal position, the shortest distance between the real value and the metallic region of the tip in the image was considered.

Regarding the evaluation of our algorithm computational cost, we measured the average frame rate used to process the selected set of frames used for validation. The computer used for benchmarking was an Intel® Core™ i3-2310M CPU @ 2.10GHz × 4 processor with 4 GB of RAM, which obtained a frame ratio of 24.62 fps.

Table 1: Tracking results obtained for method validation. The estimated pose was compared to a manually selected GT. When their difference is under a 20-pixel tolerance, a hit is computed.

Images	Mean error	Deviation	Hits ratio
High Quality	15.53 px	22.65 px	88.88%
Low quality	17.82 px	26.26 px	86.62%

Discussion

For both high and low quality image groups, the algorithm has shown a valuable precision rate. Although it couldn't match [9]'s accuracy, the consistency between image groups is notable. This robustness is essential for general camera conditions, which can be found on SUS.

The average frame rate of 24.62 fps represents a computationally efficient solution, capable of running near real time. It means approximately a 9% advantage when compared to [9]'s 26.98 fps. Even though experimental setups differ and research objectives were more complex, their measurements where performed in a much more powerful computer. So, results obtained in this paper indicate an efficient solution for tracking 2D pose estimation.

However, the tool tracking algorithm was evaluated in restrained conditions and can find limitations when applied in other contexts. In our experiments, being the instrument shaft present or not, the algorithm would find a tip. However, this is not always true in a laparoscopic procedure, when the instrument tip may not be present at all or may be occluded. As a consequence, our implementation can present false positives.

Conclusion

The proposed method for 2D pose estimation of surgical tools has shown promising results. To the best of the authors knowledge, it is one of the few solutions that propose locating surgery tools in a monocular setup. Its main contribution relies on the method's computational efficiency, which is faster if compared to stereo tracking methods. It has also shown a high precision rate for both high and low quality images.

The presented tool tracking algorithm was designed to be embedded in CLARA's robotic endoscope holder.

¹ <http://hamlyn.doc.ic.ac.uk/vision/>

² <http://laptube.net/>

Hence, the initial requirement that it be fast and efficient enough to perform near real time tracking was accomplished. Also, it has shown considerable precision when finding the instrument's tip in the proposed conditions.

For future developments, we intend to evaluate the solution in different conditions and its performance on a full video scenario. We also intend to replace the default Hough Lines method by its Probabilistic version with the purpose of decreasing, even more, the overall computational time. Using Hough's Probabilistic version may even increase the finding tip accuracy.

In order to expand the scope of our method, we may also investigate alternatives to handle printed characters usually present in the instrument's bodies.

Acknowledgements

This project is funded by the Brazilian Ministry of Health (Termo de Cooperação nº 121/2013, Processo 25000.169843/2013-83).

References

- [1] A. N. Supe, G. V. Kulkarni, and P. A. Supe, "A computational approach to edge detection," *J. Minim Access Surg.*, vol. 6, no. 2, pp. 31–36, 2010.
- [2] P. Ballester, Y. Jain, K. Haylett, and R. F. McCloy, "Comparison of task performance of robotic camera holders endoassist and aesop," in *International Congress Series*, vol. 1230, pp. 1100–1103, Elsevier, 2001.
- [3] J.-A. Long, P. Cinquin, J. Troccaz, S. Voros, P. Berkelman, J.-L. Descotes, C. Letoublon, and J.-J. Rambeaud, "Development of miniaturized light endoscope-holder robot for laparoscopic surgery," *Journal of Endourology*, vol. 21, no. 8, pp. 911–914, 2007.
- [4] G.-Q. Wei, K. Arbter, and G. Hirzinger, "Real-time visual servoing for laparoscopic surgery. controlling robot motion with color image segmentation," *Engineering in Medicine and Biology Magazine, IEEE*, vol. 16, no. 1, pp. 40–45, 1997.
- [5] L. Bouarfa, O. Akman, A. Schneider, P. P. Jonker, and J. Dankelman, "In-vivo real-time tracking of surgical instruments in endoscopic video," *Minimally Invasive Therapy & Allied Technologies*, vol. 21, no. 3, pp. 129–134, 2012.
- [6] R. Sznitman, K. Ali, R. Richa, R. H. Taylor, G. D. Hager, and P. Fua, "Data-driven visual tracking in retinal microsurgery," in *Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention–MICCAI 2012*, pp. 568–575, Springer, 2012.
- [7] M. Allan, S. Thompson, M. J. Clarkson, S. Ourselin, D. J. Hawkes, J. Kelly, and D. Stoyanov, "2d-3d pose tracking of rigid instruments in minimally invasive surgery," in *Information Processing in Computer-Assisted Interventions*, pp. 1–10, Springer, 2014.
- [8] S. Voros, J.-a. Long, and P. Cinquin, "Automatic Detection of Instruments in Laparoscopic Images: A First Step Towards High-level Command of Robotic Endoscopic Holders," *The International Journal of Robotics Research*, vol. 26, no. 11-12, pp. 1173–1190, 2007.
- [9] R. L. Dockter II, "A Fast , Low-Cost , Computer Vision-Based Approach For Tracking Surgical Tools," *IROS Conference (IEEE)*, p. 198, 2013.

MASSIVELY PARALLEL RECONSTRUCTION OF ULTRASOUND IMAGES THROUGH INVERSE PROBLEMS USING GPUS

P. R. Bueno*, M. V. W. Zibetti**, J. M. Maia***, L.G.D.S. Zanin****, F. K. Schneider***

*CPGEI-DAINF/Federal University of Technology – Paraná (UTFPR), Curitiba, Brazil

**CPGEI-DAMEC/UTFPR, Curitiba, Brazil

***CPGEI-PPGEB-DAELN/UTFPR, Curitiba, Brazil

****CPGEI/UTFPR, Curitiba, Brazil

e-mail: pbueno@utfpr.edu.br

Abstract: This paper presents a new model for image reconstruction in graphics processor units (GPU). The reconstruction time for ultrasound imaging is reduced, as well as the amount of memory needed for processing. The proposed model is based on inverse problems, symmetric behavior of the point spread function (PSF) and parallel implementation in GPU. Inverse problems give us images with better quality, however, at the cost of solving a very large system of equations. The symmetric behavior of the PSF can be exploited to reduce the amount of data necessary for matrix storage. Since parallel processing is possible, we use GPU, which allows almost real-time reconstruction. The experimental results show that the image quality is better than the beamforming methods. Also, they show that use of the symmetric behavior provides a reduction in the amount of data without compromise the quality of reconstruction.
Keywords: Ultrasound imaging, inverse problems, GPU.

Introduction

Medical ultrasound imaging is a very important technology for noninvasive diagnostic procedures. Research groups worldwide have been working hard to discover new methods to improve the quality of the ultrasound images [1,2]. This paper focuses in two-dimensional (2D) ultrasound imaging based on inverse problems, parallel processing and in exploiting characteristics of the model for performance improvement. The reconstruction of an ultrasound image based in inverse problems requires the solution of a very high dimension system, which is very difficult to solve in real time [3]. As seen in [4], it is possible to acquire sufficient data for an image reconstruction with one burst of non-focused plane ultrasound wave. The most important issue at the moment is the amount of data to be stored for processing, which includes captured data and system matrix. The system matrix itself usually requires more memory than what is available in current GPU devices. Therefore, the model was adapted to fit the requirements for GPUs implementation, aiming in reducing memory requirements.

To achieve this goal, the point spread functions (PSF) are computed for a grid of scattering point sources, where each point in the grid represents a pixel in the resulting

image. Each computed PSF corresponds to a column of system matrix [4,5], as shown in Figure 1.

In this work, the system matrix was divided half to each GPU for processing. Also, lateral symmetry of the PSF was utilized so only half of the matrix needs to be computed and stored. The result of these steps are that only $\frac{1}{4}$ of the original matrix need to be in each GPU memory, allowing the reconstruction of images with 4 times larger than originally possible. The simulation results present the performance improvement with the proposed method.

Materials and methods

A 2D ultrasound image, or B-mode image, is obtained by the interaction between the acoustic beam and the scanned tissues. The transducer array is used for transmitting the ultrasound pulse and receiving the echoes [6]. In this work, we assumed the following model for the echoes of a particular reflecting strength f at the position \mathbf{r} [1,6,7]:

$$g_n(\mathbf{r}, t) = h_n(\mathbf{r}, t)f(\mathbf{r}) \quad (1)$$

where $h_n(\mathbf{r}, t)$ is the pulse-echo spatial impulse response and $f(\mathbf{r})$ is the reflectivity function. The pulse-echo spatial impulse response can be computed as:

$$p(\mathbf{r}, t) = \sum_{n=1}^{Ne} u_n(t) * h_n^{ef}(t) * h_n^{f-SIR}(\mathbf{r}, t) \quad (2)$$

$$h_n^{ef}(t) = e^{-\beta t^2} \cos(2\pi\omega t)$$

$$h_n(\mathbf{r}, t) = h_n^{eb}(t) * h_n^{b-SIR}(\mathbf{r}, t) * p(\mathbf{r}, t)$$

where $u_n(t)$ is the voltage excitation applied to the transducer, $h_n^{f-SIR}(\mathbf{r}, t)$ is the emission point spread function, β defines the bandwidth and ω sets the central frequency of the transmitted pulse. Finally, Ne denotes the number of elements in the transducer. The reflectivity is approximately given by:

$$f(\mathbf{r}) = -2 \frac{Z(\mathbf{r}) - Z_0}{Z_0} \quad (3)$$

where: $Z(\mathbf{r})$ is the acoustic impedance at the object \mathbf{r} and Z_0 is the average acoustic impedance. The discrete representation is:

$$g_n[\mathbf{r}, t_i] = h_n[\mathbf{r}, t_i]f[\mathbf{r}] \quad (4)$$

in which t_i denotes a sample at certain moment of time. From here, and considering a ROI (Region of Interest) with size of $M_1 \times M_2$, in the Cartesian plane, with $M = M_1 \times M_2$ observed points, the signal $g_n[t_i]$ is given as follows:

$$g_n[t_i] = \sum_{\mathbf{r} \in ROI} h_n[\mathbf{r}, t_i]f[\mathbf{r}], \quad (5)$$

$$\forall \{\mathbf{r}[i, j] \in ROI \mid 1 \leq i \leq M_1, 1 \leq j \leq M_2\}$$

Thus, the partial system matrix for element n is:

$$\mathbf{g}_n = \mathbf{H}_n \mathbf{f} \quad (6)$$

The vector $\mathbf{g}_n = [g_n(1), g_n(2), \dots, g_n(S)]^T$ represents all S samples captured from the n -th transducer element and the vector $\mathbf{f} = [f(1,1), \dots, f(M_1, 1), f(1,2), \dots, f(M_1, M_2)]^T$ represents the image. At the end, the full system matrix can be expressed as:

$$\begin{bmatrix} \mathbf{g}_1 \\ \vdots \\ \mathbf{g}_{Ne} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \mathbf{H}_1 \\ \vdots \\ \mathbf{H}_N \end{bmatrix} \mathbf{f} \quad (7)$$

$$\mathbf{g} = \mathbf{H} \mathbf{f}$$

The system matrix \mathbf{H} , of size $N \times M$, where $N = Ne \times S$, is constructed considering a hypothetical ROI (Region of Interest) that can be seen at Figure 1 and is computed with the simulated spatial impulse responses generated by FIELD II [8].

In case, for every hypothetical object in ROI a simulated signal is generated and the results are stored in reshaped columns at matrix \mathbf{H} [4,5,9]. The problem here is that the matrix \mathbf{H} is a very large matrix. The amount of data depends on the number of elements of the transducer, the number of samples per channel and the number of pixels in the image. As expected, this matrix is very sparse then only non-zero elements and positions need to be stored.

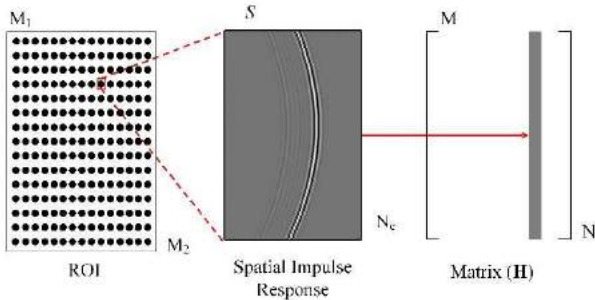


Figure 1: Schematic representation of the model matrix \mathbf{H} formation.

The Equation (7) is ill-posed [10–12] but can be solved using iterative methods. For this work, the Conjugate Gradient for Normal Equations (CGNE) [13] was chosen. The algorithm is illustrated at Algorithm 1 and was adapted to be implemented in a GPU device [14].

Algorithm 1: CGNE.

$$\mathbf{r}_0 = \mathbf{g} - \mathbf{H} \mathbf{f}_0$$

$$\mathbf{p}_0 = \mathbf{H}^T \mathbf{r}_0$$

For $i = 0, 1, \dots$, until convergence

$$\alpha_i = \frac{\mathbf{r}_i^T \mathbf{r}_i}{\mathbf{p}_i^T \mathbf{p}_i}$$

$$\mathbf{f}_{i+1} = \mathbf{f}_i + \alpha_i \mathbf{p}_i$$

$$\mathbf{r}_{i+1} = \mathbf{r}_i - \alpha_i \mathbf{H} \mathbf{p}_i$$

$$\beta_i = \frac{\mathbf{r}_{i+1}^T \mathbf{r}_{i+1}}{\mathbf{r}_i^T \mathbf{r}_i}$$

$$\mathbf{p}_{i+1} = \mathbf{H}^T \mathbf{r}_{i+1} + \beta_i \mathbf{p}_i$$

As mentioned before, this model has a symmetric behavior. It is reasonable to say that the spatial impulse response of symmetric equidistant elements from the central axis of the transducer will propagate themselves in a similar but mirrored way, so the echoes behave mirrored.

Considering two hypotheticals points' \mathbf{r}_a and \mathbf{r}_b located equidistant to the origin, relative to x-axis and y-axis as seen in Figure 2, then: $S_1 = R_n$ and $S_n = R_1$. Therefore, from Equation (1) it is possible to describe the model in this way:

$$\begin{aligned} h_1(\mathbf{r}_a, t) &= h_{Ne}(\mathbf{r}_b, t) \\ h_2(\mathbf{r}_a, t) &= h_{Ne-1}(\mathbf{r}_b, t) \\ &\vdots \\ h_{Ne}(\mathbf{r}_a, t) &= h_1(\mathbf{r}_b, t) \end{aligned} \quad (8)$$

where Ne is the number of elements of the transducer.

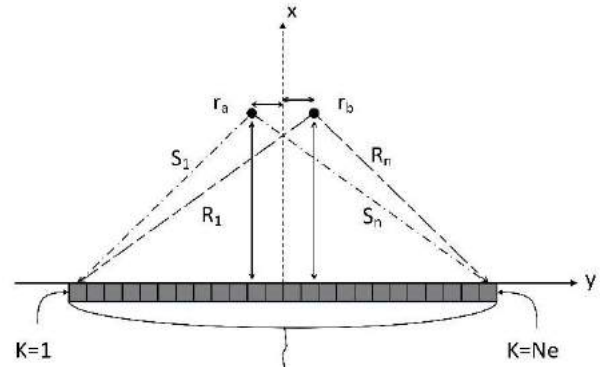


Figure 2: Echoes from equidistant objects relative to x-axis and y-axis.

Table 1 describe the details of the environment used in the simulations.

Table 1: Simulation environment

CPU	Intel(R) Xeon(R) CPU E5-1607 v2 @ 3.00GHz
GPU	GeForce GTX 780
Software	Microsoft Windows 7 Professional MatLab R2015a CUDA 6.5
Storage format	Full storage format
Numerical precision	Single

For the real image reconstruction, the data were captured by Verasonics Vantage 256 [15] and the phantom used was the multipurpose tissue/cyst ultrasound phantom [16]. The target used was the resolution group A. The image as 60 x 60 pixels. The number of iterations for the CGNE algorithm was set to three. The size of the full system matrix is 3.6GB on the CPU memory, considering symmetry, this size is 1.8GB, and only 0.9GB are transferred to each GPU main memory. For these experiments, we did not utilized sparse storage yet.

Results

First, we used an image control to assess the accuracy of the application of symmetry this can be seen in Figure 3.

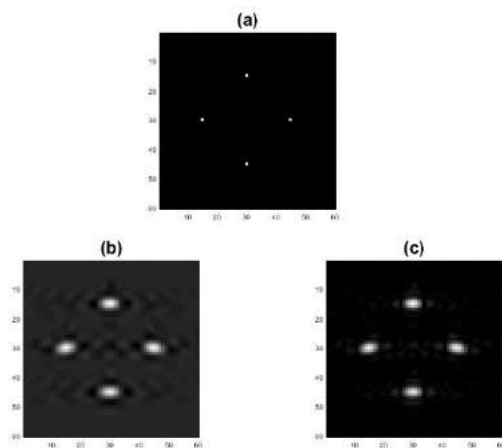


Figure 3: Control reconstruction result, (a) synthetic phantom used to generate the signal, (b) computed image of the reflectivity map and (c) absolute value of the reconstructed image.

The Table 2 presents the time gain results and the speed up ratio achieved.

Figure 4 presents the reconstruction results applying our proposed method. In Figure 5, we have the resulting image obtained by the beamforming algorithm according [15].

Table 2: Time cost and speed up ratio

Hardware	Time cost (s)	Speed up
CPU	11.67	11
GPU	1.06	

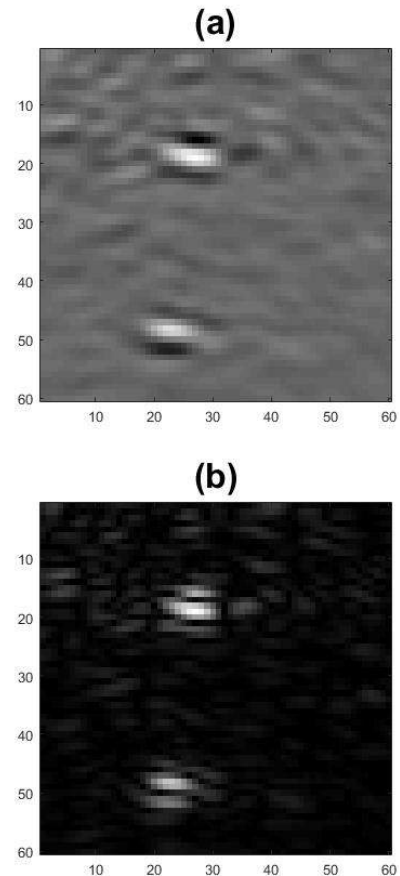


Figure 4: Resulting image (CGNE): (a) computed image of the reflectivity map and (b) absolute value of the reconstructed image.

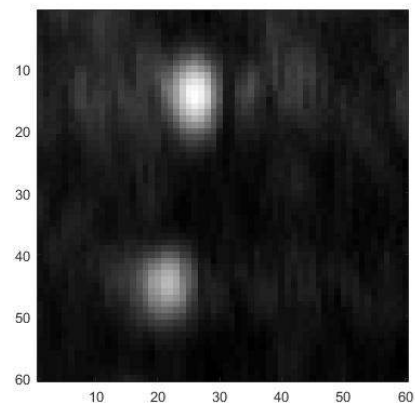


Figure 5: Resulting image (Beamforming).

Discussion

The use of symmetry and two GPU for processing allow reducing the required memory size to solve the problem from 3.6GB to 0.9GB per GPU. To certify that the use of symmetry do not affect image reconstruction, the same data was applied to a model with full matrix H and the result showed an error norm of $1E-21$, much lower than the machine epsilon.

In Table 2 one can see a considerable reduction on computational time when using two GPUs. Even without a detailed (and time consuming) code optimization, the obtained speed up ratio was 11 times faster than the CPU implementation.

At last, as far as we know, this is the first time that such approach is proposed. After extensive research, other works were not found with similar results in the literature. In [3], the authors has proposed an approach where the matrix is divided and processed in parts, it was necessary to fit the matrix in GPU memory. In our case, we apply symmetry to minimize the memory consumption.

Conclusion

In this paper, the main objective was to show the possibility of real time reconstruction images in the ultrasound perspective. It was possible to see that with proper modeling and optimization is an achievable task. Even with preliminary tests, the results are very encouraging. The reconstructed image does not present defects as the symmetry issues. In further studies, it is necessary to improve the performance of the parallel algorithm and implement other methods for comparison purposes.

Acknowledgements

This work was supported by the Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico (CNPq) through project Nr. 475553/2013-6, Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior (Capes) and Fundação Araucária.

References

- [1] Azhari H. Basics of Biomedical Ultrasounds for Engineers. Hoboken: New Jersey: John Wiley & Sons, Inc.; 2010. Cap. 1, 6, 8 and 9.
- [2] Stergiopoulos S. Advanced Signal Processing - Theory and Implementation for Sonar, Radar, and Non-Invasive Medical Diagnostic Systems. 2nd ed. 2009.
- [3] Lin J, He Y, Shi G, Han T. CS-based fast ultrasound imaging with improved FISTA algorithm. Int Conf Opt Instruments Technol Optoelectron Imaging Process Technol 2015;9622:96220A. doi:10.1117/12.2192948.
- [4] Zanin LGDS. Reconstrução de Imagens de Ultrassom Baseada em Problemas Inversos [MSc dissertation].

- Curitiba: Federal University of Technology - Paraná, 2011.
- [5] Viola F, Ellis M a., Walker WF. Time-domain optimized near-field estimator for ultrasound imaging: Initial development and results. IEEE Trans Med Imaging 2008;27:99–110. doi:10.1109/TMI.2007.903579.
 - [6] Jensen J a. Ultrasound imaging and its modeling. Imaging Complex Media with Acoust. Seism., vol. 84, Springer Verlag; 2000. doi:10.1007/3-540-44680-X. Cap. 1.
 - [7] Anderson ME, Trahey GE. A seminar on k-space applied to Medical Ultrasound. Dep Biomed Eng 2006.
 - [8] Jensen J a. Simulation of advanced ultrasound systems using Field II. 2004 2nd IEEE Int Symp Biomed Imaging Nano to Macro (IEEE Cat No 04EX821) 2004:636–9. doi:10.1109/ISBI.2004.1398618.
 - [9] Ellis M a., Viola F, Walker WF. Super-resolution image reconstruction using diffuse source models. Ultrasound Med Biol 2010;36:967–77. doi:10.1016/j.ultrasmedbio.2010.03.002.
 - [10] Barrett HH, Myers KJ. Foundations of Image Science. Wiley-interscience; 2004.
 - [11] Bertero M, Boccacci P. Introduction to Inverse Problems in Imaging. IOP Publishing Ltd.; 1998. doi:10.1887/0750304359.
 - [12] Hansen C, Nagy JG, O’Leary DP. Fundamentals of Algorithms: Deblurring Images Matrices, Spectra and Filtering. SIAM - Society for Industrial and Applied Mathematics; 2006.
 - [13] Ramm AG. Inverse Problems, Mathematical and Analytical Techniques with Applications to Engineering. Springer; 2005. doi:10.1016/j.patrec.2005.01.006.
 - [14] Saad Y. Iterative Methods for Sparse Linear Systems Second Edition Yousef Saad. 2nd Ed. SIAM - Society for Industrial and Applied Mathematics; 2003.
 - [15] Verasonics Inc. The Vantage 256™, Vantage 128™ & Vantage 64 LE™ Systems. 2015.
 - [16] Cardinal Health. Multipurpose Tissue / Cyst Ultrasound Phantom Nuclear Associates Model 84-317. 2003.

SOFTWARE PARA MONITORAMENTO DE ENCURTAMENTO CELULAR POR DETECÇÃO DE BORDA

M. Zoccoler* e P. X. Oliveira***

* Departamento de Engenharia Biomédica – FEEC/Unicamp, Campinas, Brasil

** Centro de Engenharia Biomédica – CEB/Unicamp, Campinas, Brasil

e-mail: pedrox@ceb.unicamp.br

Resumo: O mecanismo de acoplamento excitação-contracção do coração pode ser estudado por meio do encurtamento de cardiomiócitos isolados. Uma das formas de medir o encurtamento é através da detecção da borda de imagens de células. Desenvolvemos um *software* que monitora e captura o sinal de encurtamento por detecção de borda. O programa foi capaz de medir a contracção em cardiomiócitos isolados de modo adequado e pode ser implementado em diversos sistemas de microscopia.

Palavras-chave: encurtamento, detecção de borda, *software*, cardiomiócitos.

Abstract: *The mechanisms of excitation-contraction coupling in the heart can be studied through isolated cardiomyocytes shortening. One way to measure shortening is by cell image edge detection. We developed a software that displays and acquires the shortening signal by edge detection. The software was capable of properly measuring contraction in isolated cardiomyocytes and can be implemented in many microscopy systems.*

Keywords: *shortening, edge detection, software, cardiomyocytes.*

Introdução

A atividade contrátil de cardiomiócitos isolados pode ser utilizada, dentro de certas limitações, como uma versão reducionista da função cardíaca. De fato, efeitos cronotrópicos e inotrópicos que ocorrem no coração [1] foram experimentados e observados em cardiomiócitos isolados [2, 3]. Um parâmetro de suma importância para o estudo desses efeitos é o encurtamento celular, resultado do mecanismo de acoplamento excitação-contracção. Variações na frequência do encurtamento dos cardiomiócitos podem representar efeitos cronotrópicos enquanto que variações na amplitude podem ser extrapolados para efeitos inotrópicos do coração.

Na literatura, diversos métodos já foram empregados para quantificar o encurtamento de miócitos [4, 5]. Dentre eles, métodos ópticos de quantificação a partir de imagens de cardiomiócitos observados em microscópios, como detecção a partir da periodicidade dos sarcômeros [6] e detecção de borda da célula [7], têm sido utilizados. Com a capacidade de processamento de imagens atual, esses métodos são de

implementação relativamente simples. Ainda assim, as técnicas podem gerar aquisições errôneas de encurtamento se não forem devidamente calibradas [4].

Desenvolvemos um *software* de monitoramento de encurtamento de miócitos por detecção de borda única de sinal de vídeo (DBV), com interface de usuário para ajuste dos parâmetros de aquisição. O DBV é de fácil implementação em sistemas de microscopia, bastando que o computador possua plataforma MATLAB e esteja conectado ao microscópio por meio de uma *webcam* com interface USB.

Materiais e métodos

Software Detector de Borda de Sinal de Vídeo (DBV)

- o *software* DBV (registro de programa de computador: BR 51 2015 000606-1, INPI) foi desenvolvido em plataforma MATLAB (*MathWorks*) e projetado para funcionar com uma *webcam* acoplada ao microscópio. Para monitoramento do encurtamento, apenas uma linha do vídeo é analisada, limitada, a princípio, por uma janela fixa. Nesta linha, a posição do pixel de menor intensidade é capturada, indicativo de que se trata da borda da célula. As entradas do programa são as imagens da *webcam* e as saídas são o arquivo de vídeo contendo as imagens capturadas, um arquivo texto contendo o tempo e as posições da borda, e um gráfico de encurtamento em função ao tempo dos sinais original e subamostrado (opcional).

Na Figura 1 apresentamos um fluxograma representando o funcionamento do programa. No início, o programa identifica a *webcam* conectada e extrai suas características para que o usuário escolha entre os parâmetros de registro do vídeo possíveis: resolução, taxa de aquisição e nome e local de armazenamento dos arquivos de vídeo e texto.

A seguir, o programa configura a linha de análise e os limites da janela de análise. A princípio, a linha e a janela de análise são posicionadas em locais pré-definidos, porém a escolha da linha e dos limites da janela pode ser alterada pelo usuário em qualquer momento da execução.

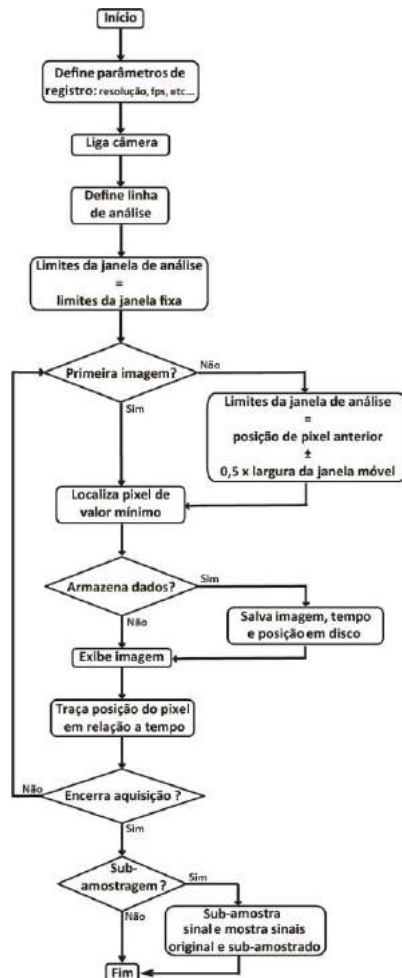


Figura 1: Fluxograma do *software* de detecção

Desta forma, para a primeira imagem capturada, os limites da janela de análise são determinados pela janela fixa (seja a pré-definida ou uma reconfigurada pelo usuário). O programa localiza a posição do pixel de valor mínimo e pode armazenar sua posição junto com o instante da aquisição num arquivo texto, e a imagem num arquivo de vídeo. Sabendo-se a resolução espacial do sistema de microscopia, é possível converter a posição do pixel para μm por meio de um fator de conversão editável na tela. Em todo caso, a imagem é mostrada na tela em tempo real e ao mesmo tempo a posição do pixel localizado em função do tempo é traçada num gráfico.

Para as imagens posteriores, os limites da janela de análise são redefinidos por uma janela móvel, cujos limites são determinados por uma largura ao redor da posição da borda detectada na imagem anterior. Mais precisamente, seus valores correspondem à posição do pixel localizado na imagem anterior \pm metade da largura da janela móvel. Esta largura pode ser redefinida pelo usuário a qualquer instante.

Ao encerrar a aquisição, o sinal pode ser subamostrado com interpolação para garantir uma taxa de aquisição constante. Neste caso, o *software* traça um gráfico com os valores original e subamostrado. Caso contrário, apenas finaliza sua execução.

Sistema para Aquisição das Imagens – Uma *webcam* (Philips webcam SPC1330NC) foi acoplada a um microscópio invertido convencional contendo uma lente objetiva 32x (Zeiss Objective Plan32x/0.65). A câmera foi configurada para capturar imagens em resolução 640x480 à taxa de 60 quadros por segundo (60 fps) e enviá-las a um computador contendo programa MATLAB (versão 7.8.0 R2009a) por meio de interface USB 2.0.

Preparação Celular – A detecção do encurtamento foi realizada sobre miócitos ventriculares isolados de ratos Wistar machos adultos com 4-6 meses de idade. O isolamento foi realizado por digestão enzimática do coração [8]. O procedimento foi aprovado pela Comissão de Ética na Experimentação Animal do Instituto de Biologia da UNICAMP (protocolo no. 2942-1(L)).

A suspensão contendo as células foi depositada em uma câmara de perfusão [9]. As células foram perfundidas com solução de Tyrode (NT, composta de (mM): 140 NaCl; 6 KCl; 1,5 $\text{MgCl}_2 \cdot 6\text{H}_2\text{O}$; 1 $\text{CaCl}_2 \cdot 2\text{H}_2\text{O}$; 10 HEPES; 11,1 glicose; pH 7,4 a 23° C, ajustado com NaOH), a um fluxo de aproximadamente 1 ml/min.

Protocolo experimental – Os miócitos foram estimulados por um estimulador elétrico fornecendo pulsos bipolares de tensão à frequência de 0,5Hz e duração total de 10 ms (5ms em cada fase). A amplitude dos estímulos foi ajustada até que a contração celular fosse evocada, e mantida cerca de 20% acima deste valor.

Após ajustar o foco de modo a deixar a membrana em contraste com relação aos meios extra e intracelulares, o *software* foi executado e vídeos contendo alguns encurtamentos foram gravados. A linha de análise foi escolhida em posições cujo contraste fosse visualmente maior. O critério para a seleção da posição da janela fixa foi que a borda permanecesse dentro da janela por todo o tempo durante o encurtamento. A largura da janela móvel foi ajustada até que se obtivesse um traçado que acompanhasse o encurtamento. Geralmente, a largura padrão (1/5 da janela fixa) já gerava traçados adequados.

As amplitudes dos encurtamentos foram calculadas como a média das diferenças dos picos em relação à posição de repouso num mesmo registro e normalizadas como uma porcentagem do comprimento de repouso da célula (%CRC). Os dados são apresentados como médias \pm desvio padrão.

Resultados

Na Figura 2 mostramos imagens de um miócito contraindo, com linhas sobrepostas às imagens delimitando as regiões de análise. A linha azul mostra a linha de análise. A título de comparação, duas situações de janela fixa são mostradas: Janela Fixa 1, da linha preta à vermelha, contendo 80 pixels, e Janela Fixa 2, da

linha preta à verde, contendo 100 pixels). A janela móvel é mostrada como linhas amarelas tracejadas, contendo 45 pixels. Na Figura 2-A, o miócito encontra-se em repouso, na Figura 2-B, o miócito está no meio da excursão do encurtamento, e na Figura 2-C, o miócito encontra-se na situação de máximo encurtamento evocado pelo estímulo elétrico. Nota-se que a janela móvel acompanha o encurtamento.

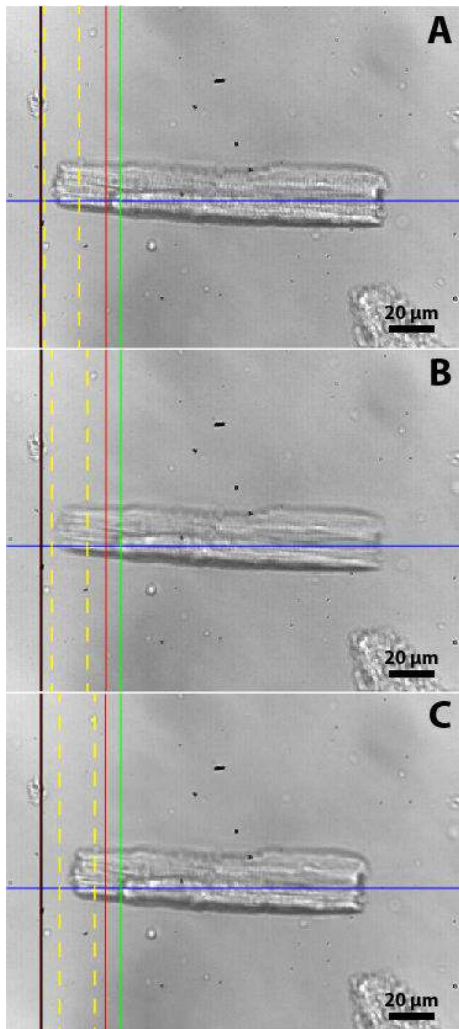


Figura 2: Imagens de miócito contraindo com linhas sobrepostas delimitando regiões de análise: Janela Fixa 1 (sobre linha azul, de linha preta até linha vermelha), Janela Fixa 2 (sobre linha azul, de linha preta até linha verde) e janela móvel (sobre linha azul, entre linhas tracejadas amarelas). A) Miócito em repouso; B) Miócito encurtando; C) Miócito em instante de encurtamento máximo.

Podemos observar na Figura 3 um gráfico comparando as três janelas descritas acima. O traçado em vermelho é o encurtamento com a Janela Fixa 1, sem a janela móvel. O traçado em verde é o encurtamento com a Janela Fixa 2, também sem a janela móvel. O traçado em preto é o encurtamento com a Janela Fixa 1, mas desta vez com a utilização da janela móvel. Pode-se observar detecções falhas na ausência da janela móvel na maior parte do registro.

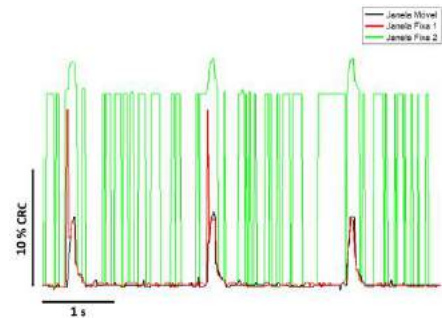


Figura 3: Gráfico de registro de três encurtamentos (%CRC) em função do tempo utilizando três regiões de análise distintas: Janela Fixa 1 (vermelho), Janela Fixa 2 (verde) e janela móvel (preto).

A amplitude de encurtamento média das células analisadas foi de $5,34 \pm 3,3$ %CRC (N=5). Apesar da taxa de aquisição na média ter se mantido no valor especificado pelo usuário, frequentemente observamos uma certa variabilidade nos intervalos entre os quadros capturados. Por isso, a opção de subamostragem do sinal com interpolação foi adicionada, estabelecendo uma taxa de aquisição constante, ainda que menor. Podemos visualizar na Figura 4 o registro de encurtamento dos sinais original (60,05 fps) e subamostrado por um fator de 3 (20 fps).

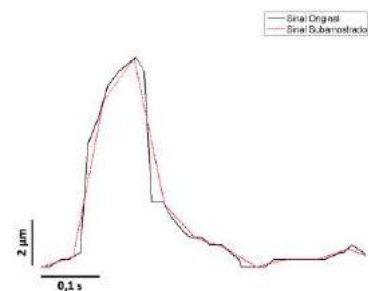


Figura 4: Sinais original e subamostrado por um fator de 3 do encurtamento celular com o detector de janela móvel.

Discussão

O *software* DBV foi capaz de capturar sinais de encurtamento de cardiomiócitos de modo adequado uma vez que a média de encurtamento se encontra dentro de valores reportados na literatura para cardiomiócitos de ratos isolados [3, 9].

Embora a utilização de uma janela de análise fixa ao redor da borda permita a identificação da ocorrência de contração celular, a implementação de uma janela móvel resultou em sinais mais condizentes com o comportamento esperado do mecanismo de contração (Figura 3). A Janela Fixa 2 (Figuras 2 e 3), sem janela móvel, resultou em uma medição claramente equivocada do encurtamento, uma vez que ela abrange, neste exemplo, uma membrana mais interna, o que constantemente confunde o algoritmo de captura. Ao posicionar a janela fixa de modo a excluir essa membrana da região de análise, houve uma melhora

expressiva do sinal de encurtamento (Janela Fixa 1 em Figuras 2 e 3), mas ainda assim observou-se falhas na medição nas situações de movimento rápido, quando as imagens podem perder contraste (Figura 2-B). A utilização da janela móvel forneceu a melhor representação do sinal de encurtamento. Claramente há situações em que a janela móvel pode não ser necessária (terceiro encurtamento em Figura 3), mas isso depende de várias condições experimentais como a qualidade das imagens, o foco e a disposição das membranas da célula.

A resolução espacial do sistema foi de $0,31\mu\text{m}/\text{pixel}$ na direção horizontal. O erro espacial absoluto de deslocamento foi $0,64 \pm 0,44 \mu\text{m}$ (média \pm desvio padrão), estimado colocando-se o *software* para acompanhar deslocamentos de uma grátula (deslocamentos de $10\mu\text{m}$ em $\sim 200\text{ms}$).

A resolução temporal média foi de 60 fps. A variabilidade no intervalo entre imagens consecutivas teve um erro relativo de $\pm 74\%$. A causa desta variação pode ser uma contribuição de diversos fatores do sistema operacional utilizado neste trabalho. Com o objetivo de deixar o *software* DBV mais flexível para diferentes sistemas de aquisição e para facilitar uma possível análise em frequência do sinal, o programa oferece a opção de subamostragem. Pela Figura 4, nota-se que, apesar da perda na resolução temporal, o sinal subamostrado ainda é capaz de representar de modo satisfatório o sinal original.

O DBV foi projetado para ser prontamente implementado em qualquer sistema que contenha uma câmera com interface USB e a plataforma MATLAB instalada. Atualmente há um *software* comercial com capacidade de processamento de imagens mais elaborado que o DBV (*SoftEdgeTM*, IonOptix Corporation, Milton, MA, EUA), porém o *software* é dependente de um sistema de aquisição específico também oferecido pela empresa.

O programa apresenta uma série de limitações na medição do encurtamento. Primeiramente, a medida é feita em borda única, de modo que, caso se deseje uma captação do encurtamento completo da célula, é necessário analisar uma borda por vez. O programa não mede encurtamento de sarcômeros e não captura variações em outras direções além da horizontal. Com isso, o sinal de células orientadas em outras direções, ou células que realizam torção durante contração, pode ser subestimado, o que pode explicar a variabilidade dos resultados de amplitude de encurtamento observados. Bazan *et al.* [10] implementaram um algoritmo capaz de detectar variações em duas direções, mas observaram diferença apenas no período de recuperação final do encurtamento em relação à medida unidirecional, enquanto que a amplitude de contração foi a mesma.

Conclusão

O *software* DBV foi capaz de quantificar o encurtamento de cardiomiócitos de modo satisfatório. O programa é flexível para ser implementado em qualquer sistema que atenda aos requisitos básicos mencionados.

Agradecimentos

Agradecemos os profissionais da área de Pesquisa e Desenvolvimento do Centro de Engenharia Biomédica (CEB/Unicamp) e à Faculdade de Engenharia Elétrica e de Computação (FEEC/UNICAMP).

Apoio financeiro: bolsa da Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior (CAPES).

Referências

- [1] Hartzel HC. Regulation of cardiac ion channels by catecholamines, acetylcholine and second messenger systems. *Progress in Biophysics and Molecular Biology*. 1988; 52(3):165-247.
- [2] Kadambi VJ, Ponniah S, Harrer JM, Hoit BD, Dorn II GW, Walsh RA, Kranias EG. Cardiac-specific overexpression of phospholamban alters calcium kinetics and resultant cardiomyocyte mechanics in transgenic mice. *The Journal of Clinical Investigation*. 1996; 97(2):533-539.
- [3] Fitzsimons DP, Patel JR, Moss RL. Role of myosin heavy chain composition in kinetics of force development and relaxation in rat myocardium. *Journal of Physiology*. 1998; 513(1):171-183.
- [4] Delbridge LMD, Roos KP. Optical methods to evaluate the contractile function of unloaded isolated cardiac myocytes. *Journal of Molecular and Cellular Cardiology*. 1997; 29:11-25.
- [5] Bazan C, Barba DT, Hawkins T, Nguyen H, Anderson S, Vazquez-Hidalgo E, Lemus R, Moore JT, Mitchell J, Martinez J, Moore D, Larsen J, Paolini P. Contractility assessment in enzymatically isolated cardiomyocytes. *Biophysical Reviews*. 2012; 4:231-243.
- [6] Gannier F, Bernengo JC, Jacquemond V, Garnier D. Measurements of sarcomere dynamics simultaneously with auxotonic force in isolated cardiac cells. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*. 1993; 40(12):1226-1232.
- [7] Steadman BW, Moore KB, Spitzer KW, Bridge JHB. A video system for measuring motion in contracting heart cells. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*. 1988; 35(4):264-272.
- [8] Penna LB, Bassani RA. Increased spontaneous activity and reduced inotropic response to catecholamines in ventricular myocytes from footshock-stressed rats. *Stress*. 2010; 13(1):73-82.
- [9] Gomes PAP, Bassani RA, Bassani JWM. Electric field stimulation of cardiac myocytes during postnatal development. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*. 2001; 48(6):630-636.
- [10] Bazan C, Barba DT, Blomgren P, Paolini P. Image processing techniques for assessing contractility in isolated adult cardiac myocytes. *International Journal of Biomedical Imaging*. 2009; (Artigo ID 352954):11 páginas.

ANÁLISE TERMOGRÁFICA EM PRATICANTES DE MUSCULAÇÃO COM LOMBALGIA

M. M. Batista¹, D. T. Santos¹, E. F. Rodrigues¹, C. V. S. Costa¹,
N. W. Galdino¹, K. C. F. X. Maggi^{2,3}, L. E. Maggi²

¹ CCSD, Universidade Federal do Acre, Rio Branco - AC, Brasil

² CCBN, Universidade Federal do Acre, Rio Branco - AC, Brasil

³ Faculdade Meta, Acre, Rio Branco - AC, Brasil

E-mail: muribers@gmail.com

Resumo: Apesar de a musculação ser uma modalidade popular, pouco se relata sobre a lombalgia relacionada à sua prática. A dor é sempre subjetiva e a mensuração de sua intensidade é limitada. Este estudo propõe verificar o emprego da termografia na quantificação da dor e funcionalidade lombar em praticantes de musculação. Para isso foram empregados os questionários nórdico padronizado, escala analógica de dor e Roland Morris. As imagens termográficas da região lombar e dos membros inferiores foram registradas utilizando-se uma câmera térmica (modelo Flir Systems AB, Flyr ®) e analisadas no programa Flir Tools. Observou-se uma correlação estatística com a vista posterior dos membros inferiores e com o índice de Schober em homens com IMC abaixo de 28.

Palavras-chave: termografia, dor, musculação

Abstract: Although weight-training is a popular sport, there is lack of report about back pain related to their practice. Pain is always subjective and it is very difficult measuring its intensity. This study aims to verify the use of thermography in the pain quantification and lumbar functionality in weight-training. For this, it were performed the Standardized Nordic, Pain Scale and Roland Morris questionnaires. The thermographic images of the lumbar region and lower limbs were recorded using a thermal camera (model Flir Systems AB, Flyr ®) and analyzed in Flir Tools program. There was a statistical correlation with rear view of the lower limbs, and Schober index in men with BMI below 28.

Keywords: thermography. Pain, weight.

Introdução

A dor lombar é um dos sintomas musculoesqueléticos mais comuns na sociedade. Segundo a Organização Mundial de Saúde (OMS), aproximadamente 80% dos adultos sofrerão pelo menos uma crise aguda de dor nas costas durante a vida [1]. Entre as causas de lombalgia podemos destacar fatores individuais, como idade e/ou obesidade; e externos, como força muscular relacionada às demandas da função e aos movimentos vigorosos [2].

Apesar de a musculação ser uma modalidade popular entre os praticantes de atividades física, pouco se relata sobre a instalação de quadros algícos em virtude de sua prática, principalmente a lombalgia [3]. Uma

grande dificuldade encontrada quando se trata de análise de quadros algícos é a limitação das ferramentas para a mensuração de sua intensidade. A dor pode ser definida como uma experiência sensorial e emocional desagradável e é sempre subjetiva [4].

Termografia Clínica (IRT – *Infrared Thermography*) é a ciência que estuda a temperatura ou a sua variação graficamente para fins médicos ou de diagnóstico [5]. Sua aplicação tem uma longa história em lesões musculoesqueléticas [6]. Tem havido vários estudos pró e contras neste campo [5–7] e na opinião de alguns autores, a IRT não poderia ser recomendada na avaliação da dor lombar (LBP) por causa de seu baixo valor de diagnóstico e achados não específicos [10]. Porém, o método tem sido relatado como útil em estudos de distrofia reflexa simpática [11], neuropatias e lesão do nervo central [12].

Uma possível razão para a subestimação do presente método é a variabilidade fisiológica das temperaturas da pele em comparação com a localização anatômica. A IRT avalia os fenômenos funcionais regulados pelo sistema nervoso autônomo. Vários estudos utilizando a termografia da superfície da pele têm mostrado que existem gradientes de temperatura ao longo do comprimento da coluna vertebral. Além disso, vários investigadores têm a hipótese de que as diferenças de temperatura vertebrais de um lado para o outro podem ser um indicativo de inconsistências somatoespinal [13].

A termografia tem sido estudada como ferramenta para verificar a intensidade da dor em pacientes com lombalgia [7]. Este estudo teve como principal objetivo verificar o emprego da termografia na quantificação da dor e funcionalidade lombar em praticantes de musculação.

Materiais e métodos

Tabela 1– Características do grupo estudado

	FEMININO	MASCULINO	Total
Quantidade	5	9	14
Idade (anos)	28,6 ± 12,0	29,8 ± 11,1	29,4 ± 11,0
Altura (m)	1,56 ± 0,08	1,71 ± 0,03	1,66 ± 0,09
Massa (kg)	65,1 ± 11,2	76,6 ± 7,9	72,5 ± 10,4
IMC (kg/m²)	27,0 ± 5,5	26,2 ± 2,6	26,5 ± 3,7

Para a realização do estudo foram avaliados 14 indivíduos entre alunos e funcionários da UFAC (Universidade Federal do Acre) que participavam da academia de musculação da instituição, com idades variando entre 19 e 55 anos, sendo 5 mulheres e 9 homens (Tabela 1).

Os voluntários foram selecionados de acordo com os seguintes critérios de inclusão: a) relato de dor na região lombar antes, durante ou depois de se exercitarem; b) não possuírem diagnóstico prévio de patologias, cirurgias, deformidades e/ou lesões na coluna, como pinçamento de raiz nervosa e compressão medular; c) concordar em participarem da pesquisa. Cada voluntário assinou e recebeu uma cópia do Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (TCLE), no qual foi assegurado o sigilo de sua identidade.

Foi aplicado um questionário levantando informações, como idade, sexo, altura e peso para o cálculo do índice de massa corporal (IMC) e relato de doenças pré-existentes. A intensidade da dor foi avaliada empregando-se dois instrumentos: a) Questionário Nórdico Padronizado (QNP) composto de um mapa figurativo do corpo humano para indicação do local da dor e um quadro para descrição do tipo do desconforto (peso, formigamento, agulhada, dor) e a sua intensidade (leve, moderada, forte, insuportável); b) Escala Analógica de Dor (EVA) - cujo grau de intensidade varia entre 0, para ausência de dor, e 10 para indicar a maior intensidade. Também foram levantadas informações sobre hábitos como tabagismo, consumo de bebidas alcoólicas, frequência de treino de musculação e prática de outros esportes.

Também foi empregado o questionário Roland Morris, que avalia o grau de incapacitação das atividades do cotidiano devido à lombalgia, composto por 24 perguntas do tipo sim ou não. A pontuação varia de 0 a 24 pontos, sendo que cada resposta positiva representa um ponto, correspondendo o zero a uma pessoa sem queixas e o valor máximo a um doente com limitações muito graves [15]. Posteriormente foi realizada a medição do Índice de Schober, cujo valor mede a mobilidade do segmento lombossacro. Nesse caso, o voluntário é colocado em posição ortostática com os pés juntos, identifica-se o plano que une as duas espinhas ilíacas póstero-superiores e o plano que estaria marcado 10 centímetros acima dessa última linha. É considerada uma boa mobilidade ou mobilidade normal um deslocamento de aproximadamente 5cm quando se flete a coluna com os joelhos estendidos [16].

O registro das imagens termográficas (ITR) feito através de uma câmera térmica (modelo Flir Systems AB, Flyr®), das seguintes regiões: 1) lombar, 2) membros inferiores, a) vista anterior, b) vista lateral direita, c) vista lateral esquerda e d) vista posterior, 3) plantar (pés) (Figura 1). A região plantar foi isolada termicamente do restante do corpo e aferida com o paciente deitado em decúbito dorsal, com os pés a 90° em relação ao chão. A imagem foi realizada a 60 cm dessa região. As demais regiões supracitadas foram fotografadas a 150 cm com o voluntário em pé

posicionado a 15 cm anteriormente a um fundo preto.

As ITR foram analisadas através das médias de temperatura obtidas de uma área selecionada usando o programa Flir Tools (Figura 2). A partir desses dados se subtraiu as médias das temperaturas de lado em relação ao outro do corpo, sendo valor dado em módulo. Foram analisadas imagens nas regiões: 1) lombar; 2) membros inferiores onde foram comparados os valores nas vistas a) anterior, b) lateral direita, c) lateral esquerda, d) posterior e 3) na plantar [17].

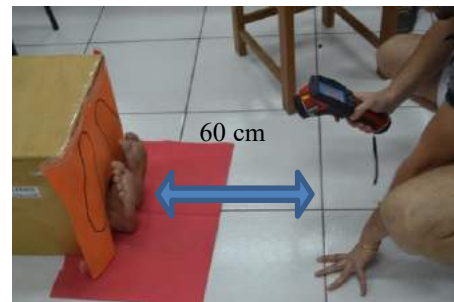


Figura 1: Procedimento de registro de imagem infravermelha da posição deitada.



Figura 2: Imagem termografia dos pés empregando o programa Flir Tools.

Resultados

No gráfico da Figura 3 pode-se observar a regressão linear que correlaciona a dor com a variação de temperatura dos membros inferiores nas vistas posterior direita e esquerda. Incluindo mulheres e homens, o coeficiente R^2 foi baixo, sendo aproximadamente 0,25 para vista posterior direita e 0,15 para vista posterior esquerda.

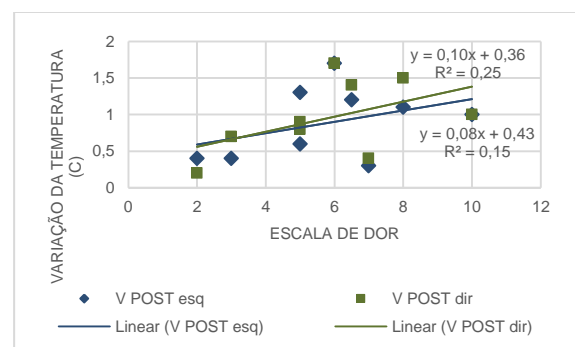


Figura 3: Gráfico da variação da temperatura em função da variação da escala de dor das imagens termográficas de vista posterior direita e esquerda e suas respectivas regressões lineares.

Excluindo-se as mulheres, o coeficiente R^2 dessa regressão se eleva para 0,36 para vista posterior esquerda e 0,41 para vista posterior direita (Figura 4).

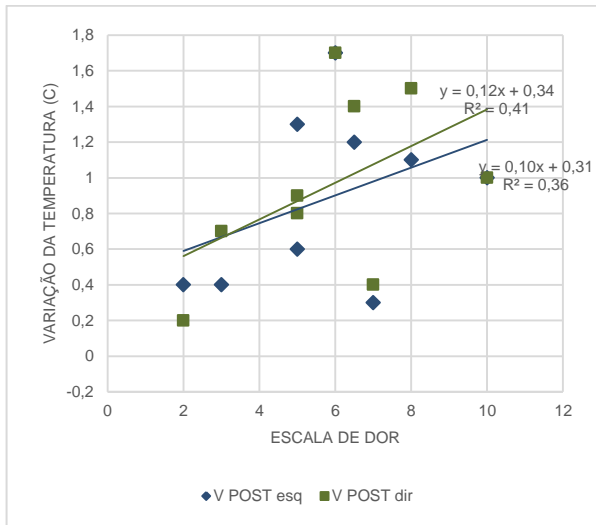


Figura 4: Gráfico da variação da temperatura somente dos indivíduos do sexo masculino em função da variação da escala de dor das imagens termográficas de vista posterior direita e esquerda e suas respectivas regressões lineares.

Retirando os indivíduos com IMC acima de 28,0 (5 elementos) o coeficiente R^2 se eleva para valores entre 0,55 e 0,8 (Figura 5). Retirando-se as mulheres, no gráfico de índice de Schober com a variação de temperatura observa-se a elevação do coeficiente de correlação, R entre 0,71 e 0,79 (Figura 6).

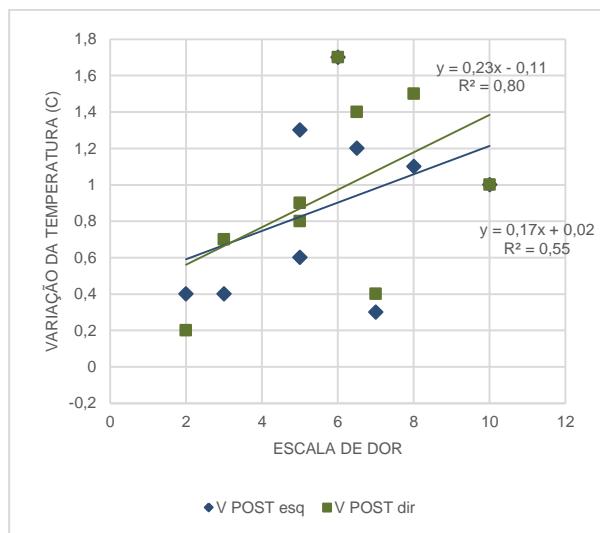


Figura 5: Gráfico da variação da temperatura somente dos indivíduos do sexo masculino com IMC abaixo de 28 em função da variação da escala de dor das imagens termográficas de vista posterior direita e esquerda e suas respectivas regressões lineares

Novamente retirando-se os indivíduos com IMC acima de 28, obtêm-se o coeficiente R^2 entre 0,85 e 0,86 (Figura 7).

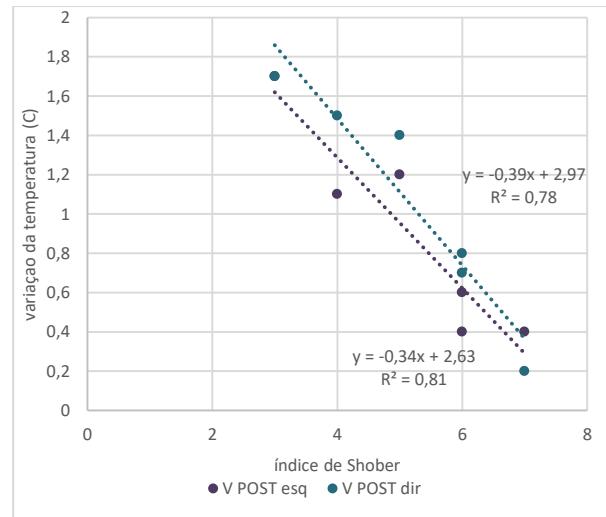


Figura 6: Gráfico da variação da temperatura somente dos indivíduos do sexo masculino em função da variação do índice de Schober de vista posterior direita e esquerda e suas respectivas regressões lineares.

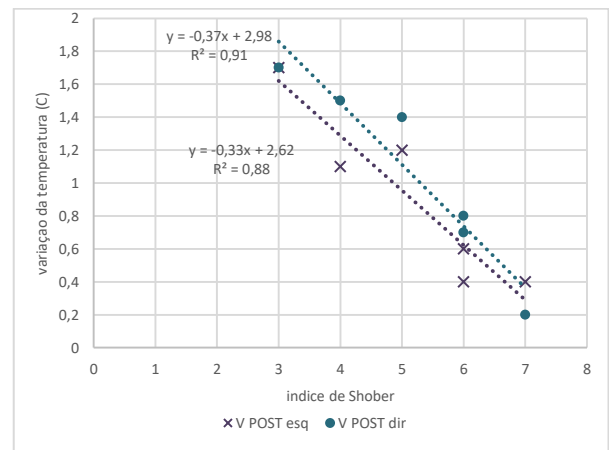


Figura 7: Gráfico da variação da temperatura somente dos indivíduos do sexo masculino com IMC abaixo de 28 em função da variação do índice de Schober de vista posterior direita e esquerda e suas respectivas regressões lineares

Discussão

Observou-se que nas regressões das escalas de dor em função da variação da temperatura, sem distinção de gênero apresentou baixa correlação, mas excluindo-se as mulheres as correlações foram notoriamente significativas. Esse resultado pode ser explicado pelas variações presentes no ciclo menstrual no feminino durante a ovocitação e fase isquêmica, ou após a menopausa. A diferença de distribuição de tecido adiposo entre homens (predominante na região abdominal) e mulheres (predominante no quadril e nas pernas) também pode contribuir para este fato. Também se observou um aumento na correlação estatística quando retirados os indivíduos com IMC acima de 28. Essa relação provavelmente se encontra devido ao tecido adiposo ser um isolante térmico e dificultar a captação do calor emitido pelos vasos sanguíneos.

Pode-se observar que nos casos onde a correlação é boa, a variação da temperatura aumenta com a intensidade de dor e diminui com o índice de Shober.

Conclusão

O estudo mostra que mesmo com uma pequena amostra, a termografia pode ser um método promissor na quantificação da lombalgia para avaliar homens com IMC abaixo de 28, sendo o diagnóstico inconclusivo para mulheres. O estudo deve ser realizado com um maior número amostral.

Agradecimentos

Capes e CNPq

Referências

- [1] J. M. Ocarino, G. G. P. Gonçalves, D. V. Vaz, A. A. V. Cabral, J. V. Porto, and M. T. Silva, “Correlação entre um questionário de desempenho funcional e testes de capacidade física em pacientes com lombalgia,” *Rev. Bras. Fisioter.*, vol. 13, no. 4, pp. 343–349, 2009.
- [2] A. Original, “Lombalgia em professores de musculação da zona oeste da cidade do Rio de Janeiro,” *Rev. Dor*, vol. 17, no. 1, pp. 15–18, 2016.
- [3] R. F. C. de Souza and A. A. Pereira Junior, “PREVALÊNCIA DE DOR LOMBAR EM PRATICANTES DE MUSCULAÇÃO,” *Revisa da Unifebe*, no. 8, pp. 1–10, 2010.
- [4] F. H. Bottega and R. T. Fontana, “A dor como quinto sinal vital: Utilização da escala de avaliação por enfermeiros de um hospital geral,” *Texto e Context. Enferm.*, vol. 19, no. 2, pp. 283–290, 2010.
- [5] R. B. Barnes, “Annals New York Academy of Sciences: Thermography,” New York, 1964.
- [6] S. M. Albert, M. Glickman, and M. Kallish, “Thermography in Orthopedics,” *Ann. N. Y. Acad. Sci.*, vol. 121, pp. 157–70, 1964.
- [7] N. Zaproudina, Z. Ming, and O. O. P. Ha, “Plantar Infrared Thermography Measurement and Low Back Pain Intensity,” *J. Manipulative Physiol. Ther.*, vol. 29, pp. 219–223, 2006.
- [8] V. Bernard, E. Staffa, V. Mornstein, and a Bourek, “Infrared camera assessment of skin surface temperature--effect of emissivity,” *Phys. Med.*, vol. 29, no. 6, pp. 583–91, 2013.
- [9] R. A. Roy, J. P. Boucher, and A. S. Comtois, “Digitized Infrared Segmental Thermometry: Time Requirements for Stable Recordings,” *J. Manipulative Physiol. Ther.*, vol. 29, no. 6, p. 468, 2006.
- [10] R. Leclaire, J. M. Esdaile, J. C. Jequier, J. A. Hanley, M. Rossignol, and M. Bourdouxhe, “Diagnostic Accuracy of Technologies Used in Low Back Pain Assessment,” *Spine (Phila. Pa. 1976)*, vol. 21, no. 11, pp. 1325–1331, 1996.
- [11] G. Wasner, J. Schattschneider, and R. Baron, “Skin temperature side differences--a diagnostic tool for CRPS?,” *Pain*, vol. 98, no. 1–2, pp. 19–26, 2002.
- [12] E. K. Krumova, J. Frettlöh, S. Klauenberg, H. Richter, G. Wasner, and C. Maier, “Long-term skin temperature measurements - A practical diagnostic tool in complex regional pain syndrome,” *Pain*, vol. 140, no. 1, pp. 8–22, 2008.
- [13] R. Roy, J. P. Boucher, and A. S. Comtois, “Validity of infrared thermal measurements of segmental paraspinal skin surface temperature,” *J. Manipulative Physiol. Ther.*, vol. 29, no. 2, pp. 150–155, 2006.
- [14] N. Zaproudina, Z. Ming, and M. Närhi, “Sensory and sympathetic disorders in chronic non-specific neck pain,” *Funct. Neurol.*, vol. 30, no. 3, pp. 165–171, 2015.
- [15] J. Monteiro, L. Faisca, O. Nunes, and J. Hipólito, “QUESTIONÁRIO DE INCAPACIDADE DE ROLAND MORRIS Adaptação e Validação para os Doentes de Língua Portuguesa com Lombalgia,” *Acta Med. Port.*, vol. 23, no. 5, pp. 761–766, 2010.
- [16] A. P. Marques, *Manual de Goniometria*, 2a ed. Barueri - SP: Manole, 2003.
- [17] S. Uematsu, W. R. Jankel, D. H. Edwin, W. Kim, J. Kozikowski, A. Rosenbaum, and D. M. Long, “Quantification of thermal asymmetry,” *J. Neurosurg.*, vol. 69, no. 4, pp. 556–561, 1988.

SISTEMA DE DETECÇÃO DE MOVIMENTO EM TEMPO REAL PARA EXAMES DE RESSONÂNCIA MAGNÉTICA FUNCIONAL

Maicon Diogo Much*, Nathalia Bianchini Esper*, Dario Francisco Guimarães de Azevedo*, Alexandre Rosa Franco*

*PUCRS, Porto Alegre, Brasil

e-mail: engmdiogo@gmail.com, alexandre.franco@pucrs.br

Resumo: O movimento da cabeça do paciente pode causar falha na análise de imagens em exames de ressonância magnética funcional (RMF). Mesmo movimentos muito pequenos (inferiores a 5 mm) podem corromper os volumes (imagens de 3 dimensões), invalidando a suposição de que a variação na intensidade do sinal entre volumes é exclusiva das mudanças na fisiologia cerebral [1]. Este comportamento pode causar problemas como: alteração nos padrões de ativação neural, surgimento de falsas regiões de atividade e, em muitos casos, o descarte total do exame. Na tentativa de reduzir esse número de falhas, foi desenvolvido um sistema capaz de detectar sujeitos que apresentam movimento excessivo da cabeça enquanto o exame é realizado. Esta análise em tempo real permite que o exame possa ser interrompido e o sujeito possa ser reorientado a não movimentar mais a cabeça. O desempenho do sistema foi avaliado em voluntários que realizaram duas aquisições de RMF, uma com a orientação de não movimentar a cabeça e outra com este movimento permitido. O sistema foi aprovado com base na análise comparativa.

Palavras-chave: ressonância magnética funcional, ressonância magnética funcional em tempo real, detecção de movimento

Abstract: *Head motion can cause failure in the analysis of functional magnetic resonance images (fMRI). Even very small head motions (less than 5 mm) can corrupt the volumes (3 dimensional images) and invalidate the assumption that the signal intensity variation between volumes is exclusively due to changes in brain physiology [1]. This behavior can cause problems such as: changes in neural activation patterns, emergence of false regions of activity and on many occasion the total discard of the exam. In an attempt to reduce the failures in this exams, we developed a system capable of detecting individuals who have excessive head motion while the fMRI exam is being performed. This real time analysis allows the exam to be stopped and the subject can be oriented to not move his head anymore. The system performance was evaluated by performing two fMRI acquisitions in 10 volunteers, one in which they were asked to not move their head and on the other, motion was accepted. The performance of the system was approved based on comparative analysis.*

Keywords: *functional magnetic resonance imaging, real time functional magnetic resonance imaging, head motion detection*

Introdução

Uma das principais causas de falha na análise de imagens em exames de ressonância magnética funcional (RMF) [1] se deve à movimentação da cabeça do paciente [2] [3] [4]. Este problema é comum na prática clínica, principalmente pelo fato de que não é tipicamente possível avaliar a qualidade das imagens funcionais que estão sendo adquiridas, tampouco o comportamento do paciente dentro do equipamento de imagem por ressonância magnética nuclear (IRMN). As falhas, portanto, apenas são detectadas na etapa de pré-processamento das imagens, que usualmente é executada horas ou até dias após o procedimento.

Este problema é potencializado quando os exames são realizados para fins de pesquisa, com a colaboração de voluntários. Nestes casos os dados são comumente descartados, assim que estas falhas são detectadas. Em estudos que utilizam crianças como população referência, este problema é mais acentuado. Em média crianças movimentam 46% mais a cabeça do que pessoas adultas [5] [6].

Recentemente surgiu um sistema que permite a visualização das imagens sendo adquiridas durante o exame, chamado ressonância magnética funcional em tempo real (RMF-TR) [7] [8]. Neste sistema, é permitido visualizar o mapa de ativação cerebral durante a realização do exame.

Utilizando-se de um sistema de RMF-TR como base, disponibilizado pelo pacote de programas de processamento de neuroimagens AFNI [9], e aperfeiçoando o mesmo, através do desenvolvimento de um sistema exclusivo para análise de movimento em tempo real, foi desenvolvido um sistema de controle de qualidade de imagens para exames de RMF. Este fato torna possível a interrupção imediata do procedimento pelo tecnólogo, quando existir falha na aquisição das imagens e permite que o paciente seja reorientado a não movimentar a cabeça, e uma nova aquisição possa ser realizada.

Materiais e métodos

O sistema de detecção de movimento em tempo real (Figura 1) é compreendido pelo a) equipamento de IRMN, b) o servidor responsável pelo controle do equipamento de IRMN e armazenamento das imagens, além de dois computadores, responsáveis por c)

processar as imagens e d) coordenar e gerar os estímulos que são apresentados ao paciente. Por fim, há usualmente um e) dispositivo de estímulo, como por exemplo, um projetor visual ou fones de ouvido.

O equipamento de IRMN é responsável por coletar os sinais analógicos e realizar a reconstrução da imagem (Etapa 1 da Figura 1). Após a aquisição, as imagens seguem para serem processadas (Etapa 2 na Figura 1). A aquisição das imagens é totalmente sincronizada com a geração dos estímulos (Etapa 3 na Figura 1) e o estímulo é gerado ao paciente, para que a região de interesse do procedimento seja excitada (Etapa 4 na

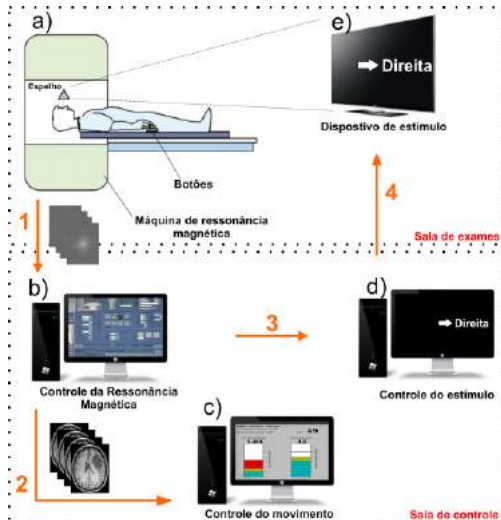


Figura 1: Fluxograma de operação do sistema de detecção de movimento em tempo real

Figura 1).

Este sistema pode ser dividido nas seguintes etapas: coleta e envio das imagens em tempo real, controle dos estímulos e controle do movimento.

Coleta e envio das imagens em tempo real – A aquisição das imagens é controlada pelo equipamento de IRMN (Item a) na Figura 1), onde neste projeto foi utilizado um do fabricante *GE* modelo *HealthCare Sigma HDxt* com 3,0 Tesla de campo magnético.

Para que cada imagem coletada seja transferida em tempo real para ser processada, foi desenvolvido um *script* em linguagem *C Shell* (Pseudocódigo 1), que é executado no computador do fabricante do equipamento de IRMN. Este *script* foi desenvolvido, pois para cada novo paciente, é gerado uma pasta com número aleatório no computador de controle da IRMN. O *script* identifica o paciente e inicializa o envio das imagens do exame de RMF. O *script* deve ser executado somente após o exame localizador. O programa *Dimon* do pacote *AFNI*, é responsável pelo envio das imagens (Etapa 2 na Figura 1) via protocolo TCP/IP.

Controle dos estímulos – Esta etapa é responsável pela geração dos estímulos (Etapa 4 na Figura 1) de forma sincronizada (Etapa 3 na Figura 1) com a aquisição dos volumes. Neste trabalho, o *software e-prime* [10] foi utilizado para o controle dos estímulos.

Controle do movimento – O *fMRI Motion Viewer* (Figura 2), nome como foi chamado o *software* de detecção de movimento em tempo real, opera

```
PROGRAMA transfer_dicom
Identificar última pasta criada
SE (hora que pasta for criada == hora do exame localizador) ENTÃO
  Solicitar informações do Exame (TR, Número de Volumes,
  Número de Cortes)

  INICIALIZA DIMON (ferramenta do pacote AFNI que gerencia a
  comunicação)

  ENQUANTO (nova imagem == verdadeiro)
    ENVIA_IMAGEM()
  FIM ENQUANTO
SENÃO ESCRIVE "Dados Não Encontrados"
FIM SE
FIM
```

Pseudocódigo 1: Ilustração do método de identificação e envio de imagens em tempo real

basicamente com 2 informações essenciais para o controle da qualidade das imagens: a movimentação em tempo real (*RT Head Motion*) fornece o movimento apresentado em cada volume e o número de aquisições com movimentação (*TR with motion*) indica quando a aquisição deve ser totalmente descartada por falha.

O sistema foi desenvolvido de maneira que o grau de movimentação aceitável e o número de movimentações máxima durante a aquisição fossem configuráveis.

Esta ferramenta foi desenvolvida utilizando a linguagem *script Python*, sistema de janelamento *WxPython* e sistema de plotagem *Matplotlib*, sendo que todas ferramentas são grátis e desenvolvidas para sistema operacional Linux.

Método de cálculo do movimento – Os processos pelo qual uma imagem de RMF passa até ser classificada, como correta ou com falha, podem ser divididos em:

1) Corregistro: a idéia base desta operação consiste em alinhar cada volume dentro de uma série temporal de volumes com um volume referência [11]. Para realizar esta operação utilizou-se uma transformação AFFINE de corpo rígido. Dado um volume base $J(X)$ e um volume fonte $I(X)$, que representam a intensidades da

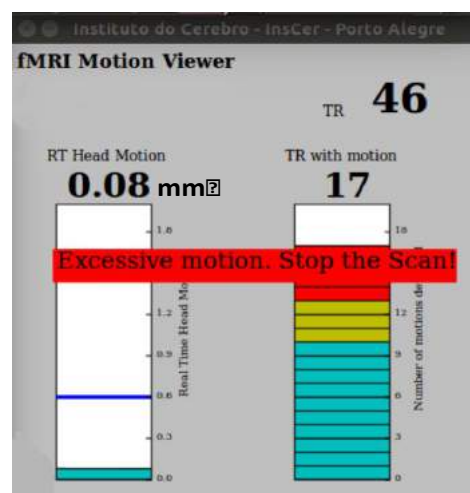


Figura 2: Ferramenta desenvolvida para controle do movimento em tempo real.

imagens, o objetivo é achar uma transformação geométrica $T[X]$ tal que $I(T[X]) \approx J(X)$. Como cada volume está no espaço tridimensional existem 6 graus

de movimentação possíveis (q_1 a q_6 na equação 1). $T[X]$ pode ser expresso através de operações de translação e rotação, como:

$$T[X] = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & q_1 \\ 0 & 1 & 0 & q_2 \\ 0 & 0 & 1 & q_3 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} * \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & \cos(q_4) & \sin(q_4) & 0 \\ 0 & -\sin(q_4) & \cos(q_4) & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} * \begin{bmatrix} \cos(q_5) & 0 & \sin(q_5) & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ -\sin(q_5) & 0 & \cos(q_5) & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} * \begin{bmatrix} \cos(q_6) & \sin(q_6) & 0 & 0 \\ -\sin(q_6) & \cos(q_6) & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (1)$$

O parâmetro q_1 , q_2 , e q_3 representam translações nos eixos x , y , e z respectivamente. Enquanto q_4 , q_5 , q_6 representam rotações em torno dos eixos x , y , e z respectivamente. Quanto maior os valores destes parâmetros maior será o deslocamento final necessário para alinhar a imagem. Sabe-se que este deslocamento é inversamente proporcional a probabilidade de conseguir recuperar totalmente o volume deslocado, pois a medida com que ele aumenta são necessários processos de reamostragem, gerando perda de qualidade [12]. Para estimar os 6 graus de movimentação, é aplicada uma operação de diferença ($E(X) = J(X) - I(X)$) seguido de um deslocamento na direção de menor valor residual por sucessivas vezes, até que se se encontre um mínimo residual utilizando a técnica *gradient descent*. Neste ponto têm-se a localização espacial que representa o melhor alinhamento possível e por consequência obtém-se os parâmetros de alinhamento. Esta é a informação base para quantificar o movimento durante o exame.

2) Derivada do movimento: o mais prejudicial movimento dentro da aquisição de imagens funcionais é o movimento abrupto [1], pois ele corrompe os volumes de forma que algoritmos de interpolação não são suficientes para corrigir os dados. Desta forma, o sistema foi desenvolvido visando a identificação destes picos, o que é alcançado efetuando o cálculo da derivada dos seis graus de movimentação.

3) Norma euclidiana: através do cálculo da norma euclidiana (Equação 2) é possível avaliar em um valor único o grau de deslocamento de um volume em relação a uma referência.

$$\|Q\| = \sqrt{\sum_{i=1}^6 \left| \frac{\partial q_i}{\partial t} \right|^2} \quad [\text{mm}] \quad (2)$$

O cálculo da norma euclidiana foi escolhido para esta aplicação pois é simples de ser executado e apresenta bons resultados.

Este método combina rotações com deslocamentos. Em RMF esta avaliação pode ser considerada aceitável devido à normalização do tamanho do cérebro feita na etapa de pré-processamento. Essa normalização faz com que o comprimento do arco médio de um *voxel* rotacionado por um grau seja de em torno de 1 milímetro [13].

4) Classificação: O monitoramento do valor de Q (Equação 2) para cada imagem adquirida fornece uma métrica a respeito do movimento da cabeça dentro do exame funcional. Para classificar se um determinado volume foi adquirido corretamente, predefine-se um valor máximo aceitável para Q e verifica-se se este valor foi ultrapassado. Ainda não existe uma total concordância a respeito do valor de Q a ser utilizado

para exames deste tipo. O efeito da mudança destes limites tem impacto direto no resultado do exame. Portanto, utilizar limites mais rígidos torna o resultado do exame mais fidedigno ao que é esperado, porém ao custo de descarte de inúmeros exames. A escolha do valor correto de Q irá depender do tipo de exame e a faixa etária do sujeito sendo escaneado.

Metodologia do teste – Para avaliar a efetividade do sistema desenvolvido, 10 voluntários foram recrutados para participar do projeto. Todos os exames foram realizados com o consentimento e aprovação do comitê de ética da PUCRS, sob número CAAE 45065315.0.0000.5336.

Neste experimento os voluntários executaram tarefas motoras. Os voluntários foram solicitados a abrir e fechar as mãos com uma frequência de aproximadamente 0,5 Hz por 15 segundos seguidos de 15 segundos de descanso, alternando entre mão esquerda, direita e ambas. No primeiro procedimento cada voluntário recebeu a orientação tradicional em exames de RMF de não mexer a cabeça. No segundo procedimento foi solicitado que executassem a mesma tarefa do experimento anterior, mas com a orientação de que o movimento da cabeça era permitido. A presença do movimento, intensidade e frequência foram definidos arbitrariamente por cada voluntário.

As imagens deste procedimento foram coletadas com as seguintes características: sequência de pulso (*Echo Planar Imaging*), TR (Tempo de Repetição - 2 segundos), tamanho do *voxel* (3,4 x 3,4 x 3,6 mm³), número de cortes (29) e número de volumes (140).

O objetivo foi avaliar se o sistema indica movimento excessivo no experimento motor quando o voluntário for liberado para movimentar a cabeça. Para fins de pesquisa, o sistema foi configurado para classificar imagens com falha se fosse excedido o limite (Q) de 0,6 mm e descartar totalmente a aquisição se 20% (28 ima-

Tabela 1: Resultados obtidos com a utilização do sistema em tempo real. Na tabela, constam as seguintes informações: VOL (Voluntário), AL (Alerta de movimentação), TP (Tempo até o alerta de movimentação excessiva no formato minutos:segundos) e IM (Número de imagens descartadas na aquisição)

VOL	Com movimento			Sem movimento		
	AL	TP	IM	AL	TP	IM
1	Sim	01:25	82	Não	-	0
2	Sim	02:18	68	Não	-	0
3	Não	-	22	Não	-	0
4	Sim	01:30	76	Não	-	0
5	Sim	01:21	69	Não	-	0
6	Sim	02:13	64	Não	-	0
7	Sim	01:01	134	Não	-	0
8	Sim	01:16	115	Não	-	0
9	Sim	02:23	57	Não	-	0
10	Não	-	16	Não	-	0

gens) das imagens apresentassem falha.

Resultados

Como pode ser observado na Tabela 1, o sistema gerou alerta de movimentação excessiva em 8 dos 10 voluntários que realizaram o experimento com movimento permitido.

Avaliando os dois casos em que o alerta não foi gerado, é possível perceber este fato aconteceu de maneira correta, pois estes voluntários tiveram imagens descartadas abaixo do limite estabelecido.

No experimento onde os voluntários foram orientados a não movimentar a cabeça, não ocorreu nenhum caso de falsa detecção de movimento, como esperado.

Discussão

A motivação para realizar este projeto surgiu de um real problema enfrentado por quem realiza pesquisas na área de RMF, o descarte de imagens de voluntários por movimento excessivo da cabeça.

Existe uma dificuldade muito grande de encontrar pessoas dispostas a participar deste tipo de pesquisa, mostrando mais uma vez que, idealmente nenhuma informação deveria ser perdida. O objetivo principal deste projeto, foi implementar em tempo real o processamento que é usualmente feito pós-exame, ou seja, utilizar a mesma métrica que é utilizada para descarte de imagens pelo método usual no sistema em tempo real. Nesta ótica, o sistema apresentou um desempenho suficiente para ser utilizado na prática clínica e de pesquisa.

Conclusão

Um sistema de detecção de movimento para exames de ressonância magnética funcional com algoritmos e interface de análise para uso em tempo real representa uma inovação para a área.

Este sistema se mostrou muito útil para exames de RMF e está disponível para que novas pesquisas sejam realizadas, o projeto seja expandido, ou simplesmente seja implementado também em novos centros de pesquisa, contribuindo para melhorar a qualidade de exames deste tipo.

O sistema encontra-se disponível para *download* gratuito em <https://github.com/maicondiogomuch/real-timefMRI>, onde também estão disponíveis vídeos ilustrando com mais detalhes o funcionamento do sistema.

Agradecimentos

Ao Instituto do Cérebro (InsCer) por ter cedido a sua excelente estrutura para a realização deste projeto. À Coordenação de Aperfeiçoamento Pessoal de Nível Superior (CAPES) e a Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul (PUCRS) por terem dado suporte tecnológico e financeiro a esta pesquisa.

Referências

- [1] S. A. Huettel, A. W. Song e G. McCarthy, *Functional magnetic resonance imaging*, Sinauer Associates Sunderland, 2004.
- [2] T. Krings, M. Reinges, S. Erberich, S. Kemeny, V. Rohde, U. Spetzger, M. Korinth, K. Willmes, J. Gilsbach e A. Thron, “Functional MRI for presurgical planning: problems, artefacts, and solution strategies,” *Journal of Neurology, Neurosurgery & Psychiatry*, vol. 70, pp. 749-760, 2001.
- [3] J. V. Hajnal, R. Myers, A. Oatridge, J. E. Schwieso, I. R. Young e G. M. Bydder, “Artifacts due to stimulus correlated motion in functional imaging of the brain,” *Magnetic resonance in medicine*, vol. 31, pp. 283-291, 1994.
- [4] N. Thacker, E. Burton, A. Lacey e A. Jackson, “The effects of motion on parametric fMRI analysis techniques,” *Physiological measurement*, vol. 20, 1999.
- [5] E. Seto, G. Sela, W. McIlroy, S. Black, W. Staines, M. Bronskill, A. McIntosh e S. Graham, “Quantifying head motion associated with motor tasks used in fMRI,” *Neuroimage*, vol. 14, n° 2, pp. 284-297, 2001.
- [6] W. Yuan, M. Altaye, J. Ret, V. Schmithorst, A. W. Byars, E. Plante e S. K. Holland, “Quantification of head motion in children during various fMRI language tasks,” *Human brain mapping*, vol. 30, 2009.
- [7] R. W. Cox, A. Jesmanowicz e J. S. Hyde, “Real-time functional magnetic resonance imaging,” *Magnetic resonance in medicine*, vol. 33, pp. 230-236, 1995.
- [8] N. Weiskopf, R. Sitaram, O. Josephs, R. Veit, F. Scharnowski, R. Goebel, N. Birbaumer, R. Deichmann e K. Mathiak, “Real-time functional magnetic resonance imaging: methods and applications,” *Magnetic resonance imaging*, vol. 25, n° 6, pp. 989-1003, 2007.
- [9] R. W. Cox, “AFNI: software for analysis and visualization of functional magnetic resonance neuroimages,” *Computers and Biomedical research*, vol. 29, pp. 162-173, 1996.
- [10] E-Prime, “Psychology software tools,” [Online]. Available: <https://www.pstnet.com/eprime.cfm>. [Acesso em 12 Abril 2016].
- [11] R. W. Cox e A. a. o. Jesmanowicz, “Real-time 3D image registration for functional MRI,” *Magnetic resonance in medicine*, vol. 42, pp. 1014-1018, 1999.
- [12] S. Grootenck, C. Hutton, J. Ashburner, A. Howseman, O. Josephs, G. Rees, K. Friston e R. Turner, “Characterization and correction of interpolation effects in the realignment of fMRI time series,” *NeuroImage*, pp. 49-57, 2000.
- [13] R. Reynolds, “AFNI program: 1d_tool.py,” AFNI, Março 2009. [Online]. Available: https://afni.nimh.nih.gov/pub/dist/doc/program_help/1d_tool.py.html. [Acesso em 12 Abril 2016].

ANÁLISE TERMOGRÁFICA NA AVALIAÇÃO DA PANICULOPATIA EDEMATO FIBROESCLERÓTICA (PEFE)

V. C. Martins**, C. S. Nascimento*, H. P. R. Corrêa*, W.C.A. Pereira**

* Instituto Federal de Educação, Ciência e Tecnologia do Rio de Janeiro IFRJ, Rio de Janeiro

** Programa de Engenharia Biomédica – COPPE/UFRJ, Rio de Janeiro

e-mail: vcostamartins@gmail.com

Resumo: A Paniculopatia Edemato Fibroesclerótica (PEFE), vulgo “celulite”, atinge predominantemente mulheres, acometendo principalmente a região pélvica. Estudos apontam que áreas com PEFE em graus elevados, apresentam redução de aproximadamente 35% do fluxo sanguíneo, por conseguinte, alteração na temperatura local. A termografia é uma ferramenta usada na área médica utilizada para identificar anormalidades que possam interferir no fluxo sanguíneo. Sendo assim, o objetivo deste trabalho é avaliar, por meio da termografia, a correlação entre temperatura e graus da PEFE. Foram avaliadas 26 mulheres (18 – 55 anos, média = 26 anos). A câmera termográfica foi posicionada a 50 e a 100 cm das voluntárias. A área de interesse na região glútea foi de 100 cm² e a PEFE foi classificada nesta região por meio de inspeção visual. Foram realizadas 3 imagens para cada lado (direito e esquerdo) totalizando 6 imagens termográficas para cada paciente. Analisado a média das temperaturas obtidas e o desvio padrão, com intervalo de confiança de 95%. Neste estudo, 15 voluntárias (57,6%) apresentaram grau 1 de PEFE, 9 (34,6%) grau 2 e 2 (7,6%) grau 3. Para o teste de correlação de Pearson, foi calculada a média de temperatura dos lados direito e esquerdo em ambas as distâncias, a correlação foi moderada no lado direito. Conclui-se que, neste estudo, não há uma correlação entre graus de PEFE elevado e redução da temperatura em mulheres com PEFE.

Palavras-chave: Paniculopatia Edemato Fibroesclerótica; celulite; termografia; imagem infravermelha.

Abstract: *The Edematous fibrosclerotic panniculopathy (EFSP) ("cellulitis") affects most women, mainly in the hips and gluteal region. Studies show that high degrees areas with EFSP can cause a reduction of approximately 35% of local blood flow and hence change the temperature of the skin. Thermography is a tool commonly used in Medicine to identify abnormalities caused by changes in the tissues and blood flow, by the emission of infrared radiation. Thus, the objective of this study is to evaluate the correlation between different degrees of EFSP and the local temperature in women with EFSP. Twenty six subjects (female) were evaluated (age 18 - 55 years; mean age = 26 years old). A 100 cm² area was demarcated on each gluteal region (left and right) of each woman, and then, three thermographic images*

were made on each side. A thermographic camera was positioned at 50 cm and 100 cm away from each subject. The classification of degrees of EFSP was made by visual inspection. The room temperature was set to 24 °C (± 2 °C) and a pre-experiment period (10 – 15 minutes) was determined for the stabilization of body temperature of each subject. The mean temperatures and the standard deviation were calculated (according to the Software FLIR) (“p” value < 0,05). In this study, 15 women (57.6%) were classified with EFSP degree = 1; 09 women (34.6%) with EFSP degree = 2 and 2 (7.6%) were classified with EFSP degree = 3; Pearson correlation test, the average temperature of right and left sides in both distance (50 cm and 100 cm) shows a moderate correlation on the right side. In conclusion, the results showed that there’s no correlation between high levels of EFSP and reduction in skin temperature when evaluated by thermography image.

Keywords: *Edematous fibrosclerotic panniculopathy; cellulite; thermography; infrared image.*

Introdução

A Paniculopatia Edemato Fibroesclerótica (PEFE), vulgarmente conhecida como “celulite”, acomete aproximadamente 95% das mulheres após a puberdade [1]. Sua etiologia é multifatorial e a natureza de sua formação ainda é desconhecida. Sabe-se que ocorre uma infiltração edematosa do tecido conjuntivo, seguida da polimerização da substância fundamental amorfa produzindo reação fibrótica, alterando a aparência na superfície da pele que apresenta-se com aspecto de “casca de laranja”, de acordo com o grau de estadiamento da PEFE [2]. Estudos com utilização de fluxômetro *Doppler* demonstraram redução de aproximadamente 35% no fluxo sanguíneo em áreas afetadas por graus elevados de PEFE, quando comparadas às não afetadas, podendo influenciar na emissão de calor pelos corpos avaliados [3].

A radiação infravermelha existe a partir do calor gerado pela agitação de átomos e moléculas de um objeto. Todos os corpos acima de -273°C (0°K), o zero absoluto, emitem radiação infravermelha [4].

A termografia é capaz de captar a radiação infravermelha emitida pelo corpo e, a partir daí, elaborar um mapa da distribuição térmica da superfície avaliada. Neste sentido, a termografia tem sido uma

ferramenta amplamente utilizada em Medicina para fins de avaliação e diagnóstico [4].

O objetivo deste trabalho é avaliar, por meio da termografia, a correlação entre temperatura e graus da PEFE nas áreas portadoras da referida disfunção.

Materiais e métodos

Desenho do estudo - Trata-se de um estudo observacional, transversal, analítico e não controlado, aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa do IFRJ (número 927.736, em 16/12/2014).

População - Vinte e seis voluntárias, alunas de graduação em Fisioterapia, Terapia Ocupacional e Farmácia do Instituto Federal de Educação, Ciência e Tecnologia do Rio de Janeiro – IFRJ e funcionárias do IFRJ, com idade entre 18 e 55 anos. Todas as que participaram do estudo assinaram o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (TCLE).

Crítérios de exclusão - Cadeirantes, voluntárias com lesão inflamatória importante, queixa de dor em região avaliada ou quadro febril no momento da avaliação.

Realização dos Experimentos - Os experimentos foram realizados em uma sala climatizada em torno de 24°C, com variações até 28°C. A temperatura ambiente foi medida por um termômetro de ambiente (marca *BioEmp, Thermkal*).

Preparação das Voluntárias - A demarcação das áreas de interesse em cada voluntária foi realizada da seguinte forma: foi desenhado um quadrado de área igual a 100 cm² (altura = 10 cm e largura = 10 cm) nos glúteos direito e esquerdo, simetricamente, equidistantes 5 cm da prega glútea inferior e 5 cm da linha interglútea.

Antes de serem avaliadas, as voluntárias foram orientadas a permanecer em posição ortostática por um período de 10 a 15 minutos, com objetivo de estabilizar da temperatura corporal em relação ao ambiente.

Montagem Experimental - As voluntárias permaneceram em posição ortostática, em repouso. A câmera termográfica foi posicionada a 100 cm e a 50 cm de cada voluntária. Foram realizadas 3 (três) imagens para as distâncias de 100 cm e 50 cm, totalizando 6 (seis) imagens de cada voluntária.

Aquisição das imagens termográficas - As imagens foram obtidas por meio de uma câmera de termografia (marca FLIR®, modelo E6). Para fins de calibração, a escala de variação da temperatura foi ajustada manualmente, sendo 25° C (valor mínimo) e 35° C (valor máximo) (Fig. 1, 2 e 3). No ajuste dos parâmetros da câmera, foi considerado o valor de 0,98 para emissividade da superfície da pele humana [5].

Processamento das Imagens - As imagens foram processadas pelo software comercial FLIR Tools® (vem juntamente com a câmera), o qual permite calcular, na área de interesse, o valor médio da temperatura, bem como os valores mínimo e máximo.

Análise Estatística - Os dados foram compilados em planilha tipo Excel®. As médias das temperaturas

foram analisadas pelo *software* SigmaStat 3.5 e a correlação linear de Pearson foi realizada entre a graus da PEFE e a média da temperatura correspondente, considerando um intervalo de confiança de 95%.

Resultados

As Tabelas 1 e 2 mostram os valores das médias e desvio padrão das temperaturas em cada lado (esquerdo e direito), para ambas as distâncias da câmera (50 e 100 cm). E a tabela 3 mostra a correlação linear de Pearson entre temperatura e graus da PEFE em ambas distâncias.

Participaram do estudo 26 voluntárias do sexo feminino, com faixa etária entre 18 a 55 anos, média de idade = 26,0 e desvio padrão = 8,9. As Figuras 1, 2 e 3 mostram as imagens termográficas de voluntárias com diferentes graus de PEFE (graus 1, 2 e 3) e as áreas de interesse demarcadas.

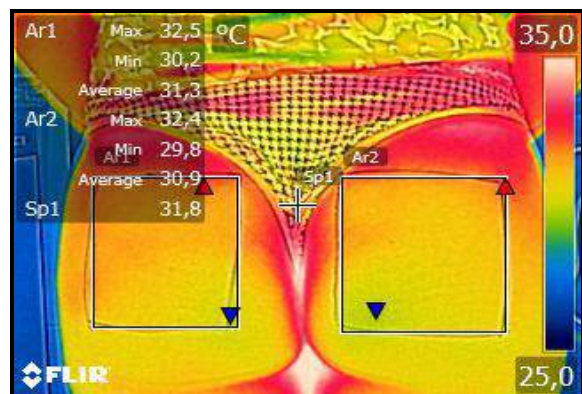


Figura 1. Aspecto da imagem termográfica – PEFE grau 1. Escala definida entre 25 e 35° C. Tabela no canto superior esquerdo indica valores máximo, mínimo e médios de temperatura para as áreas esquerda (Ar1) e direita (Ar2) e temperatura referente a um ponto específico (Sp1).

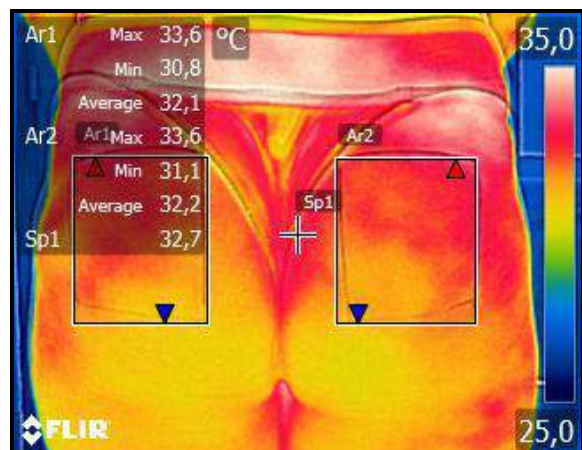


Figura 2. Aspecto da imagem – PEFE grau 2. Tabela no canto superior esquerdo indica valores máximo, mínimo e médios de temperatura para as áreas esquerda (Ar1) e direita (Ar2) e temperatura referente a um ponto específico (Sp1 – neste caso, Sp1 = 32,7 °C).

Tabela 1. Distância 50 cm: Voluntárias (N); Idade; Média e desvio padrão das temperaturas de cada voluntária e classificação dos graus da PEFE dos lados direito (D) e esquerdo (E) (destaque em vermelho – idade mín.=18 e idade máx.=55)

n	Idade	0,5m				Graus PEFE	
		Média		Média		D	E
		D	DP	E	DP		
1	19	29,3	0,12	29,7	0,00	2	1
2	22	31,1	0,12	31,1	0,10	1	1
3	22	30,3	0,00	30,4	0,12	1	1
4	21	30,3	0,20	30,2	0,06	1	1
5	23	30,5	0,06	30,6	0,06	2	2
6	25	29,5	0,06	29,3	0,00	1	1
7	22	30,9	0,06	30,9	0,06	1	2
8	21	31,6	0,12	31,4	0,00	3	3
9	55	30,3	0,06	30,2	0,06	1	1
10	36	29,7	0,06	29,7	0,06	1	2
11	30	30,5	0,00	30,5	0,00	2	1
12	23	32,2	0,06	32,0	0,10	2	2
13	20	31,5	0,44	31,9	0,44	1	2
14	45	31,3	0,36	31,5	0,36	2	1
15	19	30,7	0,59	31,4	0,10	1	1
16	32	30,9	0,10	30,6	0,10	1	2
17	23	28,7	0,15	28,9	0,25	1	2
18	18	28,1	0,06	28,2	0,10	1	1
19	20	31,5	0,15	31,2	0,15	2	1
20	39	31,1	0,17	31,2	0,17	2	2
21	20	30,9	0,12	30,3	0,10	1	1
22	28	30,6	0,10	30,9	0,10	1	1
23	29	29,3	0,29	29,8	0,29	2	1
24	20	29,2	0,06	29,3	0,00	1	2
25	19	31,0	0,10	31,1	0,10	1	1
26	26	32,7	0,17	32,9	0,15	3	3



Figura 3: Voluntária com PEFE grau 3.

Tabela 2. Distância 100 cm: Voluntárias (N); Idade; Média e desvio padrão das temperaturas de cada voluntária e classificação dos graus da PEFE dos lados direito (D) e esquerdo (E)

n	Idade	1,0 m						Graus PEFE	
		Média D	DP	Média E	DP	D	E		
1	19	29,3	0,06	29,5	0,10	2	1		
2	22	31,4	0,06	31,4	0,12	1	1		
3	22	31,0	0,17	31,0	0,10	1	1		
4	21	30,5	0,20	30,4	0,17	1	1		
5	23	30,6	0,06	30,8	0,12	2	2		
6	25	30,1	0,00	29,9	0,00	1	1		
7	22	30,7	0,12	30,8	0,06	1	2		
8	21	32,2	0,26	31,9	0,17	3	3		
9	55	30,2	0,06	30,2	0,00	1	1		
10	36	29,0	0,06	29,2	0,06	1	2		
11	30	30,2	0,06	30,5	0,00	2	1		
12	23	32,6	0,06	32,5	0,00	2	2		
13	20	31,7	0,00	31,9	0,06	1	2		
14	45	31,8	0,06	32,1	0,10	2	1		
15	19	31,7	0,06	31,9	0,06	1	1		
16	32	31,3	0,06	31,0	0,12	1	2		
17	23	28,5	0,06	28,8	0,17	1	2		
18	18	28,3	0,32	28,3	0,26	1	1		
19	20	31,7	0,10	31,4	0,10	2	1		
20	39	31,4	0,06	31,5	0,00	2	2		
21	20	30,7	0,12	30,2	0,12	1	1		
22	28	30,5	0,12	30,8	0,10	1	1		
23	29	29,3	0,12	29,8	0,15	2	1		
24	20	29,3	0,06	29,2	0,06	1	2		
25	19	31,3	0,10	31,3	0,06	1	1		
26	26	32,5	0,00	32,7	0,10	3	3		

Tabela 3. Correlação de Pearson – (* Valores que indicam correlação moderada)

	0,5m		1,0 m	
	r de Pearson	p-valor	r de Pearson	p-valor
Direito	0,46*	0,018	0,42*	0,03
Esquerdo	0,37	0,06	0,29	0,15

Discussão

O objetivo do estudo foi avaliar, por meio da termografia, a correlação entre a temperatura e os graus da PEFE.

Na Tabela 3, observa-se que há uma correlação moderada entre temperatura e graus de PEFE em lado

direito, para 50 e 100 cm. Em relação à classificação da PEFE, 15 voluntárias (57,6%) apresentaram grau 1, 9 voluntárias grau 2 (34,6%) e 2 grau 3 (7,65). Nenhuma foi classificada como grau 4.

Por meio das imagens termográficas, foi possível avaliar que aquelas com grau 3 não apresentaram queda considerável na temperatura cutânea. Porém, é possível visualizar a diferença no aspecto da imagem entre aquelas que apresentam grau 1, grau 2 e grau 3 (Fig. 1, 2 e 3).

A média de idade da amostra avaliada neste estudo foi de 26,0 anos (desvio padrão = 8,9) e a prevalência de PEFE foi o grau 1 (57,6%), considerado o mais brando. Em estudo para aplicação de um protocolo de avaliação da PEFE [6], a média de idade foi de 44 anos e 80% das pacientes apresentaram graus moderados, de acordo com a classificação adotada. Neste mesmo estudo [6], autores afirmam que, a idade, razões de ordem exógenas e endógenas podem estabelecer condições de agravamento e expansão da PEFE, ou seja, pacientes com idade avançada possuem maior probabilidade de apresentarem PEFE em graus elevados. Tal fato pode explicar o elevado número de pacientes com PEFE grau 1 neste estudo, em que a média de idade é relativamente baixa.

Neste estudo, encontraram-se alterações em relação ao mapa térmico corporal: a voluntária com grau 1 apresentou-se com uma temperatura homogênea (Fig. 1). Tanto na voluntária com grau 2 como a com grau 3, a imagem apresenta-se com diminuição da homogeneidade térmica, apresentando uma maior gama de cores em sua imagem termográfica (Fig. 2 e 3). Esse mesmo achado aconteceu em um estudo para avaliação da PEFE [7] no qual, por meio das imagens termográficas, foi possível observar que a voluntária com grau 4 apresentou diminuição da temperatura geral, diminuição da homogeneidade térmica e aparição de áreas quentes e frias.

Limitações do estudo – Pode-se considerar como limitações do estudo:

- Número reduzido de estudos sobre termografia que utilizem um método bem definido;

- No período de realização dos experimentos, a temperatura externa no local (bairro Realengo) variou entre 38 e 40 °C, o que dificultou o controle da temperatura ambiente da sala;

- O tempo destinado à regularização da temperatura das voluntárias momentos antes da realização dos experimentos, pode ter sido insuficiente (aprox. 10 min.).

- Considerar outros valores para calibração da máquina, além dos valores utilizados neste estudo (mín.=25°C e máx.=35°C).

- O tamanho da amostra (n=26) e sendo a maioria das voluntárias apresentando grau 1 de PEFE também dificultam esta correlação entre graus elevados de PEFE e temperaturas reduzidas;

- A classificação da PEFE, em cada voluntária, foi realizada por inspeção visual por um avaliador graduado em Fisioterapia. A experiência do examinador e a subjetividade na classificação podem influenciar o estadiamento da PEFE e, conseqüentemente, nos resultados.

Conclusão

Este estudo conseguiu identificar, de acordo com a termografia, assimetria de temperatura entre os dimídios, mas é necessário conhecimento mais aprofundado para sinalizar a possível causa.

Os resultados deste trabalho não mostram, entretanto, uma relação direta entre os graus elevados de PEFE e a redução da temperatura.

Estudos futuros devem ser elaborados incluindo a análise termográfica de uma área maior e em diferentes regiões, como por ex.: quadris e parte posterior superior de coxa.

Agradecimentos

Os autores ao CNPq, CAPES e FAPERJ pelo apoio financeiro.

Referências

- [1] Rossi, AM; Katz, BE. A Modern Approach to the Treatment of Cellulite. *Dermatol Clin.* 2014. p. 51-9.
- [2] Guirro, ECO.; Guirro, RRJ. *Fisioterapia Dermatofuncional: Fundamentos, Recursos e Patologias.* 3. ed. Barueri, SP: Ed. Manole, 2004.
- [3] Almeida, MC et al. Cellulite's aetiology: a review. *Journal of the Eur Academy of Dermat and Venereology.* 2013. p. 273-8.
- [4] Brioschi, ML et al. Utilização da Imagem Infravermelha em Reumatologia. *Rev Bras Reumatol.* 2007. p. 42-51.
- [5] Flir, Systems, Inc. Manual do utilizador - Série FLIR Ex. Intertek, 2015.
- [6] Meyer, PF et al. Desenvolvimento e aplicação de um protocolo de avaliação fisioterapêutica em pacientes com fibro edema gelóide. *Fisioterapia em Movimento.* 2005. p. 75-83.
- [7] Nkengne, A. et al. Evaluation of the cellulite using a thermal infra-red camera. *Skin Research and Technology.* 2013. p. 231-7.

UTILIZAÇÃO DA DIMENSÃO FRACTAL PARA DIFERENCIAÇÃO DE NÓDULOS PULMONARES

E. S. Orikasa*, M. A. Marques* e A. V. do Nascimento**

*Engenharia de Controle e Automação/UNESP, Sorocaba, Brasil

** Hospital do Servidor Público Estadual de São Paulo (HFMO)/Pneumologia, São Paulo, Brasil
e-mail: erikorikasa@gmail.com

Resumo: O câncer de pulmão ou neoplasia maligna do pulmão é um dos tipos mais graves e frequentes de câncer, sendo uma das neoplasias que mais mata em todo o mundo. A investigação diagnóstica dos nódulos pulmonares começa com o achado da imagem na radiografia simples de tórax. A partir daí, outros exames se fazem necessários, como Tomografia Computadorizada de Tórax, Broncoscopia com biópsia quando possível, Ressonância Nuclear Magnética, entre outros. Neste sentido, o objetivo deste trabalho é analisar nódulos pulmonares em Tomografias Computadorizadas de Tórax para tentar diferenciar um tumor maligno de um benigno, baseado apenas na dimensão fractal (*Box Counting*) do nódulo. Os resultados obtidos neste trabalho demonstram que tal método teve um índice de acerto de 85,29%, podendo assim ser muito útil para distinguir nódulos de forma rápida e não invasiva, e deste modo, auxiliar os profissionais da área de saúde no diagnóstico final da doença.

Palavras-chave: nódulo pulmonar, dimensão fractal, *Box Counting*, câncer de pulmão.

Abstract: Lung cancer, or malignant lung neoplasm, is one of the most common and severe type of cancer, being the neoplasia that most kills in the world. The diagnosis of pulmonary nodules starts with the image found in the chest X-ray. After that, other exams are needed, such as computed tomography (CT) of the chest, bronchoscopy with biopsy if possible, MRI, among others. In this sense, the objective of this study is to differentiate lung nodules on CT scans of the chest to try to detect if the disease is a malignant or benign tumor, based only in the fractal dimension of the nodule. The results of this study show that this method had a success rate of 85,29%, therefore being very useful to classify nodules quickly and non-invasively and thus assist health professionals in the final diagnosis of the disease.

Keywords: pulmonary nodule, fractal dimension, *Box Counting*, lung cancer.

Introdução

O câncer de pulmão é um dos mais frequentes de todos os tumores malignos, apresentando aumento de 2% por ano na sua incidência mundial [1]. Uma estimativa mundial apontou incidência de 1,82 milhão

de casos novos de câncer de pulmão para o ano de 2012, sendo 1,24 milhão em homens e 583 mil em mulheres [1]. Este tipo de câncer representa sozinho 13% do total de cânceres detectados no mundo e 27% das mortes provocadas por câncer em 2012, o que representa um número maior de mortes do que a soma dos óbitos provocados pelo câncer de mama, cólon e próstata [2][3]. Existem várias causas para o surgimento da doença, porém dentre elas destaca-se o tabagismo. A fumaça do cigarro possui mais de 40 substâncias carcinogênicas, número que pode variar conforme o tipo e o ambiente em questão. O hábito de fumar faz com que o risco de câncer de pulmão seja 17 vezes maior em homens e 11 vezes maior em mulheres, quando comparados com pessoas não-fumantes [4].

O diagnóstico do câncer de pulmão ainda é um processo muito complexo quando avaliado pelo aspecto do tempo necessário para se ter uma conclusão diagnóstica e consequentemente, o tratamento adequado. As estatísticas demonstram que raramente este tipo de neoplasia é detectado precocemente. Um terço dos pacientes morre 90 dias após o diagnóstico, 10% em menos de um mês e 5% obtém o diagnóstico após o falecimento [5]. Geralmente, a radiografia é o primeiro exame que detecta a presença de um nódulo, porém a tomografia é o exame no qual as características necessárias para identificar se um nódulo é maligno ou benigno podem estar presentes [6].

Frequentemente, nódulos benignos possuem bordas lisas e formato mais esférico, ao passo que nódulos malignos apresentam certas características particulares como bordas irregulares e espiculadas [6]. Observa-se portanto, que a correta interpretação de nódulos pulmonares nos exames é de extrema importância para a sobrevivência do paciente. Assim, uma possibilidade seria a utilização da dimensão fractal que pode auxiliar a diferenciação de nódulos benignos de nódulos malignos. O uso de algoritmos e softwares voltados à classificação de nódulos pulmonares melhora com significância estatística a acurácia do diagnóstico da lesão [7].

Desta maneira, o objetivo deste trabalho é a utilização da dimensão fractal aplicada às imagens tomográficas de tórax com diagnóstico conhecido dos nódulos. Para calcular a dimensão fractal foi escolhido e implementado o método *Box Counting*, o qual foi aplicado nas regiões de interesse das imagens selecionadas do banco de dados *Lung Image Database*

Consortium (LIDC). O método *Box Counting* foi escolhido por se mostrar como um dos mais versáteis e com melhor precisão nos resultados em comparação a outros métodos utilizados para medir a dimensão fractal [8].

Materiais e métodos

Fractal é um objeto que se caracteriza por apresentar a mesma forma geométrica em qualquer escala analisada, ou seja, são dotados de auto-similaridade infinita [9]. A geometria fractal foi criada pelo matemático francês Benoit Mandelbrot e permite uma representação mais apurada das formas da natureza, sendo aplicada em vários campos de estudo como Neurologia, Taxonomia vegetal e Oncologia para descrever padrões ou características em imagens [8].

No *Box Counting*, são utilizados quadrados de lado r que são sobrepostos sobre a imagem analisada e assim obtemos $N_r(A)$, que representa o número de quadrados de lado r que contém a forma analisada. O valor inicial de r geralmente é definido como a largura da imagem, porém o mesmo pode ser definido pelo usuário. A cada nova iteração, é utilizado um valor de r que será a metade do valor anterior. A dimensão fractal pode ser calculada como descrito na equação (1):

$$D = -\lim_{r \rightarrow 0} \frac{\log(N_r(A))}{\log(r)} \quad (1)$$

As imagens analisadas foram provenientes da base de dados *Lung Image Database Consortium* (LIDC), que possui 1.018 exames e 244.527 imagens torácicas com lesões identificadas em coordenadas x e y , e avaliadas por Radiologistas [10], do *SPIE-AAPM Lung CT Challenge*, que é uma competição de métodos de detecção de câncer pulmonar [11], e de um outro banco de dados público criado para auxiliar pesquisas sobre nódulos pulmonares [12].

O banco de dados resultante foi implementado com imagens de tamanho 512×512 pixels em formato DICOM, e para a visualização destas e, conseqüentemente, do nódulo, foi utilizado o software *Escape Medical Viewer*.

Inicialmente, utilizou-se as imagens de treinamento do *SPIE-AAPM Lung CT Challenge* para calibração do algoritmo. Em seguida, foram obtidas 34 imagens do LIDC, sendo 17 com nódulos malignos e 17 com nódulos benignos, todas selecionadas aleatoriamente. Os nódulos foram segmentados manualmente baseado nas coordenadas fornecidas para cada imagem. Como as imagens são provenientes de diferentes cortes, pacientes e aparelhos de tomografia computadorizada, foi necessário realizar um processamento (equalização do histograma) sobre as mesmas, para que as características dos nódulos ficassem mais evidentes (Figura 1).

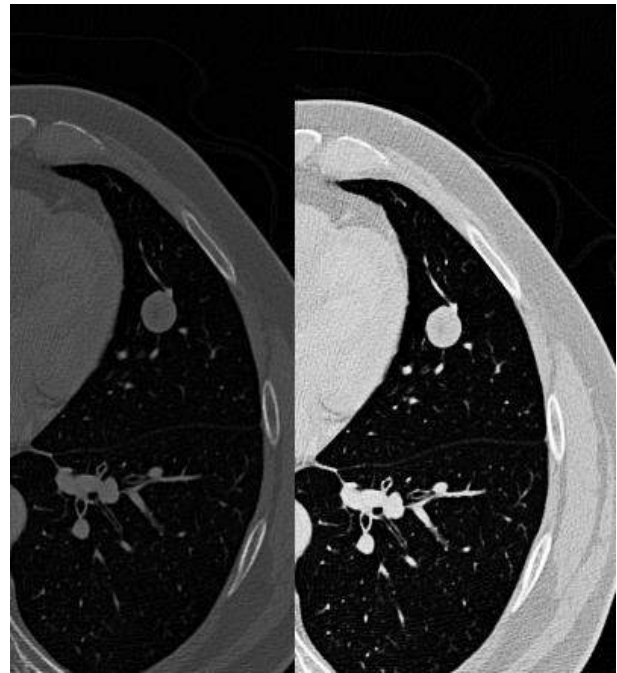


Figura 1: Equalização do histograma para melhorar a visualização do nódulo na tomografia computadorizada.

Em seguida, foi feita a segmentação da imagem na região de interesse desejada e previamente identificada. O limiar para a equalização do histograma foi escolhido de forma que a visualização de cada nódulo fosse melhorada (Figura 2).

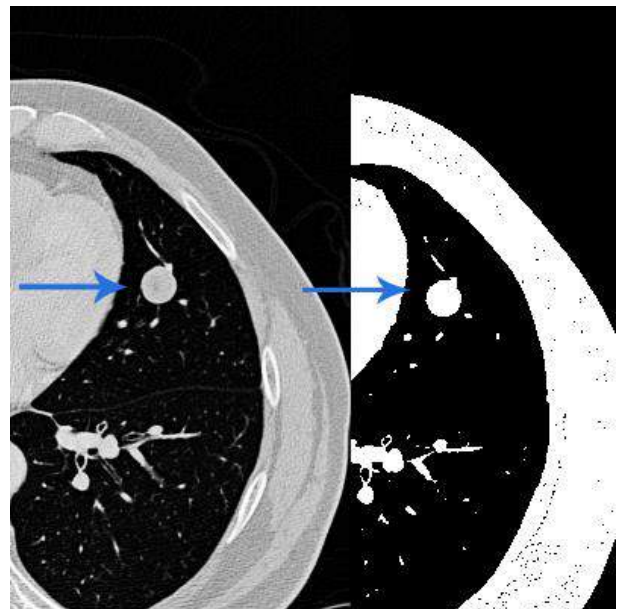


Figura 2: Identificação do nódulo pulmonar (seta) após segmentação da imagem.

Obviamente, ainda existem partes da imagem que não compõem a região desejada para análise. Tais regiões foram descartadas manualmente, e por fim, o algoritmo para o cálculo da dimensão fractal foi aplicado apenas na região de interesse.

A implementação do método *Box Counting* bem como os métodos de processamento de imagens foram feitos através do software MATLAB.

Resultados

Através da utilização da equação (1), a dimensão fractal de cada um dos nódulos foi calculada e os resultados são apresentados na Tabela 1.

Tabela 1: Identificador do paciente (IP) e o valor da dimensão fractal (DF) do nódulo correspondente.

Nódulo Benigno		Nódulo Maligno	
IP	DF	IP	DF
BE001	1,0458	LC001	1,1401
BE002	1,4977	LC002	1,3444
BE006	1,3309	LC003	1,5137
BE007	1,7346	LC008	1,6217
BE010	1,477	LC009	1,5508
LIDC84	1,33	LIDC091	1,5672
LIDC98	1,508	LIDC063	1,5434
LIDC119	1,3458	LIDC073	1,642
LIDC130	1,108	LIDC081	1,5294
LIDC144	1,134	LIDC166	1,191
LIDC212	1,076	R65	1,6711
LIDC213	1,5363	R93	1,5167
LIDC231	1,1047	R98	1,5854
LIDC232	1,1908	R108	1,6845
LIDC321	1,204	R126	1,6813
LIDC426	1,3649	R137	1,5173
LIDC461	1,2458	R157	1,6219

Discussão

Através da Tabela 1, observa-se que a maioria dos nódulos malignos possui dimensão fractal maior do que a dos nódulos benignos, o que corresponde também aos resultados de outros estudos que relacionam dimensão fractal e câncer [13] [14].

Por meio da análise dos resultados da Tabela 1, nota-se que 88,23% dos nódulos benignos possuem dimensão fractal menor ou igual à 1,51. Já para os malignos, 82,35% deles tem dimensão fractal maior do que este valor. Utilizando o valor de 1,51 como um limiar para distinguir se o nódulo em questão é maligno ou benigno, obteve-se um índice de acerto de 85,29%.

Conclusão

Por este estudo, conclui-se que o uso da dimensão fractal pode ser de grande valia para profissionais da área de saúde no auxílio ao diagnóstico do câncer de pulmão. Apesar dos nódulos possuírem características não homogêneas, com descontinuidades e

fragmentações, a geometria fractal pode ser aplicada com sucesso para o estudo e para a diferenciação dos mesmos. No caso particular do câncer pulmonar, tal auxílio pode ser ainda mais valioso devido ao alto índice de mortalidade e problemas já citados com relação ao diagnóstico tardio da doença.

O índice de acerto pode ser melhorado com a utilização de um outro método de cálculo da dimensão fractal, visto que o *Box Counting* não leva em consideração alguns aspectos do nódulo analisado, ou ainda com o auxílio do método da lacunaridade, que descreve justamente a textura do nódulo, característica que não é relevante para o *Box Counting*.

Estudos demonstram ainda, que o uso da lacunaridade aumenta a acurácia dos resultados [13].

Neste trabalho foram apresentados os resultados preliminares da pesquisa que analisou um conjunto pequeno de imagens, porém, novos testes com um número maior de imagens e a utilização de outros métodos para calcular a dimensão fractal já estão sendo implementados para que seja possível realizar uma comparação entre os métodos selecionados.

Referências

- [1] Pulmão. Instituto Nacional do Câncer [internet] [cited May 10 2016]; Available from: http://www2.inca.gov.br/wps/wcm/connect/tiposde_cancer/site/home/pulmao/definicao.
- [2] Lung Cancer by the Numbers: Facts, Stats and You. Healthline [internet]. 2015 Feb [cited 2016 May 10]; Available from: <http://www.healthline.com/health/lung-cancer/facts-statistics-infographics#1>
- [3] Latest world cancer statistics Global cancer burden rises to 14.1 million new cases in 2012: Marked increase in breast cancers must be addressed. International Agency for Research on Cancer [internet]. 2013 Dec [cited May 1 2016]. Available from: http://www.iarc.fr/en/media-centre/pr/2013/pdfs/pr223_E.pdf
- [4] Jamink, S.; Santoro, L.; Uehara, C. Câncer de pulmão. Medicina, Ribeirão Preto, São Paulo; 1998. p. 266-276
- [5] Lung cancer is diagnosed far too late: Third of patients with the condition are told just 90 days before they die. Dailymail UK [internet]. Oct 2014 [cited May 2 2016]. Available from: <http://www.dailymail.co.uk/health/article-2791764/lung-cancer-diagnoses-far-late-patients-condition-diagnosed-just-90-days-die.html#ixzz4A3Ggc7y6>
- [6] Nódulo pulmonar solitário. Pneumoatual [internet]. Aug 2000 [cited May 1 2016]. Available from: <http://www.pneumoatual.com.br/doencas/nodulo-pulmonar-solitario.html>
- [7] Chan, H. P., Hadjiiski, L., Zhou, C., Sahiner, B. Fractal Analysis of Non-Solid Pulmonary Nodules in Lung-CT Scans. In: 2nd International

- Conference on Bioinformatics and Biomedical Engineering, Shanghai, 2008, pp. 2339-2341.
- [8] Backes, A. R. Implementação e comparação de métodos de estimativa da dimensão fractal e sua aplicação à análise e processamento de imagens [dissertação]. São Carlos: Universidade de São Paulo; 2006.
- [9] Falconer, K. J. Fractal Geometry: mathematical and applications. New York, John Wiley, 1990.
- [10] McLennan, G; Bidaut, L; McNitt-Gray, M. F.; Meyer, C. R., and et al. (2011). The Lung Image Database Consortium (LIDC) and Image Database Resource Initiative (IDRI): A Completed Reference Database of Lung Nodules on CT Scans. *Medical Physics*, 38:915–931.
- [11] Samuel, G., Lubomir, H., Georgia, D. T., Drukker, K., Maryellen, L. G., Li, F., Redmond, G., Farahani, K., Kirby, J. S., Clarke, L. P. Guest Editorial: LUNGx Challenge for computerized lung nodule classification: reflections and lessons learned. *J. Med. Imag.* 2(2).
- [12] Ferreira, J. R., JR; Oliveira, M. C. Banco de dados NoSQL público de nódulos pulmonares para auxílio à pesquisa e diagnóstico do câncer de pulmão. In: Anais do XXIV Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica (CBEB), 2014, p. 177–180.
- [13] Dobrescu, R., Ichim, L., Crisan, D. Diagnosis of breast cancer from mammograms by using fractal measures. *International Journal of Medicine Imaging* [internet] 2013. [cited May 5 2016]. Available from: <http://www.sciencepublishinggroup.com/journal/paperinfo.aspx?journalid=156&doi=10.11648/j.ijmi.20130102.14>.
- [14] Cancer detection via determination of fractal cell dimension. Michigan State University [internet] 1995. [cited May 11 2016]. Available from: <http://www.pa.msu.edu/~bauer/cancer/cancer.pdf>

EXTRAÇÃO E ANÁLISE DE PARÂMETROS DAS CURVAS DE MOVIMENTOS OCULARES EM IDOSOS HÍGIDOS

M. R. Martins*, T. L. Resende*, R. S. Grossi*, A. R. Franco*, D. F. G. Azevedo*

* Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul, Porto Alegre, Brazil
e-mail: monicmartins@gmail.com

Resumo: O sistema vestibular humano, com os seus canais semicirculares no ouvido interno, é fundamental para a manutenção do equilíbrio. Movimentos seletivos de cabeça podem ser usados para estimular cada um dos canais semicirculares, os quais geram movimentos dos olhos via o reflexo óculo-motor. Em função dessa relação, pacientes com tontura podem ter os movimentos oculares monitorados como forma de avaliar a resposta dos canais semicirculares e detectar a presença ou não de anomalias. Entretanto, atualmente os instrumentos usados para tal medida ou utilizam técnicas invasivas, desconfortáveis e limitadas a pequenos movimentos, ou apresentam custos elevados. Este trabalho buscou extrair parâmetros das curvas dos movimentos oculares em idosos hígidos, sem queixa de tontura para avaliação do sistema vestibular, que foi verificado através de um exame inovador, rápido, preciso e não invasivo. Essa pesquisa foi desenvolvida no Centro de Reabilitação da Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul, para o qual foram selecionados 14 idosos de ambos os sexos, com idades entre 65 e 85, que não apresentavam queixas e/ou afecções relacionadas ao sistema vestibular. Com a extração e análise dos parâmetros das curvas dos movimentos oculares resultantes das manobras de teste dos canais semicirculares, identificamos a forma de onda em gráficos de avaliação desses indivíduos, verificamos a portabilidade dos óculos imageadores e a praticidade em sua utilização. Foi determinada a relação entre o movimento ocular e equilíbrio mensurado por testes clínicos e caracterizamos a amostra de acordo com os critérios de inclusão e exclusão dos sujeitos.

Palavras-chave: Tontura; Equilíbrio Postural; Sistema Vestibular; Extração de Parâmetros e Processamento Digital Imagens.

Abstract: *The human vestibular system, with its semicircular canals in the inner ear, is essential for the maintenance of balance. Selective head movements can be used to stimulate each of the semicircular canals, which generate eye movements via the oculomotor reflex. Because of this relationship, patients with dizziness may have their eye movements tracked. However, currently the instruments used for such a measure either use an invasive technique, or are uncomfortable and limited to small movements, or have high costs. This study aimed to extract parameters of the curves of eye movements in healthy elderly without complaints of dizziness, to evaluate the vestibular*

system, responsible for maintaining balance, which has been verified through an innovative, fast, accurate and noninvasive test. This study was developed at the Rehabilitation Center of the Pontifical Catholic University of Rio Grande do Sul, for which we selected 14 elderly of both sexes, age 65 and 85, who did not have complaints and / or diseases related to the vestibular system. With the extraction and analysis of the parameters from the curves of eye movements resulting from the test maneuvers of the semicircular canals, we identified the waveform evaluation charts of these subjects. We verified the portability of the imaging glasses and easiness in use. We determined the relationship between the ocular movement and balance as measured by the clinical tests. We characterized the sample according to the criteria for inclusion and exclusion of subjects.

Keywords: *Dizziness; Postural Balance; Vestibular System; Parameter Extraction and Digital Imaging Processing.*

Introdução

As alterações do equilíbrio, cuja manutenção constitui função fundamental do sistema vestibular, podem resultar de vários fatores como: traumas na cabeça, infecções do ouvido médio ou interno, viroses, uso excessivo de antibióticos, envelhecimento e redução do fluxo sanguíneo ao ouvido interno ou ao cérebro, assim como por diversas alterações neurológicas, como na Doença de Parkinson e na Epilepsia. Os sintomas mais comumente associados a essas desordens incluem tontura, desequilíbrio e problemas auditivos e visuais [16].

A tontura, por sua vez, constitui o segundo sintoma de maior prevalência em indivíduos com idade acima de 65 anos, perdendo em frequência apenas para a cefaléia (SIMOCELI et al. 2003). Segundo Ronald Tusa, pesquisador do Bascom Palmer Eye Institute (BPEI) e Ear Institute do Jackson Memorial Hospital da University of Miami (USA), surgem de 20 a 30 novos casos por semana nestes institutos com problemas de disfunção vestibular. Apesar disto, o sistema vestibular, principal responsável pela manutenção do equilíbrio humano, ainda é precariamente investigado.

Movimentos seletivos da cabeça podem ser usados para estimular cada um dos três canais semicirculares que compõem o sistema vestibular situado no ouvido interno. Através do reflexo vestibulo-óculo-motor, são

produzidos movimentos oculares que correspondem compensatoriamente aos estímulos gerados pela movimentação do líquido/otólitos no interior dos canais semicirculares.

Os exames para avaliação do sistema vestibular presentes hoje são em sua maioria invasivos e de alto custo. Fica evidente, portanto, a necessidade clínica de um instrumento mais preciso, de menor custo e não invasivo, capaz de quantificar os movimentos oculares e assim acessar a função vestibular através da quantificação indireta da medida do reflexo vestibulo-óculo-motor. Para tal fim esse projeto foi desenvolvido, com o objetivo de extrair e analisar os parâmetros de curvas dos movimentos oculares em idosos hígidos, sem queixas de tonturas, realizada por meio do protótipo de um instrumento desenvolvido no Laboratório de Imagens da Faculdade de Engenharia (LABIMA) da Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul, o qual foi utilizado para a captura, digitalização e processamento de imagens correspondentes aos movimentos oculares de forma não invasiva e inovadora.

Materiais e métodos

Este foi um estudo transversal, desenvolvido no Centro de Reabilitação da Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul (CR-PUCRS) após aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa da PUCRS sob o protocolo 1.455.234 de 2016.

População e Amostra - Participaram deste estudo 14 idosos que estavam em atendimento no CR-PUCRS, sem queixas e/ou afecções relacionadas ao sistema vestibular. Foram incluídos indivíduos hígidos/ clinicamente estáveis (GREIG et al., 1994) de ambos os sexos, com idade entre 65 e 80 anos e que concordaram em participar do estudo. Foram excluídos indivíduos: com história de doença neurológica vascular ou degenerativa; com história de vertigem e desequilíbrios; com hipoacusia confirmada por audiometria; com diabetes mellitus; que tivessem feito uso de tabaco ou álcool 24 horas antes do exame; com estrabismo ou cegueira; em uso de medicamentos, exceto anti-hipertensivos.

Testes Clínicos: Inicialmente os voluntários foram submetidos a testes clínicos para confirmar sua participação no estudo. Estes testes foram: teste de Romberg, teste *Timed Up and Go* (TUG) e Escala de Equilíbrio de BERG.

Óculos Imageadores: Foi desenvolvido no Laboratório de Imagens da Faculdade de Engenharia (LABIMA) da Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul um instrumento para captura, digitaliza e processa as imagens correspondentes aos movimentos oculares, os óculos imageadores. Neste protótipo, as imagens dos olhos são capturadas por uma câmera fixa a um dispositivo similar a um óculos de mergulho, o qual isola os olhos da luz externa e os ilumina com luz infravermelha. Um computador pessoal digitaliza as imagens com auxílio de uma placa de captura. As

imagens digitalizadas são processadas por um algoritmo desenvolvido, onde, em cada quadro, o centro da pupila é calculado. Um programa de software desenvolvido exclusivamente para este fim apresenta o resultado da quantificação dos movimentos dos olhos na tela, em dois gráficos - um para o movimento vertical e outro para o movimento horizontal. Neste estudo foram analisados somente os movimentos horizontais dos olhos, devido às manobras dos testes realizados. Os dados apresentados nos gráficos podem ser salvos em um arquivo que permite uma posterior visualização. A partir destas curvas, podem ser extraídos parâmetros de quantificação do movimento ocular.

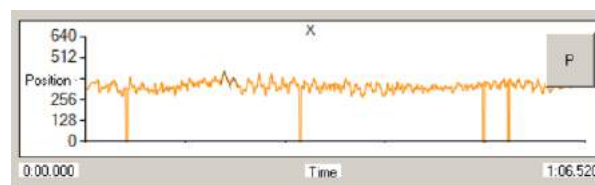


Figura 1: Exemplo de registro de dados.

Com a determinação dos parâmetros de referência será possível verificar sua correlação com os sintomas de alterações do equilíbrio, bem como avaliar de forma objetiva a evolução de tratamentos propostos para distúrbios do equilíbrio. Os voluntários colocaram os óculos e a pesquisadora os posicionou e realizou manobras de teste dos canais semicirculares: posição sentada; posição decúbito supino; posição decúbito lateral direito; posição decúbito lateral esquerdo; posição decúbito supino com hiperextensão cervical; prova de Dix-Halpike; agitação cefálica.

Os dados extraídos dos gráficos resultantes do exame foram avaliados visualmente pela pesquisadora, onde cada onda foi avaliada em sua forma, pixels atingidos, frames (para determinação da velocidade), período e amplitude de onda gerada pelos gráficos.

Resultados

A Tabela 1 sumariza os dados da população amostrada em relação a gênero e idade.

Tabela 1 - Características gerais da amostra.

Variáveis	Total Amostra (n=14)	
	N	%
Sexo		
Feminino	10	71,4
Masculino	4	28,6
Idade (anos)		
Média±DP	69,7±6,1	(65,0-85,0)
Mediana (1°-3° Quartil)	57,4	(65,5-71,4)

Os dados a seguir apresentam as taxas de subida e descida das formas onda, sendo que a fase rápida define

a direção do movimento ocular e define qual dos canais semicirculares está envolvido. Observa-se que as taxas de subida das ondas apresentam valores maiores, tanto no sentido horário, quanto anti-horário.

Quanto à direção 92,9% dos indivíduos mostraram direção temporal e somente 7,1% direção nasal.

Tabela 2 - Velocidade dos movimentos oculares.

Variáveis	Total Amostra (n=14)	
	n	%
Taxa de subida no sentido horário (pixels/frame)		
Média±DP	4,7±3,3	(0,1-9,9)
Taxa de descida no sentido horário (pixels/frame)		
Média±DP	2,3±1,1	(0,1-4,0)
Taxa de subida no sentido anti-horário (pixels/frame)		
Média±DP	4,8±3,6	(0,1-12,3)
Taxa de descida no sentido anti-horário (pixels/frame)		
Média±DP	2,5±31,9	(0,4-7,6)

Em relação aos resultados das velocidades dos movimentos oculares, as quais foram calculadas a partir da divisão da amplitude máxima do movimento (medida em pixels: Máximo - Mínimo), dividida pelo número de frames do período, não foram detectadas diferenças estatisticamente significativas na comparação com a pontuação obtida na Escala de Berg.

Em uma análise mais detalhada dos valores de velocidades de subida/descida, verificou-se que na VSH, as médias das avaliações realizadas sobre cada investigado apresentaram desvios padrões que não se mostraram expressivos. A variabilidade mais expressiva alcançou o máximo de 23,7% do valor da média, estimativa inferior a máxima aceitável (25%) para comprometimento da normalidade dos dados. Desta forma, para o VSH os valores observados sobre cada um dos investigados apresentaram variações não significativas, indicando coerência do instrumento para um mesmo indivíduo.

Resultados semelhantes foram observados sobre os valores VDH, VSAH e VSDH. Desta forma, os valores de subida/descida considerados sobre cada investigado para as análises, devem ser considerados coerentes ao que foi obtido pelos óculos imageadores.

Outra informação importante refere-se ao fato de que, na análise individual, a comparação dos valores repetidos de cada investigado, apontaram para medidas semelhantes nas avaliações realizadas, pois os desvios padrão estimados mostraram-se baixos, mas quando a análise considerou as médias de cada investigado para a estimativa amostral, foram observadas variações expressivas entre os investigados.

Através da técnica de Análise de Regressão Linear Multivariada (Backward), buscou-se identificar quais variáveis foram capazes de responder, de forma fidedigna, pelas variações dos valores de subida, considerando-se a influência conjunta das variáveis

independentes presentes no modelo.

Verificou-se que para responder pelos valores VSH mostraram-se relevantes a idade ($b = -0,330$; $p = 0,009$) e o teste TUG ($b = 0,567$; $p = 0,045$), ou seja, as menores idades aliadas aos tempos mais elevados conseguem responder por 42,8% das variações dos valores VSH ($F_{1;12} = 11,750$; $p = 0,005$).

Chama atenção, ainda, o fato de que, independentemente da ocorrência de significância estatística, a idade foi a única variável que se mostrou comum no modelo final, sugerindo que, talvez com uma amostra maior, os investigados mais jovens poderiam responder de forma representativa pelas variações dos valores de subida da reta.

A análise dos dados referentes ao período de oscilação de movimentos, de cada um dos investigados, verificou-se que a grande maioria apresentou desvios padrão que alcançaram uma variação máxima de 8,0% em torno da média. Ou seja, as variações de cada indivíduo investigado não se mostraram expressivas.

Sobre as medidas de Amplitude, para cada sujeito da amostra, novamente os desvios padrão apontaram que as variabilidades não se mostraram expressivas onde a máxima foi estimada em 9,1% ($22,0 \pm 2,0$), os seja, os coeficientes de variação ($CV = \text{desvio padrão} / \text{média}$) indicaram que as medidas de amplitude sobre cada sujeito investigado indicam que as distribuições dos dados se mostraram aproximadamente normais.

Quanto à variação das médias entre os sujeitos investigados, estas apresentaram o máximo de 40,0 (DP=2,00) e o mínimo de 22,0 (DP=2,00). E sobre a estimativa das médias para a amostra de 14 investigados a média foi de 31,24 (DP=6,9).

Discussão

Os dados extraídos e analisados apresentaram alterações que são possivelmente associadas ao envelhecimento. Podemos atribuir a este fato uma variabilidade maior entre indivíduos desta faixa etária, pela primeira vez testada com esta tecnologia, fato a ser comprovado em estudos futuros, com amostra maior.

Conclusão

O objetivo principal deste trabalho foi a extração dos parâmetros das curvas dos movimentos oculares e estabelecer os limites de normalidade em idosos hígidos, sem queixas de vertigem. Dessa feita foram avaliados 14 voluntários, entre 65 e 85 anos, que passaram pelos critérios de inclusão e exclusão.

Para a caracterização da amostra do estudo foram aplicados testes clínicos de Escala de equilíbrio de Berg, Timed Up and Go (TUG), Teste de Romberg. Com estes testes foi confirmada a ausência de alterações importantes de equilíbrio nos sujeitos da pesquisa.

Os valores das quatro velocidades (velocidades de subida e descida dos sinais correspondentes aos estímulos de rotação de cabeça no sentido horário e

anti-horário) foram medidos nos 14 indivíduos (336 formas de onda). Quando analisados os valores de velocidade de um mesmo indivíduo, estes se mostraram consistentes, e com pouca variabilidade (desvios padrões muito baixos). Isto, associado à calibração, demonstra que o instrumento mede dados fisiológicos de cada indivíduo. Verificamos, no entanto, uma variabilidade muito maior entre indivíduos, refletido em um maior desvio padrão calculado. Podemos atribuir este fato a uma possível variabilidade maior entre indivíduos desta faixa etária, pela primeira vez testada com esta tecnologia, fato este a ser comprovado em estudos futuros, com amostra maior.

Na análise dos dados referentes ao Período e à Amplitude dos movimentos oculares em um mesmo indivíduo, também se observa pequena variabilidade individual (desvio padrão baixo). Contudo, quando comparados estes dados entre os sujeitos da amostra a variabilidade mostra-se muito maior, o que novamente podemos atribuir a uma possível variabilidade maior entre indivíduos desta faixa etária.

O software utilizado permitiu a geração e armazenamento das formas de onda em gráficos. As medidas dos parâmetros das formas de onda foram extraídas e verificadas manualmente através da identificação visual dos valores iniciais e finais de cada forma de onda.

Através das imagens dos vídeos gerados foi possível a identificação da direção do movimento ocular (nasal ou temporal), correspondendo ao canal semicircular estimulado pelo movimento de cabeça específico.

A portabilidade dos óculos imageadores mostrou-se satisfatória e permite a realização de coletas em diferentes locais, o que facilita o acesso e a participação de voluntários.

O instrumento apresentou praticidade adequada durante os testes. A interface do software com o usuário mostrou-se adequada para uso clínico. O protótipo de hardware necessita de ajustes para garantir maior robustez mecânica, necessária para um uso clínico contínuo e frequente.

Os materiais usados são de baixo custo, facilitando sua aquisição e uso por diversos profissionais da área da saúde, tais como: médicos, fisioterapeutas, fonoaudiólogos, terapeutas ocupacionais, entre outros. Outras aplicações podem incluir a área de aeronáutica, trânsito, segurança e marketing.

Agradecimentos

Agradeço à *Hewlett-Packard*, pela bolsa de mestrado.

Referências

[1] Azevedo DFG, Glock FS, Catro F, Franco PRG. Eye movement simulation. In: 2nd European Medical & Biological Engineering Conference - EMBEC'02, 2002, Viena. Congress proceedings. p. 1214-1215.

- [2] Baloh RW, Honrubia V. *Clinical Neurophysiology of the Vestibular System*. Philadelphia: F. A. Davis, 1990.
- [3] Berg K, Wood-Dauphinee S, Williams JI, Maki B. Measuring balance in the elderly: validation of an instrument. *Can. J. Pub. Health* July/August supplement 2, p. S7-11, 1992.
- [4] Blatt PJ et al. The Reliability of the Vestibular Autorotation Test (VAT) in Patients with Dizziness. *Journal of Neurologic Physical Therapy*. Miami. FL. v. 32, p. 70-79, 2008.
- [5] Bregolin ADP. *Instrumento de Quantificação de Movimentos de Cabeça Durante a Avaliação de Equilíbrio*. 2013. 86 f. Dissertação (Mestrado em Engenharia) - Faculdade de Engenharia. PUCRS. Porto Alegre. 2013.
- [6] Despopoulos A, Silberna GLS. *Color Atlas of Physiology*. New York. United States: Thieme, 2003.
- [7] Fife TD, TUSA R J, FURMAN JM et al. Assessment: Vestibular testing techniques in adults and children. *Neurology Journal*. v. 55, p. 1431-1441, 2000.
- [8] Figueira MV. *Instrumento de Aquisição e Processamento de Imagens de Olhos*. 2007. 56f. Dissertação (Mestrado em Engenharia). Faculdade de Engenharia. Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul. Porto Alegre, 2007.
- [9] Geisler C, Bergenius J, Brantberg K. Nistagmus Findings in Healthy Subjects Examined with Infrared Videonistagmoscopy. *ORL J Otorhinolaryngol Relat Spec.*, Sep-Oct, v. 62, n. 5, p. 266-269, 2000.
- [10] Gonzalez RC, Woods RE. *Digital Image Processing*. Boston. United States: Addison-Wesley Publishing Company Inc., 1992.
- [11] Hall CD, Heusel-Gillig L, Tusa RJ, Herdman SJ. Efficacy of Gaze Stability Exercises in Older Adults with Dizziness. *Journal of Neurologic Physical Therapy*. v. 34, p. 64-69, 2010.
- [12] Hall CD, Herdman SJ. Reliability of Clinical measures Used to Assess Patients with Peripheral Vestibular Disorders. *Journal of Neurologic Physical Therapy*. v. 30, p. 74-81, 2006.
- [13] Herdman SJ. *Reabilitação Vestibular*. Barueri, Brasil: Ed. Manole, 2002.
- [14] Houssay AB, Cingolani HE. *Fisiologia Humana de Houssay*. Porto Alegre: Artmed, 2004.
- [15] Schubert MC, Tusa RJ, Grine L, Herdman SJ. Optimizing the Sensitivity of the Head Thrust Test for Identifying Vestibular Hypofunction. *Physical Therapy*. v. 84, p. 151-158, 2012.
- [16] Simoceli L, Bittar RMS, Bottino MA, Bento R F. Perfil Diagnóstico do Idoso Portador de Desequilíbrio Corporal: Resultados Preliminares. *Revista Brasileira de Otorrinolaringologia*. v. 69, p. 772-777, 2003.

MODELAGEM E ANÁLISE DOS EFEITOS DA SUBAMOSTRAGEM ESPAÇO-TEMPORAL EM RESSONÂNCIA MAGNÉTICA DINÂMICA COM AQUISIÇÕES EM ESPIRAL

P. H. F. da Costa e J. L. A. de Carvalho

Departamento de Engenharia Elétrica, Universidade de Brasília, Brasília-DF, Brasil
e-mail: phfcosta03@gmail.com, joaoluiz@pgea.unb.br

Resumo: Em exames de ressonância magnética dinâmica, a aquisição de dados deve ser feita de forma rápida, de modo a evitar artefatos de movimento. Isso é feito subamostrando o chamado espaço $k-t$, o que resulta em artefatos de *aliasing*. Em aquisições dinâmicas, é comum se utilizar trajetórias em espiral, devido à possibilidade de se cobrir todo o espaço k com poucos *views*. As formas mais comuns de ordenação de *views* são a sequencial e a entrelaçada. Outra alternativa, ainda inexplorada em aplicações cardiovasculares, é a aquisição em espiral utilizando a proporção áurea, que possui potencial de espalhar o *aliasing* pela imagem de forma mais homogênea. Neste trabalho, avaliamos comparativamente as abordagens sequencial, entrelaçada e de proporção áurea para aquisição de imagens de ressonância magnética dinâmica usando trajetórias em espiral com subamostragem. As técnicas foram aplicadas a um fantoma numérico que modela o movimento do coração ao longo de um ciclo cardíaco. Avaliações qualitativas e quantitativas são apresentadas. Os resultados mostram que o uso da proporção áurea pode ser uma alternativa vantajosa quando se deseja trabalhar com melhor resolução temporal.

Palavras-chave: ressonância magnética dinâmica, subamostragem, espirais, proporção áurea.

Abstract: In dynamic MRI scans, data must be acquired quickly in order to avoid motion artifacts. This is accomplished by undersampling $k-t$ space, which results in aliasing artifacts. In dynamic acquisitions, spiral trajectories are commonly used, as they allow covering the entire k -space using only a few views. The most common view ordering schemes are the sequential and interleaved schemes. An alternative approach, still to be explored in cardiovascular applications, is to use golden ratio spiral acquisitions, which have the potential of more homogeneously spreading aliasing throughout the image. In this work, we evaluated and compared the sequential, interleaved, and golden ratio schemes for acquisition of dynamic magnetic resonance images using spiral trajectories with undersampling. The techniques were applied to a numerical phantom that models the motion of the heart during a cardiac cycle. Qualitative and quantitative assessments are presented. The results show that the golden ratio configuration can be an advantageous alternative for working with better temporal resolution.

Keywords: dynamic magnetic resonance imaging, undersampling, spirals, golden ratio.

Introdução

Exames de ressonância magnética dinâmica são aqueles em que se deseja observar o movimento de órgãos, adquirindo imagens resolvidas no tempo (vídeos). Nessas aplicações, a aquisição de dados deve ser feita de forma rápida, pois, caso o tempo de obtenção da imagem não seja curto o suficiente, o resultado será uma imagem distorcida por artefatos de movimento. Para se reduzir o tempo de aquisição, adquire-se menos amostras do que o mínimo necessário. Essa subamostragem, que acontece no domínio chamado $k-t$ (k se refere ao domínio de Fourier associado ao domínio espacial e t se refere ao domínio temporal), resulta em artefatos de *aliasing*.

Existem diferentes formas de se realizar a aquisição de dados no espaço k . A mais comum, é adquirir uma linha do espaço k a cada tempo de repetição (TR). Cada uma dessas aquisições é chamada de *view*. Para uma imagem de 256×256 , por exemplo, seriam necessários 256 *views*. Em aquisições dinâmicas, é comum se utilizar trajetórias em espiral, devido à possibilidade de se cobrir todo o espaço k com poucos *views* (32 ou menos). Em ressonância magnética cardiovascular, os diferentes *views* são adquiridos separadamente em diferentes batimentos cardíacos [1]. A aquisição de cada *view* é também repetida ao longo do ciclo cardíaco, formando os diferentes quadros temporais. A subamostragem, neste caso, consiste em adquirir menos *views* em cada quadro temporal, de modo a reduzir o número de batimentos cardíacos necessários e, conseqüentemente, a duração do exame [2,3]. A ordem com que os *views* são adquiridos em cada quadro temporal e em cada batimento cardíaco é chamada de ordenação de *views*. As formas mais comuns de ordenação de *views* são a sequencial e a entrelaçada.

Uma alternativa às ordenações sequencial e entrelaçada é a aquisição em espiral utilizando a proporção áurea [4,5]. Essa abordagem possui potencial de espalhar o *aliasing* pela imagem de forma mais homogênea, uma vez que sua função de espalhamento de ponto [6] possui lóbulos laterais mais espalhados. Esse padrão se dá devido às amostras ficarem uniformemente distribuídas pelo espaço k .

Uma distribuição homogênea do *aliasing* é vantajosa porque os artefatos serão de amplitude menor (e, possivelmente, negligenciáveis), além de ser um fator importante em técnicas de reconstrução não-linear como *compressed sensing* [7,8].

Neste trabalho, avaliamos comparativamente as abordagens sequencial, entrelaçada e a que utiliza a proporção áurea (aqui definida como configuração ângulo dourado), para aquisição de imagens de ressonância magnética dinâmica usando trajetórias em espiral com subamostragem. As técnicas são aplicadas a um fantoma numérico que modela o movimento do coração ao longo de um ciclo cardíaco. Avaliações qualitativas e quantitativas são apresentadas.

Teoria

As três configurações de ordenação de *views* avaliadas neste trabalho são: sequencial, entrelaçada e ângulo dourado. Essas configurações têm como objetivo ordenar os braços de espiral e distribuí-los igualmente entre os quadros temporais de acordo com o fator de subamostragem.

Caso sequencial – Para essa configuração, a distribuição das espirais é feita de forma a se manter o espaçamento sempre igual entre elas em todos os quadros temporais, sendo realizadas rotações consecutivas de φ_s graus em todas as espirais para a aquisição dos quadros seguintes (o ângulo de rotação é calculado como $\varphi_s = 360^\circ/N$, em que N é a quantidade total de braços de espiral).

Caso entrelaçado – Para este caso, a distribuição das espirais se dá dividindo-as em seções equivalentes do espaço k . O número de seções é igual ao valor do fator de subamostragem (M). O primeiro quadro será formado a partir das espirais pertencentes à primeira seção, sendo os quadros seguintes formados por rotações consecutivas das espirais por φ_e , calculado como $\varphi_e = 360^\circ/M$.

Caso ângulo dourado – De forma semelhante ao caso sequencial, as espirais são inicialmente distribuídas igualmente pelo espaço k do primeiro quando temporal. Os próximos quadros são adquiridos usando as espirais iniciais rotacionadas em φ_d graus consecutivamente, em que φ_d é determinado a partir da divisão de 180° pela proporção áurea: $\varphi_d = 180^\circ/(1 + \sqrt{5}/2)$.

Materiais e Métodos

Para a realização das simulações, foi utilizado o software Matlab. O código implementado utiliza um fantoma numérico que modela matematicamente o movimento do coração ao longo do ciclo cardíaco [6]. A Figura 1 ilustra o modelo em duas fases do ciclo cardíaco.

As trajetórias espirais foram projetadas utilizando o método descrito no trabalho [9]. Foram utilizadas $N = 32$ braços de espiral na amostragem do espaço k e um fator de subamostragem $M = 8$. Assim, são adquiridos

$N/M = 4$ *views* por quadro temporal, simulando uma aquisição segmentada ao longo de 4 batimentos cardíacos. A análise foi realizada para as três possíveis configurações de ordenação de *views*: sequencial ($\varphi_s = 11,25^\circ$), entrelaçada ($\varphi_e = 45^\circ$) e ângulo dourado ($\varphi_d \approx 11,25^\circ$). O intervalo de tempo especificado entre os quadros temporais foi de 10 ms, o que corresponde a um TR. Esses parâmetros específicos foram escolhidos de modo a permitir uma melhor visualização dos efeitos dos diferentes tipos de ordenação de *views*.

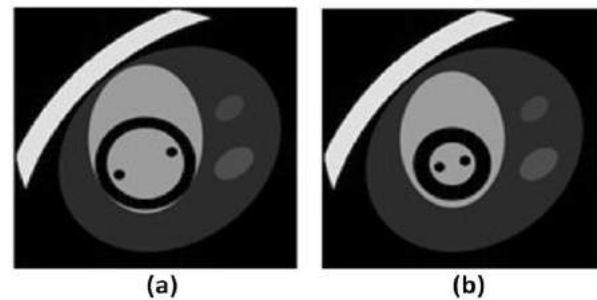


Figura 1: Fantoma numérico que modela o movimento do coração ao longo do ciclo cardíaco. São mostrados quadros temporais correspondentes às fases de diástole (a) e sístole (b).

As reconstruções são realizadas quadro a quadro utilizando o algoritmo NUFFT (*non-uniform fast Fourier transform*) [10]. A técnica de janela deslizante [11] foi utilizada para combinar *views* de quadros temporais adjacentes, com o objetivo de reduzir os artefatos de *aliasing* espacial devido à subamostragem. Essa técnica, entretanto, tem a desvantagem de causar borramento temporal. Um conjunto completo de dados (N *views*) é obtido quando se combinam as imagens reconstruídas em um número L de quadros adjacentes igual ao fator de subamostragem M , isto é, quando a janela deslizante tem comprimento igual a $M \times \text{TR}$ (neste caso, 80 ms). A resolução temporal é igual ao comprimento da janela deslizante: $\Delta t = L \times \text{TR}$. Quanto maior o L , mais se reduz o *aliasing* espacial, entretanto, pior é a resolução temporal e, conseqüentemente, o borramento temporal. Foram testados valores de Δt variando entre 10 e 80 ms, isto é, com L variando entre 1 e 8.

Os resultados foram comparados qualitativamente e quantitativamente com o resultado de referência, obtido usando $M = 1$ e $L = 1$. O resultado de referência é ilustrado nas Figuras 1 e 2. Para facilitar a visualização dos resultados, de modo a permitir uma análise qualitativa entre os diferentes tipos de ordenação de *views*, construíram-se imagens mostrando somente a coluna central de cada imagem (no eixo vertical) para os diferentes quadros temporais (no eixo horizontal), conforme ilustrado na Figura 2.

Para se analisar quantitativamente os resultados, foram calculadas imagens de erro, obtidas como a diferença absoluta entre a imagem de referência e a imagem obtida para cada configuração. A partir das imagens de erro de cada configuração: foi calculada a razão sinal-erro (SER); foi construído um histograma

das intensidades do erro; e foi calculado o desvio padrão do erro. A SER quantifica a energia do erro, isto é, a energia dos artefatos de *aliasing* e de borramento; quanto menor a SER, mais fidedigno é o resultado obtido. O histograma mostra quantos pixels se tem com erros de alta intensidade (focos com forte *aliasing* espacial), isto é, quanto mais compacto o histograma, mais espalhado (e com menos intensidade) é o *aliasing*. O desvio padrão quantifica a compactação do histograma; quanto menor o desvio padrão, mais compacto é o histograma.

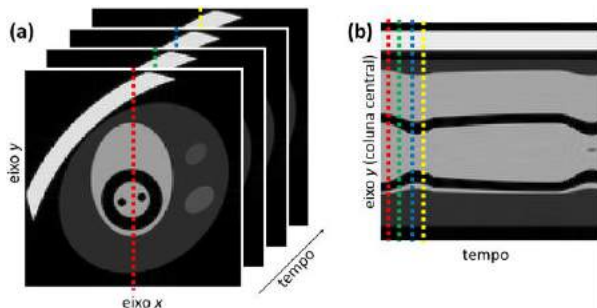


Figura 2: (a) imagem de referência (sem subamostragem) e (b) imagem mostrando somente a coluna central de cada imagem para os diferentes quadros temporais.

Resultados

Os resultados obtidos para os três padrões de ordenação de *views* e diferentes comprimentos de janela deslizante são apresentados na Figura 3. Assim, é possível avaliar qualitativamente os efeitos da perda de resolução temporal e dos artefatos de *aliasing* espacial. É possível notar nas imagens, para as três configurações, que, ao se diminuir o comprimento da janela deslizante, o borramento temporal diminui ao passo que o *aliasing* espacial aumenta. Quando a resolução temporal é boa (janela deslizante curta), é possível notar o aparecimento de focos com pixels de alta intensidade (muito claros) nas configurações sequencial e entrelaçada, enquanto que na configuração

ângulo dourado os artefatos de *aliasing* tem intensidade média menor (menos brilhantes).

A Tabela 1 apresenta a SER para as diferentes configurações de ordenação de *views* e comprimento da janela deslizante. Conforme esperado, a configuração ângulo dourado se mostrou a mais vantajosa (maior SER) nos casos em que se utiliza janela deslizante curta ($\Delta t \leq 40$ ms), com o objetivo de melhorar a resolução temporal. O caso entrelaçado se mostrou pior que o caso sequencial para todos os comprimentos de janela avaliados.

Tabela 1: Razão sinal-erro (em dB).

Δt (ms)	sequencial	entrelaçado	ângulo dourado
80	33,4	33,4	27,0
70	30,9	29,5	26,2
60	28,7	26,2	25,6
50	26,5	23,7	25,1
40	24,6	21,5	25,0
30	22,4	19,4	22,8
20	20,1	17,1	20,4
10	16,8	14,1	16,8

A Figura 4 apresenta os histogramas dos erros para as configurações sequencial e ângulo dourado para $\Delta t = 40$ ms. É possível observar que, para esse comprimento de janela deslizante, o erro se encontra distribuído mais uniformemente na configuração ângulo dourado. Para perceber isso, basta notar que o histograma está mais compacto para a configuração ângulo dourado, isto é, há mais ocorrências de erros de menor valor, e menos ocorrências de erros de maior valor. Portanto, o *aliasing* espacial está mais espalhado, o que é desejável.

A Tabela 2 apresenta o desvio padrão do erro para as diferentes configurações de ordenação de *views* e comprimento da janela deslizante. É possível perceber que, para os comprimentos de janela pequenos (de 20 a 40 ms, isto é, boa resolução temporal), a configuração

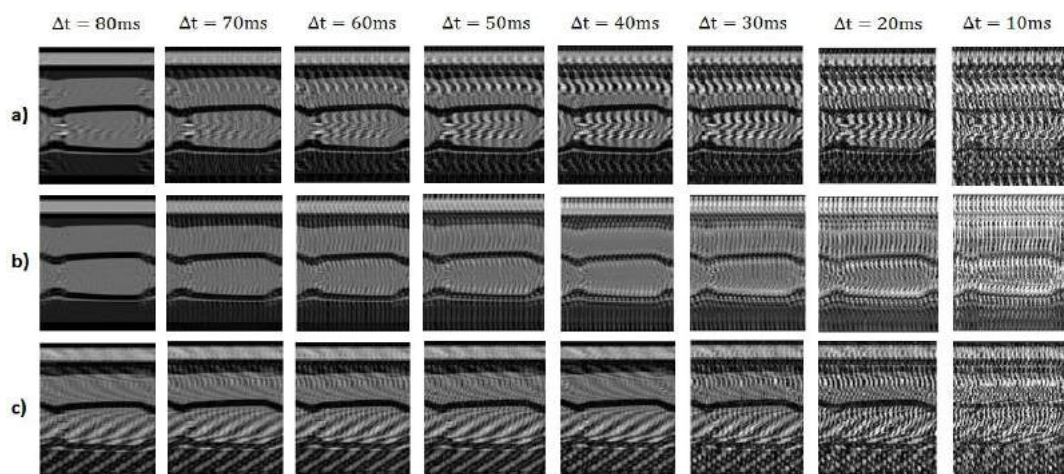


Figura 3: Resultados obtidos para os três padrões de ordenação de *views* e diferentes comprimentos de janela deslizante: (a) configuração sequencial; (b) configuração entrelaçada; e (c) configuração ângulo dourado.

ângulo dourado apresentou menor desvio padrão que as demais configurações. Isso mostra que, conforme esperado, o *aliasing* se encontra mais espalhado, resultando em menos focos brilhantes na imagem. O histograma do erro, nesses casos, fica mais compacto.

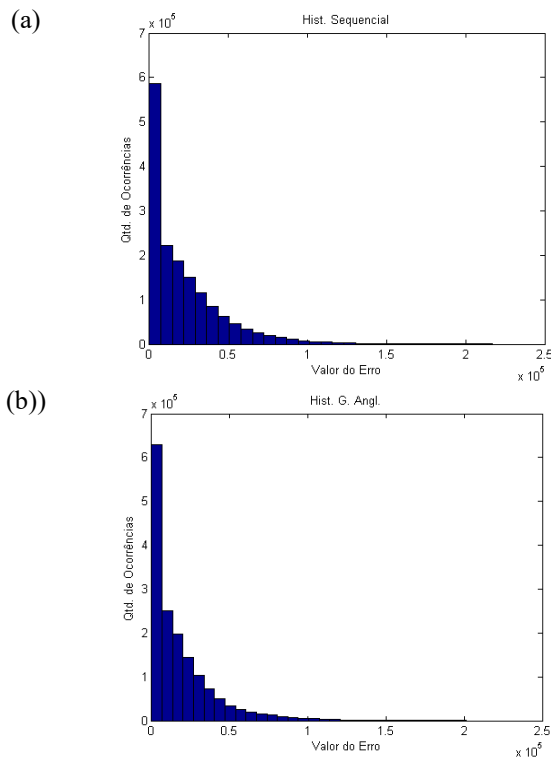


Figura 4: Histograma da intensidade do erro para as configurações sequencial (a) e ângulo dourado (b) para janela deslizante de 40 ms.

Tabela 2: Desvio padrão do erro (todos valores devem ser multiplicados por 10^4).

Δt (ms)	sequencial	entrelaçado	ângulo dourado
80	1,23	1,24	1,96
70	1,32	1,27	2,06
60	1,61	1,71	2,19
50	2,02	2,29	2,29
40	2,56	3,19	2,42
30	3,15	3,72	2,91
20	4,02	4,64	3,85
10	5,61	6,29	5,64

Discussão e Conclusões

Este trabalho apresentou uma avaliação comparativa entre as abordagens de ordenação de *views* sequencial, entrelaçada e ângulo dourado para aquisição de imagens de ressonância magnética dinâmica usando trajetórias em espiral com subamostragem. As simulações mostraram que a configuração utilizando ângulo dourado pode ser uma alternativa vantajosa quando se deseja melhorar a resolução temporal, pois resulta em imagens com menor concentração de artefatos de *aliasing*.

O trabalho [5] avaliou, de forma similar, o desempenho da proporção áurea utilizando aquisições radiais. Ao passo que o trabalho [4] utilizou aquisições em espiral com ângulo de $2\varphi_d$ para movimentos articulares vocais. Como propostas futuras, sugere-se avaliar o desempenho da proporção áurea em técnicas de *compressed sensing* [7,8].

Agradecimentos

Os pesquisadores agradecem Taehoon Shin por fornecer o código do fantoma numérico. P. H. F. da Costa recebeu bolsa de iniciação científica do CNPQ.

Referências

- [1] G. H. Glover, N. J. Pelc. A rapid-gated cine MRI technique. *Magn Reson Annu*, p. 299-333, 1988.
- [2] J. Tsao. On the UNFOLD method. *Magn Reson Med* 47(1):202-207, 2002.
- [3] B. Madore, G. H. Glover, and N. J. Pelc. Unaliasing by Fourier-encoding the overlaps using the temporal dimension (UNFOLD), applied to cardiac imaging and fMRI. *Magn Reson Med*, 42(5):813-828, 1999.
- [4] Y-C. Kim, S. S. Narayanan, K. S. Nayak. Flexible Retrospective Selection of Temporal Resolution in Real-Time Speech MRI Using a Golden-Ratio Spiral View Order. *Magn Reson Med* 65:1365-1371, 2011.
- [5] S. Winkelmann, T. Schaeffter, T. Koehler, H. Eggers, O. Doessel. An Optimal Radial Profile Order Based on the Golden Ratio for Time-Resolved MRI. *IEEE Trans Med Imaging* 26(1):68-76, 2007.
- [6] T. Shin, J-F. Nielsen, and K. S. Nayak. Accelerating dynamic spiral MRI by algebraic reconstruction from undersampled k-t space. *IEEE Trans Med Imaging* 26(7):917-924, 2007.
- [7] M. Lustig, D. L. Donoho, J. M. Pauly. Sparse MRI: The application of compressed sensing for rapid MR imaging. *Magn Reson Med* 58(6):1182-95, 2007.
- [8] U. Gamper, P. Boesiger, and S. Kozerke. Compressed sensing in dynamic MRI. *Magn Reson Med* 59(2):365-373, 2008.
- [9] B. A. Hargreaves. *Spin-Manipulation Methods for Efficient Magnetic Resonance Imaging*. PhD thesis, section 6.2.1, Stanford University, 2001.
- [10] J. A. Fessler and B. P. Sutton, Nonuniform fast Fourier transforms using min-max interpolation. *IEEE Trans Signal Proc* 51(2):560-574, 2003.
- [11] S. J. Riederer, T. Tasciyan, F. Farzaneh, J. N. Lee, R. C. Wright, and R. J. Herfkens. MR fluoroscopy: Technical feasibility. *Magn Reson Med* 8(1):1-15, 1988.

ANÁLISE DE TIPAGEM SANGUÍNEA EM TUBOS DE ENSAIO A PARTIR DE TÉCNICAS DE PROCESSAMENTO DE IMAGENS

Manoella M. S. Cavalcante*, Lucas G. de A. Silva* e Carlos D. M. Regis*

*Grupo de Processamento Digital de Sinais, Instituto Federal da Paraíba, João Pessoa, Brasil
e-mail: manoellamaria@hotmail.com

Resumo: Este artigo apresenta o procedimento de análise de amostras de sangue em tubos de ensaio com o objetivo de realizar o processamento da imagem obtida para aquisição da tipagem sanguínea. Utilizou-se a detecção de bordas Sobel e a Transformada de Hough, para identificar a região circular de interesse e, com a eliminação das partes que não contem a reação sanguínea, analisar a imagem para obter resultados compatíveis com as de laboratório do tipo sanguíneo de cada amostra coletada. O resultado apresenta uma eficácia principalmente na detecção de aglutinação nas amostras do reagente Anti-D, tendo 100% de acertos. Os resultados para as amostras com Anti-A teve 70% de acertos e com Anti-B teve 93%. Assim, para as amostras testadas houve uma acurácia de 67% nos resultados de tipagem sanguínea.

Palavras-chave: Processamento Digital de Imagem, Análise de Sangue, *OpenCV*.

Abstract: *This paper presents the analysis procedure of blood samples in test tubes in order to perform image processing obtained for acquisition of blood typing. The Sobel Operator and Hough Transform were used to identify the circular region of interest and removal the parts not containing blood reaction, for analyzing the image to obtain results compatible with the blood type laboratory of each sample collected. The result provides an effective agglutination detection in the Anti-D reagent samples, with 100% accuracy. The results for samples with Anti-A had 70% accuracy and Anti-B had 93%. Thus, the tested samples there was a 67% accuracy in the results of blood typing.*

Keywords: *Digital Image Processing, Blood Analysis, OpenCV.*

Introdução

O sangue é um tecido conjuntivo líquido que circula pelo sistema vascular sanguíneo. Sua composição é cerca de 45% parte “sólida”, que são os elementos figurados do sangue, e os 55% restantes são formados de uma parte líquida chamada plasma. Na superfície das hemácias, um elemento figurado do sangue, encontram-se os antígenos que, a partir da sua presença, determinam os tipos sanguíneos [1].

A tipagem sanguínea tem importante papel nas transfusões de sangue, pois os grupos ABO e Rh podem desencadear incompatibilidade e levar o paciente a óbito. A reação imunológica na questão transfusional ABO é

dependente de anticorpos formados naturalmente pelo indivíduo contra seus grupos não compatíveis, no caso do fator Rh, a formação desses anticorpos depende de prévia sensibilização [2]. Métodos de tipagem sanguínea podem ser classificados em manual ou automatizados, de acordo com o manuseio do sangue juntamente com os reagentes. O teste manual inclui os métodos da lâmina de vidro ou azulejo de porcelana branca, tubo de ensaio e placa ou microplacas de tipagem sanguínea. A maioria das técnicas é aplicada ainda com base no princípio da interação entre o antígeno e anticorpo e subsequente aglutinação de glóbulos vermelhos (resultado positivo) e a ausência de aglutinação indica a falta de interação (resultado negativo).

A técnica feita em tubo de ensaio oferece uma maior segurança nos resultados, pois o sangue coletado será diluído em solução salina (0.9% de NaCl) e, após distribuir o sangue em três tubos, coloca-se uma gota de cada soro, em seguida, passará por um processo de centrifugação por 30 segundos. Após homogeneizar a mistura, é possível fazer a leitura do resultado; se houver aglutinação, o fundo do tubo ficará com um concentrado de hemácias, não formando um fio uniforme. Este método é a maneira mais confiável de fazer uma tipagem sanguínea. O problema é que, além de demorar mais do que na lâmina, o custo é maior; pois se usa tubos, centrífuga e solução fisiológica.

Os sistemas de análise de tipagem sanguínea existentes atualmente são demorados, alguns ainda sujeitos a interpretação humana dos resultados. Trabalhos nessa área, como o de [3], utiliza técnicas de processamento de imagens em lâminas para localizar o desvio padrão de sangues que aglutinaram ou não na presença dos reagentes, porém não conseguiu identificar o tipo sanguíneo. Já o trabalho de [4], recorre à espectrofotometria, por absorção ótica, para detectar a reação de aglutinação em amostras sanguíneas, previamente preparadas e introduzidas no sistema, mas também utiliza o método convencional em lâmina.

Este trabalho apresenta o desenvolvimento de um sistema para localizar a região do tubo de ensaio que contém a reação entre o sangue e os reagentes e a partir dessa informação tem-se como objetivo desenvolver um sistema automático para realizar esses testes em um curto período de tempo, adaptando-se a situações de emergência, com necessidade de uma transfusão sanguínea.

Grupo Sanguíneo ABO

O grupo sanguíneo ABO é um sistema de classificação na qual o sangue depende da presença ou ausência de um antígeno A ou B nas células vermelhas do sangue. Estes são determinados pelos tipos de antígenos que foi herdado da mãe e do pai, especificamente, tipo A ou B. Se uma pessoa herdou os dois tipos de antígenos, então ela é considerada como sangue tipo AB. No caso em que ambos os antígenos estarem ausentes, ela é considerada como sangue tipo O. Portanto, vemos que há quatro grandes grupos sanguíneos ou tipos de sangue: A, B, AB e O [5].

O sistema Rh é considerado como o mais complexo e imunogênico sistema de grupos sanguíneos. Seu interesse clínico é de extrema importância devido ao seu envolvimento na Doença Hemolítica Peri-Natal, nas Reações Transfusionais Hemolíticas e nas Anemias Hemolíticas Autoimunes. Sua determinação, juntamente com a dos antígenos ao sistema ABO, é o teste de tipagem sanguínea.

A coleta de sangue pode ser realizada em um hospital ou um laboratório clínico. A fim de determinar o tipo de sangue, um técnico de laboratório vai misturar a amostra de sangue com anticorpos que atacam os tipos A e B para ver como ele reage. Se as células do sangue se aglutinarem quando misturado com anticorpos contra o sangue tipo A, por exemplo, o resultado será sangue Tipo B. Em seguida, a amostra de sangue será misturada com um soro anti-Rh. Se as células se aglutinarem em resposta ao soro anti-Rh, isso significa que teremos sangue Rh +.

O fator Rh é uma proteína que pode estar presente na superfície de células vermelhas do sangue. A maioria das pessoas, cerca de 85%, tem o fator Rh positivo e os outros 15% não têm a proteína, logo são Rh negativo.

Detector de Bordas Sobel

Segundo [6], as bordas são apenas regiões de transição de intensidade entre um objeto e outro. A maioria dos detectores de bordas se baseia, fundamentalmente, no uso de filtros diferenciais de gradiente, porém são muito sensíveis ao ruído, produzindo resposta intensa em pontos ruidosos que não pertençam à borda. Logo, os filtros indicam qual é o local de uma provável ocorrência de bordas.

A maioria dos métodos de detecção de borda funciona no pressuposto de que ocorre a borda onde existe uma descontinuidade na função de intensidade ou a um gradiente de intensidade muito íngreme na imagem. Então, a determinação da intensidade da borda é feito tomando o gradiente da imagem com os operadores de Sobel nas direções horizontal e vertical e somando as magnitudes destas componentes como uma medida da intensidade da borda [7].

Transformada de Hough

A transformada de Hough é um dos métodos mais utilizados para a detecção de objetos que podem ser parametrizados (linhas, círculos, elipses, entre outras). O método requer que se conheça a localização das bordas dos objetos de interesse, a fim de que seja considerado apenas os *pixels* de fronteira. Além disso, pode ser aplicado no reconhecimento de padrões de curvas desde que as mesmas possam ser descritas na forma paramétrica (linha reta, círculos, elipses, entre outras) [8].

O método da transformada de Hough para detecção de bordas é aplicável quando se possui informações precisas acerca da forma da curva. Os dados de base da transformada de Hough são geralmente pontos de uma imagem obtidos através das transformações de gradiente e da limiarização. Além disso, é um método de acumulação de requisitos muito geral, possibilitando detectar qualquer curva, mesmo pouco visível ou fortemente ruidosa. Neste trabalho, o objetivo foi de localizar a região circular do tubo de ensaio, eliminando as regiões indesejáveis.

Para padrões circulares, o método utiliza a equação da circunferência, como equação paramétrica para aplicação da Transformada de Hough. A função da transformada é realizar um mapeamento de determinado espaço de dados (pontos da imagem) para o respectivo espaço de parâmetros. Assim, identifica as relações que unem os pontos do espaço de dados, a fim de buscar de forma analítica o padrão de imagem a ser detectado.

Materiais e métodos

Base de Dados – O procedimento de coleta e análise do sangue foi realizado no Hemocentro da Paraíba, para fins da pesquisa que originou este trabalho. Todos os procedimentos foram aprovados pelo Comitê de Ética em Pesquisa (CEP), conforme Certificado de Apresentação para Apreciação Ética (CAAE) no 50149515.8.0000.5185.

Foram coletadas imagens das amostras de sangue em tubos de ensaio com vista superior, conforme Figura 1, para análise da tipagem sanguínea. A partir da aquisição das imagens, foi possível desenvolver o método proposto neste trabalho, utilizando uma biblioteca multiplataforma totalmente livre para o uso acadêmico e comercial, o *OpenCV*, cuja linguagem de programação usada foi C++.



Figura 1: Imagem da amostra coletada.

No tubo a homogeneização é realizada na centrífuga, que aumenta a confiabilidade do resultado, porém a

dificuldade em utilizar as imagens coletadas deve-se em eliminar partes indesejadas, melhorar a qualidade e realçar a borda circular interna ao tubo de ensaio. Assim, foi utilizado a limiarização local usando o desvio padrão e a média dos *pixels* na vizinhança de cada ponto da imagem [6].

Metodologia – Inicialmente, as imagens dos tubos foram capturadas por uma câmera de alta resolução, obtendo três imagens composta por três amostras de sangue de um mesmo indivíduo e de reagente. O método desenvolvido, a partir de um algoritmo no *OpenCV*, foi testado em 27 amostras de sangue, extraindo características para identificar o tipo sanguíneo. Como mostra a Figura 2, foi preciso realizar várias etapas de processamento de imagens, com o auxílio do detector de bordas Sobel e da Transformada de Hough, além da extração do canal azul para obter o desvio padrão e, com isso, identificar o tipo sanguíneo da amostra analisada. Foi escolhido o canal azul porque se constata um maior nível de detalhes das zonas aglutinadas.

O algoritmo inicia-se lendo a imagem do tubo de ensaio, cujo formato é JPG, contendo a reação entre o sangue e o reagente da tipagem sanguínea. Em seguida, ocorre à conversão da imagem para escala de cinza e, a partir deste momento, a imagem passará pela etapa de segmentação para obter propriedades e características mais sofisticadas da imagem, tornando-se necessárias para o sucesso da próxima etapa. Com o Filtro Gaussiano, procurou evitar a detecção falsa de círculos, já que a presença de ruídos na imagem possibilita a localização errada da região de interesse, além da criação de diversos círculos pela mistura homogeneizada devido ao formato do tubo. Assim, a imagem passou para a etapa de detecção de bordas, a fim de detectar descontinuidades na imagem, regiões homogêneas através dos níveis de cinza.

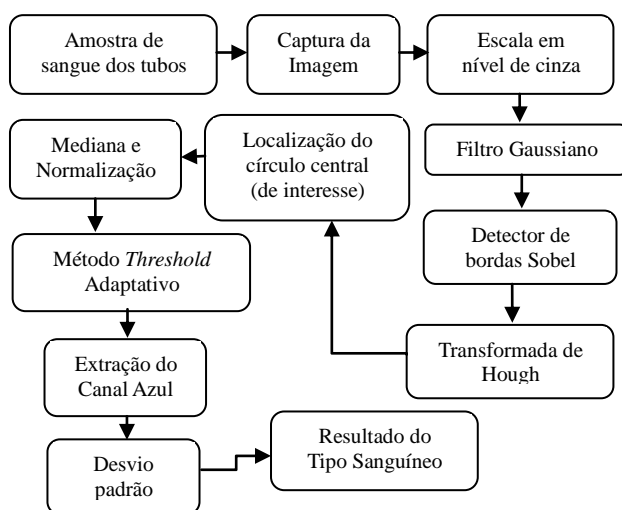


Figura 2: Diagrama de bloco do projeto.

O próximo passo foi utilizar a Transformada de Hough, que detecta círculos na imagem, retornando o

número de círculos detectados. Para se obter um único círculo e que este fosse o que representa a área interna do tubo, foi ajustado os parâmetros da Transformada de Hough. Assim, foi definido o raio mínimo de 0,03cm e máximo de 0,2cm para ser detectado, de acordo com as dimensões originais do tubo de ensaio utilizado no procedimento em laboratório. Em seguida, recortou a parte desejada, conforme Figura 3. Nesta etapa, a imagem obtida passará pelo filtro de mediana que, de acordo com [6], substitui o valor de um *pixel* pela mediana dos níveis de intensidade na vizinhança desse *pixel*. Já a normalização vai auxiliar na centralização e dimensionamento da imagem, conforme os valores limites de mínimo e máximo.

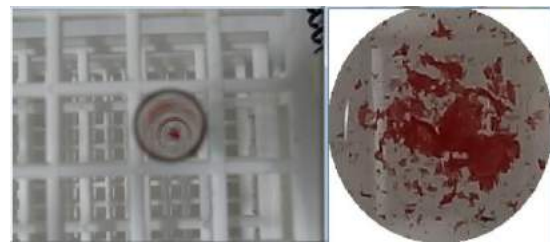


Figura 3: Imagem do tubo e o resultado do recorte da parte desejada.

Após a imagem passar pelo método *Threshold Adaptativo* e da extração do canal azul, foi calculado o desvio padrão dos *pixels* para comparar com o valor de limiar a fim de classificar a presença ou ausência de aglutinação para cada reagente. Assim é obtido o resultado do tipo sanguíneo da amostra analisada e informado qual o desvio padrão para as amostras do anti-A, do anti-B e do anti-D.

Conforme a Tabela 1, o limiar de desvio padrão das amostras com reagente anti-D, cujo valor é 17,50, possibilitou a aquisição de 100% de compatibilidade dos resultados entre o realizado em laboratório e o obtido neste projeto. Já o limiar do anti-A, o limiar utilizado foi de 25,00, e o do anti-B, de 24,00.

Muitas dificuldades foram encontradas na análise do tubo, por ser de vidro, contém reflexos em algumas imagens, a presença de mais tubos na estante influenciando negativamente na localização do círculo principal a fim de obter da região de interesse.

Resultados

Observa-se que, nas 27 amostras testadas, foi possível obter a região de interesse em 100% das imagens, eliminando os ruídos indesejáveis e a aquisição dos resultados a partir das técnicas de processamento de imagem.

O código implementado possibilitou a aquisição de resultados satisfatórios, pois o percentual de acerto para o sistema ABO foi de 67%, mostrado na Tabela 1, e o Fator Rh obteve 100% de acertos, mas para isto foi necessário fazer o ajuste do limiar de desvio padrão para cada reagente. A partir de testes feitos em todas as amostras, pode-se adquirir os seus desvios padrões para

cada reagente e, conseqüentemente, analisando estes valores, foi possível encontrar os limiares citados na Tabela 1.

Tabela 1: Limiar por reagente e acurácia do projeto.

ANÁLISE	Limiar de desvio padrão	Acurácia
Anti – A	25,00	70%
Anti – B	24,00	93%
Anti – D (Fator Rh)	17,50	100%
Sistema ABO	–	67%

O resultado, conforme Tabela 1, apresenta uma eficácia principalmente na detecção de aglutinação nas amostras do reagente Anti-D, tendo 100% de acertos. Já o Anti-A atingiu 70% e o Anti-B 93% de acertos, mostrando que o método utilizado no projeto é eficaz. O sistema ABO foi calculado a partir dos resultados obtidos em cada amostra de sangue de um determinado indivíduo, analisando sua reação com cada reagente. Logo, os 67% de acurácia é em relação aos resultados das 27 amostras testadas, comparando aos resultados de laboratório.

Discussão

A dificuldade vista neste projeto foi desenvolver um código que pudesse extrair a região de interesse da imagem dos tubos para o processamento e informar o tipo sanguíneo da amostra. Como os tubos de ensaios são feitos de vidro, eles refletem bastante, além de ficarem muito próximos na estante. Percebeu-se que, durante a captura das imagens, as amostras que continham na imagem partes de outros tubos ao lado do que estava em análise gerou resultados imprecisos e assim foram eliminados os tubos que não estavam em análise, cortando manualmente estas partes que influenciavam negativamente nos resultados.

Um dos problemas na utilização das imagens do método dos tubos neste projeto foi à presença de reflexos devido ao vidro dos tubos, isto provocou erros na obtenção dos resultados de algumas amostras pelo processamento de imagens.

O projeto diferencia-se ao trabalho relacionado de [9], pois utiliza limiares de desvio padrão específicos para cada reagente extraído do canal azul, conforme a Tabela 1. Além de usar imagem de tubo de ensaios para aquisição do resultado, ao invés de imagens de lâminas. Comparando os limiares para cada reagente, em que [9] utilizou um limiar fixo de 20 para todos os reagentes do sistema ABO e 8 para o fator Rh, percebe-se um desvio padrão maior usado neste projeto do que o do método com lâminas. Visto que as imagens dos tubos são de difícil eliminação da região de ruído e aquisição da região de interesse, além dos fatores como a estante e o vidro do tubo que interferem no desvio padrão.

Conclusão

O projeto alcançou seus objetivos, fornecendo o tipo sanguíneo de cada amostra, com a extração das partes indesejadas de cada imagem analisada. Destacam-se os 100% de acertos do fator Rh, que é um critério importantíssimo na transfusão de sangue. Porém, é preciso fazer melhorias no código para que este apresente um aumento na acurácia do reagente Anti-A e, conseqüentemente, no sistema ABO.

Para trabalhos futuros, serão feitos testes com algoritmos bioinspirados, para aquisição de melhores resultados e agilidade em todas as etapas do processamento, pois oferecem soluções robustas e adaptativas utilizando técnicas computacionais para resolver problemas complexos.

Referências

- [1] Beiguelman, B. Os sistemas sanguíneos eritrocitários. Ribeirão Preto:Funpec, 2003. 3. ed. 243 p. Cavasini et al. Duffy blood group genotypes among malaria patients in Rondônia, Western Brazilian Amazon. *Revista Sociedade Brasileira Medicina Tropical*, v. 34, n. 6, p.591-595, dez. 2001.
- [2] Ferraz, A.; Carvalho, V.; Soares, F. *Development of a Human Blood Type Detection Automatic System. Procedia Engineering* 5, p. 496-499, 2010.
- [3] Pimenta, S., Nobrega, J. M.; Duarte, F. M.; Minas, G.; Soares, F. O. Automatic Electronic System to Human Blood Typing. *Procedia Engineering* 47, p. 647-650, 2012.
- [4] Gonzalez, R. C.; Woods, R. E. *Processamento de Imagens Digitais*. 3. ed. São Paulo: Pearson Prentice Hall, 2010. Tradução de Cristina Yamagami e Leonardo Piamonte. Título Original: Digital Image Processing.
- [5] Solomon, Chris; Breckon, Toby. *Fundamentos de Processamento Digital de Imagens: Uma Abordagem Prática com Exemplos em Matlab*. Editora LTC, 2013.
- [6] Pereira, A. S. *Processamento de imagens médicas utilizando a Transformada de Hough*. Tese (Doutorado) – Universidade de São Paulo – Instituto de Física de São Carlos, 1995.
- [7] Pereira, E. L. D.; Regis, C. D. M. Determinação de tipo sanguíneo nos sistemas abo e rh utilizando processamento digital de imagens. *Revista de Tecnologia da Informação e Comunicação*, utilizando processamento digital de imagens. *Revista de Tecnologia da Informação e Comunicação*, p. 29–38, 2015.
- [8] Devi, H.K.A., (2006). Thresholding: A Pixel-Level Image Processing Methodology Preprocessing Technique for an OCR System for the Brahmi Script. *Ancient Asia*. 1, pg.161–165.
- [9] Colagrossi, P. B.F.; Cunha-Laura, A.L.; Zorzatto, J.R. Hemosul De Campo Grande, Ms- Levantamento Do Perfil Socioeconômico, Cultural, Tipagem Abo E Do Fator Rh Dos Doadores De Sangue: Ensaio e Ciência, Vol. 10, 2006, pp. 75-87.

DESENVOLVIMENTO DE UMA FERRAMENTA PARA AVALIAÇÃO DA QUALIDADE DE DETECTORES DE MAMOGRAFIA ATRAVÉS DE IMAGENS DIGITAIS DE RAIOS X

D. F. Santos****, R. F. Corte*, A. C. Alexandre* e E. T. Costa***

*Centro de Engenharia Biomédica, CEB/UNICAMP, Campinas, Brasil

**Departamento de Engenharia Biomédica, FEEC/UNICAMP, Campinas, Brasil

*** Instituto Federal de Educação, Ciência e Tecnologia de São Paulo, Piracicaba, Brasil
e-mail: diegofsantos@ifsp.edu.br

Resumo: O principal objetivo do exame mamográfico é facilitar a detecção precoce do câncer de mama. A versão convencional de sistemas mamográficos vem sendo substituída pela versão digital que possui, entre outras vantagens, a de possibilitar a utilização de ferramentas computacionais de auxílio ao diagnóstico na imagem gerada. Uma das características importantes para a qualidade das imagens é a uniformidade espacial da sensibilidade do detector. A não uniformidade pode degradar a efetiva interpretação da imagem, muitas vezes pela criação de padrões que não correspondem aos tecidos da região do corpo radiografado. Enquanto as características dos sistemas asseguram que essas variações sejam temporariamente estáveis, muitos sistemas necessitam de calibrações periódicas da sensibilidade dos detectores, para eliminar os “ruidos estruturais fixados”. O presente trabalho descreve o desenvolvimento de uma ferramenta computacional para auxiliar na avaliação da qualidade dos detectores de mamografia digital, em conjunto com outros parâmetros já estabelecidos para avaliação de imagens de radiologia digital (NPS, MTF e DQE). Essa ferramenta possibilita realizar a análise da uniformidade dos detectores, como recomendado pelo *European guidelines for quality assurance in breast cancer screening and diagnosis* e se mostrou simples e eficiente na avaliação da qualidade dos detectores.

Palavras-chave: Mamografia digital, uniformidade do detector, imagens digitais, DICOM

Abstract: *The main purpose of mammographic examination is to facilitate the early detection of breast cancer. The conventional version of mammographic systems has been replaced by digital systems that allow the use of computer aid diagnostic tools on the images. One of the important characteristics of the image quality is the spatial uniformity of the detector sensitivity. The detector nonuniformity can degrade the effective image interpretation, by creating patterns that do not correspond to the imaged tissues. Although the characteristics of the systems ensure that such variations are temporarily stable, many systems require periodic calibration of the detector sensitivity to eliminate the "fixed structural noise." This paper describes the development of a computational tool to help the evaluation of the quality of digital detectors of*

mammographic systems, together with other parameters for evaluation of digital radiology images (NPS, MTF and DQE). This computational tool enables the analysis of the uniformity of the digital detectors, as recommended in the "European guidelines for quality assurance in breast cancer screening and diagnosis" and proved to be simple and efficient in evaluating the quality of the detectors.

Keywords: *Digital mammography, detector uniformity, digital images, DICOM.*

Introdução

De acordo com dados do Instituto Nacional de Câncer, a neoplasia de mama é o tipo mais frequente de câncer em mulheres brasileiras, representando 28,4% do total de neoplasias para esse sexo [1]. A detecção precoce do câncer de mama é essencial para aumentar as chances de cura.

O principal exame utilizado atualmente para diagnosticar precocemente a neoplasia de mama é a mamografia. Para que seja possível um bom resultado no diagnóstico, é necessária uma alta qualidade nas imagens geradas [2][3].

Um dos principais avanços nesse tipo de exame surgiu com a aprovação pela FDA, em 2000, da mamografia digital de campo total, na qual se utiliza, como detector, um conjunto de semicondutores ao invés de um filme radiográfico e as imagens geradas são armazenadas em formato digital [4]. O uso dos sistemas digitais permitiu ao radiologista o uso de ferramentas computacionais de auxílio ao diagnóstico [5].

Com o frequente uso dos detectores e a constante incidência dos Raios X, começam a aparecer interferências destrutivas (ruidos) nas imagens digitais (uma imagem que não corresponde às variações da atenuação do Raio X no objeto sendo analisado) [6].

Existem inúmeros parâmetros utilizados na literatura para determinar a qualidade das imagens produzidas por detectores digitais de Raios X. Os parâmetros mais comumente utilizados são: NPS (*Noise Power Spectrum*), MTF (*Modulation Transfer Function*) e DQE (*Detective Quantum Efficiency*) [7 - 9].

O presente trabalho propõe o desenvolvimento de uma ferramenta computacional que estuda a uniformidade de resposta de um detector digital, como

parte do controle de qualidade de imagens, tal como proposto pelo Protocolo Europeu [10 -11].

Materiais e métodos

O método proposto para avaliação da qualidade dos detectores de Raios X foi desenvolvido e incorporado a um software denominado SARD [8], que tem como função principal a avaliação da qualidade em radiologia digital. O sistema permite o cálculo dos principais parâmetros utilizados em radiologia digital: NPS, MTF, NEQ (*Noise Equivalent Quanta*) e DQE.

A nova funcionalidade inserida no software, denominada de Uniformidade, foi desenvolvida em C++, QT (para a interface gráfica) e DCMTK (para processamento dos arquivos DICOM).

Como resultado do cálculo da Uniformidade, é gerada uma imagem que servirá como base para a avaliação da qualidade dos detectores de Raios X.

Para a geração da imagem da Uniformidade, o usuário precisará, inicialmente, selecionar uma área de interesse na imagem DICOM (gerada sem objeto de interesse para que pudesse ser avaliado somente o detector). A imagem original é negativada e a área de interesse é dividida em várias regiões menores (várias ROIs – *Regions of Interest*) com seus tamanhos pré-definidos pelo usuário (em pixels): 8x8, 16x16, 32x32 ou 64x64.

Com a definição das ROIs, as seguintes funções foram implementadas para cada uma: Média, Desvio Padrão e Relação Sinal-Ruído. Para cada função foram gerados três valores distintos (por ROI): Valor Médio (resultado da média do cálculo da função para todas as ROIs da imagem), Valor Absoluto por ROI (resultado do cálculo da função dentro da ROI) e Valor Relativo por ROI (percentual do valor absoluto com relação ao valor médio).

Média – A média para cada ROI (Equação 1) foi calculada através da convolução de um kernel (Equação 2) com a imagem (área de interesse). O tamanho do kernel é o mesmo tamanho da ROI definida pelo usuário.

$$M = H * I \quad (1)$$

$$H = \frac{1}{16} \begin{bmatrix} 1 & 1 & 1 & 1 \\ 1 & 1 & 1 & 1 \\ 1 & 1 & 1 & 1 \\ 1 & 1 & 1 & 1 \end{bmatrix} \quad (2)$$

Onde:

H : kernel

I : Imagem

* : operador de convolução

Desvio Padrão – Da mesma maneira que para a média, foi calculado o desvio padrão dos pixels dentro de uma ROI e entre todas as ROIs da imagem, sendo gerados três valores distintos: Desvio Padrão Médio (para todas as ROIs), Desvio Padrão Absoluto por ROI e

Desvio Padrão Relativo por ROI. O cálculo do desvio foi feito com o uso da Equação 3.

$$\sigma = \sqrt{\sum_{i=1}^n \frac{(x_i - \mu)^2}{(n-1)}} \quad (3)$$

Onde:

μ = Média

x_i = valor do pixel i

n = total de amostras

Relação Sinal-Ruído – A Relação Sinal-Ruído (SNR - *Signal to Noise Ratio*) da imagem é o principal parâmetro utilizado para gerar a imagem de uniformidade e verificar a uniformidade do detector.

Foi calculada a relação sinal-ruído (Equação 4) para cada ROI (SNR Absoluto), para todas as ROIs (SNR Médio), e a porcentagem entre a relação sinal-ruído de cada ROI com relação ao sinal-ruído da imagem inteira.

$$SNR = \frac{\mu}{\sigma} \quad (4)$$

Onde:

μ = Média

σ = Desvio Padrão

A partir do resultado da relação sinal ruído relativo de cada ROI, gera-se uma imagem com 4 cores (definidas pelo usuário) a qual chamamos de imagem de Uniformidade. Para cada cor é atribuído uma faixa de valores que corresponde a uma porcentagem de quanto o valor sinal ruído relativo se afasta do valor da relação sinal ruído médio. Cada ROI da imagem selecionada será um pixel na imagem gerada da SNR com a cor definida pelas configurações do usuário.

De acordo com [11], o valor limite do SNR considerado para o cálculo da uniformidade deve ser de até 15%. Portanto, áreas do detector que estão com SNR relativo maiores que 15% (normalmente configuradas como cor vermelha) apresentam uma grande perda de qualidade.

Além de possibilitar a visualização de uma imagem através do resultado da SNR Relativa, foi desenvolvida também a possibilidade de visualização da Média Relativa e Desvio Padrão Relativo através de imagem.

Resultados

A Figura 1 apresenta a tela inicial na qual o usuário abriu uma imagem de Raio X no formato DICOM e definiu uma área de interesse para fazer gerar a imagem de Uniformidade e o tamanho de cada ROI (16x16 no exemplo).

A Figura 2 apresenta o resultado dos cálculos feitos para a média (MPV), relação sinal-ruído (SNR) e desvio padrão (DSV). Os valores dentro do retângulo são os calculados para todas as ROIs. A tabela dentro da figura apresenta os valores calculados para o SNR relativo. O usuário pode atribuir cores para cada valor da ROI em qualquer função no modo relativo. No exemplo da

Figura 2, para valores do SNR relativo que estão entre 5% e 10% do valor médio da SNR da imagem inteira, será atribuída a cor amarela. Para valores entre 10% e 15% será atribuída a cor laranja, enquanto que para valores acima de 15% do valor médio da SNR será atribuída a cor vermelha. A cor preta é atribuída automaticamente para valores do SNR relativo que não ultrapassarem 5% do valor médio da SNR.

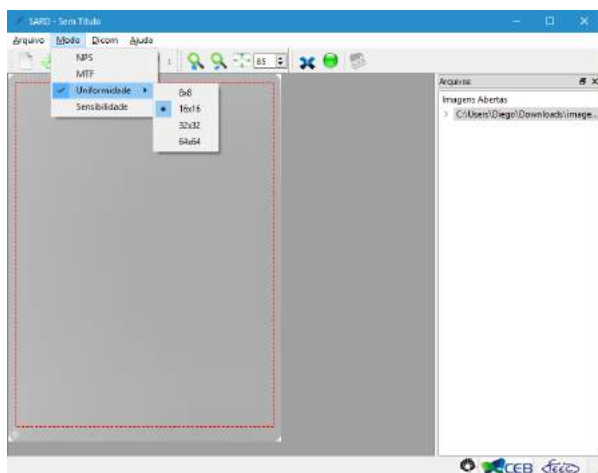


Figura 1 - Tela do sistema com uma imagem de Raio X aberta (com a área de interesse selecionada) e com o modo de Uniformidade ativado pelo usuário

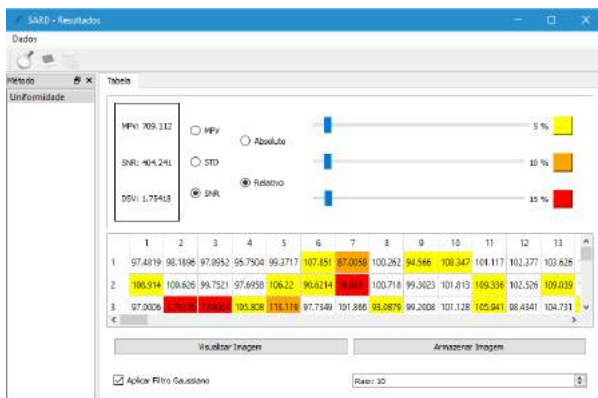


Figura 2 - Resultado dos cálculos da média (MPV), desvio padrão (STD) e relação sinal-ruído (SNR)

Cada ROI (itens da tabela na Figura 2) será um pixel na imagem da Uniformidade com a cor definida pelas configurações do usuário. Ainda é possível suavizar a imagem gerada através da aplicação de um filtro gaussiano (com tamanho do raio configurado pelo usuário).

Para analisar os resultados do cálculo da uniformidade, foram utilizadas imagens geradas em dois equipamentos distintos. A imagem da Figura 3.a foi gerada em formato DICOM, com resolução de 3062 x 2394 pixels e 12 bits de profundidade. A imagem da Figura 3.b foi gerada também em formato DICOM, com resolução de 4740 x 3540 pixels e 10 bits de profundidade.

A Figura 3 apresenta os resultados do cálculo da uniformidade para cada um dos detectores.

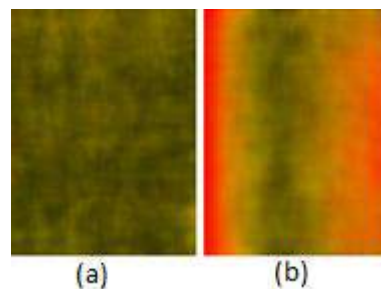


Figura 3 - Resultado da geração da imagem de Uniformidade utilizando os cálculos da SNR relativa em dois equipamentos distintos.

Discussão

A imagem de Uniformidade apresenta, em regiões diferentes do detector, o nível de ruído calculado para cada uma. Com isso, é possível observar, através das imagens, áreas específicas em que o detector apresenta uma perda de qualidade (detector não uniforme).

É possível observar, através dos resultados obtidos na Figura 3, o nível da qualidade dos detectores. A imagem gerada com o uso do equipamento (a) apresenta, em toda sua extensão, áreas com baixo ruído (um alto valor de SNR relativo). A SNR relativa para todas as ROIs está no mínimo a 90% da SNR da imagem inteira, e se conclui que esse detector está uniforme (de boa qualidade).

Na imagem gerada com o uso do detector com o equipamento (b), é possível verificar áreas em amarelo (áreas com variações na SNR relativa entre 5% e 10%) e uma grande área em vermelho, indicando uma variação na SNR relativa igual ou maior a 15%, sugerindo a necessidade de uma ação corretiva.

Conclusão

Foi desenvolvida uma ferramenta computacional, simples e eficaz, para auxiliar na avaliação da qualidade dos detectores de mamografia digital. A nova funcionalidade foi adicionada ao software SARD e denominada de Uniformidade.

O uso da ferramenta da Uniformidade permitiu a visualização da qualidade dos detectores através de imagens de mamografia digital. É possível visualizar as áreas dos detectores que começam a ficar degradadas e, com isso, auxiliar o usuário na tomada de decisão sobre a possibilidade de, inclusive, substituir o detector.

A ferramenta adicionada se mostrou eficiente no auxílio para avaliação da qualidade dos detectores de mamografia digital.

Referências

- [1] INCA. Informativo Vigilância do Câncer. Disponível em: http://www1.inca.gov.br/inca/Arquivos/boletim_vigilancia_1.pdf. Acessado em: Maio de 2016.

- [2] CALDAS, F. A. A.; ISA, H.; TRIPPIA, A. C.; BÍSCARO, A.; SOUZA, E. C. C.; TAJARA, L. M. Controle de qualidade e artefatos em mamografia. *Radiologia Brasileira*, v. 38, n. 4, p. 295–300, 2005.
- [3] BAUAB, S. de P. Mamografia digital: um caminho sem volta. *Radiologia Brasileira*, v. 38, n. 3, p. 3-4, 2005.
- [4] DE FREITAS, A. G.; KEMP, C.; LOUVEIRA, M. H.; FUJIWARA, S. M.; CAMPOS, L. F. Mamografia Digital: Perspectiva atual e aplicações futuras. *Radiologia Brasileira*, v. 39, n. 4, p. 287-296, 2006.
- [5] ROWLANDS, J. A. Current advances and future trends in X-ray digital detectors for medical applications. *IEEE Transactions on Instrumentation and Measurement*, v. 47, n. 6, p. 1415–1418, 1998.
- [6] WILLIAMS, M. B.; KRUPINSKI, E. a; STRAUSS, K. J.; BREEDEN, W. K.; RZESZOTARSKI, M. S.; APPLGATE, K.; WYATT, M.; BJORK, S.; SEIBERT, J. A. Digital Radiography Image Quality: Image Acquisition. *Journal of the American College of Radiology*, v. 4, n. 6, p. 371–388, jun. 2007.
- [7] SAMEI, E. Performance of digital radiographic detectors: quantification and assessment methods. *Advances in digital radiography: RSNA*, p. 37–47, 2003.
- [8] LEAO, T. F. C.; SANTOS, D. F.; BOSCOLI, F. N.; NETO, F. H.; COSTA, E. T. Dental digital radiography evaluation system: Modulation transfer function and noise power spectrum dependence on the radiation dose. In: *Electrical Computer Engineering (CCECE), 2012 25th IEEE Canadian Conference on, Anais*, 2012.
- [9] PADGETT, R.; KOTRE, C. J. Development and application of programs to measure modulation transfer function, noise power spectrum and detective quantum efficiency. *Radiation Protection Dosimetry*, v. 117, n. 1-3, p. 283–287, 2006.
- [10] EUROPEAN. European guidelines for mammography screening and diagnosis. 4. ed. Luxemburgo: n. Office for Official Publications of the European Communities, 2006.
- [11] ROA, A. M. A.; PEDERSEN, K.; FLATABO, S.; GENNARO, G. Analysis of the uniformity of mammography detectors, 2014.

CARACTERIZAÇÃO MORFOLÓGICA DAS VIAS AÉREAS INFERIORES EM PACIENTES ACROMEGÁLICOS

A. R. M. Guimarães*, G. B. Camilo**, A. J. Lopes** e A. R. S. Carvalho***

* Laboratório de Engenharia Pulmonar – PEB – COPPE – UFRJ, Rio de Janeiro, RJ, Brasil

** Programa de Pós-graduação em Ciências Médicas, Faculdade de Ciências Médicas, UERJ,

*** Laboratório de Fisiologia da Respiração – LFR – IBCCF – UFRJ, Rio de Janeiro, RJ, Brasil
e-mail: alan-ranieri@poli.ufrj.br

Resumo: A acromegalia é uma doença rara caracterizada pelo crescimento de extremidades e partes moles em consequência de hipersecreção de hormônio do crescimento. O presente artigo visa identificar e quantificar possíveis alterações morfológicas das vias aéreas em pacientes acromegálicos. Imagens de tomografia computadorizada de tórax foram obtidas em 28 pacientes acromegálicos e 20 indivíduos saudáveis. Uma região de interesse foi delimitada desde a traqueia até os brônquios principais e, em seguida, as vias aéreas foram segmentadas. A partir desse processo, um modelo simplificado da estrutura foi obtido por meio do processo de esqueletonização das vias aéreas, com o qual foi possível preservar sua geometria e características principais. Os parâmetros geométricos tais como área, perímetro, diâmetro, sinuosidade e estenose foram então calculados. Uma significativa traqueomegalia (área=275±158 vs 215±112 mm², p = 0,0056) e broncomegalia tanto direita (177±95 vs 132±58 mm², p = 0,0004) quanto esquerda (97±67 vs 70±46 mm², p = 0,0038) foi observada nos pacientes acromegálicos quando comparados aos controles. Em sete pacientes acromegálicos ainda foi observado a presença de estenose, caracterizada por uma variação entre maior e menor área da traqueia superior a 50%. Com o método empregado foi possível identificar e quantificar a presença de traqueomegalia e broncomegalia além de significativa estenose traqueal em pacientes acromegálicos.

Palavras-chave: Vias aéreas inferiores, acromegalia, esqueletonização, traqueomegalia, estenose traqueal.

Abstract: *Acromegaly is a rare disease characterized by the growth of body extremities and soft tissue as a result of hypersecretion of growth hormones. The present article aims to identify and quantify possible airways' morphological changes in acromegaly patients. Thorax computed tomography images from 28 patients with acromegaly and 20 health subjects were obtained. A region of interest was demarked since the trachea to the main bronchi and then the airways were segmented. From this process, a simplified model of the structure was obtained using the skeletonization process of the airways, which made it possible to preserve its geometry and main characteristics. After that, geometric parameters such as area, perimeter, diameter, sinuosity and stenosis were obtained. A significant tracheomegaly (area = 275±158 vs 215±112 mm², p=0.0056), right*

bronchiomegaly (177±95 vs 132±58 mm², p=0.0004) and left bronchiomegaly (97±67 vs 70±46 mm², p=0.0038) could be seen in acromegaly patients. Seven patients also presented tracheal stenosis with area variation of the trachea higher than 50% between the maximum area and de minimum area. With the proposed method was possible to identify and quantify tracheomegaly as well as bronchiomegaly and tracheal stenosis in patients with acromegaly.

Key-words: Lower airways, acromegaly, skeletization, trachomegaly, tracheal stenosis.

Introdução

A acromegalia foi descrita há mais de 120 anos como sendo uma doença rara, sindrômica, oriunda da hipersecreção do hormônio do crescimento - GH (*growth hormone*) e do fator de crescimento similar à insulina tipo I - IGF-1 (*insulin-like growth fator type I*) [1]. É uma doença desfigurante que causa grande prejuízo aos indivíduos acometidos, possuindo um grande leque de manifestações sistêmicas [2]. Em comparação com indivíduos saudáveis, a taxa de mortalidade é significativamente aumentada [3].

No que diz respeito à incidência, a acromegalia não faz distinção de sexo e apresenta-se comumente entre os 30 a 50 anos. No entanto, a confirmação do diagnóstico só ocorre após cerca de 8 a 10 anos do surgimento dos primeiros sintomas. Este grande intervalo de tempo para a detecção da doença pode trazer sérias complicações fisiológicas para o indivíduo [3].

A acromegalia pode ser causada por tumores hipofisários ou por outras doenças não-hipofisárias. A secreção excessiva do GH, na maioria dos casos, é devida a um adenoma hipofisário secretor de GH. Possui uma prevalência de 60 casos por milhão e a sua incidência é estimada em 3 a 4 casos por milhão [4]. Os óbitos relacionados às complicações respiratórias estão presentes em 25% dos casos. Manifestações respiratórias comuns nos portadores da doença são: obstrução das via aéreas superiores, macroglossia, apnéia do sono, disfunções respiratórias [2].

Em vista das alterações pulmonares que os portadores de acromegalia estão expostos, o presente artigo visa caracterizar morfológicamente as estruturas da árvore traqueobrônquica de pacientes com acromegalia e indivíduos saudáveis objetivando identificar e quantificar possíveis alterações morfológicas da traqueia e brônquios principais.

Materiais e métodos

Vinte e oito pacientes diagnosticados com acromegalia, de ambos os sexos, com idade igual ou superior a 18 anos foram incluídos no estudo. Foram excluídos os pacientes com incapacidade de realizar o exame de tomografia computadorizada (TC) de tórax; com incapacidade de realizar teste de função pulmonar; tabagistas ou ex-tabagistas; portadores de doenças pulmonares crônicas; submetidos à cirurgia torácica; com presença de infecções respiratórias, nas últimas 3 semanas e pacientes que possuíam doença não controlada.

Os participantes do grupo de controle deviam ter idade igual ou superior a 18 anos e os mesmos critérios de exclusão foram adotados para os pacientes com acromegalia.

Para a obtenção dos dados, os pacientes foram previamente informados da pesquisa e assinaram o termo de consentimento livre esclarecido (TCLE) para a realização do trabalho. Este foi apresentado ao Comitê de Ética em Pesquisa (CEP) do Hospital Universitário Pedro Ernesto (HUPE), da Universidade do Estado do Rio de Janeiro (UERJ), cujo qual, foi avaliado e aprovado pelo CEP-HUPE (CAAE: 12589913.0.0000.5259) sob o número 234.362, com data final da relatoria de 10/04/2013.

As TC de tórax, durante a pausa inspiratória, foram realizadas com equipamento de TC helicoidal com 64 canais (BRILLIANCE 40, PHILIPS MEDICAL SYSTEMS, USA). As aquisições possuem as seguintes características: tempo de varredura (*scanning time*) foi ajustado em 4 segundos; Corrente na ampola de raios-x foi de 100 a 120 mA (*miliamperes*); tensão foi de 120 kV (*kilovolts*); 250 a 400 cortes transversais (*slices*); 2 mm (milímetros) de espessura (*slice thickness*); 1 mm de distância entre os cortes (*spacing between slices*); as imagens são constituídas por uma matriz quadrada de 768 linhas e 768 colunas; o *gantry* não teve inclinação; não foi utilizado contraste iodado.

As vias aéreas foram segmentadas com o *plugin AirwaySementation* do software *3D Slicer 4.4.0* (BWH, EUA), que é um software livre e uma plataforma de código aberto para análise e visualização de imagens médicas. Ao fim da segmentação um arquivo no formato *nrrd* (*nearly raw raster data*) é exportado.

O pós-processamento é então realizado com o *software Airway Processing* escrito em MatLab 2014a (MathWorks, EUA) no Laboratório de Engenharia Pulmonar (escrito por ARM Guimarães) para eskeletonizar o arquivo de saída do 3DSlicer.

A eskeletonização é uma técnica frequentemente utilizada para obter um esqueleto de uma dada estrutura de interesse, neste caso as vias aéreas, por meio do seu afinamento. O resultado do processo é a redução da forma até uma versão mais simplificada, ainda preservando as características essenciais do objeto [5].

O esqueleto é formado por um conjunto de pontos, cada um possui coordenadas no plano X, Y, Z. Por meio destas coordenadas, planos de secção transversais são criados da seguinte maneira: para cada grupo de cinco

pontos é calculado uma reta que melhor se ajusta, pelo métodos dos mínimos quadrados, à disposição dos pontos, e por meio desta reta, um plano secção transversal perpendicular a reta é criado, como ilustrado na Figura 1.

O plano de secção transversal é constituído de um *grid* quadrado com dimensão de 70 *pixels* e cada *pixel* foi dividido 25 quadrantes.

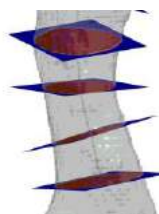


Figura 1: Planos de secção transversal quadrado com 70 *pixels* de lado. Região da traqueia. Para melhor a visualização, os planos foram espaçados por 20 pontos.

Com o uso desta técnica, foi possível obter dados geométricos extremamente próximos aos valores de verdadeira grandeza do objeto. As seguintes variáveis geométricas foram obtidas: área, perímetro, excentricidade, diâmetro equivalente, maior diâmetro e menor diâmetro.

Os dados foram obtidos das seguintes estruturas da árvore traqueobrônquica: traquéia, brônquio principal direito (BPD) e brônquio principal esquerdo (BPE). Para os integrantes do grupo controle e acromegálicos a mediana de cada estrutura supracitada foi calculada.

Para a traquéia, adicionalmente, novas variáveis foram obtidas: estenose traqueal, calculado a partir da diferença entre a maior e menor área da traqueia, e o índice de sinuosidade (IS), onde este permite avaliar o grau de curvatura da traqueia para identificação de possíveis desvios.

O IS (Equação 1) é calculado a partir do somatório da distância euclidiana de cada segmento da traqueia, com distância equivalente à espessura de cada corte transversal da imagem original da TC, dividido pela distância euclidiana dos pontos extremos da traqueia. O resultante será um valor ≥ 1 , de modo que, quanto maior o índice, maior a sinuosidade. O IS pode ser obtido (modelo adaptado) por [6].

$$IS = \frac{\sqrt{\sum_{i=1}^{n-1} (x_i - x_{i+1})^2 + (y_i - y_{i+1})^2 + (z_i - z_{i+1})^2}}{\sqrt{(x_1 - x_n)^2 + (y_1 - y_n)^2 + (z_1 - z_n)^2}} \quad (1)$$

Foram executados testes *Mann-Whitney* nos dados das estruturas de interesse, exceto no IS, que foi realizado um teste t. Todo o processamento estatístico foi realizado no MatLab. O nível de significância estatística foi definido como $p < 0,05$.

Resultados

Na Tabela 1 pode-se observar às características antropométricas de ambos os grupos. Destas, o índice de massa corpórea (IMC) e idade foram significativamente maiores nos acromegálicos.

As características morfológicas da traquéia, BPE e BPD dos pacientes acromegálicos e controles são apresentadas na Tabela 2.

Tabela 1: Características antropométricas.

	Acromegalia (n = 28)	Controle (n = 20)	Valor p
Idade (anos)	49,39 (11,38)	41,00 (15,04)	0,0191
Peso (Kg)	86,07 (15,99)	76,28 (14,12)	0,0555
Altura (cm)	165,54 (9,85)	165,00 (8,16)	0,7532
IMC (Kg/m ²)	31,34 (4,63)	27,73 (5,03)	0,0197
Mulheres (%)	19 (67,8%)	12 (60,0%)	-
Doença ativa (%)	10 (35,7%)	-	-

Dados são apresentados como média e desvio padrão.

Tabela 2: Características morfológicas da traqueia, BPD e BPE nos pacientes acromegálicos e voluntários.

Traqueia			
	Acromegalia	Controle	Valor p
Área (mm ²)	275,5 (158,8)	215,42 (112,22)	0,0056
Perímetro (mm)	69,8 (19,9)	61,57 (16,00)	0,0052
Excentricidade	0,5 (0,2)	0,48 (0,17)	0,1461
Diâmetro equivalente (mm)	18,55 (5,17)	16,43 (4,30)	0,0056
Maior diâmetro (mm)	20,33 (5,72)	17,74 (4,64)	0,0033
Menor diâmetro (mm)	17,03 (4,77)	15,46 (4,19)	0,0259
Maior área (mm ²)	357,63 (224,40)	284,88 (135,49)	0,0233
Menor área (mm ²)	199,58 (138,02)	184,90 (100,88)	0,6988
Brônquio principal direito (BPD)			
	Acromegalia	Controle	Valor p
Área (mm ²)	176,85 (95,37)	131,39 (58,67)	0,0004
Perímetro (mm)	59,19 (19,83)	50,17 (12,15)	0,0005
Excentricidade	0,66 (0,15)	0,66 (0,11)	0,9250
Diâmetro equivalente (mm)	14,88 (3,94)	12,86 (2,93)	0,0004
Maior diâmetro (mm)	17,47 (5,64)	14,86 (3,79)	0,0012
Menor diâmetro (mm)	13,45 (3,84)	11,50 (2,75)	0,0005
Brônquio principal esquerdo (BPE)			
	Acromegalia	Controle	Valor p
Área (mm ²)	96,75 (67,16)	69,91 (45,56)	0,0038
Perímetro (mm)	43,04 (13,46)	37,16 (10,62)	0,0025
Excentricidade	0,73 (0,16)	0,75 (0,14)	0,1581
Diâmetro equivalente (mm)	10,94 (3,83)	9,33 (2,89)	0,0038
Maior diâmetro (mm)	13,27 (3,57)	11,69 (3,48)	0,0117
Menor diâmetro (mm)	9,24 (4,05)	7,64 (3,00)	0,0027

Dados são apresentados como média e dois desvios padrão. Na excentricidade, 0 representa um círculo e 1 uma reta.

Na Figura 2 pode-se observar o índice de sinuosidade, quanto maior o valor maior o grau de sinuosidade calculado na traqueia dos pacientes acromegálicos e grupo controle. Vale notar que o grupo controle é bastante homogêneo (CV = 1,24%) enquanto o grupo acromegálico é mais heterogêneo (CV = 5,19%) e, em três casos, o índice de sinuosidade é superior a

10% (IS $\geq 1,1$). Reconstruções em 3D da árvore traqueobrônquica de três casos dentre os pacientes acromegálicos também é apresentada no painel inferior.

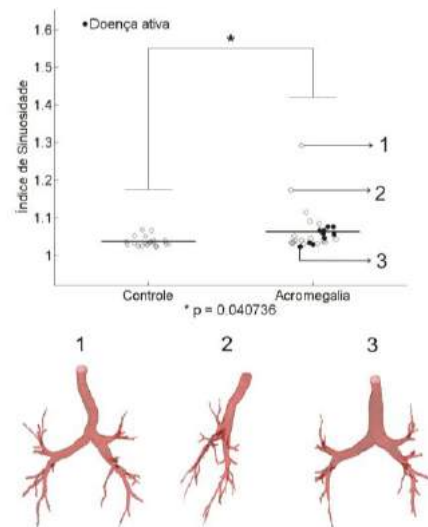


Figura 2: IS do grupo controle e do grupo dos acromegálicos. No painel inferior nota-se as reconstruções em 3D de três pacientes acromegálicos indicados pelos respectivos números.

O grau de estenose traqueal pode ser observado na Figura 3. Adicionalmente, reconstruções em 3D de três casos dentre os pacientes acromegálicos, com posicionamento otimizado para melhor visualização da estenose, são apresentadas no painel inferior. É importante notar que apesar de não haver diferença significativa entre os grupos, sete pacientes acromegálicos e um paciente do grupo controle apresentaram um grau de estenose superior a 50%.

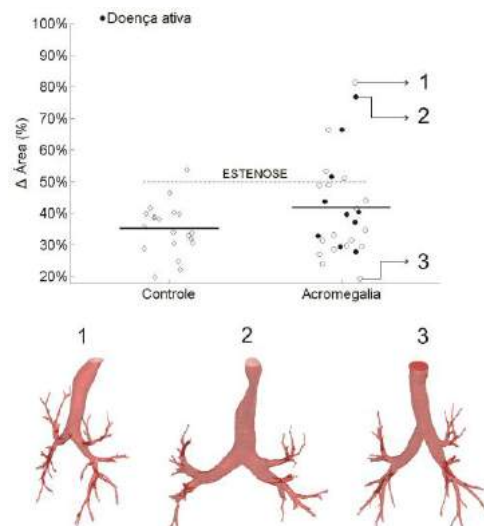


Figura 3: Fração de estenose traqueal calculada a partir da diferença entre a maior e menor área da traqueia no grupo controle e acromegálicos. A reta pontilhada apresenta o limiar de diagnóstico de estenose traqueal $\Delta \geq 50\%$ [7]. No painel inferior nota-se as reconstruções em 3D de três pacientes acromegálicos indicados pelos respectivos números.

Discussão

Os principais achados do presente estudo são: 1) pacientes com acromegalia apresentam significativa

traqueomegalia e broncomegalia tanto em brônquio principal direito quanto esquerdo; 2) não foi verificada uma alteração importante da forma da traqueia ou brônquios principais; 3) um significativo grau de sinuosidade foi observado na traqueia de pacientes acromegálicos e 4) com o método de quantificação da morfologia de vias aéreas foi possível detectar e quantificar a presença de estenose traqueal em sete pacientes acromegálicos e um paciente do grupo controle.

Um significativo aumento nas dimensões tanto ao nível da traqueia quanto ao nível dos brônquios principais direito e esquerdo foi observado nos pacientes acromegálicos. Interessantemente, a presença do aumento das dimensões da traqueia e dos brônquios não explica a maior parte das afecções do sistema respiratório que são, em sua maioria, de característica obstrutiva. Isto pode sugerir que a maior parte de componente obstrutiva deve estar de fato ao nível da laringe ou oro e nasofaringe. Entretanto, futuras avaliações serão realizadas comparando as medidas quantificadas em TC obtidas durante a inspiração e durante a expiração. É possível que, apesar da maior dimensão, também possa haver uma maior variação desta entre a inspiração e a expiração, o que, neste caso, explicaria o padrão obstrutivo normalmente descrito nos pacientes acromegálicos.

Dentre as variáveis geométricas comuns as três regiões de interesse apenas a excentricidade não apresentou valores estatisticamente significativos, podendo indicar que a geometria da traqueia, BPD e BPE não sofrem distorções no que diz respeito a sua forma. Tal fato também parece indicar que o crescimento da traqueia ou brônquios não implica em deformações que alteram sua geometria.

No entanto, ocorreu um incremento significativo em todas as outras variáveis. Dentre as exclusivas da traqueia, maior área e sinuosidade apresentaram diferenças significativas.

Em vista do resultado significativo da sinuosidade ilustrados na Figura 2, esta pode indicar que há alguma influência do padrão de crescimento induzido pelo GH sob a geometria da traqueia dos pacientes acromegálicos, sendo capaz de causar algum nível de deformação. Contudo, os desvios na traqueia também podem ser uma consequência de alterações estruturais da coluna vertebral ao nível da porção torácica influenciando a estrutura do gradil costal, o que passaria a exercer uma influência indireta sob a geometria das partes moles do mediastino, pulmão e vias aéreas intratorácicas.

Uma característica marcante presente no quesito sinuosidade é o baixo índice de dispersão que o grupo controle apresentou, há uma nítida diferença dos dados no grupo dos pacientes acromegálicos e ainda apresentou dois indivíduos bastante distantes da média do seu respectivo grupo.

Apesar do estudo não demonstrar diferença estatística, comparando a variação percentual entre a maior e a menor área da seção transversal (indicador de

estenose traqueal) foi possível observar em sete integrantes do grupo dos acromegálicos a presença de estenose traqueal moderada, esta caracterizada quando há uma redução de mais de 50% da luz da traquéia [7], conforme ilustrado na Figura 3.

As características apresentadas no presente estudo estão de acordo com estudos reportados na literatura. Onde pacientes portadores de acromegalia desenvolvem alterações anatômicas no sistema respiratório em consequência das mudanças que ocorrem nos ossos, partes moles, músculos respiratórios, volume pulmonar, geometria da caixa torácica [2]. E ainda, as alterações na morfologia dos pulmões são associadas com alterações na função pulmonar [8].

Conclusão

Com o método proposto para avaliação morfológica da traqueia e brônquios principais nota-se uma traqueomegalia e broncomegalia com aumento dos desvios (sinuosidade) traqueal e a maior ocorrência de estenose traqueal em pacientes acromegálicos.

Agradecimentos

Agradeço a CAPES, CNPq e FAPERJ pelo aporte financeiro, que por meio deste, tornou possível a realização do presente estudo.

Referências

- [1] BEN-SHLOMO, A.; MELMED, S. Acromegaly. *Endocrinology and Metabolism Clinics of North America*, v. 37, n. 1, p. 101–122, viii, mar. 2008.
- [2] COLAO, A. et al. Systemic complications of acromegaly: epidemiology, pathogenesis, and management. *Endocrine Reviews*, v. 25, n. 1, p. 102–152, fev. 2004.
- [3] DONANGELO, I.; UNE, K.; GADELHA, M. Diagnosis and treatment of acromegaly in Brazil. *Arquivos Brasileiros de Endocrinologia & Metabologia*, v. 47, n. 4, p. 331–346, ago. 2003a.
- [4] FEDRIZZI, D.; CZEPIELEWSKI, M. A. Cardiovascular disturbances in acromegaly. *Arquivos Brasileiros de Endocrinologia & Metabologia*, v. 52, n. 9, p. 1416–1429, dez. 2008.
- [5] PLOTZE, R. O.; BRUNO, O. M. Estudo e comparação de algoritmos de esqueletonização para imagens binárias. *IV Congresso Brasileiro de Computação-CBComp. Itajaí-SC. Anais...2004.*
- [6] ZÁMOLYI, A. et al. Neotectonic control on river sinuosity at the western margin of the Little Hungarian Plain. *Geomorphology, Reconstruction of landscape change in Quaternary environments*. v. 122, n. 3–4, p. 231–243, 15 out. 2010.
- [7] SARPER, A. et al. Tracheal Stenosis after Tracheostomy or Intubation. *Texas Heart Institute Journal*, v. 32, n. 2, p. 154–158, 2005.
- [8] PU, J. et al. Three-dimensional airway tree architecture and pulmonary function. *Academic Radiology*, v. 19, n. 11, p. 1395–1401, nov. 2012.

INFLUÊNCIA DO FILTRO DE *WIENER* NO REALCE DE CONTRASTE DE IMAGENS MAMOGRÁFICAS USANDO FUNÇÃO SIGMOIDE

M. F. Angelo*, T. V. Lima**, T. C. Granado** e A. C. Patrocínio**

*Universidade Estadual de Feira de Santana (UEFS), Pós-Graduação em Computação Aplicada (PGCA), Feira de Santana, Brasil

** Universidade Federal de Uberlândia (UFU), Uberlândia, Brasil
e-mail: mfangelo@ecomp.uefs.br

Resumo: A interpretação das imagens mamográficas pode ser afetada por fatores como a densidade do tecido mamário e as limitações do equipamento mamográfico, assim, este trabalho propõe a combinação do filtro de *Wiener* com a função sigmoide a fim de melhorar a qualidade das imagens. Além disso, é proposta uma automatização dos parâmetros da função sigmoide através de atributos da imagem. Para este trabalho foram utilizadas 12 imagens de *phantom* e 410 imagens mamográficas. Com o objetivo de avaliar as imagens resultantes, a razão contraste ruído foi medida nas imagens de *phantom* e utilizada como resultado, além da avaliação visual. Os resultados mostraram que o filtro de *Wiener* aumenta a razão contraste ruído, resultando em melhor visualização de detalhes nas imagens. Através da análise das imagens mamográficas, por inspeção visual, foi possível observar um aumento de contraste significativo e a filtragem contribuiu para a remoção de ruídos, melhorando a visualização dos detalhes.

Palavras-chave: Filtro de *Wiener*, Função Sigmoide, Realce de Contraste, Mamografia, CNR.

Abstract: *The interpretation of mammographic images may be affected by factors such as the density of the breast tissue and the limitations of mammography equipment, so this paper proposes the Wiener filter combination with the sigmoid function in order to improve the quality of images. Furthermore, it is proposed to automation of the sigmoid function parameters by histogram image attributes. To development of this work were used 410 mammographic images and 12 phantom images. In order to evaluate the resulting images, the contrast ratio noise was measured in the phantom images, in addition to visual evaluation. The results showed that the Wiener filter noise increases the contrast ratio, resulting in better images in the detail view. Through analysis of mammographic images by visual inspection, it was possible to observe a significant contrast enhancement and filtering contributed to the removal of noise, improving the visualization of details.*

Keywords: *Wiener Filter, Sigmoid Function, Contrast Enhancement, Mammography, CNR.*

Introdução

A mamografia é o principal método para detecção precoce do câncer de mama, no entanto, a interpretação

das imagens pode ser afetada por alguns fatores, como a densidade do tecido mamário e as limitações do equipamento mamográfico [1,2].

A densidade do tecido está relacionada à qualidade da imagem radiológica. Tecidos mais densos (ossos e fibras) absorvem maior quantidade de raios X e aparecem mais claros nas imagens, enquanto tecidos moles (gordura) absorvem uma menor quantidade de radiação, mostrando-se mais escuros [3]. Nas imagens mamográficas, estruturas que podem estar associadas ao câncer de mama aparecem mais claras e a diferença de contraste com os demais tecidos é de extrema importância para a sua detecção. Porém, quando a mama é densa (composta por uma grande quantidade de tecidos fibroglandulares), o contraste entre as estruturas é baixo, dificultando a detecção precoce [4].

A diferença de contraste também pode ser prejudicada por fatores relacionados ao processo de aquisição da imagem, o que inclui a energia do feixe, quantidade de radiação aplicada, compressão, sistema de registro (sistema digital) e condições de processamento [5,6]. Esses aspectos podem prejudicar a análise das imagens e contribuir para o aumento de resultados falso-positivos e falso-negativos [7].

Diante desse contexto, percebe-se a importância da utilização de técnicas de pré-processamento de imagem para melhorar o aspecto de estruturas por meio do realce de contraste e redução de ruído, contribuindo para que as informações sejam extraídas e interpretadas corretamente [8].

Assim, o objetivo deste trabalho é combinar filtragem digital com técnica de realce de contraste, a fim de diminuir o ruído e melhorar o contraste das imagens mamográficas digitais.

Materiais e métodos

Para a realização deste trabalho seis etapas foram realizadas, conforme apresentado a seguir.

1. Escolha das Imagens Utilizadas

Foram utilizadas 410 imagens mamográficas do Banco de Imagens INBreast [9] e 12 imagens de *phantom*. Todas as imagens possuem uma resolução de contraste de 12bits e estão no formato DICOM.

As imagens de *phantom* foram adquiridas em um mamógrafo digital da marca General Electric (GE), com

resolução espacial de 1914x2294, variando-se o tempo de exposição e tensão de 26 a 32 kVp (Tabela 1). Estas imagens foram adquiridas utilizando o *Phantom* CIRS 11A, composto internamente por várias estruturas glandulares, de formato realístico, que simulam espessura comprimida de 45 e 60 mm.

Tabela 1: Modos de aquisição das imagens de *phantom*.

Imagem	Tensão (kVp)	Corrente (mAs)	Temp. Exp (mm)	Espessura (mm)
CIRS 42	31	72	1249	60
CIRS 43	31	72	1213	60
CIRS 44	31	72	1114	60
CIRS 45	28	95	844	45
CIRS 46	31	96	545	45
CIRS 47	26	90	1625	45
CIRS 50	31	72	1277	60
CIRS 51	28	94	841	45
CIRS 52	31	96	548	45
CIRS 53	26	89	1641	45
CIRS XX	32	70	1115	60
CIRS XY	32	70	1093	60

2. Implementação da Filtragem de Wiener

Para a implementação da filtragem de *Wiener* optou-se pela função *Wiener2* do *toolbox* do MATLAB. A função *Wiener2* realiza um filtro passa baixa na imagem para filtrar a intensidade que foi degradada por um ruído de potência aditiva constante e usa um método adaptativo, pixel a pixel, baseado em estatísticas estimadas através de vizinhanças locais de cada pixel para filtrar os ruídos. A filtragem foi implementada para quatro tamanhos de janelamentos diferentes (3x3, 5x5, 7x7 e 9x9).

3. Implementação da Função Sigmoidal

Depois de aplicada a filtragem de *Wiener*, todas as imagens, tanto as originais quanto as filtradas, foram submetidas a função sigmoide (equação 1).

$$S = \frac{1}{1 + e^{(\text{ganho} \cdot (\text{cutoff} - r))}} \quad (1)$$

onde r e s representam os pixels de entrada e saída, respectivamente, o parâmetro *ganho* determina o contraste real da imagem e o *cutoff* (normalizado) representa o nível de intensidade sobre o qual o contraste é reduzido ou aumentado. Neste trabalho, num primeiro momento, os parâmetros *ganho* e *cutoff* assumiram os valores 7 e 0,68, respectivamente. Tais valores foram definidos como ótimos através de testes empíricos, em seguida foi implementada a automatização destes parâmetros, que variam de acordo com a imagem a ser processada.

4. Automatização dos Parâmetros da Função Sigmoidal

Para automatizar os parâmetros da função sigmoide foram extraídos 5 atributos dos histogramas das imagens: moda, média, gradiente, máximo e mínimo.

O cálculo da moda, que é representado pelo pico do histograma, tanto nas imagens mamográficas como nas imagens de *phantom*, a moda representa o fundo da imagem, e assim, é preciso rejeitar os valores abaixo de um dado limiar de maneira a obter uma moda que represente apenas a glândula mamária. Neste trabalho

foi utilizado um valor de limiar igual a 100, uma vez que nas imagens em *rawdata*, a região de fundo variava de 0 a 80 em níveis de cinza.

Também foram calculados a média, o gradiente (máximo – mínimo), o máximo e o mínimo do histograma imagem.

Para a automatização do parâmetro *ganho* da função sigmoide foram testadas diversas combinações, como: razão da média do histograma pela moda do histograma e razão do gradiente pela média. Em seguida, através da visualização das imagens processadas com os parâmetros fixos e com os parâmetros automatizados neste trabalho, foi possível escolher a melhor combinação que foi o valor máximo da escala dividido pela média, ou seja, 4095/média.

Para a automatização do parâmetro *cutoff* da função sigmoide, vários testes foram realizados, como: razão da moda do histograma por 10000 e razão da média do histograma por 1000, novamente após várias combinações e testes foi possível perceber, através da visualização das imagens, que a melhor combinação era a porcentagem da moda dentro da escala de cinza, obtendo-se assim moda/4095.

A distribuição dos valores de intensidade, observada através de histogramas, varia consideravelmente entre diferentes imagens mamográficas e, principalmente, entre imagens mamográficas em comparação com as imagens de *phantom*.

5. Cálculo da CNR

Para corroborar com os resultados visuais, foi utilizado o cálculo de CNR (*Contrast-to-noise-ratio*), equação 2, de acordo com o protocolo EUREF [10]. Para tal cálculo foram utilizadas apenas as imagens de *phantom* por possuírem regiões limitadas e específicas, como uma região de interesse (RI) pré-definida como *offset* para o fundo e RIs para a escala de contraste, onde cada uma representa uma porcentagem de tecido fibroglandular e de tecido adiposo.

$$CNR = \frac{\text{Média do sinal} - \text{Média do Fundo}}{\sqrt{(\text{Desvio padrão do sinal})^2 + (\text{Desvio padrão do fundo})^2}} \quad (2)$$

A partir de tal definição, foi necessário amostrar regiões de sinal e de fundo (*offset*). Como sinal, foi utilizada a região mais clara da escala de contraste presente no *phantom*. Para o fundo, utilizou-se a região de referência de *offset* do *phantom*. Utilizando o *software* ImageJ, RIs foram recortadas e calculadas a média e o desvio padrão de cada RI.

6. Avaliação dos Resultados

Imagens de Phantom

Para as 12 imagens de *phantom* foi realizada uma avaliação através do cálculo do CNR e também uma avaliação através da inspeção visual.

Utilizando os valores de média e desvio padrão calculados para as regiões de interesse, o CNR foi calculado e em seguida foi realizado o cálculo do CNR relativo, ou seja, o valor absoluto de CNR encontrado foi colocado em relação a um valor de referência, conforme o protocolo EUREF. Para isso, foi utilizado como referência o valor de CNR de uma mama

comprimida com espessura de 50 mm equivalente a 10,06 [10]. Como referência para a análise dos resultados utilizou-se a faixa de espessura de 40 mm a 60 mm, ou seja, valores de CNR relativos recomendados de 95 a 105, com uma margem de mais 20%, sendo considerado assim CNR relativo como satisfatório entre 95 e 126.

Os resultados do CNR e do CNR relativo foram avaliados através da comparação dos valores obtidos para a imagem original, as imagens após a filtragem de Wiener com janelamentos 3x3, 5x5, 7x7 e 9x9, e imagens filtradas com realce de contraste por função sigmoide (com valores fixos e valores automatizados).

Imagens Mamográficas

Para as 410 imagens mamográficas do INbreast foi realizada uma avaliação através da inspeção visual dos resultados gerados. Um especialista auxiliou neste processo de inspeção visual, analisando 10 imagens de cada padrão de densidade. Assim como nas imagens de *phantom*, foi feita a comparação entre a imagem original, a imagem após as filtrações de *Wiener* e processamentos com função sigmoide.

Resultados

Para as imagens de *phantom* de 60 mm adquiridas com 31 kVp e 72 mAs, (CIRS 42, CIRS 43, CIRS 44 e CIRS 50) e as adquiridas com 32 kVp e 70 mAs (CIRSXX e CIRSXY), a medida que variou-se o tempo de exposição, foram obtidos CNR diferentes também. As Tabelas 2 e 3 mostram estes resultados.

Para as imagens de *phantom* de 45 mm de espessura (CIRS45, CIRS46, CIRS47, CIRS51, CIRS52 e CIRS53) o CNR variou de acordo com o modo de aquisição e tempo de exposição, uma vez que para esta espessura foram adquiridas imagens variando-se a tensão de 26, 28 e 31 kVp. Além disso, as imagens utilizadas para este processamento foram as imagens pós processadas pelo equipamento e não as *rawdata*. As Tabelas 4, 5 e 6 apresentam estes resultados.

Considerando que a densidade mamaria é dividida em quatro categorias segundo o Bi-RADS [11]: A, B, C e D, sendo que A representa tecido predominantemente adiposo e D um tecido predominantemente fibroglandular, na Figura 1 é apresentado um exemplo dos resultados obtidos para uma mamografia da categoria D.

Tabela 2: Resultados obtidos para a Imagem CIRS44.

Imagem	Cutoff	Ganho	CNR	cnr- relativo
CIRS44			6,859	68,183
CIRS44-sigmoide	0,680	7,000	6,846	68,053
CIRS44-sig-auto	0,622	3,701	6,876	68,352
CIRS44-w3			12,602	125,269
CIRS44-w3-sigmoide	0,680	7,000	12,423	123,486
CIRS44-w3-sig-auto	0,622	3,701	12,623	125,478
CIRS44-w5			14,617	145,299
CIRS44-w5-sigmoide	0,680	7,000	14,899	148,099
CIRS44-w5-sig-auto	0,623	3,701	14,647	145,597
CIRS44-w7			13,123	130,443
CIRS44-w7-sigmoide	0,680	7,000	12,905	128,276
CIRS44-w7-sig-auto	0,623	3,701	13,161	130,827
CIRS44-w9			10,411	103,489
CIRS44-w9-sigmoide	0,680	7,000	10,427	103,649
CIRS44-w9-sig-auto	0,623	3,701	10,392	103,302

Tabela 3: Resultados obtidos para a Imagem CIRS50.

Imagem	Cutoff	Ganho	CNR	cnr- relativo
CIRS50			7,176	71,330
CIRS50-sigmoide	0,680	7,000	7,189	71,458
CIRS50-sig-auto	0,594	3,883	7,172	71,294
CIRS50-w3			12,708	126,321
CIRS50-w3-sigmoide	0,680	7,000	12,712	126,358
CIRS50-w3-sig-auto	0,594	3,883	12,817	127,408
CIRS50-w5			13,912	138,294
CIRS50-w5-sigmoide	0,680	7,000	13,847	137,642
CIRS50-w5-sig-auto	0,594	3,883	13,973	138,895
CIRS50-w7			12,242	121,690
CIRS50-w7-sigmoide	0,680	7,000	12,154	120,818
CIRS50-w7-sig-auto	0,595	3,883	12,229	121,557
CIRS50-w9			9,923	98,634
CIRS50-w9-sigmoide	0,680	7,000	9,865	98,063
CIRS50-w9-sig-auto	0,595	3,883	9,894	98,348

Tabela 4: Resultados obtidos para a Imagem CIRS45.

Imagem	Cutoff	Ganho	CNR	cnr- relativo
CIRS45			10,984	109,184
CIRS45-sigmoide	0,680	7,000	10,997	109,311
CIRS45-sig-auto	0,585	3,898	11,030	109,640
CIRS45-w3			19,962	198,426
CIRS45-w3-sigmoide	0,680	7,000	19,969	198,502
CIRS45-w3-sig-auto	0,586	3,898	20,030	199,104
CIRS45-w5			23,793	236,507
CIRS45-w5-sigmoide	0,680	7,000	23,803	236,606
CIRS45-w5-sig-auto	0,586	3,898	23,904	237,614
CIRS45-w7			23,606	234,651
CIRS45-w7-sigmoide	0,680	7,000	23,789	236,470
CIRS45-w7-sig-auto	0,586	3,898	23,617	234,761
CIRS45-w9			20,461	203,385
CIRS45-w9-sigmoide	0,680	7,000	20,523	204,004
CIRS45-w9-sig-auto	0,586	3,898	20,536	204,139

Tabela 5: Resultados obtidos para a Imagem CIRS46.

Imagem	Cutoff	Ganho	CNR	cnr- relativo
CIRS46			10,420	103,574
CIRS46-sigmoide	0,680	7,000	10,435	103,726
CIRS46-sig-auto	0,578	3,886	10,447	103,845
CIRS46-w3			19,572	194,552
CIRS46-w3-sigmoide	0,680	7,000	19,673	195,555
CIRS46-w3-sig-auto	0,572	3,886	19,513	193,962
CIRS46-w5			24,113	239,695
CIRS46-w5-sigmoide	0,680	7,000	24,331	241,862
CIRS46-w5-sig-auto	0,573	3,886	24,192	240,479
CIRS46-w7			23,422	232,826
CIRS46-w7-sigmoide	0,680	7,000	23,184	230,453
CIRS46-w7-sig-auto	0,574	3,886	23,372	232,331
CIRS46-w9			19,337	192,213
CIRS46-w9-sigmoide	0,680	7,000	19,154	190,400
CIRS46-w9-sig-auto	0,574	3,886	19,296	191,805

Tabela 6: Resultados obtidos para a Imagem CIRS47.

Imagem	Cutoff	Ganho	CNR	cnr- relativo
CIRS47			11,932	118,610
CIRS47-sigmoide	0,680	7,000	11,945	118,736
CIRS47-sig-auto	0,594	3,918	12,005	119,332
CIRS47-w3			20,862	207,380
CIRS47-w3-sigmoide	0,680	7,000	21,015	208,892
CIRS47-w3-sig-auto	0,593	3,918	20,960	208,355
CIRS47-w5			23,913	237,703
CIRS47-w5-sigmoide	0,680	7,000	24,118	239,743
CIRS47-w5-sig-auto	0,593	3,918	24,436	242,905
CIRS47-w7			22,822	226,863
CIRS47-w7-sigmoide	0,680	7,000	22,973	228,364
CIRS47-w7-sig-auto	0,593	3,918	23,256	231,172
CIRS47-w9			19,854	197,355
CIRS47-w9-sigmoide	0,680	7,000	19,934	198,152
CIRS47-w9-sig-auto	0,593	3,918	19,839	197,210

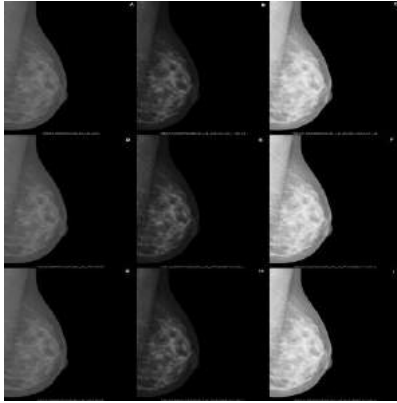


Figura 1: Imagem de densidade BI-RADS D: A) Imagem original; B) Processada com sigmaide de parâmetros fixos; C) Processada com sigmaide automatizada; D) Processada com *Wiener* 3x3; E) Processada com *Wiener* 3x3 e sigmaide fixa; F) Processada com *Wiener* 3x3 e sigmaide automatizada; G) Processada com *Wiener* 7x7; H) Processada com *Wiener* 7x7 e sigmaide fixa; I) Processada com *Wiener* 7x7 e sigmaide automatizada.

Discussão

Nas imagens CIRS42, CIRSXX e CIRSXY, apesar da maioria dos valores de CNR calculados não estarem dentro da faixa satisfatória, recomendada pelo EUREF, o filtro de *Wiener* atua positivamente sobre a relação contraste ruído, aumentando a CNR significativamente. Este efeito se deve a atenuação do ruído, uma vez que o filtro mantém o sinal enquanto o ruído é diminuído, tornando maior, assim, a relação de um para outro. Porém, após o janelamento 5x5 esta relação volta a cair, sendo isto justificado para os janelamentos 7x7 e 9x9, pois o sinal da imagem, juntamente com o ruído, é atenuado na forma de borramento.

Já nas imagens CIRS43, CIRS44 e CIRS50, os valores foram satisfatórios para a filtragem de janelamento 3x3 e 9x9, quando analisados os valores de CNR, porém, para o filtro 9x9, o CNR mais baixo se deve a suavização excessiva dos ruídos e dos sinais na imagem, conferidas pela inspeção visual.

As imagens CIRS45, CIRS46, CIRS47, CIRS51, CIRS52 e CIRS53 já apresentavam valores de CNR satisfatórios antes da filtragem, pois se trata de imagens já processadas pelo próprio equipamento e não de imagens em *rawdata*. Sendo assim, quando processadas, a CNR aumenta ainda mais, ficando acima do recomendado pelo EUREF.

As imagens mamográficas processadas pela função sigmaide apresenta um bom resultado visual para o contraste da imagem, tanto para a sigmaide de parâmetros fixos como para a automatizada, o contraste foi significativamente alterado conforme visto na Figura 1, porém, com parâmetros automatizados também foi aumentado o brilho, mostrando assim que a automatização dos parâmetros pode ser considerada uma boa técnica.

Conclusão

Nas imagens de *phantom* de 60 mm, em todas as imagens, a combinação filtragem de *Wiener* com janela

3X3 e transformação de intensidade por função sigmoide de parâmetros automatizados resultaram nas melhores relações CNR.

Para as imagens mamográficas de densidades variadas, foi possível observar o aumento de contraste satisfatório na análise visual tanto para as imagens processadas com a função sigmoide de parâmetros fixos como para a de parâmetros automatizados, ainda que, a de parâmetros automatizados tenha aumentado o brilho da imagem consideravelmente. E assim, como para as outras imagens de *phantom*, a filtragem contribuiu para a remoção de ruídos, melhorando a visualização de detalhes. O que possui uma importância especial na categoria D, uma vez que, o excesso de tecido fibroglandular está associado a dificuldade de detecção de possíveis lesões nas mamas.

Assim, pode-se concluir que a combinação do filtro de *Wiener* com a função sigmoide pode ser utilizada para melhorar a razão contraste ruído em imagens mamográficas, uma vez que esta combinação aumenta o contraste da imagem e remove os ruídos, melhorando a visualização dos detalhes.

Referências

- [1] Jackson VP, Hendrick E, Feig SA, Kopans DB. Imaging of the radiographically dense breast. *Radiology*. 1993; 188(2):297-301.
- [2] Muller S. Full-field digital mammography designed as a complete system. *European Journal of Radiology*. 1997; 31(1):25-34.
- [3] Boyd NF, Byng JW, Jong RA, Fishell EK, Little LE, Miller AB, Lockwood GA, Tritchler DL, Yaffe MJ. Quantitative classification of mammographic densities and breast cancer risk: results from the Canadian National Breast Screening Study. *Journal of the National Cancer Institute*. 1995; 87(9):670-5.
- [4] Rizzi M, D'Aloia M, Castagnolo B. A Fully Automatic System for Detection of Breast Microcalcification Clusters. *Journal of Medical and Biological Engineering*. 2009; 30(3): 181-188.
- [5] Carlton RR, Adler AM. *Principles of Radiographic Imaging: An Art and a Science*. 5th ed. Clifton Park, NY: Delmar Cengage Learning; 2012.
- [6] Haus AG, Yaffe MJ. Screen-film and Digital Mammography: Image Quality and Radiation Dose Considerations. *Radiologic Clinics of North America*. 2000; 38(4): 871-98.
- [7] Majid AS, de Paredes ES, Doherty RD, Sharma NR, Salvador X. Missed breast carcinoma: pitfalls and pearls. *Radiographics*. 2003; 23(4):881-95.
- [8] Uchiyama N. Breast CAD (Computer Aided Detection) in FFDM. In: Uchiyama N, Nascimento MZ, editors. *Mammography - Recent Advances*. Rijeka, Croatia: InTech; 2012. p. 281-292.
- [9] Moreira IC, Amaral I, Domingues I, Cardoso A, Cardoso MJ, Cardoso JS. INbreast: toward a full-field digital mammographic database. *Academic radiology*. 2012, 19(2): 236-48.
- [10] Perry N et al. European guidelines for quality assurance in breast cancer screening and diagnosis. *Annals of Oncology*, v. 19, n. 4, p. 614-622, 2008.
- [11] D'Orsi C. et al. *ACR BI-RADS Atlas, Breast Imaging Reporting and Data System*. Reston, VA: American College of Radiology, 2013.

SEGMENTAÇÃO SEMIAUTOMÁTICA DO PULMÃO EM IMAGENS DE TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA UTILIZANDO A TÉCNICA *GROWCUT*

Valberto E. R. da Silva Filho*, Paulo César Cortez*, Tarcísio Ferreira Maciel*, Edson Cavalcanti Neto* e Tarique da Silveira Cavalcante **

*Universidade Federal do Ceará, Fortaleza, Brasil

** Instituto Federal do Ceará, Sobral, Brasil

E-mail: valbertoenc@gmail.com

Resumo: a Organização Mundial de Saúde (OMS) estimou que Doença Pulmonar Obstrutiva Crônica (DPOC) está prevista pra ser a terceira maior causa de morte até 2030. Esta e outras doenças pulmonares, como fibrose e câncer de pulmão, são doenças em que o exame de imagens apresenta grande importância, sendo fundamental para um diagnóstico confiável. Neste trabalho, avalia-se o desempenho do algoritmo de segmentação de imagens *Growcut*, além de uma nova forma de inicialização para esta técnica para a segmentação do pulmão em imagens de tomografia computadorizada (TC) do tórax. Os resultados obtidos para o ajuste de forma médio da segmentação são de 88,70%, 77,03%, e 87,82% para pacientes saudáveis, com fibrose e DPOC, respectivamente. Conclui-se que a técnica de segmentação é promissora e que a nova forma de inicialização desta é uma importante contribuição.

Palavras-chave: Segmentação do pulmão, Tomografia Computadorizada, *Growcut*, Semiautomático.

Abstract: *The World Health Organization (WHO) estimates that Chronic Obstructive Pulmonary Disease (COPD) is expected to be the third leading cause of death by 2030. This and other lung diseases such as fibrosis and lung cancer are diseases in which the image exams have great importance, being essential for a reliable diagnosis. In this work, we evaluate the performance of the image segmentation algorithm Growcut, as well as a new way of initialization for this technique for lung segmentation in chest computed tomography (CT) images. The results for the average shape adjustment of the segmentation are 88.70%, 77.03% and 87.82% for patients with healthy lungs, with fibrosis and COPD, respectively. We conclude that the segmentation technique is promising and that the new way of initialization for it is an important contribution.*

Keywords: *Lung segmentation, Computed Tomography, Growcut, Semiautomatic.*

Introdução

A Organização Mundial de Saúde (OMS) levantou dados que apontam que mais de 3 milhões de pessoas morreram de Doença Pulmonar Obstrutiva Crônica (DPOC) em 2012 correspondendo a uma taxa de

mortalidade de 6% naquele ano [1]. A OMS também afirma que é uma doença que tem maior prevalência em pessoas na faixa etária de 20 a 45 anos, além disso, a OMS prevê que DPOC será terceira maior causa de morte até 2030 [2]. Essa e outras doenças pulmonares, como fibrose e o próprio câncer de pulmão, que representa a atual maior causa de morte no mundo, são doenças em que o exame de imagens apresenta grande importância, sendo o ponto de partida para um diagnóstico confiável [3].

O estudo de técnicas computacionais para análise de imagens médicas mostra-se fundamental, tanto do ponto de vista médico quanto clínico. As vantagens existentes na realização do diagnóstico assistido por computador são relevantes, pois o aumento da precisão no diagnóstico clínico, que pode ser alcançado com a maior quantidade de informações sobre o estado do paciente, pode ser indispensável para a detecção precoce de doenças, além de um melhor acompanhamento clínico, dependendo da técnica utilizada [4].

Dessa forma, algoritmos e técnicas de Visão Computacional são concebidos e desenvolvidos, visto que são estes responsáveis por segmentar áreas e estruturas internas do corpo humano, a partir, por exemplo de imagens de tomografia computadorizada (TC). A aplicação de técnicas de segmentação de objetos e estruturas presentes neste tipo de imagens apresentam maior complexidade, pois há uma grande variabilidade de formas e densidades radiológicas entre os órgãos e estruturas internos, além de serem afetados por doenças, dificultando diferenciá-las. Assim, técnicas são desenvolvidas para solucionar tais dificuldades [4].

Felix [5,6] realiza a segmentação do pulmão utilizando a técnica de crescimento de região e propõe uma segmentação mais precisa acrescentando limiares, morfologia matemática e detecção de bordas. Ainda para segmentação pulmonar, Silva [7] usa Método dos Contornos Ativos (MCA) e Shojaii [8] transformada *watershed*. Estas técnicas apresentam dificuldades em segmentar pulmões com doenças que alteram a densidade pulmonar, tornando algumas estruturas internas do pulmão, como veias, artérias e vias aéreas muito semelhantes às bordas do pulmão [2].

Neste trabalho, pretende-se avaliar o desempenho do algoritmo *Growcut* [9] para segmentação do pulmão de

forma semiautomática em imagens de TC do tórax de pacientes saudáveis, com fibrose e com DPOC, bem como apresentar um novo método de inicialização para esse algoritmo.

Materiais e métodos

Nesta seção são descritos: caracterização das imagens de TC do tórax, algoritmo *Growcut* e Autômatos Celulares, métrica usada nos testes e padrão ouro.

Caracterização das imagens de TC do tórax – As imagens de tomografia computadorizada utilizadas nesse trabalho são de plano axial, contendo as seguintes configurações: os cortes possuem espessura da fatia de 1,5 mm, a dimensão da imagem reconstruída é de 512×512 pixels, e cada *voxel* com dimensões $0,585 \times 0,585 \times 1,5$ mm, quantificadas em 16 bits. Essas imagens foram utilizadas nos trabalhos de Félix [5, 6].

Algoritmo *Growcut* e Autômatos Celulares – O método avaliado neste trabalho, *Growcut*, no contexto de segmentação de imagens digitais, é uma técnica que tem como entrada os *pixels*, que são chamados de sementes, de objetos que devem ser segmentados. Tanto os objetos desejados quanto os que devem ser considerados plano de fundo devem ser marcados. Uma vez com as sementes identificadas, o algoritmo rotula automaticamente os *pixels* restantes da imagem, separando o objeto desejado do plano de fundo da imagem. O algoritmo utilizado para rotular os *pixels* da imagem, efetivamente segmentando o objeto desejado, é baseado em autômatos celulares [9].

Um autômato celular é, em linhas gerais, um algoritmo, que opera em grades de elementos numéricos, ou *pixels* e *voxels*, no contexto de processamento de imagens digitais [9]. Um autômato bidirecional é representado por um terceto $A = (S, N, \delta)$, em que S é um conjunto não vazio de estados, N é o tipo de vizinhança utilizado, e $\delta: S^N \rightarrow S$ representa a função de transição local do *pixel*. Esta função é uma regra que calcula o estado da célula seguinte $t+1$, dado o estado da célula anterior t , justificando a classificação do autômato celular como um vetor iterativo [10].

Os tipos de vizinhanças N comumente utilizados para calcular o estado do *pixel* ou célula atual em função do estado na interação anterior são:

- vizinhança de von Neumann, dada por $N(p) = \{q \in Z^n: \|p - q\|_1 := \sum_{i=1}^n |p_i - q_i| = 1\}$; e
- vizinhança de Moore, dada por $N(p) = \{q \in Z^n: \|p - q\|_\infty := \max_{i=1,n} |p_i - q_i| = 1\}$,

em que p e q são os *pixels* das interações atual e anterior, respectivamente.

O estado da célula, por sua vez, é definido por um terceto $A = (l_p, \theta_p, \vec{C}_p)$, em que l_p representa o rótulo da célula atual, θ_p a “força” ou peso na qual a célula

deve ser ponderada, e \vec{C}_p é o vetor de atributos definido pela imagem, em que podem ser usados os valores de intensidade dos *pixels* [9].

Inicialização do algoritmo – O método de inicialização para o algoritmo *Growcut* é determinado a partir de testes de segmentação do pulmão em imagens de TC do tórax. Para diminuir o efeito de estruturas internas ao pulmão no critério de parada dos raios gerados, um filtro de mediana de dimensão 7×7 pixels é aplicado a imagem para suavizar e reduzir o nível de detalhes internos da estrutura pulmonar, conforme ilustrado na Figura 1.

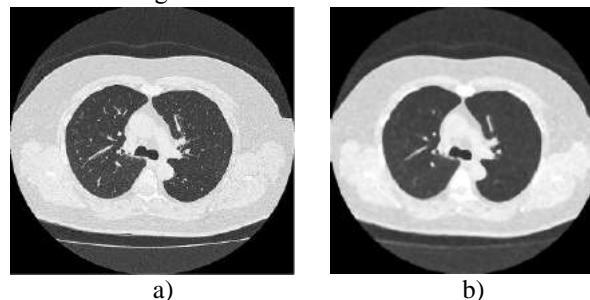


Figura 1: imagens de TC do tórax, a) original; b) após a filtragem mediana.

A ideia da inicialização é semelhante ao método original utilizado para este algoritmo, que é escolher manualmente, através de interação do usuário, um pixel (semente) no interior de cada pulmão. Todavia, a contribuição deste trabalho se dá no processamento realizado para acrescentar novos pontos, tanto para objeto a ser segmentado como para o plano de fundo, com o objetivo de tornar a segmentação mais exata. Assim, a partir das coordenadas do ponto inicial, raios são criados e propagados em direção aos contornos do pulmão. Uma análise unidimensional de cada raio é realizada a fim de detectar um pico na densidade pulmonar, indicando que houve encontro com a transição entre a região interna e externa do pulmão ou atingiu a um critério de parada correspondente a magnitude do raio R , medidos em *pixels*, como mostra a Figura 2.

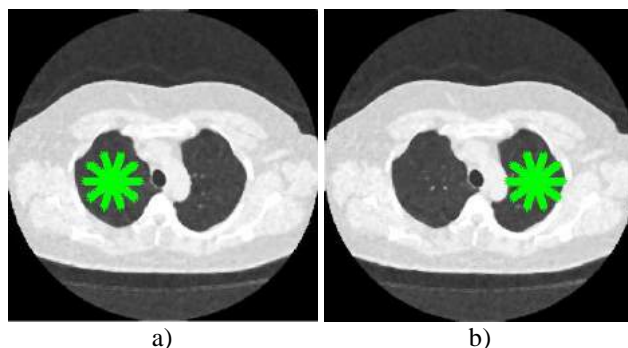


Figura 2: formação de raios a partir da semente em cada pulmão, a) direito; b) esquerdo.

Para a rotulação dos objetos que devem ser considerados como plano de fundo, um limiar de densidade pulmonar de UH (medida de radiodensidade

que representa o *pixel* em imagens de TC) de -500 é aplicado para gerar pontos fora do pulmão. Uma vez gerados estes pontos, uma amostragem aleatória é feita dos mesmos para diminuir as chances de selecionar pontos dentro do pulmão e os rotular como plano de fundo. Isto é necessário, pois, um limiar apenas, não é suficiente para segmentar o pulmão com precisão, conforme demonstrado em testes experimentais realizados. A Figura 3 ilustra os pontos que são rotulados como pertencentes ao plano de fundo.

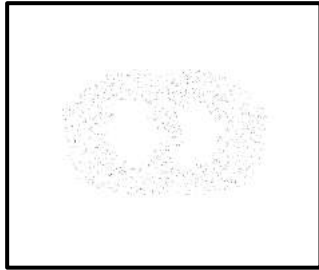


Figura 3: pontos rotulados como pertencentes ao plano de fundo.

Métrica usada nos testes e Padrão ouro – Para apresentar os testes realizados neste trabalho, toma-se como base o coeficiente de similaridade geométrica, chamado de ajuste de forma, entre o pulmão segmentado e o padrão ouro, com imagens correspondentes à segmentação realizada por médicos especialistas. O ajuste de forma é definido por [7]

$$Fit_f = \frac{A_k \cap A_l}{A_k \cup A_l},$$

em que A_k representa a área da imagem segmentada e A_l a área da imagem do padrão ouro.

O padrão ouro é composto por 12 imagens de três tipos distintos, voluntários com pulmão sadio, com fibrose e com DPOC, totalizando-se 36 imagens. Não foram utilizados conjuntos distintos de validação e teste.

Além disso, os parâmetros variados são o do comprimento do raio R usado como critério de parada e a quantidade de raios gerados internos ao pulmão. Para o raio, três valores são testados 10, 30 e 60 e três valores para a quantidade de raios 5, 10 e 15.

O algoritmo foi implementado em MATLAB e foi executado em uma máquina com processador i7 2,5 GHz, 8GB de memória RAM e sem placa de vídeo dedicada.

Resultados

Tomando como base o ajuste de forma, os resultados são obtidos para 12 imagens para cada situação do paciente: sadio, com fibrose e com DPOC, totalizando 36 imagens no total.

Para a apresentar os resultados, as imagens são divididas da seguinte forma: de 1 a 12, paciente sadio; de 13 a 24, paciente com fibrose; e de 25 a 36 paciente com DPOC. A Figura 4 ilustra um exemplo de cada uma das condições originais e seu resultado da segmentação correspondente. A alteração causada pela doença do paciente é destacada por um retângulo vermelho na imagem. Além disso, a notação para a configuração do raio utilizado dentro do pulmão é expressa por n/R , em que n é a quantidade de raios, e R o comprimento do raio medido em *pixels*.

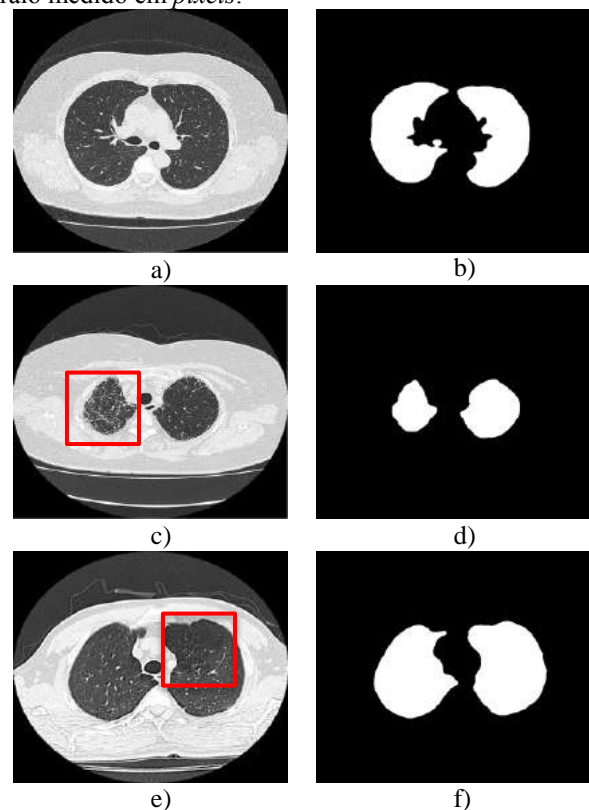


Figura 4: imagens de TC do pulmão, a) sadio; b) segmentação de a); c) com fibrose; d) segmentação c); e) com DPOC; f) segmentação e).

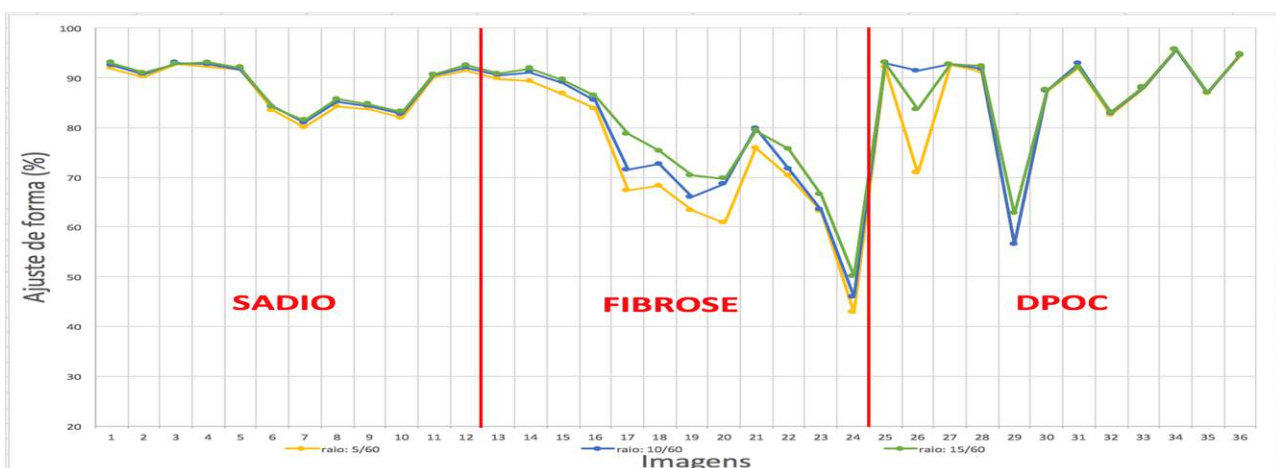


Figura 5: Gráfico de ajuste de forma por imagem para cada configuração n/R .

Os resultados com as medidas de média de ajuste de forma e desvio padrão para cada configuração utilizada, por doença, estão mostrados na Tabela 1. As configurações destacadas em vermelho apresentam os melhores resultados médios. Nota-se que as configurações com 60 *pixels* de comprimento de raio, apresentam os melhores resultados.

O gráfico apresentado na Figura 5 contém três retas que representam as taxas de ajuste de forma por imagem nas configurações de melhor resultado destacados na Tabela 1. Cada linha representa uma configuração de n/R , sendo que as linhas de cor amarela, azul e verde para as relações 5/60, 10/60 e 15/60, respectivamente.

Discussão

A partir dos resultados apresentados, observa-se que é possível obter taxas de ajuste de forma altas o suficiente para uma segmentação satisfatória. Entretanto, há uma redução nestas taxas para imagens de paciente com fibrose. Isso ocorre porque a densidade pulmonar em pacientes acometidos com esta doença é alterada, tornando-a passível de ser confundida com a parte externa ao pulmão. Assim, os raios não propagam até a borda, delimitando uma região menor dentro do pulmão, comprometendo-se o resultado da segmentação obtida pelo algoritmo *Growcut*. Assim, o algoritmo *Growcut* para a segmentação dos pulmões em pacientes saudáveis e com DPOC apresenta resultados satisfatórios. É importante ressaltar que a aplicação desta técnica para segmentação pulmonar é novidade, havendo ainda espaço para aprimoramento da mesma.

A configuração de raios dentro do pulmão, em conjunto com a seleção de pontos aleatórios externos como regiões de plano de fundo, mostra-se promissora. No entanto, apesar do grande volume de dados gerados, faz-se necessário uma elaboração mais extensa de testes de inicialização ou mesmo novos métodos sugeridos na avaliação de desempenho do algoritmo de segmentação. Além disso, nota-se que diferentes doenças pulmonares afetam a qualidade da segmentação.

Conclusão

Neste trabalho é avaliado o desempenho do algoritmo de segmentação de imagens *Growcut*, na tarefa de segmentação dos pulmões em imagens de TC do tórax. Além disso, é descrito uma nova forma de inicializar esse algoritmo como contribuição. Utiliza-se o ajuste de forma para medir e a avaliar a segmentação e são obtidos resultados promissores, apesar de uma queda nessas taxas serem observadas em pacientes acometidos por fibrose. Conclui-se também que configuração de raios dentro do pulmão e a seleção de pontos aleatórios externos para o plano de fundo pode ser uma alternativa adequada.

Para trabalhos futuros, sugerem-se o teste de novas formas inicialização; uma análise de critério de parada para os raios inicializados no objeto a ser segmentado; e uma avaliação de condições especiais para cada doença,

n/R	Sadio		Fibrose		DPOC	
	Média(%)	Desv. Pad	Média(%)	Desv. Pad	Média(%)	Desv. Pad
5/10	85.88	4.30	58.99	14.60	82.14	9.88
5/30	86.47	4.43	65.26	12.05	82.56	10.01
5/60	87.80	4.27	71.79	11.11	85.82	7.93
10/10	85.89	4.27	59.30	14.46	82.53	9.46
10/30	86.58	4.34	66.76	11.69	83.47	9.05
10/60	88.39	4.10	74.67	10.46	87.82	6.24
15/10	85.91	4.29	59.55	14.31	82.69	9.28
15/30	86.61	4.38	67.57	11.23	84.86	7.05
15/60	88.70	4.06	77.03	9.10	87.75	5.80

Tabela 1: Média e Desvio Padrão para cada configuração n/R.

objetivando uma otimização do algoritmo.

Agradecimentos

Ao LESC – Laboratório de Engenharia de Sistemas de Computação pelo apoio a esta pesquisa.

Referências

- [1] World Health Organization: Chronic Obstructive Pulmonary Disease (COPD). Disponível em: <http://www.who.int/mediacentre/factsheets/fs315/en/>.
- [2] P. P. Rebouças Filho, V. E. R. Silva Filho, P. C. Cortez, E. Cavalcanti Neto, E. S. Rebouças. Avaliação de técnicas de Processamento Digital de Imagens na segmentação dos pulmões em imagens de Tomografia Computadorizada do Tórax.
- [3] I. R. S. Valente, P. C. Cortez, E. Cavalcanti Neto, J. M. Soares, V. H. C. de Albuquerque, J. M. R. S. Tavares. Automatic 3D Pulmonary Nodule Detection in CT images: A Survey.
- [4] J. H. S. Felix, P. C. Cortez, A. R. Alexandria, P. P. Rebouças Filho, T. S. Cavalcante, M. A. Holanda. Novo Método de Contornos Ativos baseado na Transformada de Hilbert Radial. 2011.
- [5] J. H. S. Felix, P. C. Cortez, M. A. Holanda, e R. C. S. Costa. Automatic segmentation and measurement of the lungs in healthy persons and in patients with chronic obstructive pulmonary disease in ct images. IFMBE Proceedings, 18:370-373, Outubro, 2007.
- [6] J. H. S. Felix, P. C. Cortez, M. A. Holanda, D. F. Colaço, V. H. C. Albuquerque e A. R. Alexandria. Lung and chest wall structures segmentation in ct images. VIPMAGE, Outubro, 2007.
- [7] J. S. S. da Silva. Segmentação pulmonar em estudos de tomografia axial computadorizada. Master's thesis, Universidade de Aveiro, 2005.
- [8] R. Shojaii, J. Alirezaie, e P. Babyn. Automatic lung segmentation in CT images using watershed transform. IEEE International Conference on Image Processing ICIP, 2:1270-1273, Setembro, 2005.
- [9] V. Vezhnevets, V. Konouchine. "GrowCut" - Interactive Multi-Label N-D Image Segmentation By Cellular Automata.
- [10] Wolfram, Stephen (1983). "Statistical Mechanics of Cellular Automata". *Reviews of Modern Physics* 55 (3): 601–644. Bibcode:1983RvMP...55.601W. doi:10.1103/RevModPhys.55.601.

MLISA: SISTEMA DE ANÁLISE DE IMAGENS DE TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADAS DO TÓRAX PARA DISPOSITIVOS MÓVEIS.

D. N. Silveira*, E. C. Cavalcanti Neto*; R. J. N. da Silveira*; P. C. Cortez* e T. S. Cavalcante**

* Universidade Federal do Ceará, Fortaleza, Ceará

** Instituto Federal de Ciência e Tecnologia do Ceará, Sobral, Ceará

e-mail: edsoncavalcanti@lesc.ufc.br

Resumo: Com o aumento de doenças e novos casos de cânceres no mundo, o grande desafio na medicina é o diagnóstico precoce de tais anomalias. Desta forma, constata-se que a etapa de segmentação é essencial para o auxílio do diagnóstico médico correto e preciso, visto que esta etapa delimita a área a ser examinada em imagens de Tomografia Computadorizada (TC) que deve ser analisada pelo sistema ou pelo médico especialista. Desta forma, o presente trabalho, apresenta uma segmentação de imagens médicas para dispositivos móveis em especial para Tablet para auxiliar os médicos. Até a conclusão deste trabalho, não foi encontrado nenhum sistema de segmentação de imagens médicas para dispositivos móveis. No contexto este trabalho, descreve-se o desenvolvimento do sistema MLISA para o sistema operacional Android que visa fazer a segmentação de um exame de TC. Para a segmentação foi utilizada a técnica de Limiarização onde pode-se destacar o pulmão. Os resultados obtidos comprovam que o sistema apresenta uma resposta bastante próxima do esperado, cerca de 98% de acerto, quando comparada com outro sistema existente para PC.

Palavras-chaves: Segmentação, Android, MLISA, Tomografia Computadorizada, Limiarização

Abstract: With the increase in cases of cancer worldwide, the challenge is early diagnosis. It appears that the segmentation is essential to aid the correct and accurate medical diagnosis, since this step marks the area to be examined on computed tomography images (CT) to be analyzed by the system or by the specialist doctor. This work presents a segmentation of medical images for especially mobile to tablet to assist doctors. Until the completion of this work, medical image segmentation system for mobile devices was not found. In the context of this work, we describe the development of MLISA system for the Android operating system that aims to make the segmentation of a CT scan. For segmentation it was used thresholding technique where we can highlight the lung. The results show that the system has a very close to the expected response, about 98% accuracy compared with other available system for PC.

Keywords: Segmentation, Android, Digital Image Processing Computed Tomography

Introdução

É de fundamental importância para a saúde pública realizar diagnósticos precoces e mais precisos com o objetivo de detectar os estágios reais do câncer, em particular os pulmonares.

O câncer de pulmão (CP) é o tumor mais comum, apresentando um aumento de 2% por ano, ou seja, todo ano aumenta o número de casos neste percentual, com uma maior incidência em pessoas com mais de 60 anos [1].

Devido à dificuldade de diagnóstico precoce, pelo menos dois terços dos pacientes já estão com a doença avançada no momento do diagnóstico, seja local ou disseminada em outros órgãos[2].

De acordo com o estágio e o tipo, o CP pode ser tratado com cirurgia, sendo estas: quimioterapia, radioterapia, lobectomia ou pela combinação destas técnicas de tratamento. Nos casos de pacientes com CP de células não-pequenas e restrito apenas ao pulmão, a melhor forma de representar o controle da doença é a cirurgia, onde somente em 20% dos casos diagnosticados são passíveis deste tratamento [2].

Com isto, para planejar e realizar a cirurgia são utilizadas imagens de Tomografias Computadorizada (TC). O exame de TC consiste em um método de representação de imagens no sentido axial, sagital ou coronal em que o valor de cada *pixel* da imagem corresponde ao coeficiente de atenuação dos raios X, expresso em Unidades Hounsfield (UH), incidente no tecido do órgão desejado. Por gerar imagens no sentido transversal, a TC realiza a amostragem, por exemplo do tecido pulmonar, em seções (fatias) com espessura de 0,2 a 1,5 mm e a densidade pulmonar nos exames de TC pode variar em média de -1000 a +200 UH [3]

Atualmente, este processamento de imagens é feito por computadores. Com o avanço da tecnologia e com o crescente uso dos dispositivos móveis, abre-se uma área de estudo neste ramo para processamento de imagens nestes dispositivos.

No Brasil, 90% dos dispositivos móveis vendidos possuem o SO Android. O baixo custo de um aparelho com este sistema o torna o preferido entre os brasileiros [4].

Desta forma, este trabalho possui como objetivo o desenvolvimento de um aplicativo para visualização, segmentação e extração de dados quantitativos de imagens de TC no formato DICOM. O aplicativo

funciona em um sistema operacional Android, por ser o sistema operacional *opensource* disponibilizado pela Google.

Materiais e métodos

A arquitetura proposta consiste basicamente em um sistema móvel que possui como objetivo realizar a leitura, processar e segmentar exames médicos utilizando como base um *Tablet* de sistema operacional Android. O modelo do sistema pode ser visto na Figura 1. Para efeito de estudo este trabalho foi feito tomando como base exames de TC do tórax. O sistema foi denominado de *Mobile Lung Image System Analysis* (MLISA).

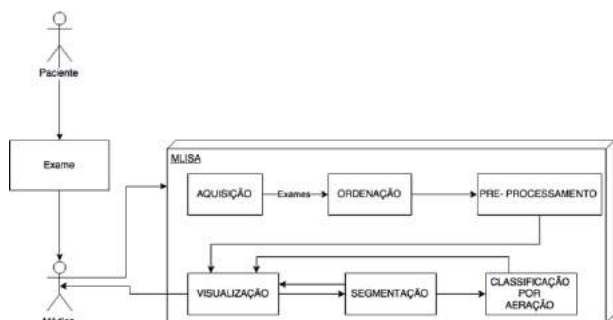


Figura 1: Arquitetura proposta para o sistema MLISA

Para este trabalho foram utilizadas as ferramentas a seguir, utilizando sempre que possível, ferramentas livres e de código aberto.

Android Studio - *Integrated Developer Environment* (IDE) oficial para desenvolvimento de aplicações Android baseado na IDE IntelliJ IDEA. A escolha do Android Studio para o projeto foi feita por possuir diversas opções de ferramentas para o desenvolvimento de aplicativos Android, além de possuir um simulador próprio de dispositivo móvel com o SO Android e pela familiaridade anterior com a IDE.

Open Source Computer Vision Library (OpenCV) - Biblioteca de visão computacional e aprendizado de máquina de código aberto. Foi escolhida devido a sua licença ser grátis e por sua biblioteca possuir uma vasta quantidade de funções, com um foco em processamento de imagens, buscando sua otimização e aceleração no processamento das imagens.

Imbra Dicom Software Development Kit (SDK) - biblioteca para manipular arquivos no formato DICOM multi-plataforma e de código aberto. O código é aberto e sua documentação está licenciada pela GPL v.2. [5]. A escolha desta biblioteca foi devido à sua documentação e para maior praticidade na manipulação de arquivos DICOM. O software desenvolvido para este trabalho foi dividido em seis blocos, como ilustrado na Figura 6. Cada bloco indica uma rotina que é executada em *loop* durante o funcionamento do sistema. Na figura 2 é apresentado um fluxograma geral do sistema.

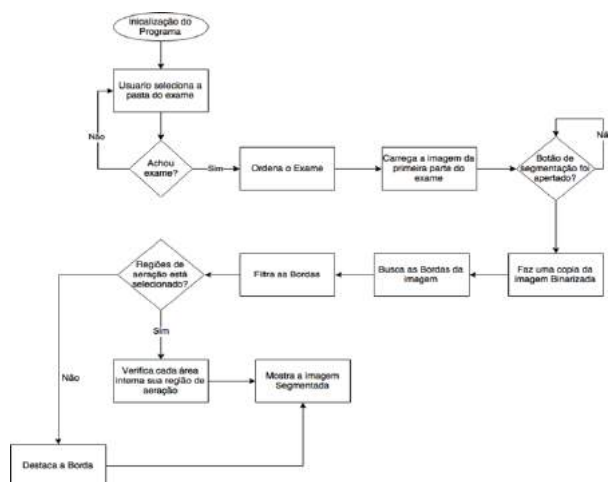


Figura 2: Fluxograma geral do MLISA

No primeiro bloco funcional é realizada a aquisição do exame do paciente. O exame no formato DICOM deve ser inserido em qualquer pasta da estrutura do dispositivo via USB (*Universal Serial Bus*). Uma vez que o exame está no aparelho, o mesmo pode ser aberto pelo programa. O Usuário aciona um botão e o mesmo escolherá a pasta onde está guardado o exame.

Ordenação

Com a pasta do exame selecionado no processo de aquisição, é acionado o segundo bloco, o de ordenação. O exame é composto por vários arquivos no formato DICOM, onde cada arquivo corresponde a uma fatia do exame. Neste bloco os arquivos são abertos e verificados suas *tags* de índice que são colocadas em um vetor e feito sua ordenação de forma crescente. Com as *tags* ordenadas, usa-se elas para ordenar os arquivos DICOM, fazendo uma comparação entre as *tags* do vetor e as dos arquivos.

Pré-processamento

No terceiro bloco é feito um pré-processamento da imagem. É verificado qual a fatia do exame atual será exibida. A imagem é aberta e feito um processamento de janela de visualização, média de -600 e janela de 1500, para destacar o pulmão para melhor observação do mesmo. Uma vez feito esse tratamento, a imagem é exibida para o usuário.

Segmentação

Este bloco é fundamental para este trabalho pois nele é realizado um destaque em uma região, no caso o pulmão. Nesta etapa será dividido a imagem em três, uma para ser a imagem de visualização (IV), outra para ser a imagem original (IO) e por fim uma imagem manipulada (IM) para a busca dos contornos.

Inicialmente é criado uma cópia da imagem e nesta cópia é feita uma limiarização onde os tons de cinza escolhidos têm um intervalo de 2, da imagem sendo esta a IM. Com esta imagem é feito uma busca pelas bordas da imagem, retornando muitas bordas, onde a maioria não nos interessa. Com o objetivo de obter somente os contornos que contêm os pulmões é aplicado alguns filtros nesses contornos, fazendo assim que seja eliminado os cantos mais a esquerda e direita, como

também os mais ao topo e mais abaixo. Em seguida será eliminado os que possuem uma área muito grande e muito pequena, deixando com apenas 2 contornos referente aos dois pulmões.

A partir deste ponto a segmentação é dividida em dois processos, um sem classificação por região aerada, apenas o contorno.

Logo após a filtragem dos contornos o programa obtém a imagem de visualização e desenha os contornos dela e ilustra para o usuário, obtendo assim uma segmentação onde se destaca os pulmões.

No outro procedimento ilustrado no fluxograma da Figura 3, o campo Regiões de aeração tem que está marcado. Depois de filtrado os contornos, é pintado toda a área contida nos contornos com cores diferentes para cada contorno onde é possível diferenciar cada pulmão criando uma máscara com a IM. Com as áreas pintadas, a imagem original é lida *pixel a pixel* e verificado se o mesmo se encontra dentro de alguma área pintada da IM, caso esteja é observado a intensidade do *pixel* para fazer a classificação por região de aeração, para isto é aplicado um limiar de -1100 a 2000 fazendo com que se destaque a região de interesse.

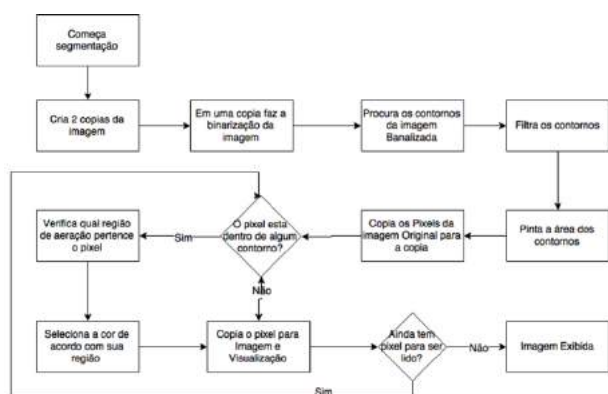


Figura 3: Fluxograma com classificação por região de aeração

Para diferenciar as regiões de interesse é realizado uma conversão para 8 bits, criando assim um tom de cinza para cada região. Pintado com cores diferentes para cada tipo de região a IV. Com todos os *pixels* lidos e copiados, é ilustrado para o usuário a imagem do exame com a segmentação e classificação por aeração.

Com a imagem devidamente segmentada e classificada por cores, o usuário possui a possibilidade de ver os dados referente à área de cada pulmão e a total, com seus devidos percentuais de aeração, separadas por regiões Hiper aeradas, Normalmente aeradas, Pouco aeradas e Não aeradas. Para efeito de cálculo da área, obtemos outra informação provida do arquivo DICOM, o *PixelSpacing*, que consiste no espaço entre os *pixels* adjacentes criando um fator multiplicador para transformar a unidade de *pixel* para milímetro segundo a equação abaixo.

$$L_{(mm)} = Pixel \times PixelSpacing \quad (7)$$

Com estes dados calculados e ilustrados, o médico pode fazer um diagnóstico mais preciso e estes dados também podem ser guardados para estudos e análises de casos.

Resultados

Com o resultado deste trabalho surgiu um sistema de análise de imagens de Tomografia Computadorizada do Tórax para Android (MLISA).

Tabela 1: Faixas de aeração

Faixas de Hounsfield (UH)	Região de Aeração
-1100 a -951	Hiper Aerada
-950 a -501	Normalmente Aerada
500 a -101	Pouco Aerada
-100 a 2000	Não Aerada

No sistema pode-se abrir um exame de um paciente e obter informações do mesmo. Além de poder fazer a segmentação do pulmão conforme ilustrado na Figura 4, onde cada cor verde, azul, amarelo e vermelho representam respectivamente as regiões de aeração Hiper aerada, Normalmente aerada, Pouco aerada e Não aerada.

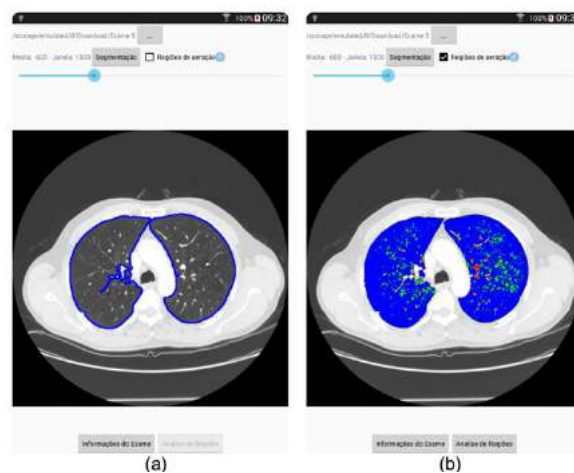


Figura 4: Exame segmentado no MLISA onde a) está marcado apenas a borda e b) marcado as regiões de aeração

Comparando o sistema criado com o Lung Image System Analysis(LISA) [6], desenvolvido pela Universidade Federal do Ceará, inicialmente é comparado o tempo para carregamento do exame, como é mostrado na Tabela 2. Observamos que ao carregar um exame o MLISA apresenta um desempenho melhor pois foi aproximadamente 3,5 vezes mais rápido do que o LISA, porem ao realizar a segmentação o tempo de execução foi de aproximadamente 2,5 vezes mais lento.

Tabela 2: Comparação entre os sistemas em segundos

Operação Realizada	LISA	MLISA
Abrir exame	9'50''	2'72''
Segmentar exame	1'35''	3'45''

Existe uma leve diferença entre as imagens segmentadas por cada sistema como observado na Figura 5, causado principalmente devido a perda de precisão do MLISA, pois o mesmo faz a classificação por região de aeração na escala de 8 bits enquanto o LISA na de 16 bits, com isso há uma perda de precisão. Devido a limitação da ferramenta e para melhorar a performance, o MLISA foi feito trabalhando com imagens em 8 bits.

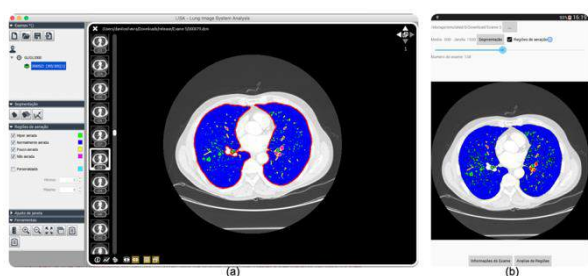


Figura 5: Exame segmentado e classificado por regiões de aeração em a) LISA e b) MLISA

Fazendo uma comparação entre as áreas o sistema feito neste trabalho possui uma taxa de acerto de 98,27% de acerto em média. Observando a Figura 6, é possível perceber que devido a essa perda de precisão, a área com menor variação sofre mais com esta perda. Para minimizar este erro pode ser feito usando quatro imagens de 16 bits, mas a performance ficaria comprometida.

Análise por regiões			
	Pulmão Esquerdo	Pulmão Direito	Total
Área (mm²)	16742,38	15211,13	31953,5
Rúper A. %	5,24	5,17	5,21
Normalmente A. %	99,21	99,51	99,45
Pneum A. %	4,77	3,38	4,78
Não A. %	0,18	0,95	0,55

Figura 6: Comparação dos dados do sistema a) LISA e b) MLISA

Conclusões

Este trabalho descreveu o desenvolvimento do sistema MLISA, sistema de visão computacional destinado a manipulação e extração de dados quantitativos de imagens de TC do Tórax para dispositivo móvel com sistema operacional Android. Através de técnicas de limiarização, detecção de bordas, a ferramenta permite segmentação automática dos pulmões em uma série de imagens no formato DICOM, calcular a aeração pulmonar, percentual das faixas de aeração. O sistema é capaz de realizar todas as tarefas propostas em um tempo baixo o suficiente para um

melhor diagnóstico do médico e ainda fornecendo uma mobilidade proporcionando uma maior comodidade ao usuário.

O sistema desenvolvido representa um avanço nos sistemas de segmentação de exames médicos disponíveis no mercado atualmente, já que ele apresenta uma mobilidade e praticidade para o médico, o que dá a oportunidade de seu uso em qualquer lugar. Isto dá uma independência de um computador, podendo ser utilizado no próprio celular contanto que neste tenha o sistema Android.

Considerando todas suas funcionalidades e sua mobilidade, acredita-se que este sistema pode ser útil para auxiliar diagnóstico rápido e preciso de patologias no pulmão a partir de imagens de Tomografia Computacional, colaborando para a melhoria do diagnóstico.

Referências

- [1] INCA. (2013). *Atlas de Mortalidade por Câncer*. Acesso em 03 de Setembro de 2015, disponível em INCA: <https://mortalidade.inca.gov.br/MortalidadeWeb/>
- [2] A.C. Camargo Cancer Center. (2015). *Pacientes e Tudo Sobre o Câncer*. Acesso em setembro de 2015, disponível em accamargo: <http://www.accamargo.org.br/tudo-sobre-o-cancer/pulmao/33/>
- [3] MADANI, KEYZER, & GEVENOIS. (2001). Quantitative computed tomography assessment of lung structure and function in pulmonary emphysema. *European Respiratory Journals*.
- [4] JANA, EMARKETER, & INTERMODAL. (2015). *Brazil's mobile landscape: A snapshot*.
- [5] Imebra. (2013). *DICOM SDK*. Acesso em 07 de 2015, disponível em Imebra: <https://imebra.com/>
- [6] Valente, I., Cortez, P., Cavalcante, T., Anselmo, F., Cavalcanti Neto, E., Ribeiro, A., et al. (2013). LISA - Lung Image System Analysis.

PLATAFORMA AUTÔNOMA PARA TREINAMENTO EM LEITURA DE MAMOGRAFIAS DIGITAIS

R. S. RIBEIRO*, R. L. THOMAZ*, R. B. VENANCIO*, A. C. PATROCINIO*

*Faculdade de Engenharia Elétrica – Universidade Federal de Uberlândia, Uberlândia, Brasil
e-mail: rodolfosant@gmail.com

Resumo: A transição dos mamógrafos do modelo analógico para o digital gerou mudanças no fluxo de trabalho, na forma e no ambiente de análise das mamografias. Porém, treinamento e experiência ainda são fatores fundamentais para que o profissional realize um laudo preciso neste exame. Este trabalho tem como objetivo desenvolver uma ferramenta de treinamento na leitura de mamografias digitais que seja a mais autônoma possível, permitindo assim que o usuário realize seu treinamento em horários escolhidos por ele e dependa minimamente de um tutor para acompanhar seu treinamento. Toda a base de dados é composta por exames provenientes de equipamentos do tipo DR e a terminologia utilizada segue o padrão BI-RADS®. Há ainda ferramentas para manipulação de brilho e contraste, diferentes formas de visualização das imagens, *feedback* sobre os laudos realizados e um algoritmo que sugere de forma individualizada os próximos casos a serem analisados, com base no padrão de erros cometidos pelo usuário.

Palavras-chave: Mamografia; Treinamento; Análise de mamografias

Abstract: *Analogic to digital transition in mammography changed the workflow and the way exams are analyzed. However, training and experience are still key factors for precise diagnosis. This paper aims to develop a software for self-training in digital mammography, with minimum tutor participation. Database is digital images only (from DR equipment) and BI-RADS® are used. It is possible to manipulate brightness and contrast, besides change image visualization. Each analysis provides an immediate feedback and an algorithm suggests next exams for analysis based in user error pattern.*

Keywords: *Mammography; Training; Mammograms Analysis*

Introdução

O câncer de mama é o tipo mais comum entre as mulheres brasileiras (depois do câncer de pele não-melanoma) e estima-se que, em 2016, ocorrerão 57.960 novos casos no país [1]. A incidência desta doença é de 19,3 casos a cada 100.000 mulheres na África Oriental e 89,7 a cada 100.000 na Europa Ocidental, embora a taxa de sobrevivência seja maior entre as mulheres europeias, muito graças à detecção precoce da doença [2].

O rastreamento mamográfico é uma etapa importante na detecção precoce do câncer de mama [3]. A análise correta das mamografias é fundamental para o sucesso deste tipo de programa e é diretamente influenciada pela experiência e quantidade de exames lidos ao ano pelo radiologista [4], [5].

O treinamento constante deste profissional é tão importante que, de acordo com as normas da *Food and Drug Administration* (FDA) – Agência que regulamenta os procedimentos de mamografia (entre outros) nos Estados Unidos, é necessário que todos os radiologistas que interpretam mamografias participem de programas de educação contínua [6]. A regra permite que este treinamento ocorra de forma virtual ou por meio de programas de computador [7].

Acompanhando a tendência das outras tecnologias de diagnóstico por imagem, os mamógrafos evoluíram bastante nos últimos anos. Em especial, observou-se a transição dos aparelhos do tipo tela filme para os tipos CR e FFDM (siglas em inglês para radiografia computadorizada e mamografia digital de campo completo, respectivamente). Este é um movimento natural do mercado e traz vantagens relacionadas principalmente ao fluxo de trabalho dentro do hospital, ao armazenamento dos exames, à capacidade de manipulação das imagens e à ausência de compostos químicos para revelação.

Com esta transição de tecnologias, cria-se também a necessidade de adaptação dos profissionais para lidar com os novos equipamentos. Tal adaptação vai desde os técnicos em radiologia até os médicos que leem os exames, já que parâmetros como o ambiente de análise e as características gerais das imagens mudam [8].

Plataformas de treinamento para radiologistas dedicadas a mamografias não são uma ideia nova. É possível encontrar programas que usam sistemas CAD (sigla em inglês para “Diagnóstico auxiliado por computador”) como uma segunda opinião [9]. Há ainda trabalhos focados no *feedback* rápido ao estudante [10], [11] e outros mais preocupados em formar uma boa base de exames [12].

Nota-se, porém, que grande parte dos softwares de treinamento existentes têm um ou mais dos seguintes problemas: alta dependência de um tutor (profissional mais experiente responsável por corrigir ou indicar novos casos a serem analisados), base de dados composta por exames digitalizados ou provenientes de aparelhos do tipo CR, não possuem uma interface semelhante àquela encontrada nas estações de laudo.

É importante que haja familiaridade do profissional com a padronização e os nomes adotados pelo sistema BI-RADS® [13] (*Breast Imaging Reporting and Data System*), que facilita o intercâmbio de informações e guia o diagnóstico em etapas bem definidas.

Portanto, este trabalho tem como objetivo desenvolver uma plataforma de treinamento para radiologistas que seja focada em mamografia a, tenha base de dados composta unicamente por exames de equipamentos do tipo FFDM, seja minimamente dependente de um tutor e tenha interface que se aproxime ao máximo da encontrada nas estações de laudo.

Materiais e métodos

A plataforma de treinamento nomeada Mamografia em Foco foi desenvolvida com o apoio de engenheiros biomédicos e médicos radiologistas. Optou-se por trabalhar com a linguagem C#, no ambiente .NET, já que isso proporciona compatibilidade com os computadores que possuem sistema operacional Windows e é compatível com o banco de dados SQL.

Adotou-se o método de laudo sugerido pelo Colégio Americano de Radiologia (ACR) denominado BI-RADS® [13], com algumas modificações sugeridas pelo corpo clínico do grupo de trabalho, que serão explicadas a seguir.

O banco de dados usado inicialmente no Mamografia em Foco conta com 100 casos, sendo 10 deles de pacientes com apenas uma das mamas radiografadas. A distribuição dos casos, de acordo com a classificação BI-RADS® foi a seguinte: 21 BI-RADS classificação 0, 38 BI-RADS classificação 1, 57 BI-RADS classificação 2, 21 BI-RADS classificação 3, 27 BI-RADS classificação 4 e 26 BI-RADS classificação 5, em um total de 190 mamas e 522 imagens. Todos as imagens tiveram seus lados feitos no sistema de dupla leitura em um setor de mastologia de um hospital de referência na cidade de São Paulo – SP.

É possível editar a base de dados localmente. Por meio de uma interface muito parecida com a usada para realizar laudos dos exames, usuários com privilégio de administrador podem adicionar novos casos.

Todas as imagens estão em formato DICOM, criptografadas no banco de dados SQL. Sendo assim, apenas o Mamografia em Foco tem acesso a elas. O usuário não tem acesso a dados como nome, idade e exames prévios da paciente.

A Figura 1 mostra a interface de visualização de quatro incidências de um exame de mamografia. A partir daí, é possível realizar manipulações de brilho, contraste e zoom nas imagens, além de visualizar apenas uma imagem ou pares de imagens. Caso existam imagens adicionais no exame, elas podem ser visualizadas em janela separada.

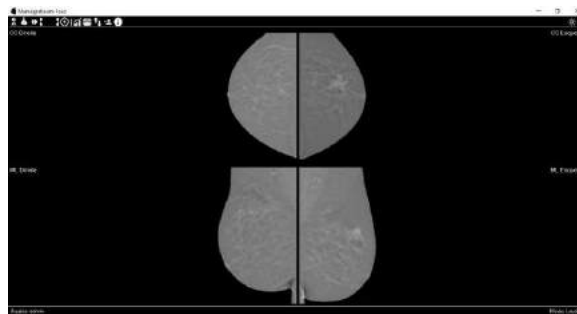


Figura 1: Interface de visualização de quatro incidências.

Na Figura 2 são mostrados os botões para acesso às principais funções do programa: visualização de diferentes imagens na mesma tela – 4 imagens, 2 imagens crânio caudais, 2 imagens médio laterais, 2 imagens de mama esquerda, 2 imagens de mama direita, imagens adicionais; estatísticas de uso, edição de banco de dados, exportar banco de dados, adicionar novo usuário, informações sobre o programa, manipulação de brilho e contraste e realização do laudo. Com um duplo clique em uma imagem, é possível visualizá-la sozinha na tela. Os painéis de controle de brilho e contraste e de realização de laudo são expansíveis. Desta forma, quando não estão sendo utilizados, toda a tela pode ser usada para visualização das imagens.



Figura 2: Botões de acesso às funções

A correta aplicação das ferramentas de manipulação disponíveis neste programa, juntamente com a habilidade de visualizá-las em pares, torna possível realizar o treinamento em monitores comuns (LCD de alta definição) para fins educacionais [14]. Sendo assim, o usuário não necessita ocupar uma estação de laudo do seu EAS (Entidade Assistencial em Saúde) para fazer o treinamento, podendo executá-lo em outro computador comum.

Após observação das imagens, o usuário é direcionado para realizar a análise de posicionamento das imagens, em que ele indica por meio de marcações em caixas se as mamas estão bem posicionadas nas incidências crânio caudal e médio lateral.

Passada esta etapa, é feito o laudo do exame. Questiona-se os seguintes aspectos das mamas direita e esquerda:

- Densidade mamária;
- Presença de Nódulos;
 - Quantidade de nódulos;
 - Forma dos nódulos;
 - Margem dos nódulos;
 - Densidade dos nódulos;
 - Localização dos nódulos;
- Presença de calcificações;

- Tipo de calcificação;
- Distribuição da calcificação;
- Localização da calcificação;
- Presença de distorção arquitetural;
- Presença de assimetria;
 - Tipo de assimetria;
- Presença de linfonodo intramamário;
- Presença de lesões de pele;
- Presença de ducto solitário dilatado;
- Presença de achados associados;
- Tipo de linfonodo axilar;
- Classificação BI-RADS® da mama;

Concluída esta etapa, pede-se que o usuário sugira uma conduta para o caso, com base na classificação BI-RADS indicada. Estas sugestões são:

- Mamografia em 2 anos;
- Controle radiológico em 1 ano;
- Controle radiológico em 6 meses;
- Histopatológico;
- Complementação com ultrassom;
- Terapêutica específica;

A última parte é o feedback do laudo. O usuário visualiza em uma tela o que acertou, o que errou e o que seria a resposta correta para a análise que acabou de fazer. Nesta etapa, ele ainda pode visualizar as imagens do exame, mas não pode modificar sua resposta.

Ao finalizar a visualização do feedback do laudo, um caso diferente é mostrado para ser analisado pelo usuário.

A cada 10 casos analisados, um algoritmo analisa o padrão de erros cometido pelo usuário e, com base nos exames disponíveis na base de dados, classifica-os para que sempre sejam analisados exames que tenham lesões e características que o usuário erra mais. Como o programa requer nome de usuário e senha para o acesso, todas as sugestões de exames são individualizadas e levam em consideração também o que foi feito em sessões de treinamento anteriores.

Apenas os últimos 30 casos são levados em conta no algoritmo. Sendo assim, erros cometidos já há algum tempo no treinamento não serão mais levados em conta na escolha de casos.

Este algoritmo dá um peso maior para erros extremos, do tipo: usuário classificar como BIRDAS 1 um caso que na verdade é BI-RADS 4. Ou então, classificar uma mamam como densidade A, quando na verdade ela é densidade D.

Resultados

O método de manipulação de imagens por brilho e contraste permite que ocorra uma melhora significativa na visualização de lesões, como mostrado na Figura 3.

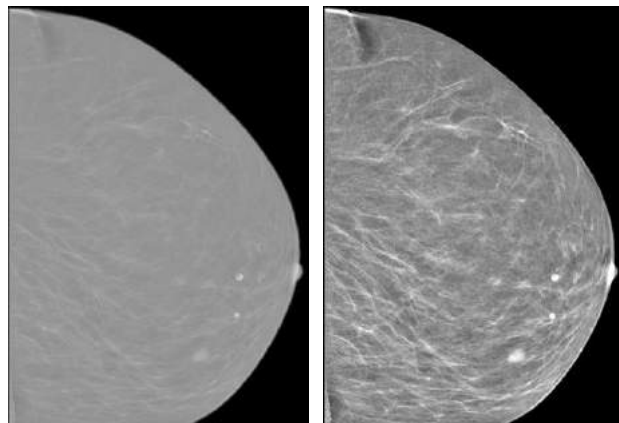


Figura 3: Comparação entre imagem antes (esquerda) e após (direita) processamento de brilho e contraste.

A interface de laudos foi feita de forma que o usuário tenha sempre acesso a todas as opções de achados mamográficos de forma rápida. Além disso, não é permitida a inserção de nomes fora do padrão, possibilitando assim a familiarização com os termos padronizados BI-RADS®. A Figura 4 mostra a tela principal de laudos.

Figura 4: Interface de laudos.

Discussão

A base de dados usada inicialmente no trabalho mostrou-se suficiente para que os primeiros testes fossem realizados. Porém, à medida que um usuário estuda na plataforma, ele vai esgotando os exames

existentes e o algoritmo de sugestão de novos casos começa a sugerir exames que já foram analisados. Isto não é necessariamente um problema, já que pela complexidade de uma mamografia e pelos exames não terem identificação, dificilmente o usuário irá se lembrar que já viu aquelas imagens antes. A capacidade de adicionar novos casos à base de dados ajuda ainda a melhorar este aspecto e faz com que o algoritmo de sugestão de casos funcione melhor. Como o programa trabalha apenas com imagens no formato DICOM, nenhum tratamento prévio é necessário antes de adicioná-la à base de dados, sendo possível alimentá-la com arquivos provenientes diretamente do PACS da instituição.

O algoritmo permite também que a intervenção de um tutor seja mínima durante o treinamento. Isto, combinado com a capacidade de funcionar de maneira local, faz com que o Mamografia em Foco seja uma ótima atividade extracurricular para os interessados em aperfeiçoar a leitura de mamografias digitais provenientes de aparelhos do tipo FFDM.

A escolha de trabalhar com nomes padronizados pelo BI-RADS® gera familiaridade do usuário com os conceitos da publicação, facilitando assim o seu dia-a-dia.

Conclusão

O software desenvolvido neste trabalho mostrou-se eficiente para o treinamento individual de residentes em radiologia e outros profissionais interessados em aperfeiçoar-se na leitura de mamografias digitais. A manipulação das imagens ocorre de forma rápida, sem que ocorra engasgos no programa. O algoritmo individualizado de sugestão de novos casos a serem analisados também se mostrou eficiente, conseguindo perceber as principais dificuldades do usuário e sugerir os melhores casos entre os disponíveis na base de dados.

Além da equipe que participou do desenvolvimento desta plataforma, pretende-se agora buscar residentes em radiologia que estejam dispostos a realizar o treinamento na plataforma para que a performance deles seja avaliada ao longo do tempo.

Agradecimentos

Agradecimento à Fundação de Amparo à Pesquisa de Minas Gerais (FAPEMIG) pelo apoio financeiro.

Referências

- [1] Instituto Nacional de Câncer, “INCA - Câncer de Mama no Brasil,” 2016. [Internet]. Available: <http://www2.inca.gov.br/wps/wcm/connect/tiposdecancer/site/home/mama>. [Accessed: 11-Apr-2016].
- [2] World Health Organization, “Breast cancer: prevention and control,” Cancer, 2016. [Internet]. Available:

- <http://www.who.int/cancer/detection/breastcancer/en/index1.html>. [Accessed: 11-Apr-2016].
- [3] K. Kerlikowske, D. Grady, S. M. Rubin, C. Sandrock, and V. L. Ernster, “Efficacy of Screening Mammography,” *JAMA*, vol. 273, no. 2, p. 149, Jan. 1995.
- [4] W. M. Reed, W. B. Lee, J. N. Cawson, and P. C. Brennan, “Malignancy detection in digital mammograms. Important reader characteristics and required case numbers,” *Acad. Radiol.*, vol. 17, no. 11, pp. 1409–1413, 2010.
- [5] C. F. Nodine, H. L. Kundel, C. Mello-Thoms, S. P. Weinstein, S. G. Orel, D. C. Sullivan, and E. F. Conant, “How experience and training influence mammography expertise,” *Acad. Radiol.*, vol. 6, no. 10, pp. 575–585, Oct. 1999.
- [6] B. S. Monsees, “THE MAMMOGRAPHY QUALITY STANDARDS ACT,” *Radiol. Clin. North Am.*, vol. 38, no. 4, pp. 759–772, Jul. 2000.
- [7] M. Linver and J. Newman, “MQSA: the final rule.,” *Radiol. Technol.*, vol. 70, no. 4, pp. 338–353; quiz 354–356, 1999.
- [8] S. Obenauer, S. Luftner-Nagel, D. von Heyden, U. Munzel, E. Baum, and E. Grabbe, “Screen film vs full-field digital mammography: Image quality, detectability and characterization of lesions,” *Eur. Radiol.*, vol. 12, no. 7, pp. 1697–1702, 2002.
- [9] C. Suarez-Ortega and J. M. Franco-Valiente, “Using CAD systems and e-Learning in radiologists training,” 2013 IEEE 15th Int. Conf. e-Health Networking, Appl. Serv. Heal. 2013, no. Healthcom, pp. 172–176, 2013.
- [10] E. J. Aiello Bowles and B. M. Geller, “Best ways to provide feedback to radiologists on mammography performance,” *Am. J. Roentgenol.*, vol. 193, no. 1, pp. 157–164, 2009.
- [11] R. E. Sharpe, D. Surrey, R. J. T. Gorniak, L. Nazarian, V. M. Rao, and A. E. Flanders, “Radiology report comparator: A novel method to augment resident education,” *J. Digit. Imaging*, vol. 25, no. 3, pp. 330–336, 2012.
- [12] J. Martí, C. Mata, X. Lladó, and A. Oliver, “Mamodb: a Web-Based Tool for Training Radiologists in the Diagnosis of Digital Mammography,” in *Proceedings of EDULEARN11 Conference*, 2011, pp. 2359–2367.
- [13] E. Sickles, D’Orsi CJ, and L. Bassett, “ACR BI-RADS® Mammography,” in *ACR BI-RADS® Atlas, Breast Imaging Reporting and Data System*, American College of Radiology, Ed. Reston, VA: American College of Radiology, 2013.
- [14] Y. Chen, A. Turnbull, J. James, A. Gale, and H. Scott, “Breast screening: visual search as an aid for digital mammographic interpretation training,” *Technology*, vol. 7627, p. 76270C–76270C–11, 2010.

CORRELAÇÃO ENTRE O MÓDULO DE YOUNG E INTENSIDADE DO ECO DO MULTÍFIDO LOMBAR

V. B. Oliveira* E. M. Resende** W. C. A. Pereira* e L. F. Oliveira*

*Programa de Engenharia Biomédica – PEB/UFRJ, Rio de Janeiro, Brasil

**Escola de Educação Física e Desportos – EEFD/UFRJ, Rio de Janeiro, Brasil

e-mail: viviane.bastos@ufrj.br

Resumo: O objetivo deste estudo foi estabelecer a correlação entre a IE com E do multífido lombar, considerando as diferenças entre as camadas superficiais e profundas. A confiabilidade dos dados também foi determinada. Imagens bilaterais foram obtidas entre as articulações zigoapofisárias de L4-5 e L5-S1 de quinze voluntários. Todos foram submetidos a dois dias de testes, e as imagens foram obtidas duas vezes em cada lado, para determinar a confiabilidade intra e interdias. As regiões de interesse (ROI) localizadas sobre as fibras superficiais e as fibras profundas. A confiabilidade foi estimada pelo coeficiente de correlação intraclasse (CCI), e a correlação pelo coeficiente de Pearson (R^2). A IE mostrou uma excelente confiabilidade inter e intradias ($ICC > 0,75$) e o E variou de excelente a boa confiabilidade ($ICC = 0,60$ a $0,74$). Os coeficientes de Pearson mostraram uma correlação positiva fraca ($R^2 < 0,27$) entre a IE e o E as análises das camadas superficiais. Nas camadas profundas do multífido houve uma correlação negativa fraca ($R^2 < -0,37$) no lado esquerdo, e correlação quase nula ($R^2 \approx 0$) no lado direito. As medidas de E e IE são reprodutíveis, e não apresentam nenhuma correlação entre si.

Palavras-chave: Módulo de young, intensidade do eco, multífido, elastografia.

Abstract: The aim of this paper is to estimate the correlation between IE and E lumbar multifidus, considering the differences between superficial and deep fibers. Data reliability was determined too. Images were obtained bilaterally between zygapophyseal joints L4-5 and L5-S1 in fifteen volunteers. All underwent two test days, and images were reproduced twice each side, to determine the intra- and interday reliability. The regions of interest (ROI) analyzes were placed close to the superficial fibers and deep fibers. Reliability was estimated by the intraclass correlation coefficient (ICC), and the correlation with the Pearson coefficient (R^2). The EI showed excellent intradays and interdays reliability ($ICC > 0.75$), and the E ranged from excellent to good reliability ($ICC = 0.60$ to 0.74). Pearson's coefficients showed a weak positive correlation ($R^2 < 0.27$) between the EI and the E analysis of superficial layers. In deep layers of the multifidus there was a weak negative correlation ($R^2 < -0.37$) on the left side, and almost no correlation ($R^2 \approx 0$) to the right. The E and IE measures are reproducible, however they presented no correlation.

Keywords: Young's modulus, echo intensity, multifidus, elastography.

Introdução

O papel estabilizador do multífidos para a lombar tem sido continuamente referido [1 - 3]. Diferenças histológicas e funcionais, entre as fibras superficiais e profundas deste músculo, têm sido apresentadas em estudos prévios [2 - 3]. As fibras superficiais deste grupamento muscular estariam organizadas a fim de gerar torque extensor, enquanto as fibras profundas teriam um forte potencial estabilizador [2]. Além disso, as fibras das camadas profundas, em indivíduos sem lombalgia, seriam ativadas previamente às superficiais [3].

A ultrassonografia tem sido aliada à compreensão do comportamento multífido. Os estudos focam-se, sobretudo, nos parâmetros de área de secção transversa e espessura [4 - 5]. Neste contexto, Lui *et al.* [6] mostraram que é possível identificar as espessuras das camadas superficiais e profundas com ultrassonografia. No entanto, outros parâmetros ainda não foram abordados, tais como intensidade do eco (IE) e módulo de Young (E).

A IE é um parâmetro relacionado à impedância acústica do meio biológico (produto entre densidade e a velocidade de propagação da onda ultrassônica no meio). As regiões mais claras (hiperecóticas) da imagem ocorrem devido diferenças maiores de impedância entre os meios. Já as regiões mais escuras (hipoecóticas) são fruto de interfaces com impedâncias mais próximas ou regiões sem espalhadores. Duenwald *et al.* [7] encontraram uma correlação entre a IE e a propriedade de deformação em tendões de porcos. No multífidos de indivíduos lombálgicos, alterações na IE foram encontradas, sendo correlacionadas a infiltrados de tecido fibroso e adiposo [8].

O E é um parâmetro relacionado à propriedade de rigidez tecidual, e é dependente da tensão e da deformidade. Chan *et al.* [9], utilizando um sistema de elastografia, verificaram que o E no multífido pode ser influenciada por infiltrados de tecido adiposo intramuscular, assim como a IE. Desta forma, a característica do tecido é um fator que pode influenciar tanto a IE quanto o E , mesmo que estes dois parâmetros verifiquem eventos de naturezas físicas diferentes. Embora deformação esteja relacionada a estes dois

parâmetros, não há relatos de que a variação da IE em um tecido muscular acompanhe as variações do E . Assim, o objetivo deste trabalho é averiguar a correlação entre a IE e o E do multífido lombar, separando as análises em camadas superficiais e profundas. A confiabilidade foi determinada para verificar a reprodutibilidade dos dados.

Materiais e métodos

Amostra – Este estudo, aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa do Hospital Clementino Fraga Filho – HUCFF/UFRJ (nº 9760/14), foi composto por uma amostra de 15 voluntários saudáveis, com média de $27,10 \pm 6,89$ anos, estatura de $1,70 \pm 0,10$ m e massa de $67,74 \pm 11,28$ kg. Todos assinaram o termo de consentimento livre e esclarecido.

Aquisição das imagens – Inicialmente, os seguintes parâmetros foram ajustados para análise de IE nas imagens obtidas pelo equipamento de ultrassom (Aixplorer V.9, *Supersonic Imaging, Aix-en-Provence, FRANÇA*): Ganho geral de 58 dB, localização do foco de 3 a 4 cm, mapa de cinza de 6 e *dynamic range* de 69 dB [10]. Com o voluntário em decúbito ventral, e suporte na região abdominal para minimizar a lordose em 10° [4], foram obtidas imagens do multífido bilateralmente, a nível das articulações zigoapofisárias de L4-5 e L5-S1, durante a fase expiratória e musculatura paravertebral relaxada, usando transdutor linear (frequência de excitação central de 6 MHz) na orientação longitudinal. Para aquisição do E de cada músculo, o modo elastográfico (ou “elastógrafo”) do equipamento de ultrassom foi acionado, considerando o meio biológico como puramente elástico e estimando o E por meio do módulo de cisalhamento ($E = 3\mu$, onde μ é o módulo de cisalhamento). Para estimar o módulo de cisalhamento, o equipamento determina para qualquer meio uma densidade de 1000 kg/m^3 , e multiplica este valor pelo quadrado da velocidade de propagação da onda de cisalhamento obtida pelo transdutor. A fim de determinar a confiabilidade dos dados de E e IE, foram coletadas duas imagens em cada visita (confiabilidade intradias). Todos os voluntários retornaram em dois dias (confiabilidade interdias), com intervalo de 48 horas. Um único examinador realizou a aquisição das imagens, mantendo pressão uniforme e mínima.

Processamento das imagens – Para estimativa de IE, foram analisados o histograma de distribuição dos pixels (escala de cinza) das regiões de interesse (ROI) com dimensões de 1 cm^2 , próximas à fáscia tóraco-lombar, para camadas superficiais, e acima de uma linha imaginária traçada entre as articulações zigoapofisárias L4-5 e L5-S1, para a camada profunda. A IE foi estimada pelo *software* IMAGE J (versão 1.49t, National Institutes of Health - NIH, EUA). Para as análises do E , foram assumidas as mesmas regiões de análises da IE. A medição de E foi realizada em uma janela circular (*Q-box*), de diâmetro de 10 mm (respeitando o princípio de uma circunferência inscrita em um quadrado). O E foi estimado utilizando uma

rotina implementada em MATLAB® (MathWorks, USA).

Análise Estatística – Os dados descritivos foram apresentados com IE em unidade arbitrária (UA) e E em kPa. O teste de Shapiro-Wilk atestou a normalidade dos dados de E e IE. A confiabilidade da estimativa dos dados intradias e interdias foi determinada por meio do cálculo do coeficiente de correlação intraclasses (CCI), seguido do intervalo de confiança (95% IC). A correlação entre os dados de E e IE foi estatisticamente estimada por meio do Coeficiente de correlação de Pearson (R^2). Os gráficos de regressão linear foram plotados para analisar visualmente a linearidade dos dados.

Resultados

As médias \pm DP da IE foram de $98,62 \pm 19,72$ UA e $80,08 \pm 22,60$ UA, para as camadas superficiais e profundas do lado esquerdo, respectivamente; e $96,37 \pm 20,17$ UA e $80,32 \pm 22,77$ UA, para as camadas superficiais e profundas do lado direito, respectivamente. As médias de E foram $24,22 \pm 5,15$ kPa e $19,63 \pm 5,98$ kPa, para as camadas superficiais e profundas do lado esquerdo, respectivamente; e $23,43 \pm 5,38$ kPa e $19,23 \pm 5,71$ kPa, para as camadas superficiais e profundas do lado direito, respectivamente. Os resultados de confiabilidade intradias estão na Tabela 1 e interdias na Tabela 2. A confiabilidade da IE manteve-se excelente tanto intradias, quanto interdias ($ICC > 0,75$). Já os valores de CCI para E variaram de boa para excelente confiabilidade (0,60 – 0,74) tanto intradias, quanto interdias.

Tabela 1: Tabela de confiabilidade intradias.

		CCI (95% IC)		
		Superficial	Profunda	
Dia 1	Esquerdo	IE (UA)	0,91 (0,83 - 0,95)	
		E (kPa)	0,91 (0,72 - 0,97)	
	Direito	IE (UA)	0,91 (0,83 - 0,95)	
		E (kPa)	0,84 (0,48 - 0,95)	
	Dia 2	Esquerdo	IE (UA)	0,92 (0,84 - 0,96)
			E (kPa)	0,84 (0,51 - 0,95)
Direito		IE (UA)	0,90 (0,80 - 0,95)	
		E (kPa)	0,77 (0,31 - 0,92)	

Os valores da estatística de correlação podem ser visualizado nas Figuras 2. Os coeficientes de correlação de Pearson mostraram uma correlação fraca positiva (0,20 – 0,39) entre as medidas de IE e o E para as camadas superficiais, em ambos os lados. A correlação das camadas profundas foi bem fraca positiva ($< 0,19$) para o lado direito, e fraca negativa para o lado esquerdo. As Figuras 1 e 2 mostram gráficos de regressão linear em que são observadas não-linearidades

entre as medidas de IE e E em ambos os lados e camadas, corroborando os valores de correlação fraca.

Tabela 2: Tabela de confiabilidade interdias.

Multífido	CCI (95% IC)	
	Superficial	Profunda
Esquerdo		
IE (UA)	0,83 (0,72 - 0,90)	0,85 (0,75 - 0,92)
E (kPa)	0,83 (0,60 - 0,94)	0,72 (0,36 - 0,90)
Direito		
IE (UA)	0,79 (0,68 - 0,88)	0,86(0,77 - 0,92)
E (kPa)	0,87 (0,70 - 0,95)	0,74 (0,28 - 0,88)

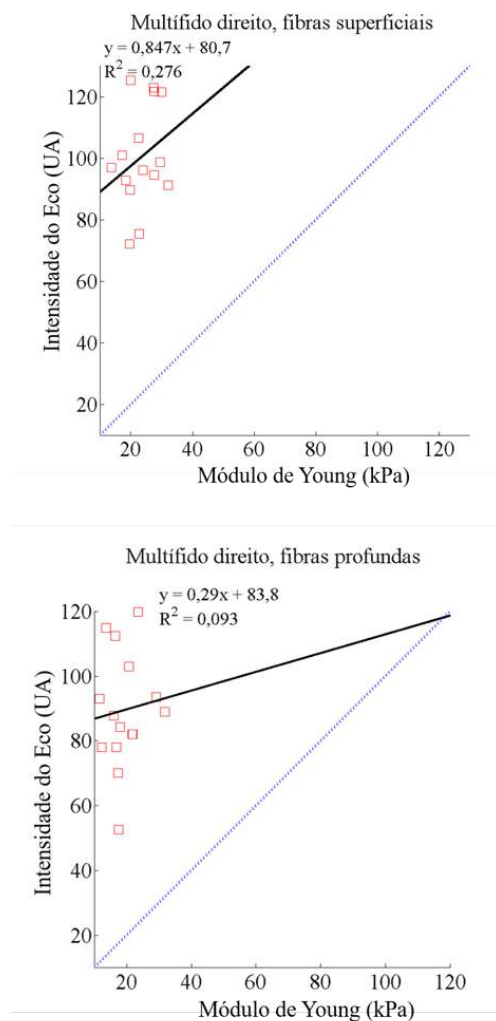


Figura 1: Gráficos de regressão linear entre o Módulo de Young (eixo x) e a Intensidade do eco (eixo y) realizadas no lado direito.

Discussão

O presente estudo teve como objetivo determinar a correlação entre as estimativas de IE e do E , em medidas obtidas por meio de ultrassonografia associadas a elastografia dinâmica. Secundariamente, a estatística de confiabilidade da estimativa das medidas também foi

determinada, para verificar o grau de reprodutibilidade das mesmas. Considerando todas as evidências que mostram as diferenças entre as fibras superficiais e profundas [2 – 3], as camadas foram analisadas separadamente neste estudo.

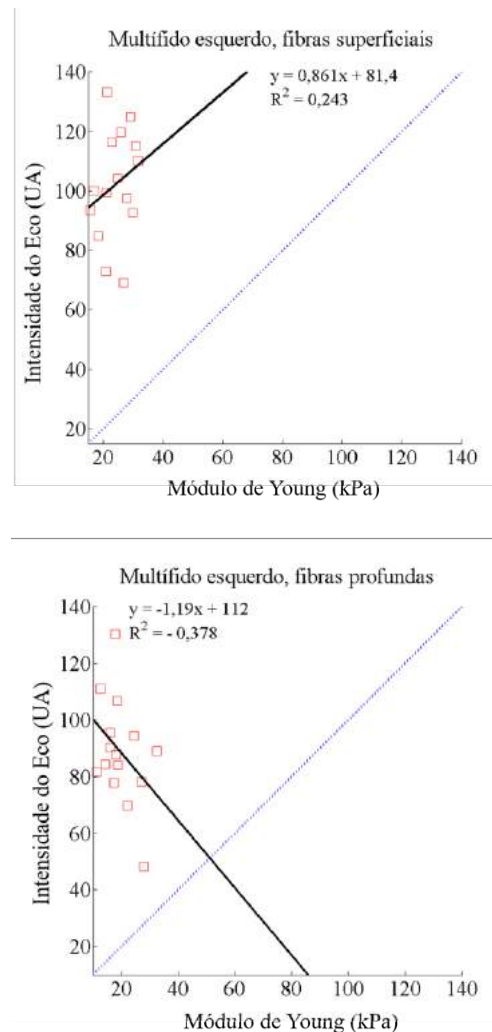


Figura 2: Gráficos de regressão linear entre o Módulo de Young (eixo x) e a Intensidade do eco (eixo y) realizadas no lado esquerdo.

A IE é uma estimativa determinada pela média dos níveis de cinza distribuídos nos pixels da ROI selecionada. Este parâmetro é influenciado pela impedância acústica do material, que é produto da velocidade da onda pela densidade do meio. O E é um parâmetro mecânico do material, relacionado à rigidez tecidual e pode ser obtido, em ensaios mecânicos, pela razão tensão (*stress*) e deformação relativa (*strain*) longitudinais. Por meio da elastografia *shear wave*, este parâmetro é estimado utilizando a velocidade de propagação da onda de cisalhamento.

Duenwald *et al.* [7] realizaram um ensaio em tendões de porcos, em que verificaram a relação entre a IE e as propriedades de tensão e deformação do tendão. Eles utilizaram um sistema de aquisição de acústico-elastocidade associada a ultrassonografia, e encontraram

uma relação quase linear entre a IE e a deformação. No entanto, houve uma relação não linear com a tensão. Sendo o E dependente diretamente da tensão e da deformação, os achados de Duenwald *et al.* [7] explicam, de certa forma, a fraca correlação encontrada no presente estudo. Neste contexto, é esperado que apenas sob deformações de grandes proporções, uma alteração significativa seja observada em relação a IE no meio biológico.

A distribuição da escala de cinza depende das interfaces e dos espalhadores existentes na ROI. Logo a IE assume um compromisso com a impedância acústica e com a elasticidade, já que a densidade do material não está necessariamente relacionada a sua elasticidade. Portanto, os parâmetros de IE e E tendem a não se correlacionarem.

Os valores de confiabilidade para IE e E tiveram uma tendência de apresentarem menores valores nas medidas interdias. A confiabilidade das medidas de IE apresentaram melhores valores que E , o que é um indicativo que a técnica de elastografia é mais sensível às pequenas alterações que a ultrassonografia modo-B, aumentando a variabilidade do E . Os estudos com elastografia não costumam apresentar uma confiabilidade interdias, somente intradias. Neste contexto, deve ser incluído nas análises dos resultados, que uma variabilidade tecidual deve estar incutida na medida ao longo dos dias, capaz de gerar alterações em nível de rigidez, mas não necessariamente de impedância acústica. Frisch *et al.* [11] mostraram que uma mínima tensão empregada no tendão de aves é capaz de gerar mudanças nos parâmetros acústicos elastográficos, mas requer maiores intensidades para gerar mudanças na IE.

Outro evento observado foi a redução dos valores de CCI quando comparadas as camadas superficiais e profundas. A energia mecânica proveniente da fonte geradora de sinal acústico chega mais atenuada nas regiões mais profundas, em função da perda de energia para os tecidos mais superficiais. Isso possibilita que o sinal de eco real forneça melhor distinção dos pontos das camadas superficiais, permitindo distinguir melhor a variabilidade dos tons de cinza. O mesmo deve ser considerado em relação ao *pushing* de radiação acústica incidido, a fim de gerar as ondas de cisalhamento (que produzira a imagem elastográfica), que será atenuado nas camadas mais profundas.

A técnica de IE apresenta limitações relacionadas a análises de pequenas ordens e deficiência na avaliação espacial, além de ser altamente tendenciada por valores de máxima e mínima amplitude no interior da ROI [12]. Para futuros estudos, análises mais robustas como textura devem ser consideradas, principalmente pela possibilidade de correção da atenuação das estruturas profundas e superficiais. A instrumentação utilizada para estimativa do E assume a densidade do meio como homogêneo, além do fato de considerar o meio como isotrópico, quando o músculo é anisotrópico. Ensaios mecânicos *in vitro* devem ser realizados para determinar a variabilidade esperada do E em um estudo

longitudinal. Os achados do presente estudo indicam apenas que as mudanças previstas na IE não podem ser justificadas pela mudança de rigidez predita pelo E em um tecido muscular.

Conclusão

Os resultados indicaram que pouca ou nenhuma correlação e linearidade houve entre as medidas de IE e E no múltifido lombar bilateralmente. Entretanto, a IE mostrou boa reprodutibilidade intra e interdias, o que indica a aplicação da técnica para avaliar mudanças entre em diferentes dias. Quanto a E , os resultados mostram que uma determinada cautela deve ser tomada em relação a variabilidade no decorrer de testes repetidos, mas a técnica se mostra uma ferramenta que viabiliza a estimativa da rigidez tecidual muscular. Uma futura avaliação deverá ser feita para elucidar em quais condições o IE e o E estariam correlacionados.

Agradecimentos

Às agências FINEP, CAPES, CNPq e FAPERJ pelo apoio financeiro.

Referências

- [1] Hides J, Gilmore C, Stanton W, Bohlscheid E. *Manual Therapy*. 2008; 13(1):43-49.
- [2] Panjabi M, Abumi K, Duranceau J, Oxland T. *Spine*. 1989; 14(2): 19.
- [3] Dickx N, Cagnie B, Achten E, Vandemaele P, Parlevliet T, Danneels L. *European Spine Journal*. 2010; 19(1):122-128.
- [4] Djordjevic O, Djordjevic A, Konstantinovic L. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*. 2014; 44(12): 979-988.
- [5] Hides J, Gilmore C, Stanton W, Bohlscheid E. *Manual Therapy*. 2008; 13(1): 43-49.
- [6] Liu I, Chai HM, Yang JL, Wang SF. *Manual Therapy*. 2013; 18(6): 481-486.
- [7] Duenwald S, Kobayashi H, Frisch K, Lakes R, Vanderby R. *Journal of biomechanics*. 2011; 44(3):424-429.
- [8] Eisele R, Schmid R, Kinzl L, Kramer M, Katzmaier P, Hartwig E. *European journal of ultrasound*. 1998; 8(3):167-175.
- [9] Chan ST, Fung PK, Ng NY, Ngan TL, Chong MY, Tang CN, Zheng YP. *The Spine Journal*. 2012; 12(5):381-388.
- [10] Masaki M, Ikezoe T, Fukumoto Y, Minami S, Tsukagoshi R, Sakuma K, Ichihashi N. *Archives of gerontology and geriatrics*. 2015; 61(2):197-201.
- [11] Frisch KE, Marcu D, Baer GS, Thelen D G, Vanderby R. *Journal of Biomechanics*. 2014; 47(16): 3813-3819.
- [12] Bharati MH, Liu JJ, MacGregor JF. *Chemometrics and intelligent laboratory systems*. 2004; 72(1):57-71.

ANÁLISE DA AQUISIÇÃO DA GEOMETRIA 3D DA ARTICULAÇÃO DO TORNOZELO

C. Schmitz *, M. Abreu de Souza*, G. S. H. Nagao ** e H. R. Gamba*

* Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica e Informática Industrial – CPGEI/UTFPR, Curitiba, Brasil

** Departamento de Engenharia Mecânica, Curitiba, Brasil
e-mail: cris_schm@yahoo.com.br

Resumo: Atualmente o escaneamento 3D vem sendo amplamente utilizado, especialmente na área da engenharia biomédica. Dentre suas inúmeras aplicações, podemos citar a geração de modelos para a confecção de calçados, palmilhas, próteses, órteses, roupas esportivas, fusão de imagens para diagnóstico, entre outras. O presente estudo tem como objetivo analisar um protocolo de coleta de imagens 3D da articulação do tornozelo, bem como descrever as variáveis encontradas durante a aquisição e pós-processamento. Dois sistemas de escaneamento 3D, com tecnologias diferenciadas, foram empregados: Luz Estruturada (*Gemini*) e *Laser Scanning (REVscan)*. As coletas foram realizadas no mesmo dia, na região articular do tornozelo esquerdo, em um voluntário saudável. Foi analisado o tempo de preparação, de aquisição, e de pós-processamento de cada sistema e as diferenças entre as tecnologias nas imagens 3D adquiridas. Observou-se nesse estudo que o protocolo sugerido para geração de imagens 3D foi satisfatório para ambas as tecnologias. A tecnologia a base de *Laser Scanning* resultou numa melhor qualidade e precisão, no entanto o tempo de aquisição foi relativamente longo (T2: 38 min), quando comparado ao *Gemini* (T2: 9 min). Contudo, o tempo total do *REVscan* foi inferior ao tempo total do *Gemini*. Sendo assim, o critério de seleção sobre qual sistema/tecnologia empregar, dependerá da prioridade da aplicação e finalidade em questão: tempo de aquisição ou precisão requerida.

Palavras-chave: *Laser scanner*, luz estruturada, tornozelo, tecnologia 3D.

Abstract: *Currently, the 3D scanner has been used in many different areas, such as biomedical engineering. From the wide variety of applications, we can list, the development of models to design customized footwear, insoles, prosthesis, orthosis, athlete outfits, 3D images fusion for diagnosis, among others. This paper aimed to analyze a new 3D image acquisition protocol of the ankle joint, as well as describing all variable encountered during acquisition process and to processing the scan data. To this end, it was requested two 3D scanners from distinguished technologies, Structured Light (Gemini) and laser scanning (REVscan). It was analyzed the time required by the preparation, the data collected and the data processing of each scanners and the differences between the two technologies. This study showed that the protocol was*

efficient for both technologies. The laser scanner technology performed better image quality and precision, on the other hand, the acquisition time was longer (T2: 38 min) when compared to structured light technology, Gemini (T2: 9 min). However, the total time spent by REVscan was lower than Gemini. So the most suitable choice about what technology/ system should be determined to the purposed or to the application: acquisition time or precision.

Keywords: *Laser scanner, Structured light, ankle joint, 3D technology.*

Introdução

A geração de modelos tridimensionais utilizando tecnologia 3D tem um papel importante, especificamente na área da saúde [1, 2, 3]. O crescente acesso aos sistemas de escaneamento e as impressoras 3D, tem viabilizado inúmeras aplicações envolvendo a tecnologia tridimensional [1]. Por meio da geração de modelos 3D é possível realizar fusões de imagens anatômicas englobando exames diagnósticos (tais como, ressonância magnética, tomografia computadorizada e ultrassom *Doppler*). Tal fusão resulta na visualização tridimensional dessas imagens, propiciando um estudo mais detalhado e quantitativo da área [4, 5]. O modelo 3D também pode auxiliar no planejamento pré-operatório, possibilitando a redução no tempo de cirurgias, além de facilitar o diálogo com o paciente [2, 3, 5, 6]. Trelevan e Wells [3] citam ainda o uso da tecnologia de escaneamento 3D no monitoramento da condição de saúde e recomendações de possíveis tratamentos, as quais abrangem desde emagrecimento, correções de desvios posturais, deformidades no crescimento, análise da pele, até uma melhoria no desempenho esportivo, entre outros [3]. Além desses menciona-se a tecnologia assistiva como uma aplicação que também se beneficia dos melhoramentos da tecnologia 3D. Tal área desenvolve projetos e produtos para pessoas com necessidades especiais [7,8], como a customização de calçados e palmilhas para pacientes com paralisia cerebral e a criação de próteses e órteses [9, 10]. A customização proporciona a individualização e diferenciação desses produtos, para cada pessoa, resultando num conforto maior durante sua utilização [6, 7, 8].

O escaneamento 3D consiste numa técnica sem contato físico, a qual não causa desconforto ao paciente, além de proporcionar dados personalizados, reduzindo a imprecisão do processo [1, 3, 10, 11]. A aquisição da geometria corporal por sistemas de digitalização (escaneamento) 3D é mais rápida e precisa. No entanto para aplicações em seres humanos existem certas limitações, tais como: movimentos fisiológicos (respiração e batimento cardíaco), restrições de posicionamentos (exigindo contrações musculares), além da dificuldade de permanecer imóvel durante o tempo da coleta. Essas limitações podem tornar o processo de escaneamento mais trabalhoso, requerendo mais tempo [9, 10]. Especialmente quando a região a ser escaneada envolve estruturas corporais, como joelho, tornozelo, punho, entre outros [12]. Portanto há a necessidade do desenvolvimento de um protocolo para facilitar a coleta das imagens 3D em seres humanos, melhorando a qualidade do modelo adquirido (diminuindo falhas e ruídos), além de otimizar o tempo de coleta [12].

Sendo assim, esse artigo analisa um protocolo de aquisição de imagens 3D da articulação do tornozelo e compara dois tipos distintos de tecnologia de aquisição 3D.

Materiais e métodos

As coletas das imagens 3D do tornozelo foram realizadas no mesmo dia, utilizando-se um único voluntário saudável. Para possibilitar comparações entre os resultados foi padronizada a mesma resolução (0,4 mm) para as duas modalidades de *scanners*.

O voluntário foi posicionado com o tornozelo esquerdo perpendicular a uma superfície de apoio. A área selecionada para análise incluiu: os dedos, dorso do pé, articulação do tornozelo e 1/3 distal da perna. O indivíduo foi orientado a manter essa região a ser analisada imóvel. Em seguida, o tempo para posicionamento do indivíduo (T1), tempo para aquisição da imagem 3D (T2) e o tempo para o pós-processamento (T3), foram medidos utilizando-se duas tecnologias de escaneamento tridimensional: luz estruturada e de escaneamento à *laser*.

O princípio dos sistemas baseados em luz estruturada envolve uma luz projetada e pelo menos uma câmera para medição, gerando uma nuvem de pontos tridimensionais da superfície em análise, com a finalidade de determinar o relevo da superfície. Através das lâmpadas de halogênio são projetados padrões de franjas, os quais podem variar de formas (grades, pontos, listras). Então, a superfície em estudo é fotografada por pelo menos uma câmera, a qual é alinhada com o projetor. As imagens adquiridas mostram a distorção desse padrão de luz projetada, gerando assim uma nuvem de pontos. Em termos da densidade da superfície gerada, pode-se estimar aproximadamente 2 milhões de pontos 3D (coordenadas x, y e z), os quais são adquiridos numa fração de tempo (0,6 segundos) [13]. O padrão de luz projetada é horizontal branca e possui duas câmeras. Tal modalida-

de possui um campo de visão de 460 mm x 340 mm, uma profundidade de campo de 450 mm e resolução de 0,4 mm nos eixos X e Y e 0,2 mm em Z.

A tecnologia à *laser* consiste em um feixe de *laser* que é transmitido na direção do objeto, e sensores que gravam as coordenadas 3D de inúmeros pontos adquiridos. Assim uma nuvem de pontos é gerada, correspondendo à superfície da área em estudo. O sistema mencionado é considerado portátil, versátil, não invasivo e *eye-safe* (pois possuem *Laser Class II*) [13].

Na sequência, o posicionamento, a coleta e o pós-processamento são apresentados, envolvendo essas duas tecnologias.

Tecnologia Luz Estruturada (*Structured Light*) – Nesse estudo foi utilizado o modelo *Gemini SF (Small Field)* - da empresa *Creaform Ametek* (Canadá) [13], para representar a modalidade de luz estruturada. O *scanner* foi calibrado e posicionado sobre um suporte fixo a uma distância de 1,10 m do primeiro metatarso do pé esquerdo do voluntário. Essa distância é recomendada pelo fabricante para melhor precisão da superfície a ser adquirida. A região do indivíduo que seria analisada (perna, tornozelo e pé) foi demarcada com pontos de referência, para facilitar, posteriormente, o alinhamento das várias imagens. Após o pé do voluntário ser posicionado sobre um suporte com superfície lisa e plana, uma imagem foi capturada em seis posições distintas: Anterior; Anterior 45° Lateral; Anterior 45° Medial; Posterior; Posterior 45° Lateral e Posterior 45° Medial.

Os dados foram coletados com o *software InSpeck PCS 1.4*, também fornecido pela empresa *Creaform Ametek*. A etapa de pós-processamento foi realizada no *software Geomagics*. Primeiramente cada imagem passou por um processo manual de limpeza de ruídos (regiões que não fazem parte do modelo). Em seguida, foi feito um alinhamento das imagens utilizando-se de pelo menos três pontos de referência (demarcados anteriormente), de modo a agrupar os vários “*patches*” (malhas individuais); por fim realizou-se um alinhamento global. Para corrigir quaisquer inconsistências na malha foram aplicadas as seguintes ferramentas do *Geomagics*: “*Fill Holes*”, “*Mesh Doctor*”, “*Reduce Noise (Free-Form Shape)*”, obtendo-se assim o modelo 3D completo (Figura 1(a)).

Tecnologia *Laser Scanning* – Nesse estudo foi utilizado o modelo *REVscan* (também da *Creaform*, Canadá [13]), o qual possui resolução entre 0,2 mm e 2 mm, alcançando uma acurácia de até 50 µm. No entanto, não gera textura sobreposta ao modelo 3D, ou seja, o modelo resultante não possui cores (textura). Para o *REVscan* deve-se usar marcadores, os quais consistem em etiquetas circulares de material reflexivo, que permitem que o *software* reconheça e posicione os pontos. Esses marcadores foram posicionados na perna, tornozelo e pé do voluntário. Após a fixação dos marcadores, o pé do voluntário foi posicionado em uma superfície de referência preta, para apoio do pé. Esta superfície também tinha marcadores reflexivos. Os dados (malha 3D) foram coletados com o *software VXelements* [13], o qual foi adquirido em conjunto com o *HandyScan 3D (RE-*

Vscan). Para a etapa de pós-processamento, também realizada no *software Geomagic*, foi feita somente uma limpeza da malha, por meio das seguintes ferramentas: “*Mesh Doctor*” e “*Reduce Noise (Free-Form Shape)*”. Nesse caso, como o modelo 3D já foi adquirido por completo, não existe a necessidade de alinhamento (Figura 1(b)).

Resultados

Os tempos de cada etapa das coletas realizadas, tempo de preparação do voluntário (T1), tempo de aquisição das imagens/geometria 3D (T2) e tempo de pós-processamento (T3), são exibidos na Tabela 1. Observando-se um tempo total menor para o *REVscan* quando comparado ao *Gemini*.

Tabela 1: Tempo de duração de cada fase da coleta de dados.

Scanner	<i>Gemini</i>	<i>REVscan</i>
T1	5 min	3 min
T2	9 min	38 min
T3	1 h 50 min	15 min
Tempo Total	2 h 04 min	56 min

Para o *scanner Gemini* não houve dificuldades para posicionamento e marcação do pé avaliado. As seis imagens obtidas com este equipamento foram tratadas separadamente. Na etapa seguinte, pós-processamento, as imagens foram alinhadas manualmente. Para isso, utilizaram-se as marcas de referência adicionadas na pele do voluntário. Em seguida as imagens foram agrupadas automaticamente através do algoritmo ICP (*Iterative Closest Point*) para formação do modelo 3D completo. O pós-processamento foi mais prolongado devido à grande quantidade de ruído nas imagens obtidas. A figura 1 mostra o resultado final das imagens 3D adquiridas em cada uma das modalidades utilizadas.

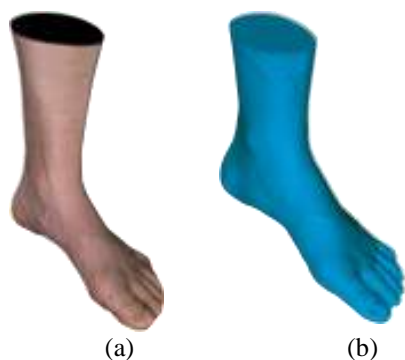


Figura 1: Imagens 3D adquiridas com os dois sistemas de escaneamento: (a) *Gemini*; (b) *REVscan*.

Para o *REVscan*, a coleta (T2) foi mais lenta quando comparada ao *Gemini*, provavelmente devido à resolução escolhida (0,4 mm). Porém a imagem 3D é automaticamente gerada e apresenta pouco ruído para limpeza posterior. Apesar desse equipamento (*REVscan*) ser relativamente leve (980 gramas), o operador

reportou cansaço durante o processo de escaneamento contínuo (visto que é manual), sendo necessário algumas pausas para repouso durante o escaneamento.

Comparando-se as duas imagens obtidas (através das duas tecnologias) verificou-se uma diferença média de $\pm 1,25$ mm (representado pela área amarela/laranja ou azul claro/azul). Durante o processo de registro entre essas duas malhas 3D foi obtido um desvio padrão no alinhamento de 0,97 mm, conforme mostra a Figura 2.

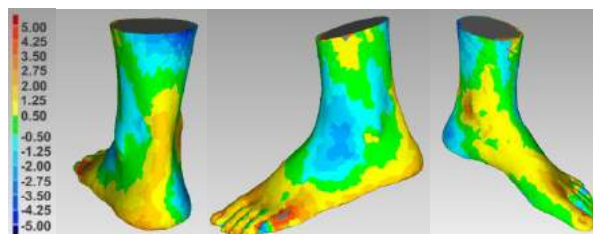


Figura 2: Comparação entre as imagens obtidas através de ambas tecnologias.

Como simulação, foi gerado um modelo virtual de órtese, para verificar a funcionalidade do modelo 3D adquirido e do respectivo ajuste (encaixe) da órtese na geometria do tornozelo (Figura 3). Durante a modelagem inicial dessa órtese constatou-se que a geometria gerada deve conter toda a extensão da perna e se possível a região articular do joelho também.



Figura 3: Simulação tridimensional do modelo de órtese.

Discussão e Conclusão

O protocolo para geração de imagens 3D utilizado foi satisfatório para ambas as tecnologias, visto que gerou uma geometria 3D da região articular do tornozelo sem falhas ou desvios. Devido a resolução escolhida ter sido de 0,4 mm, isso acarretou num maior tempo de aquisição (T2) durante a utilização do *REVscan*. No entanto, o voluntário permaneceu imóvel, mostrando que a posição empregada foi adequada. Observa-se que a malha 3D obtida pelo *REVscan* é mais densa e precisa, sendo possível verificar detalhes dos dedos e das unhas (Figura 1(b)). Quando comparada ao *Gemini*, o tempo para o pós-processamento foi menor, pois não houve necessidade de alinhamento dos *patches*, e a quantidade de ruído obtida foi menor.

Para o modelo *Gemini* o tempo de coleta foi considerado rápido, T2 = 14 minutos, porém o tempo de pós-processamento (T3) foi relativamente prolongado e o processamento foi trabalhoso. Principalmente devido à quantidade de ruído obtida e a necessidade de alinhamento manual das imagens no início do processo. A seis

posições utilizadas foram suficientes para geração do modelo 3D, confirmando assim que as posições selecionadas são suficientes para a obtenção da geometria.

A tecnologia de digitalização tridimensional permite a geração de modelos virtuais através da superfície real de voluntários. Desse modo, é possível a obtenção de dados antropométricos e detalhes de superfícies com grande precisão [9]. Essas informações podem ser utilizadas para construção de produtos personalizados especialmente para tecnologia assistiva [3, 15, 16]. Além disso, a tecnologia de digitalização é importante para desenvolvimento de projetos para pessoas com necessidades especiais. [16, 17]. Proporcionando maior qualidade e conforto, atendendo as necessidades individuais de cada paciente [16].

O estudo realizado nesse artigo demonstrou que ambas as tecnologias podem ser utilizadas para aquisição de imagens 3D. As imagens 3D obtidas com o sistema *Laser Scanning (REVscan)*, apresentaram maior precisão, no entanto o tempo de aquisição foi relativamente longo (T2: 38 min), quando comparado ao *Gemini* (T2: 9 min). Contudo, o tempo total do *REVscan* foi de 56 min, o qual é inferior ao tempo total de aplicação do *Gemini* (2h 04 min). Além disso, o *REVscan* fornece uma ótima qualidade da geometria do tornozelo obtida (em torno de 1,25 mm comparando-se ambas as geometrias). Portanto, o critério de seleção sobre qual sistema/tecnologia utilizar, dependerá da prioridade da aplicação em questão: tempo de aquisição ou precisão requerida. Por exemplo, no caso de uma intervenção como uma cirurgia plástica, a precisão requerida é maior do que em um procedimento menos invasivo.

Para trabalho futuros, sugere-se verificar a reprodutibilidade do posicionamento utilizado. Além disso, recomenda-se a construção de modelos para fins práticos como, por exemplo, o uso da prototipagem rápida para a fabricação de próteses e órteses.

Agradecimentos

Agradecemos à UTFPR pela estrutura e à CAPES.

Referências

- [1] Ciobanu O, Xu W, Ciobanu G. The use of 3D scanning and rapid prototyping. *Fiability & Durability*. 2013; 1: 241-247.
- [2] Antas AF, Lino FJ, Neto R. Utilização das tecnologias de prototipagem rápida na área médica. In: 2º Congresso de Engenharia de Moçambique; 2008 Setembro 2-4; Maputi, Moçambique. 2008. p.1-8.
- [3] Trelevan P, Wells J. 3D body scanning and healthcare applications. *Computer*. 2007; 40: 28-34.
- [4] Oliveira AA, Picka MM. Fusão de imagens médicas. *Tekhne e Logos*. 2013; 4(2):131-144.
- [5] Sanches IJ, Gamba HR, Souza MA, Neves EB, Nohama P. Fusão 3D de imagens de MRI/CT e tomografia. *Revista Brasileira Engenharia Biomédica*; 2013. 29 (3): 298-308.
- [6] Blender CF, Mueller MS, Silva AM, Teixeira FG. Digitalização 3D utilizando Kinect e sistemas CAD e CAM para confecção de órtese de membro inferior. In: 11º Congresso Brasileiro de Pesquisa e Desenvolvimento em Design; 2014 Nov; Gramado, RS. 2014.
- [7] Pereira EJA, Silva LG, Guerra ARO, Queiroz WF, Lacerda IMF. OrtoCad: Uma solução CAD 3D baseada em engenharia reversa para auxiliar na fabricação de próteses ortopédicas. In: 8º Congresso Ibero-Americano de Engenharia Mecânica; 2007 Cusco, Peru. 2007.
- [8] Chowdhury H, Alam F, Mainwaring D, Beneyto-Ferre J, Tate M. Rapid prototyping of high performance sportswear. *Procedia Engineering*; 2012. 34: 38-43.
- [9] Straub J, Kerlin S. Development of a large, low-cost, instant 3D scanner. *Technologies*; 2014. 2:76-95.
- [10] Meneses AD, Abreu SC, Lopes L, Alves JL. Utilização das tecnologias de fabrico aditivo para a produção de sapatos para pessoas com paralisia cerebral. *Revista Técnico-Científica, Robótica, Especial sobre impressão 3D*. 2015; (100): 78-81.
- [11] Lin CH, Lin PT, Chao Y. Hand surface area variation analyzed by 3D Laser scan measurement. In: *Proceeding of the 2º European Academic Research Conference on Global Business, Economics, Finance and Banking*; 2015 July 3-5; Zurich, Switzerland. 2015.
- [12] Telfer S, Woodburn J. The use of 3D surface scanning for the measurement and assessment of the human foot. *Journal of Foot and Ankle Research*. 2010; 3(19): 2-9.
- [13] Creaform Ametek, Portable 3D scanners: Handyscan 3D, Available at www.creaform3d.com.
- [14] D'Apuzzo, N. Recent advances in 3D full body scanning with applications to fashion and apparel. In: Gruen A & Kahmen H. (eds). *Optical 3D measurement techniques*. IX Vienna, Austria, 2009.
- [15] Roberts A, Wales J, Smith H, Sampson CJ, Jones P, James M. A randomised controlled trial of laser scanning and casting for the construction of ankle-foot orthoses. *Prothetics an orthotics international*. 2016; (40):253-261.
- [16] Mavroidis C, Ranky RG, Sivak ML, Patriiti BL, DiPisa J, Caddle A, Gilhooly K, Govoni L, Sivak S, Lancia M, Drillio R, Bonato P. Patient specific ankle-foot orthoses using rapid prototyping. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*. 2011; 8:1.
- [17] Watanabe, T, Hatakeyama, T, Tomiita, M. Improving Assistive Technology Service by Using 3D Printing: Three Case Studies. In *Studies in Health Technology and Informatics*. 2015; Vol. 217, p 1047-1052.

RECONSTRUÇÃO DE IMAGENS DE RESSONÂNCIA MAGNÉTICA COM BASE EM *COMPRESSIVE SENSING* COM PRÉ-FILTRAGEM NO DOMÍNIO DE MEDIDAS USANDO COMPUTAÇÃO PARALELA

F. J. Costa*, D. L. F. Almeida* e C. J. Miosso*

* Programa de Pós-Graduação em Engenharia Biomédica
Universidade de Brasília, Campus Gama – Fga/UnB, Brasília, DF
e-mail: fabio.costa.unb@gmail.com, miosso@ieee.org

Resumo: Técnicas de *compressive sensing* (CS) baseadas em pré-filtragem no espaço- k apresentam melhores tempos de reconstrução e qualidades objetivas de imageamento por ressonância magnética (MR), quando comparadas a abordagens mais tradicionais de CS. Este artigo inicialmente avalia o uso de um conjunto de filtros mais complexo para pré-filtragem no espaço- k do que os encontrados na literatura, com objetivo de aumentar a qualidade de imagem ao custo de maior complexidade computacional. Para compensar esse custo, as implementações propostas utilizam computação paralela dos algoritmos de otimização. O artigo apresenta ainda avaliação das reduções de tempo pelo uso de unidades de processamento gráfico (GPUs) sob diferentes condições de operação, como precisão simples versus precisão dupla e diferentes tamanhos de imagem. Os resultados sugerem que para imagens 512x512, os filtros avaliados podem levar a aumentos da ordem de 1.9 dB na razão sinal-erro, com custo inicial de um aumento no tempo de reconstrução de até 59 %. Entretanto, os tempos podem ser então reduzidos em até 82.5 % com o uso das implementações em GPU.

Palavras-chave: MRI, *compressive sensing*, pré-filtragem no espaço- k , computação paralela, GPU.

Abstract: *Compressive sensing (CS) techniques based on prefiltering in the k-space domain improve reconstruction times and objective image quality in magnetic resonance (MR) imaging, when compared to standard CS approaches. In this paper, we first evaluate the use of a set of filters for k-space prefiltering that is more complex than the ones found in the literature, in order to further improve image quality at the cost of more computational complexity. In doing so, we use parallel implementations of the required optimization procedures to reduce the computation times. We also perform an evaluation of the reduction of reconstruction times by using graphic processing units (GPUs) under different conditions, including single- versus double-precision and different image sizes. Our results suggest that for 512x512 MR images, the evaluated filters can lead to a 1.9 dB increase in signal-to-error ratio, at the initial cost of up to 59% increases in reconstruction times. However, these times can then be reduced by up to 82.5 % when using our GPU implementations.*

Keywords: MRI, *compressive sensing*, pre-filtering in the k-space, parallel computing, GPU.

Introdução

O imageamento por ressonância magnética (MRI) surgiu como uma das técnicas mais inovadoras e eficientes para várias aplicações em saúde baseadas em formação e análise de imagens. Sua capacidade de gerar imagens de alto contraste para diferentes tecidos vivos [1], incluindo imagens anatômicas e funcionais, tem auxiliado o diagnóstico e tratamento de diferentes doenças e anormalidades [2, 3], além de vários avanços científicos em diversas áreas, como no entendimento da linguagem e de outras funções [4]. Para isso, no entanto, os algoritmos tradicionais de reconstrução requerem que grande quantidade de medidas seja adquirida pelo escâner de ressonância magnética (MR), resultando em tempos de aquisição e custos elevados [1].

Algoritmos de reconstrução de imagens com base em *compressive sensing* (CS) representam uma alternativa viável e eficiente aos métodos tradicionais, já que eles permitem reconstrução teoricamente sem perdas a partir de um número bem mais limitado de medidas lineares [5, 6, 7]. As técnicas de imageamento por CS se baseiam no fato de que imagens naturais têm representações esparsas em domínios transformados conhecidos. Neste caso, um número limitado de medidas lineares tomadas a partir de uma representação não-esparsa permite a reconstrução de imagens usando procedimentos de otimização numérica [5, 6]. Entretanto, estes procedimentos são computacionalmente mais intensos, se comparados à reconstrução em técnicas mais tradicionais de MRI.

É possível melhorar os tempos de reconstrução ao se combinar as vantagens das técnicas de CS com implementações paralelas específicas para os algoritmos de otimização utilizados. Entretanto, não foram encontrados ainda na literatura muitos estudos sistemáticos de técnicas de CS aplicadas especificamente a MRI usando arquiteturas paralelas recentes, especialmente no caso de abordagens de pré-filtragem [7, 6] e de CS com informação a priori acerca do suporte das representações esparsas [6, 12].

A avaliação do tempo de reconstrução usando computação paralela é importante no caso de CS com pré-filtragem [7, 6]. De fato, como sugerido em [7], o uso de um conjunto de filtros que melhor esparsifique o tipo de imagem de interesse pode melhorar a reconstrução das imagens, em termos de métricas

objetivas como relação sinal-ruído. Entretanto, os autores não encontraram na literatura científica referências acerca de filtros mais complexos, a exemplo dos filtros de Daubechies tipo 4 para a reconstrução em MR usando CS em esquema de pré-filtragem. Foram encontrados nesse contexto apenas filtros de Haar em primeiro nível de decomposição [8].

Neste contexto, este artigo propõe inicialmente um estudo de caso para comparação do desempenho da reconstrução de imagens de MRI baseado em CS e pré-filtragem, para um conjunto de filtros de maior complexidade do que os utilizados em [7, 6]. Avaliam-se a qualidade objetiva da imagem reconstruída com estes filtros e o aumento do tempo de reconstrução. Diante do aumento de tempo, este artigo descreve o desenvolvimento de implementações paralelas das técnicas de pré-filtragem para imageamento em MR. São avaliados os tempos de reconstrução usando tanto as implementações paralelas testadas como implementações seriais baseadas em unidade de processamento (CPU) tradicional.

Reconstrução de imagens de ressonância magnética usando *Compressive sensing*

O imageamento por MR explora o comportamento dos prótons de hidrogênio quando, após serem alinhados devido à atuação de um forte campo magnético estático, sofrem perturbações provocadas por pulsos intermitentes de sinais de radiofrequência (RF) circularmente polarizados [1]. Os sinais captados pelas bobinas após esses pulsos são dados por [1]:

$$\hat{M}_{xy}(t) = \int_R M_{xy}(\mathbf{r}) e^{-2\pi i \mathbf{k}(t) \cdot \mathbf{r}} d\mathbf{r}, \quad (1)$$

onde \mathbf{r} é o vetor-posição, i é a unidade imaginária, R é o volume analisado e $\mathbf{k}(t)$ é a frequência espacial correspondente à amostra coletada no instante de tempo t , dada por

$$\mathbf{k}(t) = \frac{1}{2\gamma} \int_0^t \mathbf{G}(\lambda) d\lambda.$$

Note que a escolha do gradiente \mathbf{G} aplicado define os valores de $\mathbf{k}(t)$, que correspondem às localizações no domínio da frequência das amostras da transformada de Fourier obtidas. Desta forma, o problema de reconstrução em questão corresponde a calcular M_{xy} a partir de amostras limitadas de sua transformada de Fourier \hat{M}_{xy} , amostras estas situadas em frequências $\mathbf{k}(t)$ determinadas pela sequência $\mathbf{G}(t)$ de gradientes.

As técnicas de CS abordam esse tipo de problema, em que há um número limitado de medidas lineares do sinal x a ser reconstruído. Essas técnicas exploram o fato de que o sinal tem representação esparsa $\hat{x} = T\mathbf{x}$ em um domínio conhecido, determinado pela transformada T . Considere que x é uma representação empilhada da imagem M_{xy} , ou seja, x contém todos os píxeis de M_{xy} dispostos em uma só coluna. Seja ainda \mathbf{M} a matriz formada pelas linhas da matriz de Fourier correspondentes à trajetória de todos os pontos $\mathbf{k}(t)$ amostrados, e seja \mathbf{b} o vetor de medidas, formado pelas amostras de Fourier naquela trajetória. A reconstrução por CS se baseia na busca do sinal \hat{x}^* mais esparsos no

domínio de T que satisfaz à condição $\mathbf{M}\hat{x} = \mathbf{M}T^{-1}\mathbf{x} = \mathbf{b}$. Uma abordagem para a busca da representação esparsa é a minimização da ℓ_1 [6] ou da ℓ_p [9, 10] de x , dentre as que satisfazem às medidas \mathbf{b} . Assim,

$$\hat{x}^* = \operatorname{argmin}_{\hat{x}} \|\hat{x}\|_p^p \quad (2)$$

sujeito a $\mathbf{M}T^{-1}\hat{x} = \mathbf{b}$,

onde $\|\mathbf{y}\|_p$ representa a ℓ_p de um vetor, dada por

$$\|\mathbf{y}\|_p = (y_1^p + y_2^p + \dots + y_N^p)^{1/p}, \quad 0 < p \leq 1. \quad (3)$$

A solução de (2) permite obter a representação esparsa da imagem de MR, desde que a matriz de medidas \mathbf{M} satisfaça algumas condições da teoria de CS – a propriedade da isometria restrita e a incoerência com respeito às funções de base da representação esparsa [6, 11]. Obtida a representação esparsa \hat{x}^* , a imagem M_{xy} pode ser obtida por transformada inversa $\mathbf{x} = T^{-1}\hat{x}^*$.

Metodologia

Proposta e Avaliação de Implementações Paralelas para Reconstrução de Imagens de MR –

As implementações paralelas propostas tratam da reconstrução de imagens de MR usando técnicas de CS. Especificamente, elas exploram os métodos de pré-filtragem no espaço de medidas [6, 7], onde diversos filtros são aplicados no domínio de Fourier antes da reconstrução. O objetivo da pré-filtragem é aumentar a esparsidade das imagens a serem reconstruídas, já que em CS a reconstrução é tanto mais eficiente (em termos de número de amostras requeridas e de qualidade objetiva dos sinais) quanto mais esparsa for a representação no domínio de T . Assim, o problema (2) é abordado não sobre a imagem original, mas sobre diferentes versões filtradas; cada imagem filtrada x é calculada a partir das medidas \mathbf{b} obtidas multiplicando-se ponto-a-ponto as saídas do escâner pelos filtros considerados, no domínio de Fourier.

Entretanto, enquanto os experimentos em [6, 7] se concentram em três filtros passa-altas de Haar, este artigo aborda também filtros wavelet mais complexos, correspondentes à decomposição em 1 ou mais níveis. A utilização de filtros mais complexos favorece uma maior esparsidade no domínio espacial, mas com maior custo computacional, uma vez que mais filtros são necessários para cobrir todo o espectro de frequências.

A Figura 1 ilustra o método de pré-filtragem utilizado: as medidas \mathbf{b} fornecidas pelo escâner são multiplicadas pelos diferentes filtros esparsificantes, fornecendo medidas \mathbf{b}_k de n imagens filtradas desconhecidas ($1 \leq k \leq n$). Estas imagens são então calculadas pela otimização (2). Em seguida, um estágio final de composição permite determinar o espectro da imagem a ser reconstruída, a partir dos espectros das imagens filtradas (cada imagem filtrada contribui com uma região do espectro).

A solução dos problemas de otimização destacados na Figura 1 pode ser efetuada com base no algoritmo de mínimos quadrados iterativos reponderados (IRLS, do inglês *iterative reweighted least squares*) [9]. Trata-se de

um método de otimização iterativo, em que cada iteração o passo de maior custo computacional é a resolução com base em métodos diretos, como o método de eliminação de Gauss, ou métodos indiretos.

Assim, as implementações neste artigo se baseiam em um método indireto para resolução dos sistemas lineares. Considerando que os sistemas encontrados no algoritmo IRLS correspondem a matrizes simétricas e positivas definidas, optou-se pelo uso do método do gradiente conjugado.

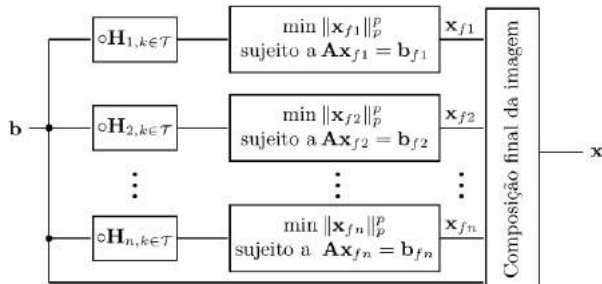


Figura 1: . Reconstrução de uma imagem \mathbf{x} de MR pelo método de pré-filtragem.

Implementações paralelas -

Nos métodos implementados, foram desenvolvidas implementações em série e em paralelo do método da Figura 1 para reconstrução usando uma CPU e GPU, respectivamente. Os tempos de reconstrução foram comparados usando precisão simples e precisão dupla para imagens reais em diferentes tamanhos considerados: 128×128 , 288×288 , 512×512 e 1024×1024 . As imagens de referência utilizadas foram fornecidas pelo *The Cancer Imaging Archive* (TCIA) [13].

Para as implementações em GPU, foram desenvolvidos protótipos de funções denominados *kernels*, na linguagem CUDA. Esses enviam à GPU operações aritméticas a serem realizadas (multiplicações matrizes-vetores e vetores-escalares), em uma memória não compartilhada (distribuída).

Foram conduzidos ainda testes de reconstrução sobre fantasmas do tipo Shepp-Logan de diferentes tamanhos, além das imagens reais. No caso das implementações em CPU, mais lentas, foram considerados 4 tamanhos de fantasmas: 128×128 , 288×288 , 512×512 e 1024×1024 . No caso das implementações em GPU, foram analisados 100 tamanhos de imagens, de 64×64 a 1024×1024 , incluindo, para efeito de comparação, todas as dimensões que são potências de 2 e que foram avaliadas nas implementações em CPU.

Os experimentos são conduzidos em *hardware* com CPU modelo Phenom x4 3.5 GHz, processador Quad-Core com 16 Gb de RAM (DDR3), e com GPU GTX 960 Sc com 4096 MB de RAM e 1178 MHz de *clock*.

Resultados

O sistema da Figura 1 foi, inicialmente, aplicado a medidas \mathbf{b} correspondentes a 120 linhas radiais no espaço- k de uma imagem de referência, fornecida pelo *The Cancer Imaging Archive* (TCIA) [13]. A reconstrução foi inicialmente feita, para comparação, com base nos filtros de Haar passa-altas, utilizados em

[6, 7]. Foi feita ainda com filtros de Daubechies 4, iterados usando 2 níveis de decomposição *wavelet*.

A Figura 2 mostra a imagem reconstruída usando os filtros de Daubechies 4 em 2 níveis. Neste exemplo, a pré-filtragem com os filtros de Daubechies testados levou a uma melhor qualidade de imagem, segundo a relação sinal-ruído calculada, que foi de 30.63dB no caso dos filtros de Haar, e de 32.54dB no caso dos filtros de Daubechies. O resultado sugere que os filtros de Daubechies tenham favorecido mais a esparsidade das imagens filtradas, comparados aos filtros de Haar, e com isso permitido uma melhor reconstrução a partir das mesmas 120 linhas radiais usadas nos 2 casos.

Entretanto, observe que o ganho em qualidade se deu às custas de aumento do tempo de reconstrução. A Tabela 1 mostra o tempo de reconstrução da imagem da Figura 2, para os casos dos filtros de Haar e de Daubechies 4. No caso da implementação serial, os tempos foram respectivamente de 1629 e de 2773, ou seja, houve um aumento na escala de 1,70. Este aumento se justifica pelo maior número de filtros utilizados.

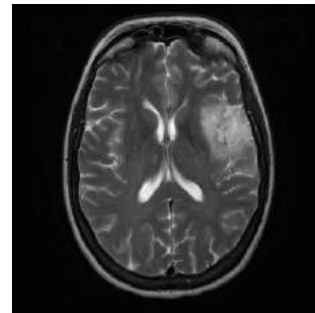


Figura 2. Imagem de MR de 512×512 reconstruída com base em 6 filtros iterados (2 níveis de decomposição) do tipo Daubechies 4, segundo a Fig. 1. Foram usadas 120 linhas radiais no espaço- k ; a SNR (32,54dB) foi calculada com base na imagem de referência de [13].

Tabela 1. Tempos de reconstrução da imagem da Figura 2, usando a pré-filtragem com filtros de Haar e de Daubechies 4 em 2 níveis de decomposição, e para implementação em CPU e em GPU.

Tipo de Implementação	Tempo de reconstrução com filtros de Haar (s)	Tempo de reconstrução com filtros Daubechies 4 de 2 níveis (s)
CPU	1629	2773
GPU	709	1309
SNR (dB)	30.63	32.54

Ainda na Tabela 1, nota-se o efeito da paralelização dos algoritmos de otimização para a reconstrução baseada nos filtros de Haar e de Daubechies. Embora o tempo de reconstrução com filtros de Daubechies seja 54% maior do que aquele usando filtros de Haar, o tempo reduz em 47% em comparação à implementação serial baseada em Daubechies.

Uma análise mais sistemática dos tempos de reconstrução considerando as análises em CPU e em GPU é apresentada na Figura 3. Neste caso, 17 linhas radiais extraídas do espaço- k de um fantoma de Shepp-Logan foram consideradas. As dimensões do fantoma foram variadas de 64 a 1024 linhas, para se observar a variação do tempo em função do tamanho de imagem. A Figura 3 mostra os tempos totais de reconstrução para as implementações em CPU e em GPU. Observe que, para

imagens menores, a implementação em CPU resulta em tempo menor ou equivalente, quanto comparada à implementação em GPU. Esse resultado sugere que nesta situação a transferência de dados a partir do barramento PCI entre a GPU e o computador é o aspecto mais crítico, e não o tempo das operações aritméticas em si. Em outras palavras, para as reconstruções em menores dimensões, o tempo gasto para transferir os dados de operação da CPU para a GPU, e vice-versa, não é compensado pelo ganho de paralelização das operações aritméticas.

Na Tabela 2 observa-se ainda que, para tempos de reconstrução, o algoritmo de pré-filtragem calculado em CPU com precisão dupla possui desempenho inferior à precisão simples para todos os tamanhos de imagem testados. Isso era esperado, já que operações com precisão maior podem requerer mais ciclos de máquina. Em GPU, entretanto, a mesma condição não é observada para imagens de dimensão 128x128 e 288x288, casos em que a precisão simples resultou em maiores tempos. Este aumento de tempo é evidenciado devido ao número de iterações do algoritmo de CS necessárias em precisão simples em GPU para que se obtenha uma mesma SNR.

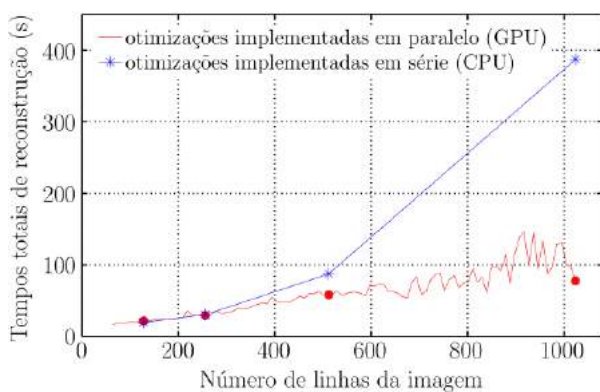


Figura 3. Tempos de reconstrução de imagens de MR usando CS com pré-filtragem no espaço- k , para implementações seriais (baseadas em CPU) e paralelas (baseadas em GPU) dos algoritmos de otimização.

Tabela 2. Tempos de reconstrução (s) usando CS com pré-filtragem no espaço- k , para implementações em série (baseadas em CPU) e em paralelo (baseadas em GPU) dos algoritmos de otimização, considerando tanto precisão simples como precisão dupla. Todas as reconstruções usam 150 linhas radiais no espaço- k , para imagens reais de MR.

Tamanho da imagem (píxeis)	Implementação Serial		Implementação Paralelo		SNR (dB)
	P. Simples	P. Dupla	P. Simples	P. Dupla	
128	6.45	6.50	16.65	12.37	92.3
288	14.80	17.81	15.76	10.93	47.0
512	38.41	47.96	14.35	14.49	34.7
1024	221.50	233.23	38.90	42.29	32.0

Conclusão

Este artigo aborda a utilização da pré-filtragem com *compressive sensing* (CS) para reconstrução de imagens de ressonância magnética. São considerados filtros mais complexos do que os encontrados na literatura, para aumentar a esparsidade das imagens filtradas e assim favorecer a reconstrução por CS. Um estudo de caso sugere ganho em relação sinal-erro da ordem de 1.9dB, mas ao custo de 59% no tempo de reconstrução.

O artigo apresenta implementações em paralelo das rotinas de otimização, para compensar os tempos de reconstrução. As implementações em CUDA permitiram, na arquitetura avaliada, diminuições no tempo de reconstrução da ordem de até 5,5 vezes, para imagens de 1024x1024 linhas.

Agradecimentos

Os autores agradecem à Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior (CAPES), pelo financiamento desta pesquisa.

Referências

- [1] R. N. Bryan, Introduction to the science of medical imaging. Cambridge: Cambridge University Press, 2010.
- [2] D. Hirjak, R. Wolf et al., "Motor abnormalities and basal ganglia in schizophrenia: Evidence from structural magnetic resonance imaging," *Brain Topogr*, 2014.
- [3] A. Kono, P. Croisille et al., "Cardiovascular magnetic resonance tagging imaging correlates with myocardial dysfunction and T2 mapping in idiopathic dilated cardiomyopathy," *Int J Cardiovasc Imaging*, 2014.
- [4] M. Nevat, A. Khateb, and A. Prior, "When first language is not first" *European Journal of Neuroscience*, vol. 40, no. 9, pp. 3387–3395, 2014.
- [5] M. Lustig, D. L. Donoho et al., "Compressed sensing MRI," *Signal Processing Magazine, IEEE*, vol. 25, no. 2, pp. 72–82, 2008.
- [6] C. J. Miosso, R. von Borries, and J. H. Pierluissi, "Compressive sensing with prior information: Requirements and probabilities of reconstruction in L1-minimization," *IEEE Transactions on Signal Processing*, vol. 61, no. 9, pp. 2150–2164, 2013.
- [7] C. J. Miosso, R. von Borries, and J. H. Pierluissi, "Compressive sensing method for improved reconstruction of gradient-sparse magnetic resonance images," in *43rd IEEE Asilomar Conference on Signals, Systems & Computers*, 2009.
- [8] J. A. Cantoral-Ceballos and K. B. Ozanyan, "Parallel-Data Reconstruction for Limited Views Tomography Sensors by Sinusoidal Hough Transform," *IEEE Sensors Journal*, IEEE, v. 13, n. 2, 2013.
- [9] C. J. Miosso, R. F. von Borries et al., "Compressive Sensing Reconstruction With Prior Information by Iteratively Reweighted Least-Squares," *IEEE Transactions on Signal Processing*, v. 57, n. 6, 2009.
- [10] R. Chartrand and W. Yin, "Iteratively reweighted algorithms for compressive sensing," in *ICASSP, IEEE*, 2008, pp. 3869–3872.
- [11] R. Baraniuk, "Compressive Sensing [Lecture Notes]," *IEEE Signal Processing Magazine*, v. 24, 2007.
- [12] C. J. Miosso, "Compressive Sensing with Prior Information Applied to Magnetic Resonance Imaging," Ph.D. dissert., Department of Electrical and Computer Engineering, University of Texas at El Paso, 2010.
- [13] K. Clark, B. Vendt et al., "The cancer imaging archive (TCIA): Maintaining and operating a public information repository," *Journal of Digital Imaging*, vol. 26, no. 6, pp. 1045–1057, 2013.

APLICABILIDADE DAS IMAGENS TÉRMICAS NO ACOMPANHAMENTO DA DISJUNÇÃO PALATAL

G. S. Ferreira*, M. Abreu de Souza**,***, G. J. Vizinoni e Silva*, O. Guariza-Filho* e E. S. Camargo*

* Programa de Pós-Graduação em Odontologia – PPGO/PUCPR, Curitiba, Brasil

** Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica e Informática Industrial – CPGEI/UTFPR

*** Programa de Pós-Graduação em Engenharia Biomédica - PPGEB/UTFPR, Curitiba, Brasil

e-mail: gi.simiao@gmail.com

Resumo: O objetivo deste trabalho foi avaliar a possibilidade do uso da termografia infravermelha, para detecção de alteração da temperatura em áreas inflamadas no palato durante a disjunção palatal. Para isso foi instalado aparelho disjuntor palatal tipo McNamara numa voluntária com 7 anos de idade. Em seguida foi utilizada câmera térmica (FLIR modelo A325), a qual mostra através de imagem infravermelha as alterações de temperatura durante o procedimento de disjunção. O protocolo para a obtenção das imagens térmicas consistiu em realizar a termografia em ambiente climatizado para que não ocorram diferenças devido à variação climática. Também foi realizada padronização no posicionamento da voluntária. A câmera foi posicionada perpendicularmente à face do paciente com distância entre lente e lábio de 19 cm; e com o auxílio de um espelho intrabucal foi obtida a imagem do palato. As imagens foram obtidas por meio da câmera térmica em três momentos diferentes: T1 - imediatamente após a instalação do aparelho, T2 - 2 dias após a primeira ativação, e T3 - 7 dias após a primeira ativação. Foi observado aumento de 1,7 °C na região da rafe palatina no 2º dia e queda de 0,6 °C no 7º dia em relação ao 2º dia. Já na região lateral do palato foi observado um aumento de 0,8 °C no 2º dia, essa temperatura manteve-se constante no 7º dia. A termografia infravermelha mostrou-se eficaz na detecção de áreas de inflamação no palato durante a disjunção palatal.

Palavras-chave: Ortodontia, Aparelhos Ortopédicos, Termografia.

Abstract: The aim of this study was to evaluate the possibility of using the infrared thermography in temperature change detection in inflamed areas on the palate during the palatal disjunction. For this, in a female patient with 7 years old was installed palatal expander McNamara type and was used a thermal camera (FLIR A325 model), which shows through infrared imaging temperature changes. The protocol for obtaining the thermographic images was to perform thermography in air-conditioned environment so that there is no difference in the results due to climate change; standardization of the position of the patient, who remained in the supine position with the head vertex with 24 cm distant from the wall room; the

camera was positioned perpendicular to the patient's face with distance between lens and lip of 19 cm; with the aid of an intraoral mirror was obtained palate image. The images were obtained by the thermal camera immediately after installation of the appliance and 2 and 7 days after the first activation. It was observed an increase of 1.7 °C in the palate area on the 2nd day and decline of 0.6 °C on the 7th day in relation to the 2nd day. In the lateral region of the palate was observed an increase of 0.8 °C on the 2nd day, the temperature remained on the 7th day. The Thermal Camera was effective in detecting areas of inflammation on the palate during the palatal disjunction.

Keywords: Orthodontics, Orthopedic appliances Thermography.

Introdução

A atresia maxilar é uma deformidade dentofacial na qual observa-se discrepância da maxila em relação à mandíbula, no plano transversal, podendo o paciente apresentar mordida cruzada posterior uni ou bilateral. Esta atresia causa estreitamento da arcada superior, geralmente acompanhado por apinhamento dentário, palato ogival, além de estar relacionado a hábitos de sucção, problemas respiratórios e fonéticos [1].

O tratamento da atresia maxilar consiste em realizar o procedimento de disjunção palatal, ilustrado na Figura 1, a qual mostra as forças atuantes no crânio e maxila num modelo de elementos finitos [2]. Para promover a disjunção palatal utilizam-se aparelhos disjuntores do tipo Haas [3], Hyrax e McNamara [4]. Este procedimento provoca a separação da sutura palatina mediana, podendo obter até 12 mm de alargamento da maxila e consequentemente aumento do perímetro da arcada dentária [3]. Há evidências de que esta abertura da sutura palatina mediana provoca resposta inflamatória nos tecidos suturais. Pesquisa realizada em crianças de 8 a 13 anos de idade, verificou que o tecido sutural mostrou indícios de inflamação, com acentuada atividade osteoblástica, concomitantemente ao alargamento da sutura [5].

Imagens infravermelhas ou termográficas são utilizadas como uma técnica diagnóstica através das variações térmicas provenientes do corpo humano. Os sensores infravermelhos atuais são extremamente

sensíveis na medição de diferenças térmicas. Deste modo, a expansão da termografia para aplicações biomédicas está se tornando uma técnica muito útil para auxiliar no diagnóstico de diversas doenças, tais como: oncologia, doenças vasculares, doenças respiratórias, procedimentos cirúrgicos, na odontologia e de forma geral na verificação da vitalidade dos tecidos [6].

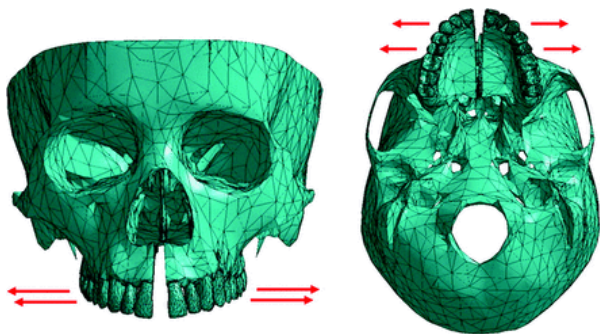


Figura 1: Efeitos da disjunção palatal representada em um modelo virtual de elementos finitos [2].

As imagens infravermelhas podem proporcionar informações fisiológicas relevantes se comparadas com outros métodos de imageamento médico, os quais na maioria das vezes proporcionam somente informações anatômicas (por exemplo: os planos tomográficos de Ressonância Magnética ou de Tomografia Computadorizada por raios-X).

Deste modo, a termografia infravermelha é uma alternativa para avaliar áreas de inflamação *in vivo*. Este método proporciona um mapeamento visual da temperatura da superfície dos tecidos, e fornece a medida térmica exata, sem nenhum dano ao paciente [7]. O diagnóstico através da termografia apresenta várias vantagens em relação a outras técnicas de diagnóstico por imagem. Ela é indolor; não invasiva, ou seja, sem exposição à radiação; sem necessidade de contraste; rápida e os resultados são gerados imediatamente [7].

Na área da Ortodontia, é expressivo o número de pacientes que faz uso do disjuntor palatal. O processo da disjunção palatal é bastante agressivo para o organismo, provocando uma resposta inflamatória dos tecidos da sutura palatina. O acompanhamento desse processo inflamatório é difícil de ser realizado visualmente. Para exemplificar, a literatura mostra estudos nos quais foram apresentadas análises histológicas realizadas em macacos [10] e em crianças [5]. No entanto, nos dias atuais esse tipo de procedimento não é mais empregado por ser muito invasivo. Assim, com o objetivo de auxiliar o tratamento e acompanhamento de pacientes que fazem uso dos aparelhos disjuntores, esse artigo propõe-se o uso da termografia como uma nova abordagem, tanto para avaliar como para monitorar as variações térmicas decorrentes do processo de disjunção da sutura palatina.

Materiais e métodos

Seleção da amostra - Após avaliar os critérios de inclusão (saúde bucal, atresia maxilar e ausência de tratamento ortodôntico prévio) foi selecionado uma voluntária, com 7 anos e 10 meses de idade.

Foram realizados exames complementares (radiografias, modelos de gesso e fotos intra e extra bucais) antes e após o tratamento. Estes exames foram utilizados para o diagnóstico e planejamento.

Confecção e ativação do aparelho - A construção laboratorial do disjuntor palatal tipo McNamara [8] (Figura 2) inicia-se com a adaptação do parafuso expansor de 11 mm (600-010, marca Dentaurum, Alemanha) no centro do palato, na região de pré-molares ou molares decíduos através do modelo de gesso. Foram realizadas dobras nas hastes do parafuso para a melhor acomodação na curvatura do palato e aproximação da cervical dos molares. Sequencialmente, a haste posterior foi dobrada contornando a distal do último molar presente no arco, sendo direcionada para vestibular e mesial. A haste anterior deve contornar o canino por vestibular e distal.

Em seguida, foi confeccionada uma placa de acetato (que fará a cobertura de todos os dentes posteriores) com espessura de 1,5 mm. Essa placa foi termoplastificada e recortada seguindo o desenho correspondente à linha cervical destes dentes.

Sobre a cobertura oclusal em acetato foi adicionada camada de acrílico fixando as hastes metálicas do parafuso à camada em acetato. A espessura total da cobertura oclusal (acetato e acrílico) é de aproximadamente 3 mm. Após a polimerização total da resina foi feito o acabamento e polimento.

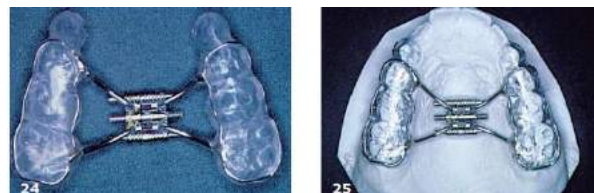


Figura 2: Aparelho Expansor tipo McNamara [8].

Termografia - Em termos do espectro eletromagnético, todos os objetos com temperatura acima do zero absoluto (0 K) emitem radiação térmica na faixa infravermelha, que compreende comprimentos de onda de 0,7 a 1000 μm . As câmeras infravermelhas, também chamadas de câmeras térmicas, possuem sensores capazes de captar essa radiação. Como resultado, tal dispositivo (câmera) é capaz de gerar uma imagem na qual cada pixel corresponde a um valor de temperatura[9].

Para a aquisição das imagens térmicas foi utilizada uma câmera infravermelha FLIR modelo A325. Essa câmera possui sensibilidade a comprimentos de onda de 7,5 a 13 μm e pode registrar temperaturas de -20°C a 120°C com uma resolução térmica de $0,05^\circ\text{C}$. Ela também grava filmes a uma taxa de 30 quadros por segundo, gerando imagens com uma resolução de 320 x

240 pixels. A lente utilizada apresenta distância focal nominal de 18 mm. Todas as coletas de imagens térmicas foram conduzidas em uma sala climatizada, controlando variações de temperatura, umidade e circulação de ar.

Desse modo, a obtenção das imagens térmicas proporcionará avaliação das alterações de temperatura na região do palato, durante o processo de disjunção. Para a coleta das imagens termográficas foi seguido o seguinte protocolo: Paciente deitado em maca na posição de decúbito dorsal; câmera posicionada perpendicularmente à face do paciente, com distância entre lente e lábio superior de 19 cm; distância do Vértex (ponto mais alto do crânio) até parede da sala será de 24 cm; uso de espelho metálico intrabucal (da marca Prisma®, feito de cromo) para obtenção da imagem do palato (Figura 3). Foi realizado teste piloto para avaliar possível alteração de temperatura obtida com e sem espelho. Nesse caso, não foi observada diferença estatisticamente significativa entre o uso e o não uso do espelho.

Após a verificação do teste piloto, a obtenção da imagem foi realizada utilizando o espelho intrabucal, pois o mesmo gera um maior conforto para o paciente e para a manipulação e aquisição das imagens pelo operador.

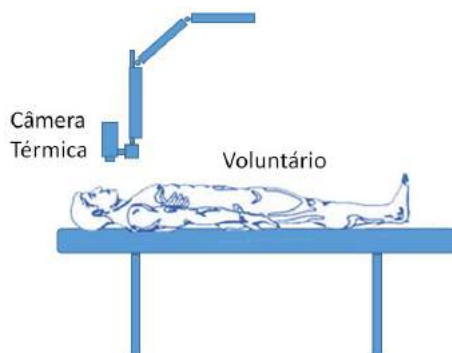


Figura 3: Esquema ilustrando o posicionamento para aquisição das imagens térmicas intrabucais.

As análises das imagens infravermelhas (utilizando-se a câmera térmica) foram realizadas após a instalação do aparelho, sendo a temperatura controle antes das ativações (T1), 2 dias após a instalação (T2) e 7 dias após a instalação do aparelho (T3).

Resultados

Através do programa FLIR Tools® foi possível analisar as imagens térmicas demarcando pontos específicos (SP1, SP2, e SP3).

De forma a padronizar o método da análise de temperatura foram traçadas linhas referenciais. Uma linha delimitando a face anterior do parafuso expansor L1, e outra ligando os dois pontos mais anteriores das coberturas acrílicas do aparelho L2. Uma terceira linha (L3) foi traçada perpendicularmente cortando a L1 e L2. Na sequência, uma quarta linha (L4) foi traçada

conectando a dobra da haste anterior do parafuso até a união da haste posterior com o acrílico (Figura 4).

Para a obtenção das temperaturas desejadas foram selecionados pontos nas linhas referenciais:

- **SP1:** ponto localizado na metade da linha L3,
- **SP2:** ponto localizado na intersecção das linhas L1 e L3,
- **SP3:** ponto localizado na metade da linha L4.

Os valores das temperaturas obtidas nesse voluntário são mostrados na Tabela 1. No primeiro dia (T1) obtivemos o seguinte resultado: SP1 = 33,0 °C; SP2 = 33,0 °C e SP3=34,7 °C. Comparando T1 e T2 observamos um aumento de temperatura nas três regiões demarcadas. Na região média e central do palato houve um aumento de 1,7 °C e na região lateral um aumento de 0,8 °C. Em T3 observamos as seguintes temperaturas: SP1=34,5 °C; SP2=34,0 °C e em SP3=35,4 °C.



Figura 4: Imagem infravermelha ilustrando a localização das linhas e dos pontos selecionados.

Através desses resultados, observou-se que durante a disjunção da sutura palatina desencadeia-se uma elevação da temperatura na região [5]. Essa constatação sugere que isso pode estar relacionado tanto com um processo inflamatório, quanto a um aumento da circulação, e conseqüente aumento do metabolismo, devido à proliferação de células novas na região atingida. Nesse caso, confirmou-se que esse aumento de temperatura pode ser mensurado através da termografia.

Tabela 1: Temperaturas obtidas através da seleção dos pontos SP1, SP2 e SP3.

	SP1	SP2	SP3
T1	33,0 °C	33,0 °C	34,7 °C
T2	34,7 °C	34,7 °C	35,5 °C
T3	34,5 °C	34,0 °C	35,4 °C

Discussão

Há evidências de que a abertura da sutura palatina mediana provoca resposta inflamatória nos tecidos suturais. Pesquisa realizada em crianças de 8 a 13 anos de idade, verificou que durante a expansão, o tecido sutural mostrou indícios de inflamação, com acentuada atividade osteoblástica, concomitantemente ao

alargamento da sutura [5].

Em outro estudo histológico realizado em macacos, foi observada a ruptura da sutura palatina mediana e a neoformação óssea progressiva subsequente. No momento da ruptura, observou-se a área do defeito ósseo preenchida com tecido conjuntivo fibroso desorganizado, bem vascularizado, sugestivo de resposta inflamatória crônica suave [10].

O exame histológico é o principal método para avaliar áreas de inflamação decorrentes da disjunção palatal, porém não é possível utilizar esse método *in vivo*. Portanto, através da utilização da câmera térmica neste estudo foi possível observar alterações de temperatura na região da sutura palatina, sem necessitar de exame histológico.

A maior força produzida pelas ativações do disjuntor ocorre imediatamente após a ativação, a qual em seguida começa a diminuir. Estas forças de alta magnitude são imediatamente transferidas para os dentes que em conjunto com as estruturas ósseas atuam como uma unidade, oferecendo resistência ao movimento de expansão. A carga produzida por qualquer ativação não gera o movimento imediato dos ossos faciais, mas fica guardada em forma de energia potencial no próprio aparelho até que ocorram as movimentações ósseas (abertura da sutura palatina) [11].

A separação da sutura palatina geralmente ocorre entre o 5º e 7º dia de ativação do disjuntor palatal. Durante esse período, a força acumulada na região desencadeia um processo inflamatório o qual diminui gradativamente após a abertura da sutura [11].

Por meio da análise das imagens térmicas observou-se que no 2º dia de ativação do aparelho a temperatura aumentou 1,7 °C na região central e 0,8 °C na região lateral, comprovando assim, a presença de uma resposta inflamatória no local. Já através da análise no 7º dia de ativação, observou-se uma leve diminuição na temperatura, sugerindo que a sutura palatina já estava aberta e o processo inflamatório estava diminuindo.

Conclusão

A avaliação através da análise das imagens infravermelhas mostrou-se eficaz na detecção de alterações térmicas no palato. Desse modo, propõe-se a utilização de uma câmera térmica para acompanhamento e avaliação *in vivo*, durante o processo de abertura da sutura palatina. Tais variações são provocadas pelas rápidas alterações térmicas e inflamatórias decorrentes desse processo. Nesse caso, a principal vantagem consiste em não haver necessidade de exames histológicos.

Para maior aprofundamento, propõe-se a continuidade dessa pesquisa em uma amostra com mais voluntários para confirmação dos dados preliminares obtidos nesse estudo. Também sugere-se coletar pelo menos três medições para cada voluntário, obtendo assim a média e desvio padrão, proporcionando maior confiabilidade estatística.

Agradecimentos

Agradecemos à UTFPR pela estrutura, à CAPES e ao CNPq pelas bolsas de pesquisa.

Referências

- [1] Pedreira MG, de Almeida MHC, Ferrer KJN, de Almeida RC. Avaliação da atresia maxilar associada ao tipo facial. *Dental Press Journal Orthodontics*; 2010 May-June; 15(3):71-77.
- [2] Holberg C.; Steinhäuser S.; Rudzki-Janson I. Rapid maxillary expansion in adults: cranial stress reduction depending on the extent of surgery. *Eur J Orthod*; 2007 Feb; 29(1):31-6. ISSN 0141-5387 (Print) 0141-5387 (Linking). Disponível em: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/17290014>.
- [3] Haas AJ. Entrevista. *R Dental Press Ortodon Ortop Facial*; 2001 Jan-Fev; 6(1)1-10.
- [4] Nozimoto HJ, Tukan CP, Marques MRM. Aparelho de expansão rápida da maxila com cobertura acrílica: proposta de modificação. *Rev. Clín. Ortodon. Dental Press*; Abr-Maio; 7(2), 2008.
- [5] Melsen, B. A histological study of the influence of sutural morphology and skeletal maturation on rapid palatal expansion in children. *Trans Eur Orthod Soc*; 1972; 499-507. Disponível em: < <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/4596566> >.
- [6] Diakides N, Bronzino J. *Infrared Imaging in medicine*: CRC press; 2007.
- [7] Sanches JI. Sobreposição de imagens termográficas e ressonância Magnética: Uma nova modalidade de imagem médica tridimensional; 170 páginas, (Doutorado). Engenharia Biomédica, Universidade Tecnológica Federal do Paraná, Brasil, 2009.
- [8] Almeida RR, Bramante SF, de Freitas RM, Fuziy A. Aparelho Expansor Fixo com Cobertura de Acrílico: Técnica de Construção e Aspectos Clínicos. *R Dental Press Ortodon Ortop Facial*; 2000 jul-ago; 5(4): 62-71.
- [9] Hartley R., Zisserman A. *Multiple view geometry in computer vision*. Cambridge university press; 2003. ISBN 0521540518.
- [10] Cleall, JF. *et al.* Expansion of the Midpalatal Suture in the Monkey. *Angle Orthod*; 1965 jan; 35: 23-35. ISSN 0003-3219 (Print) 0003-3219 (Linking). Disponível em: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/14258829>.
- [11] Zimring JF, Isaacson RJ. Forces Produced by Rapid Maxillary Expansion. 3. Forces Present during Retention. *Angle Orthod*; 1965 jul; 35:178-86. ISSN 0003-3219 (Print) 0003-3219 (Linking). Disponível em: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/14331018>.

DETECÇÃO DE ACIDENTE VASCULAR CEREBRAL ISQUÊMICO AGUDO/SUBAGUDO BASEADA NA POSIÇÃO VENTRICULAR

C. B. Aguiar*, W. S. Soares*, M. G. A. R. Santos*, S. A. Araújo Neto** e C. D. M. Regis*

*Grupo de Processamento Digital de Sinais, IFPB, João Pessoa, Brasil

**Centro de Ciências Médicas, UFPB, João Pessoa, Brasil

e-mail: burlececcilia@gmail.com

Resumo: O AVC isquêmico representa 80% de todos AVCs. Um diagnóstico rápido e em estágio inicial dessa patologia é importante para o tratamento adequado dos pacientes, quando o fluxo sanguíneo é restaurado rápido o suficiente para a área do AVCi agudo/subagudo, o tecido afetado pela isquemia pode se recuperar. Este trabalho apresenta um novo algoritmo de detecção da provável área de AVCi agudo/subagudo, visando auxiliar o diagnóstico, apresentando um algoritmo rápido e de baixo custo computacional. São utilizados no processamento métodos baseados em limiarização simples, baseados na posição ventricular cerebral para sinalização em verde da área do provável AVCi agudo/subagudo, para facilitar a sua detecção pelos profissionais da saúde. A eficiência ou acurácia obtida com esse algoritmo foi de 86,4%, a sensibilidade de 80% e a especificidade de 86,6%.

Palavras-chave: Limiarização, AVCi agudo/subagudo, Tomografia Computadorizada.

Abstract: Ischemic stroke accounts for about 80% of all strokes. An early diagnosis of the stroke is critical for providing patients with proper treatment, because when the blood flow in the affected area is restored quickly enough, at the acute or subacute stage of ischemic stroke, the tissue damage can be recovered. This work presents a new approach for the automated detection of a probable acute or subacute ischemic stroke in a given area, which is considerably fast, at low computational cost, and aims to aid medical diagnosis. The method is based on simple thresholding and in ventricular position, highlighting the area in green to facilitate the detection by a professional. The efficiency and the accuracy obtained with the aforementioned algorithm was about 86.4%, the sensitivity was 80%, and the specificity 86.6%.

Keywords: Thresholding, Acute and Subacute Ischemic Stroke, Computerized Tomography.

Introdução

O acidente vascular cerebral (AVC) é a doença neurológica mais frequente e responsável pelo maior número de mortes no Brasil [1]. E essa doença pode ser classificada em dois tipos: hemorrágica (AVCh), decorrente da ruptura de vasos sanguíneos que causa um extravasamento de sangue para o cérebro; e isquêmica (AVCi), ocasionada pela insuficiência no fluxo sanguíneo cerebral. Cerca de 80% de todos os AVCs são

do tipo isquêmico [2], que podem ser classificados em três classes, segundo o tempo de evolução do quadro: agudo, subagudo e crônico [3]. O tratamento ainda na fase aguda, que compreende as primeiras 24 horas, é indispensável para aumentar as chances de reversão do quadro ou de atenuação dos déficits futuros, ao restabelecer o fluxo sanguíneo para a área afetada que pode ter suas funções recuperadas [3]. Pesquisas demonstraram que os melhores resultados são obtidos quando isso ocorre nas primeiras 3 horas.

Contudo, o diagnóstico diferencial entre AVCi e AVCh deve ser feito anteriormente ao tratamento adequado, posto que cada um deles demanda condutas extremamente diferentes. Assim, medidas indicadas para o AVCi se aplicadas equivocadamente em um paciente com AVCh podem ter consequências desastrosas, agravando o seu sangramento [3]. Infelizmente, a diferenciação clínica entre o AVCh e AVCi dificilmente pode ser feita, pois suas manifestações são muito semelhantes, sendo necessária a utilização de exames de imagem [4].

A detecção de sinais de AVCi e da área de tecido atingido pela isquemia na fase aguda dessa patologia em imagens de tomografia computadorizada (TC) sem contraste é baixa, em alguns estudos com especialistas em radiologia esses conseguem uma sensibilidade de 45% a 55% nessa detecção [5]. As ferramentas CAD (*Computer-aided detection/diagnosis*) foram e estão sendo desenvolvidas visando auxiliar o médico, prestando um suporte necessário à decisão médica, bem como na detecção e interpretação de doenças de vários órgãos. A aplicabilidade das ferramentas CAD está bem estabelecida clinicamente em exames como mamografia, colonoscopia e imagens torácicas, pois vários estudos relatam e comprovam a eficácia destas ferramentas [6].

Este trabalho tem como objetivo a elaboração de um algoritmo para detectar as áreas de isquemia cerebral causadas por AVCi na sua fase aguda/subaguda utilizando técnicas de limiarização simples e baseado no posicionamento do ventrículo cerebral. E assim, auxiliando o profissional da saúde a chegar ao diagnóstico do AVCi da forma mais rápida possível, e dessa maneira, prezando pela diminuição do tempo de processamento e do custo computacional.

Materiais e métodos

Nesta seção é apresentada a base de dados utilizada, a metodologia aplicada neste trabalho, o detalhamento do algoritmo desenvolvido, e ainda é descrita como foi realizada a avaliação estatística desse algoritmo. Neste trabalho foi realizada uma abordagem para a detecção das áreas de isquemia nas imagens de TC, o algoritmo foi desenvolvido na linguagem C++, utilizando-se a biblioteca *OpenCV*. Este algoritmo baseia-se na simples utilização de limiares para a localização dos ventrículos e para posterior detecção das áreas que apresentam isquemia, visando o minimizar o tempo de processamento.

Base de dados – A base de dados utilizada neste trabalho é composta por imagens de TC do crânio de 293 pacientes disponibilizadas pelo Núcleo de Estudos e Pesquisa em Imaginologia (NEPI) da Universidade Federal da Paraíba (UFPB), as quais são provenientes da base de dados de um serviço privado ambulatorial de diagnóstico por imagem do interior do estado, dessa forma, o número de casos de AVCi agudo/subagudo não é tão grande pois esse não é um centro de referência de emergência, e sim, de exames de rotina. Esses exames foram colhidos de forma aleatória e consecutiva.

Dentro das amostras da base de dados existem 166 pacientes que estão dentro da variabilidade normal, 10 que apresentam o acometimento do AVCi agudo/subagudo, 5 pacientes com AVCi subagudo/crônico ou crônico, 47 aparecimentos da patologia leucoaraiose, 5 pacientes com tumor de diversas etiologias, e os outros 60 possuem outras doenças pontuais. Alguns desses pacientes possuem mais de uma patologia identificável na TC.

Todas as imagens seguem o padrão DICOM (*Digital Imaging and Communications in Medicine*) de imagens médicas e possuem dimensões de 512×512 originalmente. Em todos os exames foram usados cortes sequenciais (não helicoidais) axiais, com espessura de 8mm entre os cortes. Tal técnica costuma resultar em 19 a 21 cortes para cada um dos pacientes analisados.

As imagens utilizadas neste trabalho, só foram obtidas após a aprovação do Comitê de Ética em Pesquisa, cujo número de registro é: 1.293.095.

Metodologia – O algoritmo de detecção de AVCi agudo ou subagudo baseado na sua posição em relação ao ventrículo cerebral utiliza conceitos de limiarização. E ainda, para excluir a detecção da leucoaraiose, utiliza-se do fato que, diferentemente do AVCi, a leucoaraiose localiza-se periventricularmente e é bilateral. Esse algoritmo consiste em abrir a imagem da tomografia, e a partir da análise de cada *pixel* em relação a sua posição e a sua intensidade de nível de cinza, é realizada uma decisão se ele pertence ou não a uma região de isquemia.

O fluxograma generalizado do algoritmo, desenvolvido e utilizado para o processamento das imagens de TC de crânio, é ilustrado na Figura 1. O processamento inicia-se com a aquisição das imagens do paciente da base de dados, no padrão DICOM da TC, após isso, é feita a exclusão dos elementos externos ao

corpo que estão presentes na imagem original. Depois ocorre a segmentação do objeto de interesse, que é apenas o que está por dentro da caixa craniana, visando, assim, excluir os ossos cranianos e qualquer edema que possa estar presente por fora do osso. Em seguida é realizada uma localização dos ventrículos cerebrais.

O processamento é iniciado com uma limiarização, utilizando método de Otsu, aplicada na imagem original, seguida da aplicação do operador de Sobel para detecção de bordas. O método de Otsu tem como objetivo a partir de uma imagem em tons de cinza, determinar o valor ideal de um limiar que separe os elementos do fundo e do objeto da imagem em dois grupos, atribuindo a cor branca ou preta para cada um deles.

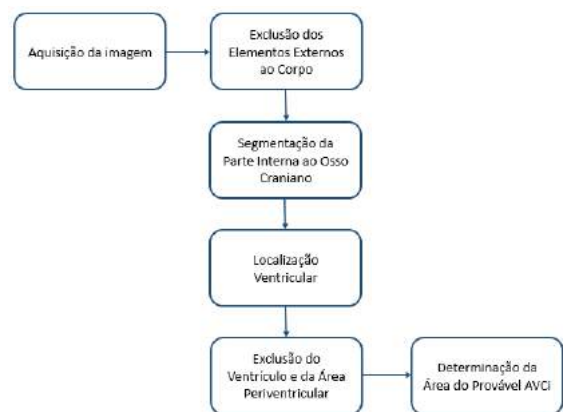


Figura 1: Fluxograma generalizado do algoritmo desenvolvido.

Após a utilização de Otsu e da detecção de bordas, uma imagem que contém apenas os contornos internos e externos à estrutura óssea do crânio é obtida. A região contida no interior do contorno interno é preenchida com o valor 1, branco, a partir do ponto central, e o contorno externo é excluído com a aplicação da erosão, que é um operador morfológico que reduz elementos de uma imagem.

A segmentação da parte interna ao osso craniano, que corresponde apenas aos tecidos cerebrais, é realizada pela multiplicação entre a imagem que possui o contorno interno preenchido e a imagem original da TC.

Posteriormente, é realizada a localização do ventrículo e a exclusão da área periventricular, isso é necessário porque o AVCi é a diminuição do fluxo sanguíneo apenas na região do cérebro em que estão os corpos celulares dos neurônios (substância cinzenta). A área mais próxima aos ventrículos cerebrais é chamada de substância branca, e não contém esses corpos celulares, a patologia que é resultante da diminuição do fluxo nessa área é chamada leucoaraiose e ela é semelhante ao AVCi em relação aos de tons de cinza que apresenta. Assim, ao se eliminar a área periventricular, é diminuída a possibilidade de se identificar erroneamente a leucoaraiose.

A detecção do ventrículo foi realizada, inicialmente, criando-se uma máscara 5×5 , composta apenas pelo valor 1, e ela é aplicada em todos os *pixels* da imagem. Se a

média dos valores de intensidade de cinza obtida em cada *pixel* pela máscara for menor que o limiar de 12, esse *pixel* é definido como pertencente ao ventrículo cerebral. Depois de obtidos todos *pixels* referentes ao ventrículo, é aplicado um operador morfológico de dilatação, para posterior definição do menor retângulo em que área do ventrículo está contida. Essa é definida como zero na imagem resultante após a exclusão do crânio. Dessa forma, a imagem ao final desse processamento apresenta apenas a parte da substância cinzenta, a área em que ocorre o AVCi.

Essa máscara é utilizada na obtenção da média para que seja feita uma consideração de um padrão e não apenas a observação de *pixels* isolados. Essa mesma máscara é utilizada na determinação da área do provável AVCi agudo/subagudo, e aplicada a média resultante uma limiarização de três classes, em que a média de intensidade dos níveis de cinza da área características do AVCi deve estar acima de 15 e abaixo de 24, essa faixa de valores foi obtida com o auxílio do médico radiologista. E dessa forma, os *pixels* que se encaixam nesse padrão são coloridos em verde e determinados como a área de provável AVCi agudo/subagudo.

Análise estatística do algoritmo – A análise do desempenho do algoritmo desenvolvido foi realizada, utilizando três medidas: a sensibilidade, a especificidade, e a acurácia [7, 8]: A sensibilidade (*Sens*) indica o quanto o algoritmo identifica corretamente a patologia quando ela realmente está presente, ou seja, o quão sensível ele é. Ela é calculada pela relação entre o número de pacientes com AVCi agudo/subagudo corretamente identificados pelo algoritmo e o número total de pacientes com essa patologia identificados pelo padrão ouro, que é o laudo médico, dada na equação 1.

$$Sens = \frac{VP}{VP+FN} \quad (1)$$

Em que VP represente o número de verdadeiros positivos, ou seja, os pacientes identificados corretamente pelo algoritmo. E FN, os falsos negativos, que são os pacientes que possuem a patologia em questão, mas esta não foi detectada pelo algoritmo.

A especificidade (*Esp*) determina a capacidade do algoritmo de excluir corretamente os pacientes que realmente não apresentam a patologia. É a relação entre os pacientes que o algoritmo não detectou o AVCi agudo/subagudo e o número de pacientes que realmente não possuem essa doença, seu cálculo é feito pela equação 2.

$$Esp = \frac{VN}{VN+FP} \quad (2)$$

Em que VN identifica os verdadeiros negativos, ou seja, quando não há detecção da patologia e ela realmente não está presente. E FP, os falsos positivos, ou quando há a detecção da patologia, mas ela não está presente.

A acurácia (*Ac*) determina a taxa global de correta classificação da detecção de AVCi agudo/subagudo do algoritmo, ou seja, a competência do algoritmo de detectar corretamente quando há e quando não há a

presença da patologia. A equação 3 define como se dá o cálculo da acurácia, que é a proporção de tudo que foi corretamente detectado e o número total de pacientes avaliados.

$$Ac = \frac{VP+VN}{VN+VP+FN+FP} \quad (3)$$

O padrão-ouro utilizado neste trabalho, como já mencionado anteriormente, foi o laudo fornecido por um radiologista especialista.

Resultados

Para todos os conjuntos de imagens de cada paciente foi realizado o processamento pelo algoritmo desenvolvido neste trabalho. O resultado desse processamento em imagens de TC de crânios de pacientes dentro da variabilidade normal é mostrado na Figura 2.

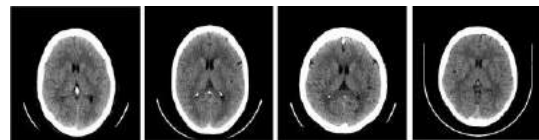


Figura 2: Exemplos de TCs de um mesmo corte de 4 pacientes considerados normais pelo algoritmo.

Nas Figuras 3 e 4 estão mostrados os resultados do processamento digital de algumas imagens das TCs de crânio em que houve a detecção de forma correta das áreas de AVCi agudo ou subagudo, segundo a correlação com o laudo médico. Os *pixels* que faziam parte dessa área foram coloridos em verde.

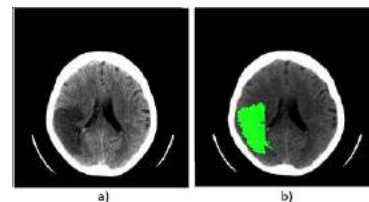


Figura 3: Imagem original (a) e após o processamento (b), com a identificação da área de provável AVCi agudo/subagudo do Paciente 151.

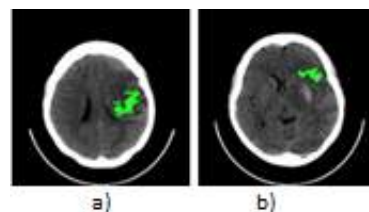


Figura 4: Imagem após o processamento com a identificação da área de provável AVCi agudo/subagudo do Paciente 93 (a) e 82 (b).

Apesar da utilização dessa detecção baseada na posição ventricular, ainda existem alguns erros pela identificação da leucoaraiose como região de AVCi,

como falso positivo. Na Figura 5 é ilustrada uma TC após o processamento que se encaixa no que foi descrito.

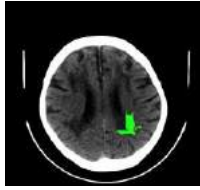


Figura 5: Detecção errada da área de leucoaraiose como área de provável AVCi agudo/subagudo.

Na Tabela 1 estão mostrados os resultados obtidos para a avaliação de desempenho utilizando o algoritmo de detecção de AVCi agudo ou subagudo utilizando limiarização simples baseada .

Tabela 1: Avaliação de desempenho para o algoritmo de detecção de AVCi baseado na posição ventricular.

<i>Sens</i>	<i>Esp</i>	<i>Ac</i>
80,0%	86,6%	86,4%

Discussão

As técnicas de limiarização foram testadas em imagens de TC de cérebro e é possível observar na Tabela 1 que o algoritmo desenvolvido apresentou uma acurácia de 86,4%, uma especificidade de 86,6% e uma sensibilidade de 80% na detecção de áreas de AVCi agudo ou subagudo nas imagens de TC dos pacientes da base de dados.

Apesar da localização e exclusão da área ventricular e periventricular, ainda existiram 14 falsos positivos encontrados pela semelhança da intensidade de cinza da leucoaraiose com a área de AVCi agudo/subagudo, ou porque a localização do ventrículo não foi realizada de maneira adequada, ou ainda porque a área periventricular excluída foi muito pequena para eliminar toda a leucoaraiose na imagem.

A sensibilidade alcançada pelo algoritmo desenvolvido foi de 80%, e a área detectada foi cerca de 70% a 80% da área isquemiada real. Apesar de existirem 2 imagens em que existe a falsa rejeição da patologia, nessas imagens o acometimento da doença tinha acontecido há de menos de 2h, então ainda não havia quase nenhuma mudança na densidade cerebral.

Conclusão

O algoritmo desenvolvido utilizando limiarização simples baseado na posição ventricular para a detecção de áreas de AVCi agudo/subagudo satisfaz os objetivos, apresentando uma acurácia de 86,4%. Esse algoritmo foi implementado de forma fácil e simples e apresenta, no processamento do conjunto de imagens (20) de cada paciente, um tempo de duração de seis segundos. Dessa forma, esse algoritmo pode ser uma ferramenta útil de auxílio em diagnóstico médico. Assim, podendo auxiliar

médicos generalistas e paramédicos que não tem especialidade na área da radiologia, ao chamar atenção para uma área de provável AVC isquêmico.

Como trabalhos futuros, é ainda necessário um maior aperfeiçoamento da segmentação da região de isquemia característica do AVCi agudo ou subagudo. É necessário realizar não só a comparação do laudo com o resultado do algoritmo, mas adicionando também uma correspondência topográfica que determine o quanto da área isquemiada e está sendo realmente detectada. E ainda é necessário um aumento do número de casos dentro da base de dados de pacientes acometidos pelo AVCi agudo/subagudo, além da utilização de outras bases de dados para testar o algoritmo desenvolvido.

Agradecimentos

À CAPES/Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica do IFPB, ao CNPq/Projeto PIBITI e ao IFPB pelo suporte à pesquisa.

Referências

- [1] Carvalho JJF, Alves MB, Viana GÁA, Machado CB, Santos BFC, Kanamura AH, Silva GS. Stroke Epidemiology, Patterns of Management, and Outcomes in Fortaleza, Brazil A Hospital-Based Multicenter Prospective Study. *Stroke*. 2011.
- [2] Latchaw RE, Alberts MJ, Lev MH, Connors JJ, Harbaugh RE, Higashida RT, Villablanca P. Recommendations for Imaging of Acute Ischemic Stroke A Scientific Statement From the American Heart Association. *Stroke*. 2009, 40(11): 3646-3678.
- [3] Tomura N, Uemura K, Inugami A, Fujita H, Higano S, Shishido F. Early CT finding in cerebral infarction: obscuration of the lentiform nucleus. *Radiology*. 1988, 168(2): 463-467.
- [4] Hudyma, E, Terlikowski G. (2008, October). Computer-aided detecting of early strokes and its evaluation on the base of CT images. In *Computer Science and Information Technology, 2008. IMCSIT 2008*.
- [5] Kloska SP, Nabavi DG, Gaus C, Nam EM, Klotz E, Ringelstein EB, Heindel W. Acute Stroke Assessment with CT: Do We Need Multimodal Evaluation? 1. In: *Radiology*. 2004, 233(1): 79-86. Disponível em: <http://pubs.rsna.org/doi/full/10.1148/radiol.2331030028>.
- [6] Nowinski WL, Qian G, Hanley DF. A CAD System for Hemorrhagic Stroke. *The neuroradiology journal*. 2014, 27(4): 409-416.
- [7] Parikh R, Mathai A, Parikh S, Sekhar GC, Thomas R. Understanding and using sensitivity, specificity and predictive values. *Indian journal of ophthalmology*. 2008, 56(1), 45.
- [8] Almeida Costa WC, Costa SLDNC, Assis FM, Neto BGA. Classificação de sinais de vozes saudáveis e patológicas por meio da combinação entre medidas da análise dinâmica não linear e codificação preditiva linear. *Rev. Bras. Eng. Biom*. 2013, 29(1): 3-14.

DETECÇÃO DE MELANOMA UTILIZANDO DESCRITORES DE HARALICK

M. G. A. R. Santos*, C. B. Aguiar*, W. S. Soares*, M. O. Alencar* e C. D. M. Regis*

*Grupo de Processamento Digital de Sinais, Instituto Federal da Paraíba, João Pessoa, Brasil
e-mail: gmarialves@gmail.com

Resumo: O melanoma é um dos tipos de câncer de pele, que dificilmente tem a detecção no seu estado inicial, dificultando assim o tratamento. Devido a importância de um prognóstico da doença, têm-se desenvolvidos técnicas computacionais para auxiliar na identificação dessa patologia. Este artigo tem como finalidade a identificação do melanoma em imagens da pele, através dos Descritores de Haralick. Serão analisados doze dos Descritores e selecionados os que identificam melhor a região da patologia. O algoritmo desenvolvido apresentou bons resultados, como uma sensibilidade de 88% e uma acurácia na detecção do melanoma de 83%.

Palavras-chave: Câncer de pele, descritores de Haralick, Textura, Processamento de Imagens.

Abstract: *Melanoma is a type of skin cancer that is hardly detected in its initial state, thus difficulting the treatment. Due to the importance of a prognosis for the disease, computational techniques were developed to help identify this pathology. This article aims to identify melanoma in skin images using Haralick's Descriptors. Twelve of Descriptors will be analyzed, and then those that better identify the area of pathology will be selected. The developed algorithm presents good results, as a sensitivity of 88% and an accuracy at melanoma detection of 83%.*

Keywords: *Skin cancer; Haralick's features, Texture, Image Processing.*

Introdução

A pele é o maior órgão do corpo humano e corresponde a 15% do peso total do homem. É o órgão que reveste e delimita o organismo, protegendo-o e interagindo com o meio externo. A pele também protege o corpo contra o calor, a luz e as infecções, além de ser responsável pela regulação da temperatura corpórea e de auxiliar como reserva de água, vitamina D e gordura. Esse órgão está sujeito a um crescimento desordenado das suas células que podem resultar em um câncer de pele [1].

Dentre os tipos de câncer de pele existe o melanoma que é o tipo menos frequente, porém tem o pior prognóstico e o maior índice de mortalidade. Nesse tipo de câncer pode haver metástase, havendo espalhamento rápido pelo corpo, com grande potencial de letalidade. Um diagnóstico precoce seria um dos principais fatores de sucesso ao tratamento, segundo o INCA (Instituto Nacional de Câncer) [2]. O câncer de pele corresponde a

29% dos tumores malignos registrados no Brasil, sendo o de maior incidência. Isso tem motivado o desenvolvimento de sistemas computadorizados para auxiliar dermatologistas no diagnóstico de lesões de pele, esses sistemas têm como objetivo identificar lesões e classificá-las em maligna ou benigna. Esses sistemas são úteis para aumentar a acurácia no diagnóstico, assim como aumentar a rapidez nesse diagnóstico. Pois, com o auxílio de um computador existe a capacidade de extração, de várias informações de imagens dessas lesões, como variação de cor, assimetria, descritores de textura, que não são rapidamente perceptíveis para os humanos [3].

Existem diversos sistemas e algoritmos propostos que são baseados em sete pontos da lista de verificação, no método de Menzies, nas regras ABCD, entre outros métodos. As regras ABCD são quatro características dermatoscópicas utilizadas para análise de uma lesão de pele para o diagnóstico do melanoma, são elas: assimetria, bordas irregulares, cor e diâmetro. As características extraídas das imagens de muitos sistemas de detecção computadorizada de melanomas são baseadas nessa regra ABCD [3], porém os aspectos extraídos neste trabalho para a detecção do melanoma na análise da pele foram os descritores de textura de Haralick.

Esse projeto tem como objetivo o desenvolvimento de um algoritmo de detecção de melanoma utilizando informações de textura da imagem, a partir dos descritores de Haralick.

Descritores de Haralick

Segundo Haralick, a textura é um relevante atributo aplicado na identificação de objetos ou regiões de interesse em uma imagem [4]. A textura é uma propriedade que dimensiona características da superfície de uma imagem, como a variação dos tons de cinza ou de cor; são aspectos relacionados a qualidade de uma imagem [5].

Os descritores de Haralick são uma das medidas existentes para o cálculo da textura de uma imagem. Essas medidas fundamentam-se na utilização de matrizes de co-ocorrência, que são desenvolvidas com base nos níveis de cinza dos *pixels* da imagem, e tem como finalidade definir as texturas presentes. A análise é feita com um par de *pixel* por vez, na qual um é chamado de *pixel* de referência e o outro de *pixel* vizinho, que são escolhidos a partir dos seguintes elementos $P(i,j,d,\theta)$,

sendo i e j as localizações dos *pixels*, o θ a direção e d a distância entre eles.

A matriz de co-ocorrência tem o número de linhas e de colunas iguais ao número de tons de cinza da imagem. Para iniciar a matriz de ocorrência simultânea define-se a direção e a distância, cada posição (i,j) terá a quantidade de vezes que o par de *pixels* com os tons de cinza (i,j) aparecer na imagem [4].

Uma imagem possuirá quatro matrizes de co-ocorrência, uma para cada $\theta = \{0, 45, 90, 135\}$. Essas matrizes precisam estar normalizadas, assim, deve-se dividir o valor que contém em cada posição pela soma de todos os valores da matriz de co-ocorrência. A principal desvantagem na aplicação dessas medidas baseadas em matrizes de co-ocorrência é o grande tempo de processamento e a alta requisição de memória [4].

Os descritores de Haralick são constituídos por 14 medidas, no entanto, as mais utilizadas são: energia, entropia, homogeneidade, correlação e contraste [4]. Nesse trabalho foram utilizados doze descritores: Segundo Momento Angular, Contraste, Correlação, Variância, Homogeneidade, Soma das Médias, Soma das Variâncias, Soma das Entropias, Entropia, Diferença das Variâncias e Diferença das Entropias, além da Energia.

Materiais e métodos

Nesta seção é apresentada a base de dados utilizada e a metodologia aplicada neste trabalho. É realizada a descrição das etapas do processamento digital aplicado nas imagens da pele disponíveis.

Base de dados – A base de dados utilizada neste trabalho é composta por 41 imagens de fotografias de pele de 41 pacientes diferentes, todas no formato JPEG ou JPG (*Joint Photographic Experts Group*). As imagens utilizadas para o processamento fazem parte de um atlas dermatológico interativo disponibilizado *online*, pela Dermatlas [6]. Esse atlas possui mais de 1000 fotografias de pacientes das últimas duas décadas com diversas patologias, as pesquisas nessa base de dados podem ser realizadas de acordo com o diagnóstico, características das lesões, localização demográfica dos pacientes e o tratamento utilizado.

Das 41 imagens obtidas na base de dados, 11 delas foram utilizadas apenas para treinamento, de cada uma delas foram obtidas 5 amostras de tecido normal e 5 de tecido alterado, apresentando o melanoma. Nessas 11 imagens utilizadas para o treinamento havia a presença da patologia na pele, de onde foram coletadas as amostras do tecido alterado, mas também apresentavam pele sem alteração, de onde foram coletadas as amostras do tecido normal.

A validação do algoritmo foi realizada nas outras 30 imagens que não foram utilizadas para testes, nas quais haviam 26 imagens que apresentavam o melanoma e 4 de pele sem alteração. Nessas imagens existiam alguns ruídos inseridos pela qualidade das fotografias, como sombreamento de acordo com a posição em que a lesão estava na pele, áreas com pelo, brilho e contraste ruins, além de sinais benignos, outras manchas, além de

artefatos introduzidos pela própria compressão do formato JPEG entre outros tipos de ruídos.

Metodologia – A realização deste trabalho é subdividida em duas partes, uma que é referente ao processamento propriamente dito das imagens de pele, e a outra parte que é a obtenção dos descritores de Haralick que serão utilizados efetivamente no processamento para se realizar a detecção da lesão do melanoma nas imagens da base de dados. Depois da detecção ou não da área do provável melanoma de todas as imagens processadas é realizada a análise estatística do desempenho do algoritmo. Na Figura 1 está ilustrado o fluxograma do trabalho desenvolvido.

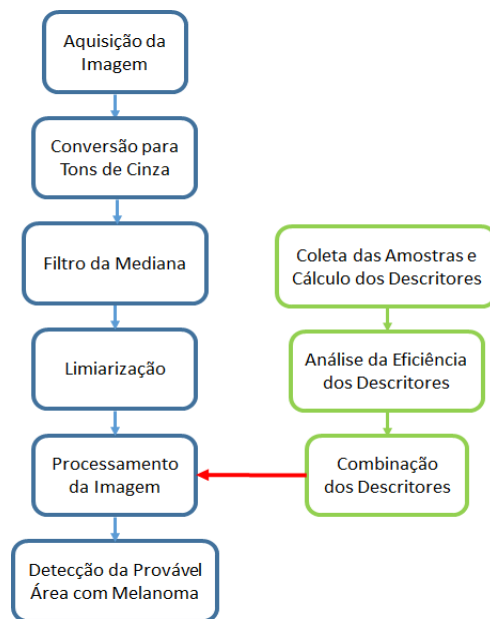


Figura 1: Fluxograma do projeto.

A parte do projeto que se refere à obtenção dos descritores de Haralick que serão utilizados efetivamente no processamento é iniciada com a etapa de coleta, seguida do cálculo dos descritores de Haralick para cada um dos pontos coletados, tanto de tecido normal quanto alterado. A coleta de amostras foi realizada nas 11 imagens separadas da base de dados utilizadas apenas para treinamento. Como todas essas imagens para treinamento possuíam uma lesão na pele característica do melanoma, de cada uma delas coletadas 10 amostras, sendo 5 da parte de pele normal e 5 da pele com a lesão característica.

Depois de obtidos todos os descritores de Haralick tanto para a pele normal quanto para pele com melanoma, foi realizada uma análise da eficiência dos descritores, ou seja, foi verificado qual deles possuía valores mais diferentes do tecido normal para o com a lesão. Dessa forma, facilitando separação da faixa de valores que descrevem a região de pele normal da faixa, que descreve a região da lesão característica do melanoma.

Após a análise de quais descritores adequavam-se melhor para a segmentação da região com a lesão característica do melanoma, é realizada a combinação entre os dois descritores que melhor realizavam essa

separação para identificar com maior precisão a doença na pele.

A parte referente ao processamento propriamente dito das imagens da pele para detecção do melanoma é iniciada com um pré-processamento, que é utilizado para gerar uma melhoria na qualidade da imagem para as próximas etapas. Trabalhando com os valores de intensidades dos *pixels*, as operações efetuadas nessa etapa são ditas de baixo nível.

Inicialmente é realizada a aquisição da imagem da base de dados no formato JPG, seguida de uma conversão de uma imagem com três componentes de cor para tons de cinza, para, em seguida, aplicar o filtro da mediana em todos os *pixels* da imagem. Esse filtro é utilizado para a eliminação de ruídos pontuais na imagem, mantendo, assim, uma maior homogeneidade. A escolha desse filtro foi realizada para se manter os principais detalhes da imagem, mantendo-se a resolução espacial.

Para que seja eliminado o fundo da imagem, o que contém informações que não são importantes, foi utilizada uma limiarização. O valor do limiar utilizado foi obtido a partir do histograma, que apresenta as intensidades dos *pixels* da imagem e a quantidade de *pixels* com cada intensidade. Após o limiar ter sido determinado, a imagem pode ser segmentada em dois grupos: o grupo de *pixels* com níveis de cinza abaixo do limiar e o grupo de *pixels* com níveis de cinza acima do limiar.

Depois da limiarização da imagem, é iniciada a etapa do processamento que consiste em processar as imagens, anteriormente pré-processadas, com o intuito de gerar uma nova imagem que destaca a região que o algoritmo desenvolvido detecta como sendo melanoma, se esse realmente existir.

O cálculo de textura é realizado em cada *pixel* juntamente com sua vizinhança, formando uma máscara 5x5. Essa detecção é realizada a partir dos valores que foram definidos na etapa da combinação dos dois descritores que melhor separam a pele da região de lesão característica do melanoma. Na próxima Seção serão apresentados os descritores utilizados e a faixa de valores que melhor determina o melanoma.

Uma imagem completamente branca foi criada, e a medida que o valor dos descritores de um determinado *pixel* enquadra-se na faixa de valores que foram definidos como melanoma, esse mesmo *pixel*, na imagem em branco, assume o valor 0, ou tom preto.

Análise estatística do resultado do algoritmo – A análise de desempenho do algoritmo desenvolvido foi realizado inicialmente classificando os resultados obtidos em correta aceitação, correta rejeição, falsa aceitação e falsa rejeição, para que seja calculada a acurácia do algoritmo com a equação 3 [7].

- Correta Aceitação (CA): A detecção da patologia ocorre quando ela realmente está presente;
- Correta Rejeição (CR): Não há detecção da patologia quando ela realmente não está presente;

- Falsa Aceitação (FA): A detecção da patologia ocorre quando ela não está presente;
- Falsa Rejeição (FR): Não há detecção da patologia quando ela na verdade está presente;
- Acurácia (A): Desempenho global do algoritmo, representa a porcentagem total de imagens em que a detecção do melanoma é feita de maneira correta.

$$A = \frac{CA+CR}{CA+CR+FA+FR} \quad (3)$$

E depois realizado o cálculo da sensibilidade e especificidade, para utilizá-los como medida de análise do desempenho do algoritmo desenvolvido.

- Sensibilidade: é a proporção de pessoas com a doença que terá um resultado positivo, remete à capacidade do teste de identificar as pessoas com a doença quando ela está presente.

$$S = \frac{CA}{CA+FR} \quad (4)$$

- Especificidade: é a proporção de pessoas sem a doença que terá um resultado negativo, remete à capacidade do teste de identificar pessoas sem a doença quando ela realmente não está presente

$$Esp = \frac{CR}{CR+FA} \quad (5)$$

Resultados

Os valores dos dois descritores de Haralick obtidos após a coleta das amostras que possuíam valores bem distintos para as amostras de tecido de pele saudável em relação as amostras das lesões características de melanoma foram a Soma das Médias e a Soma das Variâncias. A utilização desses dois descritores foi realizada por estes obterem faixas de valores que melhor diferem o tecido normal do tecido com melanoma. Essa avaliação de distinção foi feita visualmente em relação aos resultados apresentados. Esses descritores foram definidos por Haralick como f_6 e f_7 , respectivamente e são dados por:

$$f_6 = \sum_{i=2}^{2Ng} i p_{x+y}(i) \quad (6)$$

$$f_7 = \sum_{i=2}^{2Ng} (i - f_6)^2 p_{x+y}(i) \quad (7)$$

Na Tabela 1 é mostrado exatamente as faixas de valores para os dois descritores de soma das médias e das variâncias diferentes para o tecido normal e com a patologia. Dessa forma, fazendo-se possível a detecção da lesão característica do melanoma na pele.

Tabela 1: Faixa de valores dos descritores de Haralick para tecido normal e o melanoma.

Descritor	Tecido Normal	Melanoma
Soma das Médias	350 a 450	150 a 300
Soma das Variâncias	120000 a 200000	20000 a 80000

As amostras que representam o tecido com câncer se concentram em uma faixa de 150 a 300 para o descritor soma das médias, e 20000 a 80000 para a soma das variâncias. De acordo com a Tabela 1, que apresenta os valores dos descritores para as amostras coletadas, é possível com a combinação de f_6 com f_7 uma diferenciação entre os dois tecidos avaliados, com câncer e normal, mesmo havendo algumas amostras que não estão na faixa de valores determinada.

A Figura 2 e 3 apresentam dois exemplos das imagens retornadas do processamento com os Descritores de Haralick. Nas imagens de saída foram detectados a maioria dos pixels que correspondem a região com melanoma. Assim, os objetivos desse algoritmo foram alcançados.



Figura 2: Resultado: imagem de entrada mais à direita; imagem de saída mais à esquerda.



Figura 3: Resultado: imagem de entrada mais à direita; imagem de saída mais à esquerda.

É possível observar na Tabela 2 que existem 2 imagens que foram classificadas com falsos positivos, ou seja, que há a detecção da patologia quando essa não está presente. Nessas imagens haviam sinais (nevus melanocíticos), que são tumores benignos que se originam dos melanócitos, porém eles foram detectados erroneamente. Apesar de existirem imagens com pêlos, com alguns sombreamentos devido a posição, alguns ruídos decorrentes de contraste e brilho, as áreas detectadas pelo algoritmo como correta aceitação foram apenas as que correspondiam à lesão característica do melanoma.

Tabela 2: Classificação das imagens e a acurácia do teste.

CA	CR	FA	FR	A
22	3	2	3	83,33%

É possível observar a partir da análise estatística do desempenho do algoritmo desenvolvido que a sensibilidade do algoritmo é de 88%, além de uma acurácia de 83%, dessa forma, esse algoritmo possui uma boa taxa de sensibilidade e acurácia, sendo possível sua utilização no auxílio da detecção de melanomas por

especialistas. Porém a especificidade encontrada foi de 60%, pois, como já foi comentado anteriormente, há a detecção inadequada dos nevus melanocíticos.

Conclusão

O algoritmo desenvolvido utilizando descritores de textura para a detecção do melanoma obteve uma sensibilidade de 88% e uma acurácia de 83%, porém uma especificidade de 60%. Dessa forma, obtiveram-se resultados rápidos e satisfatórios para a grande maioria das imagens processadas, sendo assim possível a sua utilização para auxiliar no diagnóstico dessa patologia.

Para haver uma melhora da detecção é preciso realizar a inclusão dos protocolos de ABCD (assimetria, bordas irregulares, cor e diâmetro) na detecção e identificação das lesões. Além de adicionar outros tipos de câncer de pele para detecção e diferenciação entre eles. Para realizar uma validação mais apropriada do algoritmo desenvolvido são necessários testes com outras bases de dados e ainda com mais representatividade do melanoma presente.

Outra análise extremamente importante a ser realizada é a da escolha dos descritores para a elaboração do algoritmo de detecção do melanoma, devendo-se utilizar testes estatísticos para escolha de quais deles obtêm os resultados mais concretos e objetivos na distinção das amostras sadias e patológicas.

Agradecimentos

Ao IFPB pelo suporte e apio à pesquisa.

Referências

- [1] Bardini G, Lourenço D., Fissmer MC. Avaliação do conhecimento e hábitos de pacientes dermatológicos em relação ao câncer da pele. *ACM Arq Catarin Med.* 2012, 41: 56-63.
- [2] Tipos de câncer: pele melanoma. Disponível em: <<http://www2.inca.gov.br/wps/wcm/connect/inca/porta/home>>. Acesso em: 22 de dezembro de 2015.
- [3] Jain S, Jagtap V, Pise N. Computer aided Melanoma skin cancer detection using Image Processing. *Procedia Computer Science.* 2015, 48: 735 – 740.
- [4] Haralick RM, Shanmugam K, Dinstein IH. Textural features for image classification. *Systems, Man and Cybernetics, IEEE Transactions on.* 1973, (6): 610-621.
- [5] Rao AR. *A Taxonomy for texture description and identification.* Nova York: Springer-Verlag.
- [6] “Interactive Dermatology Atlas”. Disponível: <<http://www.dermatlas.net/atlas/index.cfm>>. Acesso em: 30 de maio de 2016.
- [7] Parikh R, Mathai A, Parikh S, Sekhar GC, Thomas R. Understanding and using sensitivity, specificity and predictive values. *Indian journal of ophthalmology.* 2008, 56(1), 45.

ANÁLISE FACIAL DA DISJUNÇÃO PALATAL POR MEIO DE VARREDURA TRIDIMENSIONAL COM LASER SCANNING

G. J. Vizinoni e Silva*, M. Abreu de Souza**, ***, G. S. Ferreira*, E. S. Camargo* e O. Guariza Filho*

* Programa de Pós-Graduação em Odontologia – PPGO/PUCPR, Curitiba, Brasil

** Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica e Informática Industrial – CPGEI/UTFPR

*** Programa de Pós-Graduação em Engenharia Biomédica - PPGEB/UTFPR, Curitiba, Brasil

e-mail: gustavojvs@gmail.com

Resumo: A atresia maxilar é uma deformidade dentofacial, na qual se observa uma discrepância da maxila em relação à mandíbula no plano transversal. O tratamento para a atresia maxilar consiste em realizar o procedimento de disjunção palatal que provoca a separação da sutura palatina. Apesar disso, podem surgir alguns efeitos colaterais tais como: o deslocamento inferior da maxila e a rotação para baixo e para trás da mandíbula. A aplicação de novas tecnologias é importante não somente para confirmar informações (obtidas a partir de métodos tradicionais), mas também para acompanhar a evolução dos tratamentos na ortodontia de modo não invasivo. Então, foi utilizado um *scanner* 3D para a mensuração facial pré e pós tratamento com disjuntor palatal em um voluntário. Durante o período avaliado, 15 dias do uso do aparelho disjuntor, foi verificada uma modificação na face, principalmente na região das narinas (0,86 mm) e da maxila (1,78 mm). O uso do *scanner* 3D para o escaneamento facial é capaz de mensurar pequenas mudanças volumétricas provocadas por este tipo de tratamento. Um estudo com um maior número de pacientes deve ser realizado a fim de constatar os achados observados nessa pesquisa.

Palavras-chave: *Scanner* 3D, Disjunção Palatal, Ortodontia.

Abstract: *Narrow maxilla is a dentofacial deformity, in which is observed a discrepancy in the transverse plane of the upper jaw relative to the lower jaw. The treatment for narrow maxilla to be held is the rapid palatal expansion procedure which causes the separation of palatal suture. Some side effects seen in the palatal disjunction are: the lower displacement of the upper jaw and rotation down and back of the lower jaw. The employment of new technologies is important not only to confirm information (obtained from traditional methods), but also to follow the evolution of these orthodontics treatments, based on non-invasive means. It was used a 3D scanner for the facial measurement at the pre and post treatment with a palatal expander on a volunteer. During the period of the study, 15 days with the use of the palatal expander, a change in the face was seen, especially in the region of the nostrils(0,86 mm) and maxilla(1,78mm). The use of the 3D scanner for facial scanning, is able to measure small volumetric*

changes caused by this type of treatment. A study with a larger number of patients should be performed in order to verify the findings observed in this research.

Keywords: *3D Scanner, Palatal Expansion, Orthodontics.*

Introdução

A atresia maxilar é uma deformidade dentofacial, na qual se observa uma discrepância da maxila em relação à mandíbula no plano transversal [1]. Uma maxila atrésica causa o estreitamento da arcada superior, geralmente acompanhado por apinhamento dentário, mordida cruzada e palato ogival. Além disso, também está relacionada a hábitos de sucção, problemas respiratórios e fonéticos [2]. O tratamento para a atresia maxilar consiste em realizar o procedimento de disjunção palatal que provoca a separação da sutura palatina. Habitualmente, os efeitos da disjunção palatal são avaliados através da reconstrução tridimensional da maxila a partir da tomografia computadorizada, demonstrando a sutura palatina mediana aberta após a utilização do aparelho disjuntor como apresentado por Ribeiro e colaboradores [2]. Através desse procedimento pode-se obter até 12 mm de alargamento maxilar devolvendo aspectos de normalidade para o desenvolvimento craniofacial [3]. Efeitos colaterais observados na disjunção palatal são: o deslocamento inferior da maxila, a rotação para baixo e para trás da mandíbula, abertura da mordida, inclinação do plano oclusal e aumento do ângulo do eixo mandibular [4].

Vários profissionais da área da saúde utilizam as medidas do corpo para verificar a condição de saúde dos pacientes e guiar tratamentos. O avanço tecnológico dos últimos anos, utilizando-se de aparelhos de raios X, tomógrafos, ressonância magnética e ultrassom tornaram possíveis a produção de imagens de partes internas do corpo, o que auxilia no processo do diagnóstico, na obtenção de novos dados sobre as condições sistêmicas, fisiológicas e anatômicas in vivo, bem como no monitoramento de patologias diversas [5]. Já o uso das tecnologias de imageamento tridimensional (tais como sistemas de escaneamento 3D e fotogrametria) também evoluiu e ganhou muito espaço dentro da odontologia contemporânea, levando a avanços importantes [6].

Em termos de geração de superfícies tridimensionais, atualmente o *scanner* 3D é considerado o padrão-ouro para a aquisição desses modelos 3D, devido à sua maior resolução espacial. Nesse estudo foi empregada a tecnologia *Laser Scanning*, que consiste numa categoria no qual um feixe de laser é transmitido na direção do objeto/voluntário, e sensores (câmeras) gravam as coordenadas 3D de inúmeros pontos adquiridos, gerando assim uma nuvem de pontos, o qual corresponde a superfície da área em estudo. Assim, tal sistema permite detectar as coordenadas cartesianas para a reconstrução tridimensional da área estudada para posterior análise [5].

Para ilustrar algumas das várias aplicações envolvendo tal tecnologia, menciona-se o trabalho de Ramieri e colaboradores [7], no qual foram apresentadas mudanças no tecido facial, que foram provocadas pelo uso de aparelhos para disjunção do palato. Para expandir a área de conhecimento dentro da ortodontia, é importante a utilização de novas tecnologias, que não somente confirmem as informações obtidas a partir de métodos tradicionais (por exemplo, reconstrução tridimensional via tomografia computadorizada), como também possibilitem a observação de novos achados.

Desse modo, esse artigo apresenta a utilização de um *scanner* 3D como ferramenta adicional para monitoramento, avaliação e guia durante um tratamento ortodôntico. Esse estudo possibilitou avaliação das alterações volumétricas faciais em virtude do tratamento ortodôntico (utilização do aparelho disjuntor) realizado em um voluntário com atresia maxilar.

Materiais e métodos

Amostra - Foi selecionado um voluntário de 7 anos com boa saúde bucal e ausência de tratamento ortodôntico prévio. Durante o exame clínico, realizado por um ortodontista foi verificada a presença da atresia maxilar. Então o voluntário foi submetido a exames ortodônticos de rotina, os quais incluem: fotos extrabucais faciais (frontal, sorrindo e de perfil), modelos de gesso, radiografia panorâmica e telerradiografia em norma lateral. Após a análise dos exames foi confirmado a presença de atresia maxilar, sendo assim foi indicado o tratamento com disjuntor palatal para a abertura da sutura maxilar.

Dispositivo ortodôntico - Através da análise dos exames ortodônticos foi constatado um padrão de crescimento vertical desse voluntário. Desse modo, o modelo do aparelho disjuntor palatal escolhido foi do tipo McNamara (Figura 1) [4].

Este modelo de aparelho possui um parafuso expansor no centro e duas porções acrílicas. O acrílico além de recobrir os dentes posteriores e unir as hastes do parafuso expansor aos dentes, também serve para promover uma leve desoclusão dos dentes. Isso ajuda a controlar os efeitos colaterais da disjunção palatina no plano vertical.

O protocolo de ativação do parafuso utilizado foi de quatro ativações iniciais no momento da instalação do

aparelho e duas ativações diárias durante os 15 dias seguintes. Cada ativação correspondeu a 0,25 mm de abertura do parafuso, totalizando uma abertura de 8,5 mm. Todos os procedimentos citados foram realizados pelo ortodontista responsável.

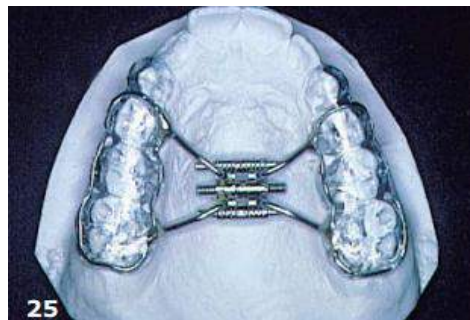


Figura 1: Aparelho expansor tipo McNamara [4].

Scanner 3D – Dependendo da tecnologia utilizada podem-se dividir os sistemas 3D em duas categorias: Tecnologia baseada em Luz Estruturada (*Structured Light*) e Tecnologia baseada em *Laser Scanning*.

Nesse estudo foi empregada a tecnologia *Laser Scanning*. Tais sistemas são considerados portáteis e versáteis, por serem facilmente empregados manualmente. Além de serem sistemas não invasivos e seguros (*eye-safe*, pois possuem *Laser Class II*).

Em termos de algumas especificações técnicas, possui resolução de no mínimo 0,2 mm e acurácia de até 50 μ m. Profundidade de campo de 30 cm. A aquisição é rápida, proporcionando 18 mil medições/segundo. No entanto, não gera textura sobreposta ao modelo 3D, ou seja, o modelo resultante não possui cores.

Nessa pesquisa, para a obtenção da geometria tridimensional da face do voluntário foi utilizado o equipamento *HandyScan*, modelo *REVscan* (da empresa canadense Creafom Ametek® - Figura 2). Para a coleta dos dados foi utilizado o *software VXelements*, que é o *software* responsável pela aquisição da malha 3D e opera em conjunto com o *REVscan*.

Para o processo de escaneamento, devem-se usar marcadores, os quais consistem em etiquetas circulares de material reflexivo (Figura 2), que permitem que o *software* reconheça e posicione os pontos. Tais etiquetas também são fornecidas pela mesma companhia (Creafom Ametek). Esses marcadores/etiquetas foram posicionados na face do voluntário. Assim neste caso, quem se movimenta pode ser tanto o scanner quanto o objeto, não havendo perda de referencial, visto que os marcadores são posicionadores durante o processo de escaneamento.

Operacionalmente um fator que pode mudar bastante o tempo de escaneamento é a distância entre pontos obtidos que pode variar de 0,2 a 2 mm, o que proporciona uma modificação na densidade dos pontos em relação à mesma área escaneada. Nota-se que o reconhecimento dos pontos e o processamento realizado pelo *software* torna-se mais lento à medida que diminui a distância entre pontos; ou seja, a medida que diminui-se a resolução da superfície.

O escaneamento facial com esse *scanner* foi realizado antes do início do tratamento (T1) e após o término das ativações com o aparelho (T2), tendo um intervalo de duas semanas (Figura 3). Para a aquisição do modelo 3D, o seguinte protocolo foi estabelecido: paciente deitado numa maca em decúbito dorsal, com os olhos sempre fechados. Foram adicionadas etiquetas reflexivas (Creaform Ametek, Canadá) na face do voluntário, as quais permitem o posicionamento espacial do *scanner* em relação à face, por meio da triangulação e mapeamento da superfície realizada pelo *scanner*. Por meio da triangulação e das etiquetas afixadas diretamente na face do voluntário, assegura-se que possam existir pequenas movimentações da face. De acordo com a indicação do fabricante (Creaform) a distância do *scanner* à face do paciente é de aproximadamente 30 cm.



Figura 2: *Scanner HandyScan*, modelo *REVscan* (da empresa Creaform Ametek).

Durante a captura, foi solicitado que o voluntário tivesse a menor movimentação possível e que deixasse a musculatura facial relaxada. Após 5 minutos do paciente em total relaxamento, o escaneamento tridimensional foi iniciado. A resolução da superfície utilizada foi de 1 mm, para propiciar uma maior rapidez durante o escaneamento e assim minimizar possíveis movimentos do voluntário.

Resultados

Para avaliar os efeitos do tratamento ortodôntico na face do paciente, os modelos da geometria 3D da face obtidos pelo *scanner*, foram analisados pelo *software* Geomagics da Creaform Ametek®. Os modelos tridimensionais correspondem às geometrias obtidas nos tempos T1 e T2 do tratamento, as quais foram sobrepostas possibilitando a mensuração das diferenças volumétricas, identificadas por meio de uma escala de cores proporcionada pelo próprio *software*.

A Figura 4 ilustra a comparação das duas superfícies já sobrepostas, ou seja, já registradas no mesmo sistema de coordenadas. Tal registro é realizado selecionando-se pelo menos três pontos de referência comuns nas duas geometrias, como ilustra a Figura 3. Nesse caso foram selecionados três pontos na testa, correspondendo à região que teve menor modificação.

A análise da sobreposição das imagens (Figura 4) permite a identificação e quantificação das seguintes regiões da face:

- Na região correspondente a maxila houve um aumento volumétrico significativo. O local que sofreu menor alteração foi a região pré-auricular (0,25 mm) e a região de lábio superior sofreu a maior alteração (1,78 mm).
- Diminuição volumétrica generalizada na região correspondente à mandíbula. A maior alteração foi na região do queixo, o qual recuou 1,47 mm.
- Houve uma retração da ponta do nariz de 0,25 mm.
- Um aumento para baixo e para os lados da base alar do nariz de 0,86 mm.

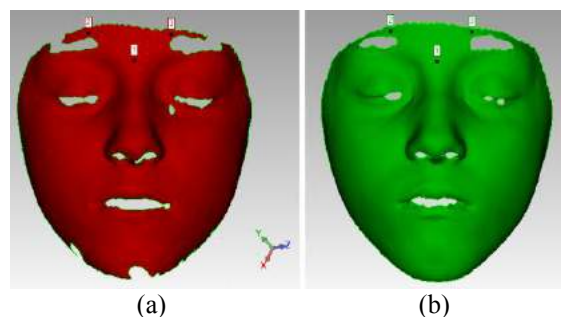


Figura 3: Reconstrução 3D do scanner facial: (a) antes T1 (vermelha) e (b) depois T2 (verde).

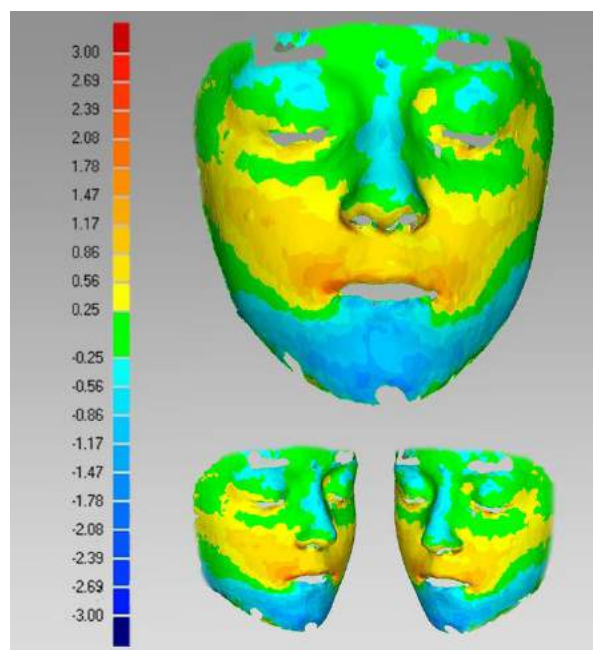


Figura 4: Reconstrução 3D obtida por meio do escaneamento facial 3D.

Discussão

O objetivo do tratamento ortodôntico é alcançar uma harmonia facial e uma oclusão ideal. Desse modo, alguns dos aspectos a serem analisados são os efeitos que os tratamentos ortodônticos possuem sobre a face do paciente. Este estudo analisou os efeitos faciais do

tratamento com disjuntor palatal em um voluntário com maxila atrésica, por meio do escaneamento 3D.

Após análise dos resultados foi possível observar uma anteriorização da região subnasal (lábio superior) de 1,78 mm. Esse resultado é compatível com estudos similares na literatura [8], no qual foram observadas modificações por meio de sistemas de estéreo-fotogrametria tridimensional.

Um dos efeitos da disjunção palatal é o deslocamento anterior e inferior da maxila, provocando um giro mandibular para baixo e para trás [9]. No nosso estudo observamos um recuo de 1,47 mm na região do queixo em relação ao início do tratamento, corroborando com a literatura [8].

O disjuntor tipo McNamara ocasiona uma pequena desoclusão, gerando uma abertura bucal e consequentemente uma rotação para baixo e para trás da mandíbula (McNamara) [4]. Portanto, parte desse recuo, deve-se possivelmente ao fato de que o voluntário estava utilizando o aparelho durante a obtenção da segunda imagem.

O alongamento do lábio superior também é descrito por Kim e colaboradores [10] como uma consequência após o tratamento com disjuntor palatal. Esse dado também foi constatado em nosso estudo.

O alargamento da base do nariz é bem correlacionado com as mudanças esqueléticas decorridas do tratamento [11]. Em nosso estudo houve um aumento na largura da base nasal alar de 0,86 mm, de forma semelhante ao encontrado na literatura [8]. Além disso, também é relatado [12] uma pequena retração e achatamento da ponta do nariz. Em nosso estudo pode ser observada uma pequena área que envolve a ponta do nariz, a qual recuou 0,25 mm.

Conclusão

Foi possível observar que o uso do *scanner* 3D para o escaneamento facial de um voluntário submetido ao tratamento de disjunção palatal, é capaz de mensurar pequenas mudanças volumétricas da face. Uma nova pesquisa com uma amostra maior será realizada para confirmar os achados observados nesse estudo e assim proporcionar uma análise gerando dados estatisticamente significativos.

Os procedimentos habituais para análise da disjunção palatal consistem na avaliação tridimensional da estrutura óssea por meio do uso de tomografia computadorizada [2]. No entanto, nesse estudo foi suprimido o uso de radiação ionizante, principalmente em virtude de tal intervenção ser voltada para um público envolvendo crianças, com idade entre 8 e 13 anos de idade.

Agradecimentos

Agradecemos à UTFPR pela estrutura, à CAPES e ao CNPq pelas bolsas de pesquisa.

Referências

- [1] Proffit W. Ortodontia contemporânea. Elsevier Brasil; 2011.
- [2] Ribeiro GLU, Locks A, Pereira J, Brunetto M. Análise da expansão rápida da maxila por meio da tomografia computadorizada Cone-Beam. Dental Press J Orthod; 2010; 15: 107-112.
- [3] Haas AJ. Entrevista. R Dental Press Ortodon Ortop Facial; 2001; 6: 1-10.
- [4] de Almeida RR, Bramante FS, de Freitas MR, Fuziy A. Aparelho Expansor Fixo com Cobertura de Acrílico: Técnica de Construção e Aspectos Clínicos. R Dental Press Ortodon Ortop Facial; 2000; 5: 62-71.
- [5] Wells JC, Treleaven P, Cole TJ. BMI compared with 3-dimensional body shape: the UK National Sizing Survey. The American journal of clinical nutrition; 2007; 85: 419-425.
- [6] Patzelt SB, Emmanouilidi A, Stampf S, Strub JR, Att W. Accuracy of full-arch scans using intraoral scanners. Clinical oral investigations; 2014; 18: 1687-1694.
- [7] Ramieri G, Nasi A, Dell'Acqua A, Verzé L. Facial soft tissue changes after transverse palatal distraction in adult patients. International journal of oral and maxillofacial surgery; 2008; 37: 810-818.
- [8] Baysal A, Ozturk MA, Sahan AO, Uysal T. Facial soft-tissue changes after rapid maxillary expansion analyzed with 3-dimensional stereophotogrammetry: A randomized, controlled clinical trial. The Angle Orthodontist; 2016.
- [9] Kudlick EM. A study utilizing dry human skulls as models to determine how bones of the craniofacial complex are displaced under the influence of midpalatal expansion. American Journal of Orthodontics; 1974; 66: 103.
- [10] Kim KB, Adams D, Araújo EA, Behrents RG. Evaluation of immediate soft tissue changes after rapid maxillary expansion. Dental Press Journal of Orthodontics; 2012; 17: 157-164.
- [11] Berger JL, Pangrazio-Kulbersh V, Thomas BW, Kaczynski R. Photographic analysis of facial changes associated with maxillary expansion. American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics; 1999; 116: 563-571.
- [12] Altorkat Y, Khambay B, McDonald J, Cross D, Brocklebank L, Ju X. Immediate effects of rapid maxillary expansion on the naso-maxillary facial soft tissue using 3D stereophotogrammetry. The Surgeon; 2016; 14(2): 63-68.

ANÁLISE DA DIMENSÃO FRACTAL DE TUMORES EM IMAGENS CEREBRAIS

A. A. Oliveira* e R. Cassia-Moura*

* Programa de Pós-Graduação em Engenharia de Sistemas, Escola Politécnica,
Universidade de Pernambuco, Recife, Brasil
e-mail: andersusquim@hotmail.com

Resumo: Os astrocitomas representam um complexo grupo de tumores cerebrais, benignos e malignos, que podem ser diagnosticados em qualquer idade. A análise da dimensão fractal (DF) de tumores em imagens tem sido empregada no diagnóstico e no prognóstico de pacientes. O objetivo deste estudo foi analisar a DF de astrocitomas de 32 cérebros humanos, através do método *Box Counting*, em imagens obtidas por Ressonância Magnética Nuclear (RMN) de tecido cerebral. As imagens estavam disponíveis em bibliotecas virtuais em saúde. Segundo a diferenciação tumoral, foram obtidas as seguintes médias da medida da DF do astrocitoma: grau I ($1,54 \pm 0,31$), grau II ($1,65 \pm 0,12$), grau III ($1,61 \pm 0,13$) e grau IV ($1,49 \pm 0,19$). A média da DF por faixa etária foi: até 20 anos ($1,618 \pm 0,11$); entre 20 e 30 anos ($1,549 \pm 0,38$); acima de 30 anos ($1,571 \pm 0,15$). A DF pode ser utilizada como parâmetro adicional na prática diagnóstica, auxiliando o profissional na tomada de decisão.

Palavras-chave: diagnóstico por imagem, análise fractal, astrocitoma.

Abstract: *Astrocytomas represent a complex group of benign and malignant brain tumors that can be diagnosed at any age. The analysis of the fractal dimension (FD) of tumors in images has been used in the diagnosis and estimate of the prognosis of patients. The objective of this paper was to analyse the astrocytoma's DF, calculated by the Box Counting method, of 32 Nuclear Magnetic Resonance (NMR) human brain images. The images were acquired from digital health libraries. For each tumor differentiation, the following astrocytoma's DF average were obtained: grade I (1.54 ± 0.31), grade II (1.65 ± 0.12), grade III (1.61 ± 0.13) and grade IV (1.49 ± 0.19). The average DF by age group was: up to 20 years (1.618 ± 0.11), between 20 and 30 years (1.549 ± 0.38) and above 30 years (1.571 ± 0.15). The DF can be used as an additional parameter in the diagnostic practice, helping the professional decision making.*

Keywords: *diagnostic imaging, fractal analysis, astrocytoma.*

Introdução

O termo fractal deriva do adjetivo em latim *fractus*, com o qual, após a 2ª. Guerra Mundial, o matemático Benoit Mandelbrot nomeou estruturas e imagens geométricas presentes na natureza [1]. Os fractais são estruturas que podem ser obtidas geometricamente ou aleatoriamente através de um processo repetitivo, os quais possuem certas características [1]. A natureza é repleta de estruturas fractais, tais como couve-flor, girassol, árvores, estruturas do corpo humano e tumores [1], dentre eles o astrocitoma como propõe esse estudo [1]. Por serem mais do que linhas, e menos do que superfícies, os fractais podem ser considerados um novo modo de ver a natureza. Esse novo modo vem acompanhado por uma nova maneira de estudar as formas que a compõe [2]. Na área da saúde é recente a aplicação dos fractais. Alguns experimentos revelam a efetividade da DF no apoio ao diagnóstico médico [3]. A medida da DF pode ser realizada pelos seguintes métodos: *Box Counting*, *Massa-Raio*, *Análise da Intersecção Acumulativa*, *Dividers* e *Bouligand-Minkowski* [4].

A Organização Mundial da Saúde (OMS) classifica o tumor cerebral nas células da glia de acordo com a histogênese, segundo o padrão da arquitetura dessas lesões, pela biologia molecular do tecido analisado, pela imunohistoquímica e citogenética [5]. A OMS dispõe ainda sobre essa classificação estratificando em quatro graus os possíveis prognósticos o tumor cerebral nas células da glia. O prognóstico dos tumores das células da glia possui uma escala de possivelmente favorável (grau I) a tumores de prognóstico reservado (grau IV) [5]. O grau I (astrocitoma pilocítico) e grau II (astrocitoma difuso de baixa malignidade) são classificados como de baixo grau de malignidade [6]. O grau III (astrocitoma anaplásico) e grau IV (glioblastoma multiforme) são tidos como de alta incidência e de alta malignidade [6,7].

O objetivo deste estudo foi analisar a DF de astrocitomas de 32 cérebros humanos, através do método *Box Counting*, em imagens obtidas por Ressonância Magnética Nuclear (RMN) de tecido cerebral.

Materiais e Métodos

Neste estudo teórico, de amostragem estratificada e de caráter quantitativo [8,9], uma amostra foi constituída

da com 32 imagens de ressonância magnética nuclear (RMN) de cérebro humano. Dentre as imagens obtidas, oito foram do gênero feminino com idade de 13, 18, 24, 27, 30, 54, 66 e 67 anos, e sete do gênero masculino com idade de 5 meses e 11, 14, 15, 16, 25 e 70 anos. Em 17 imagens, não constava nos artigos o gênero e idade e não havia relato de cor e raça dos pacientes. O grau de malignidade dos tumores analisados está citado na Tabela 1. As imagens de RMN foram extraídas de arquivos PDF dos 22 artigos pesquisados, disponíveis no portal de periódicos da Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoas do Ensino Superior – CAPES (disponível em <http://periodicos.capes.gov.br/>), *US National Library of Medicine* (disponível em <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmedhealth/>) e/ou na Biblioteca Virtual em Saúde - BVS (disponível em <http://www.bireme.br/php/index.php/>). Nas imagens foi medida a DF do tumor com diagnóstico de astrocitoma.

Na seleção dos artigos foram adotados os seguintes critérios de inclusão: i) conter imagem de cérebro, obtida por RMN; ii) ser identificado com o uso do descritor “cérebro”, escrito em português, inglês ou espanhol. Foi adotado como critério de exclusão o artigo que apresentou imagem sem visível delimitação do tumor ou com inadequado contraste para o cálculo da DF.

Neste estudo foi usado o método *Box Counting*. O método permite o preenchimento da estrutura fractal por uma malha de quadrados sobreposta a esta mesma estrutura fractal [10]. Onde a DF será a malha de quadrados de lado ε , e a quantidade de quadrados que ocupam a estrutura fractal, $N(\varepsilon)$, tem-se a relação:

$$N(\varepsilon) \sim \varepsilon^{-DF} \quad (1)$$

Para converter a imagem de RMN em monocromática com 8bits por pixel para estimar a DF, foi utilizado o programa de processamento de imagens ImageJ 1.48t (*US National Institute of Health, Bethesda, MA, USA*, disponível em: <http://rsb.info.nih.gov/nihimage/>).

Neste estudo foi realizada uma análise teórica com emprego de método matemático que é amplamente empregado na literatura científica, sem que haja risco aos seres humanos. As imagens analisadas estavam disponíveis na internet. Sendo assim, não houve necessidade de julgamento deste estudo por um Comitê de Ética.

Resultados

Conforme Figura 1, os 32 tumores (graus I-IV) apresentaram um valor médio de DF de 1,57. Foram obtidos os seguintes valores médios da DF de acordo com a diferenciação tumoral do astrocitoma: grau I = $1,54 \pm 0,31$, grau II = $1,65 \pm 0,12$, grau III = $1,61 \pm 0,13$ e grau IV = $1,49 \pm 0,19$.

Conforme a Figura 2, a média da DF por faixa etária foi de $1,62 \pm 0,11$ até 20 anos, $1,55 \pm 0,38$ entre 20 e 30 anos e $1,57 \pm 0,15$ acima de 30 anos.

Tabela 1 – Grau de malignidade do astrocitoma e fontes bibliográficas das imagens de RMN de cérebro, usadas neste estudo.

Grau de malignidade do astrocitoma	Fontes bibliográficas
Grau I	[6] [17] [18] [19] [20] [21]
Grau II	[22] [23] [24] [25] [26] [27]
Grau III	[28] [29] [30] [31] [32] [33] [34]
Grau IV	[35] [36] [37]

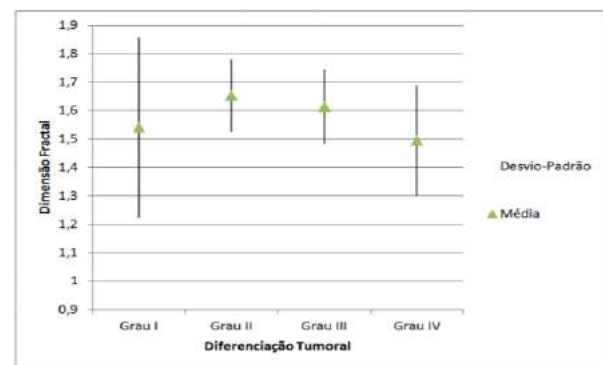


Figura 1 - Média da DF em imagens de astrocitoma de acordo com a diferenciação tumoral.

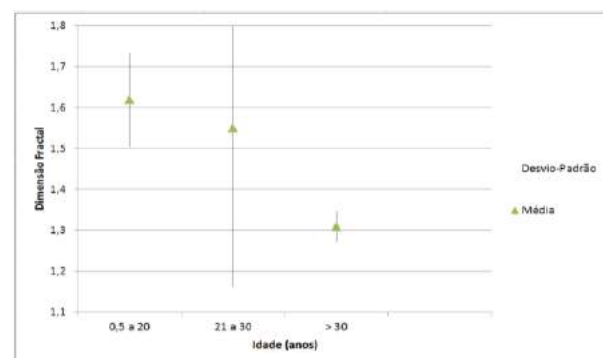


Figura 2 - Média da DF em imagens de astrocitoma de acordo com a idade dos pacientes.

Discussão

Na literatura científica a análise da geometria fractal em imagens de RMN é considerada satisfatória para o rastreamento e identificação tumoral no cérebro [11]. É citado que a mitose nas células do tumor depende do tecido hospedeiro e, particularmente, está interligada ao tipo e a membrana que reveste esse tumor [12]. Foi evidenciado que no cérebro humano, a DF das bordas de cistos benignos difere da DF das bordas de astrocitoma, sendo possível a quantificação e diferenciação das bordas nas formações neoplásicas [13]. Astrocitomas de rato, desenvolvidos em meio de cultura, apresentaram pelo método *Box Counting* um valor médio de 1,21 da DF [14]. Na análise do adenocarcinoma em intestino foi evidenciado um valor médio de 1,13 da DF. Em células secretoras de muco e em tumor do útero, o valor médio foi de 1,12 e 1,25, respectivamente [12]. Em tecido cardíaco em ratos a média foi de 1,43 [15]. No entanto, em um estudo com RMN em três dimensões, astrocitomas graus III e IV apresentaram média da DF=2,26 [16]. Em nosso estudo o valor médio da DF variou de 1,54 à 1,65 de acordo com a diferenciação tumoral e de 1,55 à 1,62 de acordo com a faixa etária. Os valores médios obtidos são próximos entre si e uma análise estatística sobre a significância dessas diferenças precisa ser realizada.

Conclusão

O uso da DF na prática diagnóstica, a partir de imagens de RMN de tumores cerebrais do tipo astrocitomas, representa um grande potencial de uso na área de saúde. Contudo, é necessário uma maior amostra de imagens para se concluir sobre a significância das diferenças estatísticas entre os valores médios da DF em função da diferenciação tumoral e da faixa etária dos pacientes.

Referências

- [1] Nunes SRSR. Geometria Fractal e Aplicações. [Dissertação]. Porto: Faculdade de Ciências da Universidade do Porto, 2006.
- [2] Centro de Física Teórica e Computacional, Universidade de Lisboa. Manual De NetLog [internet]. 2016 Julho [citado 2016 Julho 26]; [s.d.]. Disponível em: <<http://cftc.cii.fc.ul.pt/ICES/manual/2/calcula-dimensao.html>>. Acesso em: 26 Jul. 2016.
- [3] Centro de Física Teórica e Computacional, Site Prisma. Universidade de Lisboa. Caos e fractais, fractais e a geometria da natureza, aplicações dos fractais. [internet]. 2016 Jul [citado 2016 Julho 26]. [s.d.]. Disponível em: <<http://cftc.cii.fc.ul.pt/PRISMA/capitulos/capitulo2/modulo4/topico9.php>>. Acesso em: 26 jul. 2016.
- [4] Backes AR, Bruno OM. Técnicas de estimativa da dimensão fractal: um estudo comparativo. Instituto de Ciências Matemáticas e de Computação, 2005.
- [5] Cambruzzi E, Zettler CG, Pegas K.L, Wanderlei ABS, Kaercher JD, Duarte MR, Penno AK, Gianessela G, Basso GM. Perfil e prevalência dos tumores primários do sistema nervoso central no Grupo Hospitalar Conceição. Revista da Associação Médica do Rio Grande do Sul. 2010; 54(1): 7-12.
- [6] Acosta S, Jerez WR, Lavagni GP. Síndrome de Weber secundario a un astrocitoma pilocítico. Asociación Costarricense de Ciencias Neurológicas. 2003; 17(1): 19-22.
- [7] Chang L, Su J, Jia X, Ren H. Theating malignant glioma in Chinese patients: update on temozolonide. Dove Press Journal. 2014; 7: 235-244.
- [8] Arango HG. Bioestatística: Teórica e Computacional, com Banco de Dados Reais em Disco. 3th ed. -[Reimp.]. - Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2011.
- [9] Vieira S. Introdução à Bioestatística. 4th ed. Rio de Janeiro: Elsevier, 2008.
- [10] Alves LM. Modelagem e simulação do campo contínuo com irregularidades: aplicações em mecânica da fratura com rugosidade [tese]. Curitiba: Universidade Federal do Paraná; 2011.
- [11] Ifetkharuddin KM, Jia W, Marsh R. Fractal analysis of tumor in brain MR images. Machine Vision and Applications. 2003; 13: 352-362.
- [12] Brú A, Albertos S, Subiza JL, Ansejo JLG, Brú I. The universal dynamics of tumor growth. Biophysical Journal. 2003; 85:2948-2961.
- [13] Pereira D, Zambrano C, Landrove MM. Evaluation of malignancy in the tumor of the central nervous system using fractal dimension. In: Proceedings of the 22th Annual EMBS Internacional Conference; 2000 July 23-28; Chicago, EUA. 2000. p. 1775-8.
- [14] Brú A, Pastor JM, Feraud I, Brú I, Melles S, Berenguer C. Super-rough dynamics on tumor growth. The American Physical Society. 1998; 81: 4008-11.
- [15] Pacagnelli FL, Sabela AKDA, Mariano TB, Ozaki GAT, Castoldi RC, Carmo EM, Carvalho RF, Tomasi LC, Okoshi K, Vanderlei LCM. Fractal dimension in quantifying experimental pulmonary hypertension induced cardiac dysfunction in Rats [internet]. Arquivo Brasileiro de Cardiologia. 2016 Jul [citado 2016 Jul 26]; Disponível em: <http://dx.doi.org/10.5935/abc.20160083>.
- [16] Di Ieva A, Matula C, Grizzi F, Grabner G, Trattinig S, Tshabitscher M. Fractal analysis of the susceptibility weighted imaging patterns in malignant brain tumors during antiangiogenic treatment: technical report on four cases serially imaged by 7T magnetic resonance during a period of four weeks. World Neurosurg Journal. 2012; 79: 785.e11-785. e21.
- [17] Herrera RR, Ledesma JL, Pomata H, Lambre J, Rojas H, Houssay A, Pata MAV, Lubieniecki F, Diez B. El desarrollo e implementacion de la

- resonancia magnética intraoperatoria en neurocirugía (REMAN) y su aplicación en 83 intervenciones en la Argentina. *Revista Argentina de Neurocirugía*. 2007; 21: 148-150.
- [18] Rodríguez AO, Herrero RS, Tejeiro MG, Martínez TZ. Spontaneous malignant transformation of a supratentorial pilocytic astrocytoma. *Revista de la Sociedad Española de Neurocirugía*. 2010; 21: 245-252.
- [19] Páez MD, Lara BW, Barceló SR, Imbroda JMM, Ramírez MP, López BR, Sánchez MAA. Astrocitomas pilomixoides. Presentación de tres casos y revisión de la literatura. *Revista de la Sociedad Española de Neurocirugía*. 2010; 21: 22-29.
- [20] Pincerato RCM. *Classificação Multiparamétrica dos tumores gliais por RM [tese]*. São Paulo: Universidade de São Paulo; 2010.
- [21] [21] Rodríguez JMZ, Hernández JS, Guerra RB. Astrocitoma cerebeloso pilocítico. A propósito de un caso. *Revista Ciencias Médicas*. 2011; 15(2): 275-280.
- [22] Biagetti B, Vinagrea I, Webb SM. Enfermedades de la neurohipófisis. Tumores pineales. *Revista Medicine*. 2008; 10(13): 849-57.
- [23] Dalmau J, Rosenfeld M, López MEN, Ibáñez AG. Gliomatosis cerebri: review of 22 patients. *Sociedad Española de Neurología*. 2010; 25: 168-173.
- [24] Kobayashi T, Sakai K, Tada T, Sekiguchi Y, Hara Y, Kodama K, Goto T, Tanaka Y, Sano K, Nakayama J, Hongo K. Gliosarcoma arising from a fibrillary Astrocytoma. *Journal of Clinical Neuroscience*, Elsevier. 2011; 18: 1251-1254.
- [25] Khayal IS, Vandenberg SR, Smith KJ, Cloyd CP, Chang SM, Cha S, Nelson SJ, Mcknight TR. MRI apparent diffusion coefficient reflects histopathologic subtype, axonal disruption, and tumor fraction in diffuse-type grade II gliomas. *Neuro-oncology Journal*, Oxford journals. 2011; 13(11): 1192-1201.
- [26] Romano M, Castro D, Minvielle I, Boughen S, Rivero A. Gliomatosis cerebri. *Sociedad Neurológica Argentina*, Elsevier. 2010; 2(3): 206-209.
- [27] Tervonen O, Forbes G, Scheithauer BW, Dietz MJ. Diffuse "fibrillary" astrocytomas: correlation of MRI features with histopathologic parameters and tumor grade. *Neuroradiology Journal*, Springer. 1992; 34: 173-178.
- [28] Zoretic JA, Wadhvani NR, Rishi LR, Ryan ME. Imaging findings of anaplastic astrocytoma in a child with maple syrup urine disease: a case report. *Society for Pediatric Neurosurgery*, Springer. 2015;3:1625-1629.
- [29] Braga JL. Astrocitoma anaplásico. *Revista Científica do Hospital Central do Exército*. 2008; 3(2):82-90.
- [30] Kurdi M, Al-ardati H, Baessa SS. Malignant Trigeminal Nerve Sheath Tumor and Anaplastic Astrocytoma Collision Tumor with High Proliferative Activity and Tumor Suppressor P53 Expression. *Hindawi Publishing Corporation*. 2014; 2014:1-6.
- [31] Lee KM, Kim EJ, Jahng GH, Park BJ. Value of perfusion weighted magnetic resonance imaging in the diagnosis of supratentorial anaplastic astrocytoma. *The Korean Neurosurgical Society*. 2014; 56(3):261-264.
- [32] Li L, Yin J, Li Y, Tian W, Qiao B, Tang Z, Shi J. Anaplastic astrocytoma masquerading as hemorrhagic stroke. *Journal of Clinical Neuroscience*, Elsevier. 2013; 20(11): 1612-1614.
- [33] Miyahara H, Toyoshima Y, Natsumeda M, Uzuka T, Aoki H, Nakayama Y, Okamoto K, Fujii Y, Kakita A, Takahashi H. Anaplastic astrocytoma with angiocentric ependymal differentiation. *Japanese Society of Neuropathology*, Wiley. 2011; 31: 292-298.
- [34] Porto L, Kieslich M, Franz K, Lehrnbecher T, Zanella F, Pilatus U, Hattingen E. MR spectroscopy differentiation between high and low grade astrocytomas: A comparison between paediatric and adult tumours. *European Journal of Pediatric and Neurology*, Elsevier. 2011; 15(3): 214-221.
- [35] Guerrero TR, Lopez LI, Cartier RL. Glioma multifocal multicéntrico. *Revista Chilena de Neuropsiquiatría*. 2010; 48 (3): 213- 218.
- [36] Trujillo CMC, Barhoum FSS, Melendez FHJ. Glioblastoma multiforme y embarazo: reporte de caso. *Revista Colombiana de Anestesiología*. 2012; 4: 35-239.
- [37] Vásquez JV, Castillo M, Zamboni R, Cubillos A. Glioblastoma Multiforme Intraventricular: neuroimagen en 2 casos. *Revista Ecuatoriana de Neurología*, Guayaquil. 2008; 17(1-3): 1-4.

NOVA PROPOSTA DO ALGORITMO DE MÉDIAS NÃO-LOCAIS PARA FILTRAGEM DO RUÍDO QUÂNTICO NA MAMOGRAFIA DIGITAL

P. F. Nunes*, A. A. Bindilatti**, H. C. R. de Oliveira*, L. R. Borges****, P. R. Bakic***, A. D. A. Maidment***, N. D. A. Mascarenhas*****, M. A. C. Vieira*

*Departamento de Engenharia Elétrica, Universidade de São Paulo, São Carlos, Brasil

**Departamento de Computação, Universidade Federal de São Carlos, São Carlos, SP, Brasil

***Department of Radiology, University of Pennsylvania, Philadelphia, USA

****Faculdade Campo Limpo Paulista, Campo Limpo Paulista, SP, Brasil

e-mail: polyananunes@usp.br

Resumo: Esse trabalho apresenta uma nova proposta do algoritmo de médias não-locais para a filtragem do ruído quântico de imagens mamográficas digitais adquiridas com dose de radiação reduzida. Nessa nova abordagem, chamada de *Variance Map Non-local Means* (VM-NLM), a filtragem do ruído quântico é realizada no próprio domínio da imagem. Com isso, elimina-se a necessidade de uma estimativa precisa dos parâmetros do ruído, necessária para o uso de uma transformada de estabilização de variância (como a transformada de Anscombe) antes da filtragem. Essa estimativa normalmente requer medidas preliminares no equipamento mamográfico, cujo acesso nem sempre é viável na prática. Os resultados obtidos com o algoritmo proposto mostraram que ele produz imagens mais nítidas e com melhor preservação de bordas e pequenos detalhes do que o algoritmo *Non-local Means* original.

Palavras-chave: mamografia digital, filtragem de ruído, dose de radiação, método das médias não-locais.

Abstract: *This paper presents a new approach for the non-local means algorithm to filter quantum noise in digital mammography acquired with reduced radiation dose. In this approach, called Variance Map Non-local Means (VM-NLM), quantum noise is removed in the image domain. Thus, it eliminates the need for an accurate estimate of the noise parameters typically necessary for the use of a variance stabilization transformation before filtering (i.e. Anscombe transformation). This estimate normally requires preliminary access to the mammographic equipment, which is not always feasible in practice. Results obtained with the proposed algorithm showed that it produces sharper images with better preservation of edges and small details than the original Non-local means algorithm.*

Keywords: *digital mammography, noise filtering, dose reduction, radiation dose, non-local means algorithm.*

Introdução

A mamografia digital por raios X é o exame mais utilizado em todo o mundo para o rastreamento do câncer de mama [1]. No entanto, ao mesmo tempo em que diversos casos de câncer de mama são detectados precocemente, aumentando significativamente as

chances de cura, existe um pequeno risco de indução do câncer de mama nas mulheres que foram radiografadas anualmente (entre as idades de 40 e 50 anos ou a cada dois anos com idade superior a 74 anos) [2].

Assim, estudos no sentido de reduzir a dose de radiação dos exames mamográficos são muito importantes. No entanto, uma simples diminuição nas doses de radiação na mamografia implica na geração de imagens de pior qualidade, com maior degradação pelo ruído quântico [3], o que pode comprometer significativamente o desempenho dos especialistas no diagnóstico do câncer de mama [4].

Em trabalhos prévios foi investigada a possibilidade do uso de algoritmos de processamento de imagens para filtrar o ruído quântico de imagens mamográficas adquiridas com doses reduzidas de radiação, fazendo com que elas tivessem as mesmas características das imagens adquiridas com a dose padrão do exame [5,6]. Entre os algoritmos de filtragem de ruído utilizados nesses estudos, destaca-se o algoritmo das médias não-locais (NLM - *Non-Local Means*) [7], o qual, atualmente, é considerado pela literatura como um dos métodos “estado da arte” para a filtragem de ruído em imagens digitais, com a característica importante de preservar pequenos detalhes na imagem [8].

O problema no uso do NLM para filtragem do ruído na mamografia digital é que esse algoritmo foi originalmente desenvolvido para filtragem de ruído branco, gaussiano, aditivo (AWGN – *Additive Gaussian White Noise*) que independe da intensidade da imagem [7,8]. Na mamografia digital, o ruído predominante é o ruído quântico, que segue a distribuição de Poisson, não é aditivo e depende da intensidade da imagem [3].

Uma abordagem normalmente empregada para a filtragem de ruído quântico pelo algoritmo NLM é o uso de uma transformada de estabilização de variância (por exemplo, a transformada de Anscombe) antes da filtragem do ruído [9]. No entanto, a variância do ruído só é estabilizada corretamente no domínio de Anscombe se o ruído da imagem for puramente Poisson não-escalado (quando a variância do ruído é igual à média do sinal) ou se for usada a transformada de Anscombe generalizada, e esse fator de escala for previamente conhecido [9]. O problema é que na mamografia digital, além do ruído Poisson possuir um fator de escala, este varia com a posição espacial do pixel [10]. Na prática,

obter esses valores é uma tarefa complicada e requer acesso preliminar ao equipamento mamográfico, o que nem sempre é viável na prática. Além disso, erros na estimativa desses parâmetros do ruído comprometem a estabilização da variância, fazendo com que o filtro não funcione corretamente [9].

Dessa forma, nesse trabalho é apresentada uma nova abordagem do algoritmo NLM para filtragem do ruído quântico de imagens mamográficas digitais adquiridas com dose de radiação reduzida. Nessa nova abordagem, chamada de *Variance Map Non-local Means* (VM-NLM), a filtragem do ruído quântico é realizada no próprio domínio da imagem, eliminando a necessidade de uma estimativa precisa dos parâmetros do ruído da imagem para o uso de alguma transformada de estabilização de variância.

Materiais e Métodos

A. Algoritmo Non Local Means original (NLM)

No algoritmo *Non Local Means* (NLM) [7], dada uma imagem ruidosa $v = \{v(i) \mid i \in I\}$, definida para um conjunto de coordenadas discretas $I \subset \mathbb{Z}^2$, a estimativa da imagem livre de ruído $\hat{x} = \{\hat{x}(i) \mid i \in I\}$, é calculada a partir da média ponderada de todos os pixels da imagem ruidosa conforme a Equação 1:

$$\hat{x}(i) = \sum_{j \in I} w(i, j) v(j) \quad (1)$$

na qual os pesos $w(i, j)$ dependem da similaridade entre os níveis de cinza de uma região (*patch*) centralizada em i com relação aos demais *patches* utilizados na estimativa. Mais especificamente, os pesos são atribuídos a partir de uma função decrescente da distância Euclidiana ponderada entre os vetores de tons de cinza dos *patches* que estão sendo comparados, $\|v(N_i) - v(N_j)\|_{2,a}^2$, sendo $v(N_i)$ e $v(N_j)$ os vetores de tons de cinza dos *patches* centralizados respectivamente nos pixels i e j , e $a > 0$ é o desvio padrão de um *kernel* gaussiano g_a , que faz com que o maior peso seja atribuído às diferenças entre os pixels mais próximos ao centro dos *patches*.

Na prática, somente pixels localizados em uma janela de busca são considerados na estimativa da Equação 1. Essa janela de busca pode ser definida como uma vizinhança quadrada e centralizada no pixel i que esta sendo processado. Assim, os pesos $w(i, j)$ do filtro são definidos de acordo com a Equação 2:

$$w(i, j) = \frac{1}{Z(i)} e^{-\frac{\|v(N_i) - v(N_j)\|_{2,a}^2}{h^2}} \quad (2)$$

sendo $Z(i)$ uma constante obtida pela soma de todos os pesos, conforme definido na Equação 3. O parâmetro h atua no decaimento da função exponencial das Equações 2 e 3, com a finalidade de controlar a quantidade de ruído que deve ser filtrado; normalmente esse parâmetro é

proporcional ao desvio padrão do ruído aditivo presente na imagem. Quanto maior o valor de h , maior será a atenuação do ruído pelo filtro [7].

$$Z(i) = \sum_{j \in I} e^{-\frac{\|v(N_i) - v(N_j)\|_{2,a}^2}{h^2}} \quad (3)$$

B. Variance Map Non-local Means (VM-NLM)

O algoritmo NLM foi originalmente desenvolvido para a filtragem do ruído AWGN e o valor do parâmetro h é uma constante para toda a imagem, pois o ruído aditivo é independente da intensidade do sinal [7,8]. Como na mamografia digital, o ruído dominante é o ruído quântico, que depende da intensidade de cada pixel da imagem. O parâmetro h de filtragem, nesse caso, não pode ser uma constante, pois o desvio padrão do ruído varia pixel a pixel na imagem mamográfica.

Assim, o método proposto neste trabalho consiste em uma extensão do algoritmo NLM, que possibilita a filtragem do ruído quântico de imagens mamográficas digitais adquiridas com dose de radiação reduzida (dominadas pelo ruído Poisson). Nessa nova proposta, a constante h do algoritmo NLM original é substituído por uma matriz $h(i)$, conforme Equação 4, que contém uma estimativa do valor da variância do ruído em cada pixel da imagem $\hat{\sigma}^2(i)$, ou seja, um mapa de variâncias locais do ruído da imagem. Esse “mapa” é multiplicado por uma constante γ , que controla a intensidade da filtragem e depende da taxa de redução da dose de radiação utilizada na aquisição da imagem: quanto menor a dose de radiação utilizada, maior o valor de γ .

$$h(i) = \gamma \sqrt{\hat{\sigma}^2(i)} \quad (4)$$

Assim, nessa nova proposta, chamada de *Variance Map Non-local Means* (VM-NLM), a filtragem do ruído é realizada em duas etapas: primeiramente, é calculado o mapa de variâncias locais do ruído da imagem $\hat{\sigma}^2(i)$ e, na segunda etapa do processo, a imagem é filtrada pelo NLM no domínio da imagem, usando como parâmetro de filtragem o valor de $h(i)$ obtido pela Equação 4.

Para o cálculo do mapa de variâncias na primeira etapa do algoritmo proposto, deve-se primeiro obter uma pré-estimativa da imagem livre de ruído $\hat{x}'(i)$, utilizando o algoritmo NLM original no domínio de Anscombe, como já apresentado em trabalhos prévios [5,6]. Nesse caso, o parâmetro h do NLM corresponde ao desvio padrão do ruído σ , e é extraído da própria imagem mamográfica, automaticamente, sem a necessidade do conhecimento prévio dos parâmetros do equipamento mamográfico, usando o método de estimativa do ruído proposto em [11]. Além disso, esse parâmetro é uma constante nessa etapa, pois o ruído quântico está estabilizado no domínio de Anscombe.

Após a filtragem, utiliza-se a transformada inversa de Anscombe para se obter uma imagem que corresponde a uma estimativa preliminar do sinal livre de ruído $\hat{x}'(i)$. A partir dessa imagem, calcula-se uma estimativa local do

ruído (resíduo) $\hat{Y}(i)$ presente na imagem $v(i)$ usando a Equação 5:

$$\hat{Y}(i) = v(i) - \hat{x}(i) \quad (5)$$

A partir desse resíduo $\hat{Y}(i)$, calcula-se a matriz $\hat{\sigma}^2(i)$, que contém as variâncias locais do ruído da imagem, usando a Equação 6 [12]:

$$\hat{\sigma}^2(i) = E\{\hat{Y}(i)^2\} - E\{\hat{Y}(i)\}^2 \quad (6)$$

na qual o operador $E\{\}$ corresponde ao valor esperado (ou média) da distribuição de Poisson. Finalmente, na segunda etapa do processo de filtragem, deve-se utilizar novamente o algoritmo NLM, mas agora no domínio do espaço, empregando como parâmetro de filtragem a matriz $h(i)$, calculada a partir de $\hat{\sigma}^2(i)$, conforme mostrado na Equação 4. A constante γ , que controla a intensidade da filtragem, deve ser ajustada de acordo com a dose de radiação usada na aquisição da imagem mamográfica.

Neste trabalho, foi utilizado o método *Simulated Annealing* [13] para otimizar a busca pelos melhores valores de γ , de forma que o algoritmo de filtragem produzisse imagens mamográficas similares às imagens adquiridas com a dose padrão de radiação (chamada aqui de 100% da dose). O parâmetro de similaridade utilizado nesse trabalho foi o PSNR (*Peak of signal-to-noise ratio*) [14]. Com a finalidade de avaliar quantitativamente o “borramento” das imagens mamográficas após a filtragem, foi utilizado o parâmetro *Sharpness*, que é uma medida baseada no gradiente da imagem e fornece um valor relacionado com a nitidez da imagem. Quanto maior o valor do *Sharpness* mais nítida é a imagem [15].

C. Banco de imagens mamográficas

As imagens mamográficas utilizadas nesse trabalho foram adquiridas em um equipamento mamográfico de uso clínico (*Selenia Dimension; Hologic; Bedford, USA*) com o uso de um simulador mamário (*phantom*) antropomórfico desenvolvido pela *University of Pennsylvania* [16]. As imagens mamográficas desse *phantom* foram adquiridas em quatro níveis diferentes de exposição à radiação, a fim de simular diferentes quantidades de ruído quântico nas imagens. No total, foram adquiridas 20 imagens mamográficas, sendo 5 exposições em cada uma das doses correspondentes a 100%, 85%, 70% e 50% da dose de radiação padrão usada no exame, obtidas pelo modo de exposição automática do próprio equipamento.

Resultados

Foram calculados inicialmente os valores de PSNR e de *Sharpness* das imagens mamográficas antes da filtragem, para avaliar a qualidade das imagens e o “borramento” cada dose de radiação utilizada. Os resultados, mostrados na Tabela 1, comprovam que quanto menor a

dose de radiação usada, maior a quantidade de ruído corrompendo a imagem (valores maiores de *Sharpness*) e pior a qualidade da imagem (valores menores de PSNR).

Tabela 1: Média dos valores de PSNR e *Sharpness* calculado para as imagens mamográficas adquiridas com 100%, 85%, 70% e 50% da dose de radiação padrão, antes da filtragem do ruído.

Dose de Radiação	PSNR (dB)	<i>Sharpness</i> (dB)
100%	38,77	105,25
85%	38,37	106,10
70%	37,72	106,94
50%	36,81	109,68

Após essa etapa, todas as imagens adquiridas com dose reduzida (85%, 70% e 50%) foram filtradas pelo algoritmo proposto nesse trabalho (VM-NLM) e também pelo algoritmo NLM original no domínio de Anscombe, como proposto em [7,8]. Os parâmetros dos filtros foram ajustados para que os valores do PSNR das imagens filtradas fossem o mais próximo possível do valor de 38,77 dB, o qual corresponde ao PSNR da imagem adquirida com 100% da dose de radiação padrão (em negrito na Tabela 1). A Tabela 2 exibe os resultados obtidos após a filtragem do ruído por ambos os métodos. Nota-se que ambos os métodos conseguiram filtrar as imagens mamográficas de modo a ajustar os valores de PSNR. No entanto, o método VM-NLM proposto produziu imagens com maior nitidez (valores maiores de *Sharpness*).

Tabela 2: Média dos valores de PSNR e *Sharpness* calculado para as imagens mamográficas adquiridas com 85%, 70% e 50% da dose de radiação padrão, após a filtragem do ruído pelo algoritmo NLM original no domínio de Anscombe e pelo novo método *Variance Map* NLM proposto nesse trabalho.

Dose de Radiação	Anscombe NLM		<i>Variance Map</i> NLM	
	PSNR (dB)	<i>Sharpness</i> (dB)	PSNR (dB)	<i>Sharpness</i> (dB)
85%	38,77	105,14	38,77	105,19
70%	38,77	104,47	38,77	104,96
50%	38,75	104,03	38,76	104,26

A Figura 1 mostra um exemplo de recorte extraído de uma imagem mamográfica adquirida com 50% da dose de radiação padrão (primeira coluna à esquerda). Na terceira coluna (à direita) é mostrado o resíduo obtido calculando-se a diferença entre essa imagem e a imagem adquirida com a dose padrão de radiação (primeira linha), que representa o resíduo ideal que deve ser removido para aproximar ambas as imagens. As imagens abaixo (linha central e última linha) mostram os resíduos obtidos pela diferença entre a imagem adquirida com 50% da dose e a mesma imagem filtrada pelo algoritmo NLM original no domínio de Anscombe e pelo algoritmo VM-NLM proposto nesse trabalho, respectivamente. Nota-se que o algoritmo VM-NLM proposto removeu uma quantidade de ruído mais próxima da ideal do que o método NLM no domínio de Anscombe, que removeu também um pouco de sinal da imagem, prejudicando sua nitidez.

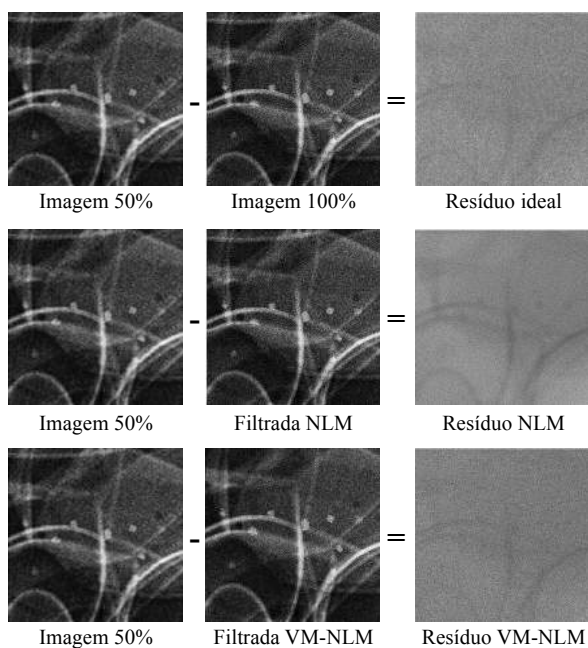


Figura 1: Resultados da filtragem de uma imagem adquirida com 50% da dose padrão de radiação pelo método proposto (*VM-NLM*) e pelo método NLM original no domínio de Anscombe.

Discussão e Conclusão

Nesse trabalho foi apresentada uma nova proposta do algoritmo NLM para a filtragem do ruído quântico de imagens mamográficas digitais adquiridas com dose de radiação reduzida, chamada *Variance Map Non-local Means* (*VM-NLM*). O desempenho do filtro proposto foi comparado com o algoritmo NLM original (no domínio de Anscombe) na filtragem de imagens mamográficas de um *phantom* antropomórfico adquiridas com diferentes doses de radiação. Os resultados mostraram que o algoritmo proposto produz imagens mais nítidas (avaliadas pelo parâmetro *Sharpness* mostrados na Tabela 2) e com melhor preservação de bordas e pequenos detalhes (mostrada nas imagens da Figura 1) do que o algoritmo NLM original no domínio de Anscombe. Note-se a abordagem normalmente empregada em trabalhos correlatos, para a filtragem de ruído Poisson por meio de algoritmos desenvolvidos para ruído AWGN, é o uso da transformada de Anscombe [5,6,9,10].

Além disso, o método proposto tem a vantagem de que o processo de filtragem do ruído quântico é realizada no próprio domínio da imagem. Com isso, elimina-se a necessidade de uma estimativa precisa dos parâmetros do ruído, necessária para o uso de uma transformada de estabilização de variância (como a transformada de Anscombe) antes da filtragem. Essa estimativa normalmente requer medidas preliminares no equipamento mamográfico, cujo acesso nem sempre é viável na prática.

Agradecimentos

Os autores gostariam de agradecer à FAPESP (Proc. 2013/18915-5) e à CAPES (Proc. 88881.030443/2013-01) pelo apoio financeiro.

Referências

- [1] Glynn CG, Farria DM, Monsees BS, Salzman JT, Wiele KN Hildebolt CF: Effect of transition to digital mammography on clinical outcomes. *Radiology*, 2011. 260(3):664-670.
- [2] Yaffe MJ, Mainprize JG: Risk of radiation-induced breast cancer from mammographic screening. *Radiology*, 2011. 258(1):98-105.
- [3] Yaffe MJ: Digital Mammography. In: Beutel J, Kundel HL and Van Metter RL (Eds). *Handbook of Medical Imaging Vol 1. Physics and Psychophysics*, Bellingham, WA: SPIE Press; 2000; p. 329-372.
- [4] Samei E, Saunders RS, Baker JA, DeLong DM. Digital mammography: Effects of reduced radiation dose on diagnostic performance. *Radiology*; 2007. 243(2):396-404.
- [5] Nunes PF, Oliveira HCR, Borges LR, Bakic PR, Maidment ADA, Vieira MAC: Uso do algoritmo de médias não-locais para filtragem do ruído de mamogramas adquiridos com dose reduzida. In: XXIV Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica; 2014. p. 1985-1988.
- [6] Nunes PF, Oliveira HCR, Borges LR, Bakic PR, Maidment ADA, Vieira MAC: Using the non-local means algorithm to denoise mammographic images acquired with reduced radiation dose. In: XI Workshop de Visão Computacional, 2015.
- [7] Buades A, Coll B, Morel JM. A review of image denoising algorithms, with a new one. *Multiscale Modeling Simulation (SIAM Interdisciplinary J.)*, 2005. 4(2):490-530.
- [8] Milanfar P: A tour of modern image filtering: new insights and methods, both practical and theoretical. *IEEE Signal Processing Magazine*, 2013. 30(1):106-128.
- [9] Mäkitalo M, Foi A: Noise Parameter Mismatch in Variance Stabilization, With an Application to Poisson-Gaussian Noise Estimation. *IEEE Transactions on Image Processing*, 2014. 23(12): 5348-5359.
- [10] Borges LR, Oliveira HCR, Nunes PF, Bakic PR, Maidment ADA, Vieira, MAC: Method for simulating dose reduction in digital mammography using the Anscombe transformation. *Med Phys*, 2016. 43(6): 2704-2714.
- [11] Immerkaer J: Fast noise variance estimation. *Computer Vision and Image Understanding*, 1996: 64(2): 300-302.
- [12] Ross SM: *Introduction to probability and statistics for engineers and scientists*, 3rd ed. Amsterdam; Boston: Elsevier Academic Press, 2004.
- [13] Metropolis N, Rosenbluth AW, Rosenbluth MN, Teller AH, Teller E: Equation of state calculations by fast computing machines, *Journal of Chemical Physics*, 1953. 21: 1087-1092.
- [14] Wang Z, Bovik AC: Mean squared error: Love it or leave it? A new look at signal fidelity measures. *IEEE Signal Proc Mag*; 2009. 26(1):98-117.
- [15] He L, Greenshields IR: A nonlocal maximum likelihood estimation method for Rician noise reduction in MR images. *IEEE Trans. Med. Imaging* 2009. 28(2): 165-172.
- [16] Cockmartin L, Bakic PR, Bosmans, H, Maidment, ADA, Gall H, Zerhouni M, and Marshall NW. Power spectrum analysis of an anthropomorphic breast phantom compared to patient data in 2D digital mammography and breast tomosynthesis. *Lectures Notes in Computer Science*, 2014. 8539: 423-429.

INFLUÊNCIA DA VARIAÇÃO DO TEMPO DE EXPOSIÇÃO NA AVALIAÇÃO DIGITAL DE CONTRASTE EM MAMOGRAFIA

M. C. Rosa*, R. B. Venâncio**, D. M. Cunha*, R. Bitelli *** e A. C. Patrocínio**

*Instituto de Física – Universidade Federal de Uberlândia, Uberlândia, Brasil.

**Faculdade de Engenharia Elétrica – Universidade Federal de Uberlândia, Uberlândia, Brasil.

***Núcleos – Empresa Brasileira de Física em Higiene das Radiações LTDA
matheuscapo@fismed.ufu.br

Resumo: A mamografia digital está gradativamente substituindo a mamografia analógica devido às várias vantagens dos receptores de imagem digitais, mas ela ainda necessita de estudos de otimização visando um melhoramento na qualidade de imagem, e redução da dose de radiação exposta no paciente. Neste estudo foi analisada a diferença de contraste em diferentes estruturas mamárias utilizando imagens do *phantom* CIRS 011A adquiridas no mamógrafo digital Lorad Hologic Selenia Dimensions. Como resultado, a CNR (*Contrast Noise-Ratio*) variou de 5,52 e 3,11 para as imagens em *rawdata* e 11,82 e 10,97 para as respectivas imagens processadas pelo equipamento. Os resultados mostram que mesmo imagens adquiridas com mesmo modo de operação (corrente e tensão) apresentaram diferença na relação contraste ruído se variar o tempo de exposição. Isso também é observado nas imagens processadas pelo equipamento cujo processamento não considera parâmetros de aquisição da imagem na realização do janelamento de contraste.

Palavras-chave: Mamografia digital, intensidade de energia, quantificação de contraste-ruído.

Abstract: *Digital mammography is increasingly replacing analog mammography due to various advantages of digital image receiver but optimization studies are still required to improve quality image and reduce the radiation dose exposed to the patient. In this study the contrast difference was analyzed in different mammary structure from images of phantom CIRS 011A and the digital mammography Lorad Hologic Selenia Dimensions. As result, the contrast noise ratio (CNR) was 5.52 and 3.11 for the images in rawdata and 11.82 and 10.97 for the respective processed images. The results show that even images acquired with the same operating mode (current and voltage) will have difference in the contrast noise with variation in the exposure time. This also happens in the images processed by the equipment, the processing of which does not consider the image acquisition parameters settings in the performing of the contrast windowing.*

Keywords: *Digital Mammography, Energy intensity, CRN quantify.*

Introdução

O câncer de mama é o segundo tipo de câncer mais comum entre as mulheres em todo mundo [1]. A técnica mais utilizada para detecção do câncer é através da mamografia e para maior eficácia é necessário que haja uma diferença de atenuação entre os tecidos presentes na mama (tecido fibroglandular e adiposo) associados a uma dose com baixa energia. A dose glandular está relacionada com a energia média depositada pelo feixe de raios X utilizado para a aquisição da imagem [2]. Portanto, o estudo da variação de contraste na imagem e a relação com a dose e intensidade de raios X transmitida através da mama se faz importante.

Os simuladores utilizados na avaliação da qualidade das imagens mamográficas contêm recursos tais como estruturas simuladoras de fibras, grupos de microcalcificações e as massas que simulam lesões de interesse durante a mamografia [3].

A diferença dessas intensidades é a responsável pelo contraste na imagem e, portanto, quanto maior a diferença, maior o contraste e melhor a visualização das estruturas. A portaria 453/1998 do Ministério da Saúde [4] recomenda e normatiza os testes de controle de qualidade em equipamentos de radiodiagnóstico analógicos. O tempo de exposição é uma das medidas realizadas no teste de qualidade que estabelece uma variação média de 10% como permitida. No entanto, no Brasil a avaliação quantitativa da imagem ainda não tem legislação.

A relação contraste ruído (*Contrast Noise Ratio – CNR*), é uma medida de qualidade de imagem digital recomendada pelo *European Guidelines For Quality Assurance in Breast Cancer Screening and Diagnosis – EUREF* [5].

O objetivo deste estudo é avaliar o contraste de imagens de *phantom* adquiridas com mesmo modo de operação (corrente e tensão) porém com dois diferentes tempos de exposição.

Materiais e Métodos

Neste estudo foi utilizado o equipamento de mamografia Lorad/Hologic, modelo Selenia Dimensions, e um simulador de mama CIRS, modelo 011A. Foram adquiridas imagens com 28 kVp e 100 mA. Os testes foram realizados com cinco tempos de

exposição, no mesmo modo operacional (corrente e tensão), conforme recomenda a portaria 453/1998. As avaliações de contraste utilizaram o menor e maior tempo de exposição. Foram selecionadas duas imagens em *rawdata* e suas respectivas imagens processadas pelo equipamento. Foram calculadas a média e desvio padrão da CNR de cada imagem.

O software empregado para recortar as Regiões de Interesse (ROIs) das imagens foi o ImageJ®, o qual possibilita obter informações referente a média de tons de cinza e desvio padrão de cada ROI.

Primeiramente foi selecionada uma região de interesse circular (ROI P), conforme destacada nas Figuras 1, 2, 3 e 4, que foi adotado como padrão de comparação (Região *offset*). Posteriormente foi selecionada uma ROI (ROI E) da escala de contraste presente no *phantom* para calcular a CNR.

As Figuras 1 e 3 referem-se as imagens em *rawdata* com tempo de exposição de 1010 ms e 889 ms, respectivamente, e as Figuras 2 e 4 as suas respectivas imagens processadas pelo equipamento de 4 com os mesmos tempos de exposição. A CNR foi calculada somente para a ROI E, pelo fato de ser a região com maior contraste (simulando 100% de fibra).

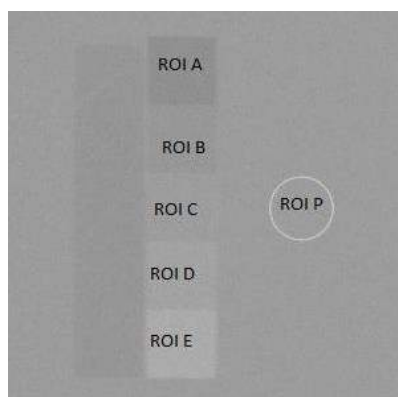


Figura 1: Imagem 1 *rawdata* – com tempo de exposição de 1010 ms.

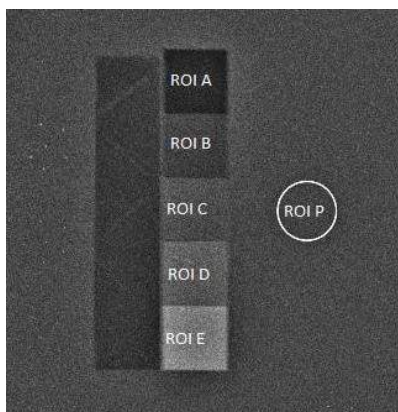


Figura 2: Imagem 2 processada – com tempo de exposição de 1010 ms.

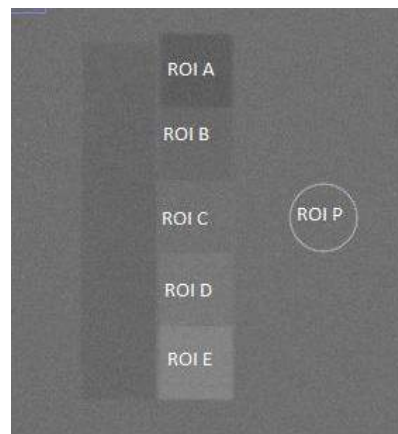


Figura 3: Imagem 3 *rawdata* – com tempo de exposição de 889 ms.

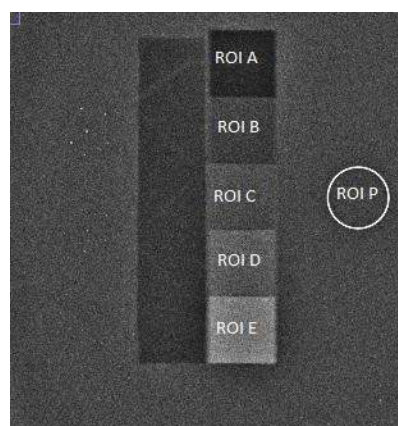


Figura 4: Imagem 4 processada – com tempo de exposição de 889 ms.

A CNR, definida pela Equação 1, utiliza a diferença de tons de cinza entre duas áreas adjacentes, determinando diretamente a capacidade de distinção do sinal, conforme o protocolo Europeu (EUREF) [5].

$$CNR = \frac{MP(sinal) - MP(fundo)}{\sqrt{\frac{(DP(sinal))^2 + (DP(fundo))^2}{2}}} \quad (1)$$

Onde MP é a média de pixel e DP é o desvio padrão. Para o cálculo da CNR foi utilizado como sinal a ROI E, que corresponde a região de maior contraste, e como fundo a ROI P. O desvio padrão (sinal) é o desvio padrão da ROI E e desvio padrão (fundo) é o desvio padrão da ROI P.

Resultados

As Tabelas 1 e 2 descrevem a média de tons de cinza e o desvio padrão para as ROIs de interesse (ROI P e ROI E) utilizando modos de operação de tensão e corrente de 28KVp e 100 mA.

Tabela 1: ROI P (Região de referência) / 28KVp e 100 mA.

Imagem	Média de Tons de Cinza	Desvio Padrão
1	2141,883	4,661
2	1069,968	169,679
3	2120,530	6,308
4	1078,304	180,449

Tabela 2: ROI E (Tecido 100% fibroglandular) / 28KVp e 100 mA.

Imagem	Média de Tons de Cinza	Desvio Padrão
1	2132,532	4,527
2	1872,964	219,908
3	2113,369	6,099
4	1920,583	230,959

A Tabela 3 descreve os valores da CNR para as diferentes imagens.

Tabela 3: CNR de cada Imagem.

Imagem	DEP (mGy)	Temp. Exp. (ms)	Corrente (mA)	CNR
1	3,88	1010	106	5,52
2	3,88	1010	106	11,82
3	3,52	889	94	3,11
4	3,52	889	94	10,97

Discussão

Ainda que o tempo de exposição varie em poucos milissegundos, ele tem relação direta com a dose e a exposição, o que pode provocar alterações na qualidade da imagem.

Na Tabela 1, relativa à ROI P (região de referência) e na Tabela 2 (região com 100% de tecido fibroglandular) observa-se que nas imagens 1 e 3, que são as *rawdata*, e nas imagens 2 e 4, que são as processadas, não há variação significativa na média de tons de cinza e nem no desvio padrão.

Na Tabela 3, que compara a imagem *rawdata* com a processada, observa-se que há variação significativa na média de tons de cinza e no desvio padrão. Isso ocorre porque quando uma imagem é processada a função de transformação de intensidade atua como função de realce de contraste, aumentando o desvio padrão da imagem. A CNR das imagens *rawdata* possuem um menor contraste em relação as imagens processadas devido ao algoritmo de processamento utilizado que realça o contraste da imagem, fazendo com que melhore a visualização da mesma.

As imagens 1 e 3 foram obtidas com o mesmo modo de operação (corrente e tensão), mas com tempo de exposição de 1010 ms e 889 ms, respectivamente e, portanto, o tempo de exposição influencia na dose de entrada da pele (DEP), onde a dose de entrada na pele (DEP) é a dose absorvida no centro do feixe incidente na superfície do paciente submetido a um procedimento

radiológico, incluindo o retroespalhamento da radiação. Embora a variação do tempo de exposição das imagens esteja dentro dos limites aceitáveis pela portaria 453/1998 [7], esta variação reflete no contraste da imagem, quando avaliada pela relação contraste ruído (CNR).

Conclusão

Os contrastes das imagens são variados mesmo com uma pequena variação no tempo de exposição, o que demonstra que esta variação pode influenciar na qualidade da imagem. Isso sugere que os limites de tolerância nas medidas dos testes de qualidade, recomendados pela portaria 453/1998, poderiam ser reestabelecidos. O processamento das imagens realizado pelo equipamento, para ajuste da curva de contraste, não corrige a variação de contraste causado pela exposição na aquisição, sugerindo que o janelamento utilizado pela técnica de transformação de intensidade, para esse ajuste, segue parâmetros fixos que não consideram os dados de aquisição (modo de exposição).

Agradecimentos

Os autores agradecem ao apoio financeiro concedido pelo Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico (CNPq) e Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de Minas Gerais (FAPEMIG).

Referências

- [1] URL 1 - Página oficial do Instituto Nacional do Câncer (INCA). Disponível em: <www.inca.gov.br> Acessado em: 11 de mai. 2016.
- [2] Coutinho C. M. C. **Avaliação da dose glandular em sistemas de mamografia convencional e digital utilizando um fantoma dosimétrico.** [Tese de doutorado]. Rio de Janeiro: Instituto Alberto Luiz Coimbra de Pós-graduação e Pesquisa de Engenharia (COPPE), Universidade Federal do Rio de Janeiro; 2009.
- [3] Leslie S. Pereira, Célia M. C. Coutinho, Luís A. G. Magalhães e Carlos Eduardo de Almeida. **Utilização de diferentes simuladores na avaliação da qualidade da imagem em mamografia digital.** Rio de Janeiro: Instituto de Radioproteção e Dosimetria (IRD); 2013.
- [4] BRASIL. Ministério da Saúde. Agência Nacional de Vigilância Sanitária. Portaria nº 453, de 01 de junho de 1998. **Aprova o Regulamento Técnico que estabelece as diretrizes básicas de proteção radiológica em radiodiagnóstico médico e odontológico.** Diário Oficial da República Federativa do Brasil; Brasília, de 02 de Junho de 1998.
- [5] EUREF - *European Reference Organization for Quality Assured Breast Screening and Diagnostic Services*, 2006.

RECONSTRUÇÃO DE IMAGEM DE TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA POR FEIXE DE PRÓTONS, UTILIZANDO A TRANSFORMADA INVERSA DE RADON, BASEADA EM IMAGENS GERADAS POR SIMULAÇÃO COMPUTACIONAL

F. Loreni S.*, G. Hoff*, M. V. W. Zibetti*, H. R. Schelin**, V. Denyak**, S. A. Paschuk*, I. Evseev*, L. G. S. Zanin* e E. Milhoretto*

*CPGEI/UTFPR, Curitiba, Brasil

**IPPPP, Curitiba, Brasil

e-mail: Fabricioloreni@gmail.com

Resumo: O presente trabalho teve como objetivo construir uma aplicação em Geant4 que simule uma Tomografia Computadorizada por Feixe de Prótons (pCT), com o mesmo design do protótipo de pCT do Loma Linda University Medical Center (LLMC) e realizar a reconstrução de imagem a partir dos dados simulados. Para isso, foi construído um conjunto de classes no Geant4 9.06.p03 contendo as especificações do feixe de prótons, dos detectores, do *phantom* e do calorímetro. O espectro dos prótons incidentes foi definido como monoenergético, com energia cinética inicial de 200MeV e em *Pencil Beam*, de forma a cobrir toda a área do corte do objeto a ser imageado, sendo o comprimento da linha de irradiação de 230mm. Foram construídos quatro detectores, dois foram posicionados na saída do feixe e dois atrás do *phantom*. O *phantom* é composto por um paralelepípedo de água com dois objetos de contraste (osso compacto) em seu interior com geometrias distintas. A aplicação desenvolvida no Geant4 foi definida de forma a gerar um arquivo de saída para cada um dos 4 detectores e um outro arquivo de saída para o calorímetro. O arquivo de saída dos detectores possui a identificação dos 20.000 prótons e a posição que cada próton passou nas coordenadas x, y e z do dado detector, para cada ângulo de incidência estudado. Por fim, foi realizada a reconstrução da imagem do *phantom* simulado utilizando a Transformada Inversa de Radon do MatLab.

Palavras-chave: Geant4, Simulação, pCT, Reconstrução de Imagem, Transformada Inversa de Radon.

Abstract: The present study had the objective to build a application that simulates an pCT Geant4 with the same pCT prototype design Loma Linda University Medical Center (LLMC) and perform the reconstruction image from the simulated data. A set of codes was constructed in the Geant4 9.06.p03, including the specifications of the proton beam, the detectors, phantom and the calorimeter. The spectrum of incident protons was defined as monoenergetic with initial kinetic energy 200MeV and in pencil beam to cover the entire sectional area of the object to be imaged, with a 230mm irradiation line. Four detectors were built, two were

positioned in the beam output and two were behind the phantom. The phantom consists of water parallelepiped with two contrasting objects (compact bone) inside, with different geometries. The Geant4 was programmed to generate an output file for each of the four detectors and another output file to the calorimeter. The output file of the detectors has the identification of 20,000 protons and the position each proton passed at coordinates x, y and z of the detector for each angle of incidence studied. Finally, the reconstruction of the image of the simulated phantom was performed using the Inverse Radon Transform in MatLab.

Keywords: *Geant4, Simulate, pCT, Reconstruction Image, Inverse Radon Transform.*

Introdução

Em inúmeros centros de pesquisas são estudados meios para melhorar o tratamento e o prognóstico dos pacientes com câncer. O foco principal das pesquisas e do desenvolvimento das técnicas terapêuticas que utilizam radiação são a erradicação de células tumorais e a minimização da irradiação das células e tecidos saudáveis. O cenário ideal seria tratar o alvo desejado sem danificar qualquer estrutura saudável. Isso, no entanto, ainda é um desafio para a ciência. E existem incertezas na definição do volume alvo e incertezas no processo de definição da dose terapêutica. Além disso, a aplicação de terapias que utilizam radiação com feixe externo requer que o feixe penetre por tecido saudável até atingir o alvo. O planejamento dos tratamentos que utilizam radiação é fundamentado em formalismos matemáticos e físicos para entregar a dose desejada no alvo e limitar a dose a tecidos normais. Isso é particularmente importante em tecidos saudáveis radiosensíveis, que não devem ser irradiados, chamados de estruturas críticas [1].

Um ganho significativo na razão terapêutica pode ser alcançado através do uso da terapia por prótons ao invés da radioterapia convencional, de fótons [2]. O ganho terapêutico se deve a diferenças físicas que ocorrem na interação dos fótons e dos prótons com a matéria. A diferença mais importante entre feixes de fótons e feixes de prótons é o intervalo finito de um

feixe de prótons [3]. Sendo possível direcionar o feixe de prótons apenas para a área de interesse ou muito próximo de uma estrutura crítica devido as características de deposição de energia deste tipo de feixe.

A profundidade que ocorre a deposição máxima de energia (*Pico de Bragg*) pode ser ajustada alterando a energia do feixe. Fazendo com que seja possível posicionar a máxima deposição de energia dentro do alvo para cada direção do feixe. Apesar dos prótons partirem de uma única direção, o feixe é capaz de entregar uma dose homogênea ao longo do alvo, através da variação da energia do feixe [4].

Para localizar e identificar a região tumoral a ser irradiada pelo feixe de prótons, o paciente é submetido a exames de Tomografia Computadorizada (CT) e ressonância magnética nuclear [5]. As imagens adquiridas por esses exames servem de base para o planejamento da terapia por prótons. No intuito de aumentar a eficiência do tratamento por prótons, surgiu a ideia de construir um equipamento de tomografia computadorizada que utilize feixes de prótons (pCT). A grande motivação em se construir um pCT é unir no mesmo equipamento de terapia por prótons a capacidade de gerar imagens tomográficas utilizando o mesmo feixe. O resultado da união desses dois equipamentos é obter dados para o planejamento da terapia e posicionamento do tumor de forma simultânea, aumentando a precisão e rapidez do exame [6, 7, 8].

Com a pCT é possível reconstruir corretamente o mapa de densidade eletrônica fazendo uso do próprio feixe da terapia por prótons. Ao medir a perda de energia dos prótons de alta energia que atravessam o paciente, e repetindo a aquisição através de vários ângulos de incidência, é possível reconstruir a distribuição da densidade eletrônica dos tecidos irradiados de uma forma mais precisa e segura comparada com a densidade eletrônica relativa utilizada atualmente [9].

O atual desafio da pCT é diminuir o tempo de aquisição e aumentar a resolução espacial, uma vez que a resolução espacial obtida na Tomografia Computadorizada por Raios X ainda é maior. O primeiro centro dedicado exclusivamente no tratamento por prótons e pioneiro no desenvolvimento da pCT é o Centro Médico da Universidade de Loma Linda (*Loma Linda University Medical Center - LLUMC*), que conta com um protótipo de pCT com capacidade para trabalhar com valores de energia de até 250 MeV. O LLUMC está investido esforços para melhorar os detectores de feixes de alta energia e se concentrando na elaboração de novos algoritmos específicos de reconstrução de imagens para solucionar os problemas encontrados na obtenção de imagens clínicas [10].

Este trabalho tem como objetivo desenvolver uma aplicação que simule um sistema de pCT com as mesmas características do protótipo de LLMC, e realizar a reconstrução de imagem de pCT usando a Transformada Inversa de Radon [11].

Materiais e métodos

A ferramenta computacional escolhida para desenvolver a simulação de uma pCT e um objeto de prova foi o Geant4 (*Geometry and Track*). A pCT desenvolvida em Geant4 seguiu o mesmo design do protótipo de LLMC.

Os dados da simulação são provenientes de um feixe monoenergético, com energia cinética inicial de 200MeV, e em *Pencil Beam*, de forma a cobrir toda a área do corte do objeto a ser imageado. Sendo o comprimento da linha de irradiação de 230mm.

O número de prótons simulados foi de 20.000 prótons ou 20.000 eventos. Na simulação o feixe incidiu de 0° a 360°, em passo de 2° ao redor do *phantom*.

O *phantom*, ou objeto de prova simulado, foi um paralelepípedo contendo em seu interior dois objetos de contraste, com dimensões, densidade e geometrias variadas. Sendo o *phantom* composto por um paralelepípedo, com dimensões 14,0cm x 14,0cm x 50,0cm constituído de água. Mais dois objetos de contraste, constituídos de osso compacto. Um com geometria cilíndrica e com raio de 5,0mm e comprimento 50,0cm e o outro objeto de contraste sendo um paralelepípedo de dimensões 20,0mm x 20,0mm x 50,0cm. Estas configurações podem ser vistas na Figura 1.

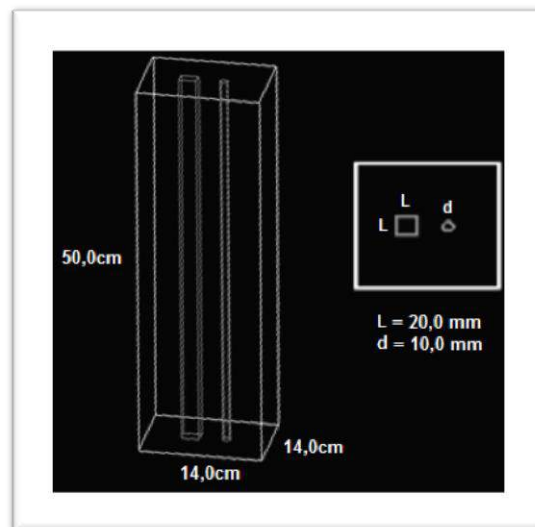


Figura 1: *Phantom* virtual. Na esquerda vista paralela com dimensões do paralelepípedo externo e na direita vista superior do *phantom* com dimensões dos objetos de contraste (d=diâmetro, L=lado).

Os detectores desenvolvidos são ideais, ou seja, com 100% de eficiência e foram posicionados anteriormente e posteriormente ao *phantom*.

Os detectores servirão para registrar a posição tridimensional (nos eixos x, y, z) e a energia (MeV) de cada próton ao passar pelo detector. A posição registrada nos detectores foi utilizada para traçar a trajetória mais provável que o próton teve ao interagir com o *phantom*. Por fim, temos um calorímetro para registrar a energia

residual dos prótons. O calorímetro também é ideal, com 100% de eficiência.

Após o registro da posição dos prótons em cada um dos detectores, foi realizado um levantamento da trajetória média dos prótons. Os prótons com um desvio na trajetória acima da média foram desconsiderados. Eliminando assim os prótons que não contribuem para a reconstrução da imagem.

Para descrever o transporte de radiação pela matéria no Geant4, foi utilizada a recomendação para transporte de prótons na área da terapia, QGSP_BIC_EMY, descrita no exemplo avançado do Geant4, hadrontherapy, usando como critérios de corte para geração de partículas secundárias 0,01mm para prótons, 0,10mm para elétrons e 1,0mm para fótons. Nesta simulação foram consideradas para transporte as partículas primárias e todas as partículas secundárias geradas. Sendo o registro limitado somente à partícula próton.

Aplicação contém classes definidas pelo usuário que invocam as classes internas da ferramenta Geant4. Estrutura da base consiste em código para: 1) Administrar as informações para geração do universo virtual (*classe DetectorConstruction*); 2) Determinar a emissão dos prótons incidentes (*classe PrimaryGenerationAction*); 3) Definir os processos e modelos de transporte, bem como, as características de geração de partículas secundárias (*classe PhysicsList*); 4) Definir os contadores e sistemas de registro da informação de interesse (*classes SteppingAction e RunAction*). O código apresentou também os “messengers” que são classes de comunicação do usuário com o código com a finalidade de evitar sucessivas compilações quando realizadas alterações no código fonte. Esse tipo de gerenciamento de dados permite a rastreabilidade da sequência de dados de entrada a cada execução, reduzindo problemas com alterações no código fonte e no tempo de execução final. Foram utilizados “messengers” na descrição do universo virtual, na seleção de modelos e processos de transporte, bem como na descrição da partícula primária (descrição da energia da fonte emissora).

A aplicação desenvolvida no Geant4 foi preparada para registrar as coordenadas x, y e z que cada um dos 20.000 prótons teve ao passar pelos detectores e pelo calorímetro para cada uma das 180 incidências. Assim como a energia cinética dos prótons ao atingir o calorímetro.

Após o registro da posição dos prótons em cada um dos detectores, foi realizado um levantamento da trajetória média dos prótons nos quatro detectores. Os prótons com um desvio na trajetória acima da média encontrada foram desconsiderados. Eliminando assim os prótons que não contribui para a reconstrução da imagem, devido ao acentuado desvio da sua trajetória ao interagir com o *phantom*.

Para avaliar os dados simulados em Geant4 e realizar a reconstrução da imagem do *phantom* construído em Geant4 foi utilizado a Transformada Inversa de Radon.

Resultados

Foram construídos no Geant4 9.06.p03 um conjunto de classes contendo as especificações do feixe de prótons, dos detectores, do *phantom* e do calorímetro. Toda essa estrutura do pCT e do *phantom* com os dois objetos de contraste em seu interior (com bordas delimitadas em cinza) pode ser observada na parte superior da Figura 2. O mundo (parte preta, exceto região interna do *phantom* e do calorímetro) e os quatro detectores (com bordas em amarelo) são compostos por vácuo galáctico. Essa escolha foi realizada para desconsiderar qualquer interação do feixe com o universo ou com os detectores. Na parte inferior da Figura 2 é possível observar os dados de saída da simulação, associados aos respectivos detectores e ao calorímetro.

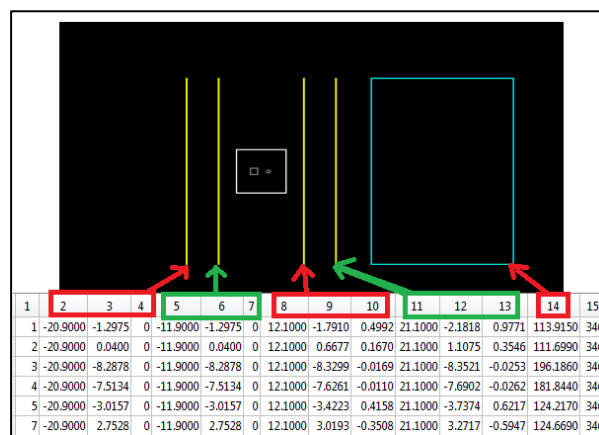


Figura 2: Vista superior do mundo simulado e a representação do conjunto de dados de saída. A coluna 1 a identificação dos prótons. As colunas 2 até 13 correspondem as coordenadas (x, y, z) em que o prótons passaram pelos 4 detectores. Coluna 14 é a energia residual dos prótons e a coluna 15 o ângulo de incidência.

De posse dos dados da simulados em Geant4, foi possível construir o sinograma, fazendo uso do MatLab. Sendo que o sinograma foi gerado agrupando, para cada ângulo, os prótons que seguiram um caminho aproximadamente linear ao passar nos quatro detectores, semelhante ao feixe de Raios x paralelo da Tomografia Computadorizada. Desta forma, prótons que seguiram o mesmo caminho, deveriam entregar aproximadamente a mesma energia no calorímetro. Logo, o valor da energia entregue por um feixe que seguiu por dado ângulo e deslocamento do centro, foi calculado através da mediana da energia entregue pelos prótons que seguiram o mesmo caminho do feixe. Em seguida foi realizado a reconstrução da imagem utilizando o método da Transformada Inversa de Radon presente no MatLab. A imagem (1024x1024 pixels) gerada pode ser observada na Figura 3.

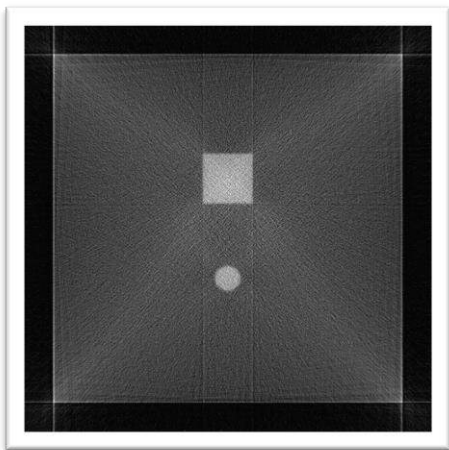


Figura 3: Imagem do *phantom* (1024 x 1024 pixels) reconstruída pela Transformada Inversa de Radon.

Na Figura 3 é possível visualizar nitidamente o paralelepípedo de maior dimensão (14,0cm x 14,0cm x 50,0cm), que tem como composição água, e os outros dois objetos de contraste. Constituídos de osso compacto. Sendo que um tem geometria cilíndrica (raio de 5,0mm e comprimento 50,0cm), o outro é um paralelepípedo (20,0mm x 20,0mm x 50,0cm).

Discussão

Na Figura 1 temos a imagem do *phantom* desenvolvido e gerado no Geant4 e na Figura 3 temos a imagem reconstruída do *phantom* através da transformada Inversa de Radon. Comparando as duas imagens, fica evidente, que o conjunto de dados reconstruídos, utilizando a Transformada Inversa de Radon, condiz com o *phantom* desenvolvido no Geant4, tendo as mesmas dimensões descritas em Materiais e Métodos.

O motivo pelo qual o presente trabalho escolheu desenvolver uma aplicação que simule uma pCT nos moldes do protótipo de LLMC se deve a necessidade dos autores de adquirir dados de uma pCT ideal. Com intuito de desenvolver e testar, em trabalhos futuros, métodos de reconstrução de imagem que sejam satisfatórios ao designe do protótipo de pCT de LLMC e compatíveis com o tempo de processamento e resolução desejáveis para imagens clínicas.

Em trabalhos anteriores, de Penfold e colaboradores [10], foi desenvolvido uma aplicação em Geant4 com as mesmas características do protótipo de pCT de LLMC. No entanto, o *phantom* desenvolvido pelos pesquisadores era no formato circular o que diminui a capacidade de se estudar o Efeito de Borda. Efeito esse inerente da interação nuclear dos prótons com a matéria. A utilização de *phantoms* circulares também facilita a reconstrução de imagens, pois não apresenta vértice. Por estes motivos acreditamos que o presente trabalho, por possui um *phantom* com inúmeros vértices e, ainda, um objeto de contraste circular, possui mais elementos de testes e análises de novos métodos de reconstrução de imagem.

Conclusão

O conjunto de classes, desenvolvidos por este trabalho, se mostrou uma excelente alternativa para aquisição de dados de uma pCT ideal e com energia de feixe de prótons suficiente para aquisição de imagens médicas. Os dados adquiridos também servirão para testar e implementar outros métodos de reconstrução de imagem de acordo com o designe do protótipo de pCT de LLMC. Tendo com um propósito final, a buscar por um método que torne a pCT viável para o planejamento da terapia por prótons.

Agradecimentos

Os autores deste trabalho agradecem a CAPES, CNPq e a UTFPR pelo apoio e financiamento.

Referências

- [1] PAGANETT, H.; Proton Therapy Physics - Health Physics, 2012.
- [2] WILSON, R. R.; Radiological use of fast protons. *Radiology*, v. 47, n. 5, p. 487–91, nov. 1946.
- [3] KHAN, F. M.; Brachytherapy: The Physics of Radiation Therapy. 2nd ed. Baltimore: Lippincott Williams & Wilkins, 1994.
- [4] CHEN, G. T. Y.; SINGH, R. P.; Treatment Planning for Heavy Ion Therapy, *International Journal of Radiation Oncology, Biology, Physics*, Vol. 5.
- [5] Schulte, R.; Bashkirov, V.; Li, T., Liang, Z. Mueller, K.; Conceptual Design of a Proton Computed Tomography System for Applications in Proton Radiation Therapy, *IEEE Trans. Nuclear Science*, 2004.
- [6] SCHULTE, R.; Strategies for Image-guided Proton Therapy of Cancer. *Touch Briefings*, 2007. Disponível em: <http://www.touchbriefings.com/pdf/2812/Schulte.pdf> Acesso em: 20/01/2016.
- [7] WANG, D.; MACKIE, T. R.; On Proton CT Reconstruction Using MVCTconverted Virtual Proton Projections. *Medical physics*, v. 39, n. 6, p. 2997–3008, 2012, ISSN 0094-2405.
- [8] SCHAFFNER, B.; PEDRONI, E.; The precision of proton range calculations in proton radiotherapy treatment planning: experimental verification of the relation between CT-HU and proton stopping power, *Phys. Med. Biol.* 43, 1998.
- [9] SIPALA, A. Proton Computed Tomography System for Medical Applications, 2013.
- [10] PENFOLD, S. N.; SCHULTE, R. W.; “Total variation superiorization schemes in proton computed tomography image reconstruction”, *Medical Physics*, 37, 5887–5895, 2010.
- [11] RADON, J., PARKS, P. C.; “On the determination of functions from their integral values along certain manifolds”, *IEEE Trans Med Imaging*, 1986;5(4):170-6, DOI: 10.1109/TMI.1986.4307775.

ANÁLISES DAS IMAGENS DE ULTRASSOM UTILIZANDO AS TÉCNICAS *SPARSE ARRAYS* E *PLANE WAVE*

N. T. Schiefler Jr.* **, J. M. Maia** , F. K. Schneider*** , A. A. Assef****

*Instituto Federal de Santa Catarina/IFSC, Joinville, Santa Catarina, Brasil

**CPGEI/Universidade Tecnológica Federal do Paraná - UTFPR, Curitiba, Paraná, Brasil

***CPGEI-PPGEB-DAELN/UTFPR, Curitiba, Paraná, Brasil

****CPGEI-PPGSE-DAELT/UTFPR, Curitiba, Paraná, Brasil

e-mail: nivaldo@ifsc.edu.br

Resumo: Atualmente, as maiores dificuldades para melhorar a qualidade das imagens obtidas pelas técnicas ultrassônicas estão relacionadas ao elevado número de disparos para excitação dos transdutores e ao processamento computacional necessário para a formação das imagens. Este trabalho teve como objetivo avaliar uma nova técnica de geração de imagens por ultrassom em tempo real, baseada em *plane wave* e *sparse arrays* em um transdutor linear, que permita o aumento da taxa de varredura por meio da diminuição do número de disparos dos elementos do transdutor de ultrassom. Foram utilizados um DSP e uma FPGA para realizar o processamento dos sinais obtidos por meio da simulação de um *phantom* no programa Field II, com um transdutor linear de 128 elementos. As imagens obtidas utilizando-se apenas um disparo para os 128 elementos (*plane wave*) e para 65 elementos (*plane wave + sparse arrays*) apresentaram qualidades similares às que foram obtidas no simulador Field II, indicando que o sistema proposto poderá ser utilizado para o processamento de imagens de ultrassom.

Palavras-chave: Ultrassom, DSP, FPGA, *plane wave*, *sparse arrays*.

Abstract: Nowadays, the major difficulties to improve the images quality using the ultrasonic technique are related to the high number of shots used for transducer excitation and the necessary computational processing for image reconstruction. This work had as main objective the evaluation of a new technique for real time ultrasound image generation using *plane wave* and *sparse arrays* in linear transducer to allow frame rate increasing by reduction of the number of shots to excite the transducer elements. A DSP and a FPGA were used to accomplish the signal processing obtained by a phantom simulated in Field II program, with a linear 128 elements transducer. The obtained images using only one shot for the 128 elements (*plane wave*) and for the 65 elements (*plane wave + sparse arrays*) have shown similar qualities to those obtained using the Field II Simulator, indicating that the proposed system can be used for ultrasound image processing.

Keywords: Ultrasound, DSP, FPGA, *plane wave*, *sparse arrays*.

Introdução

Uma das técnicas usadas por um médico para analisar o estado de um tecido humano é a palpação. Com este procedimento, pode-se fazer um diagnóstico pelo toque baseado na rigidez do tecido. No entanto, quando o tecido lesionado está localizada no interior do corpo e dependendo do seu tamanho, é impossível detectá-la usando pela técnica de palpação [1]. Nos casos onde a palpação se torna um método pouco confiável, o médico precisará de outra técnica para realizar a análise diagnóstica.

O melhor método para uma análise diagnóstica é o de natureza não invasiva. Logo, o uso de imagens se encaixa perfeitamente a essa análise diagnóstica. Há várias possibilidades para se obter imagens dos tecidos e órgãos humanos, entre elas: Raios-X, Tomografia, Ressonância magnética e Ultrassom (US) [2]. As imagens obtidas com técnicas como ressonância e tomografia apresentam maior qualidade, porém tanto o custo dos exames quanto o custo dos equipamentos são mais elevados. Desta forma, o sistema em US é o método mais difundido para auxílio ao diagnóstico em algumas áreas da medicina, tais como: obstetrícia e a ginecologia. Além disso, em comparação com os outros métodos é relativamente barato e acessível para a comunidade em geral [3].

Atualmente, muitas pesquisas estão focadas na redução do número de vezes que um transdutor ultrassônico é excitado, de forma a permitir uma maior taxa de quadros por segundo para mostrar as imagens em tempo real. Uma técnica muito usada é chamada de *plane wave*, onde todos os elementos são disparados ao mesmo tempo [4]. Esta técnica diminui o número de *scanlines* necessárias, as quais consomem muita memória e tempo de processamento. A aquisição dos sinais neste caso é feita de forma paralela, limitada ao número de canais de entrada do sistema e também da velocidade de aquisição do *hardware* usado.

Na literatura além das técnicas *plane wave* e *sparse arrays*, há outra técnica chamada *plane wave* coerente.

Fundamentação Teórica

Plane Wave – Esta técnica tem como princípio a utilização simultânea de todos os elementos disponíveis

no transdutor para transmitir e coletar sinais ultrassônicos, porém sem focalização. A Figura 1 ilustra esta técnica.

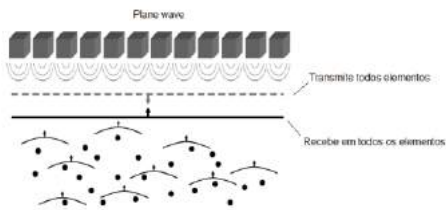


Figura 1: Técnica de *plane wave*, onde todos os elementos são disparados e todos os elementos recebem os sinais.

Uma vantagem desta técnica é que, para excitar todos os elementos simultaneamente, só é necessário um único circuito de disparo. Com isso, o *hardware* para gerar o pulso fica reduzido em complexidade [5]. Os sinais de eco são recebidos por todos os canais de recepção para posterior processamento. Esta técnica elimina a construção do *scanline*, aumentando a taxa de varredura e gerando uma “fotografia” do alvo. Com os disparos de todos os elementos, o sistema cobre uma área maior e não somente um ponto focal. A desvantagem desta técnica é a perda na qualidade da relação sinal ruído (SNR) e da resolução da imagem.

Plane Wave coerente – Outra técnica usada por Shen et al [6] e que foi proposta por Montaldo et al [7], é a técnica de *plane wave* coerente. Esta técnica usa a correlação dos sinais para gerar uma base de dados e formar a imagem. A Figura 2 ilustra este processo de transmissão.

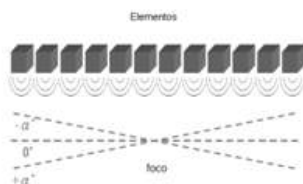


Figura 2: Técnica de *plane wave* coerente, onde todos os elementos são disparados ao mesmo tempo com diferentes inclinações.

A técnica difere do *plane wave* anterior pelo fato que a transmissão é feita por diferentes ângulos, criando de certa maneira um foco na transmissão. A composição da imagem é feita por vários *frames*, em diversos ângulos. Montaldo [7] descreve a melhora na resolução lateral, no contraste e na SNR, quando comparado com os resultados dos sistemas de modo B e somente o *plane wave*. Um ponto importante é que a taxa de varredura está limitada pelo número de ângulos requeridos, ou seja, muitos disparos demandam muito tempo de processamento, reduzindo a taxa de varredura.

Plane Wave e Sparse Array – Na técnica *plane wave* com *sparse array* apenas alguns elementos do transdutor são excitados, sendo que os mesmos elementos são empregados para coletar os sinais ultrassônicos conforme ilustrado na Figura 3.

Com a utilização, apenas, dos elementos ímpares e do n -ésimo elemento para transmissão e recepção de

sinais ultrassônicos, como exibido na Figura 3, o resultado será uma matriz de dados onde os elementos pares estarão sem informações do sinal de eco. O preenchimento dos dados faltantes será feito por técnicas de interpolação, levando em conta os pontos vizinhos.

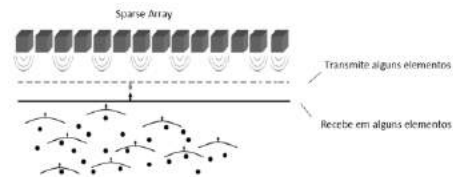


Figura 3: Técnica de *plane wave* com *sparse arrays*, (adaptado [6]).

Este trabalho se propõe a avaliar as técnicas existentes de formação de imagens por US e aprimorar a formação destas imagens com o aumento da taxa de varredura para a técnica tradicionalmente utilizada (*beamforming*). Para que o aumento de taxa de varredura seja feito, o estudo será focado na redução do número de disparos dos elementos com o uso das técnicas de *plane wave* e *sparse arrays* durante a transmissão e recepção, respectivamente.

Materiais e métodos

Neste trabalho, toda geração de sinal de eco foi feita por simulação no *software* Field II [8]. O sistema proposto leva em consideração as necessidades de *hardware* e *software* para se fazer todo processo computacional, desde o sinal bruto até sua apresentação em um monitor. A Figura 4 mostra o diagrama em blocos do sistema proposto.

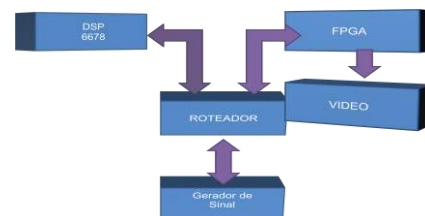


Figura 4: Diagrama em blocos do sistema proposto.

Digital signal processor (DSP) – O DSP escolhido foi o TMS320C6678 (*Multicore Fixed and Floating-Point Digital Signal Processor*) baseado na arquitetura *multicore*. Este processador possui 8 *corepac* 66x em um único *chip* que pode rodar de até 1,25 GHz. Este DSP é recomendado para executar operações que exijam alto desempenho em processamento de sinal, tais como imagens médicas, militar e automação, dentre outros. O *kit* usado foi o TMDXEVM6678LXE (*Texas Instruments, Dallas, USA*).

Field Programmable Gated Array (FPGA) – O sistema precisa de uma interface de saída e controle de processo, pois o *kit* DSP6678 não possui uma saída de vídeo disponível. Dessa forma, foi usado o *kit* de FPGA DE2-115 (*Terasic, Hsinchu City, Taiwan*), baseado em um Altera Cyclone® IV 4CE115 (*Altera, San Jose, USA*).

Processamento – O sinal simulado usando a técnica em *plane wave* segue o processo apresentado no diagrama em blocos da Figura 5.



Figura 5: Diagrama em blocos para o processamento do sinal em *plane wave*.

Sinal *plane wave* – Sinal de eco gerado a partir de simulação no Field II. Os sinais gerados foram condicionados baseados nas estruturas da Figura 1 e Figura 3 em relação à posição dos elementos do transdutor.

FFT não uniforme – O sinal FFT (transformada rápida de Fourier) não uniforme (NUFFT) tem sido objeto de vários estudos na formação das imagens ultrassônicas desde os anos 80 [9]. A transformada de Fourier não uniforme é aplicada em muitas áreas, tais como imagens médicas, na astronomia e soluções numéricas de equações diferenciais parciais [10]. A diferença entre eles é que, para um sinal uniforme os dados estão em um intervalo de N amostras e o um sinal não uniforme os dados estão em um intervalo T amostras, onde T é a duração da amostra. Um método que usa os dados não uniformes é o da migração Stolt's em $f-k$ (frequência- número da onda) [11], o qual mostra os passos para se reconstruir uma imagem a partir de um sinal bruto radiofrequência (RF). A teoria de Stolt's foi proposta inicialmente para análise de dados sísmicos em 1978. Os passos para fazer a migração $f-k$ são descritos em três etapas:

1. Transformada de Fourier do sinal $x(x, t, z = 0)$ para obter $X(k_x, w, z = 0)$;
2. Interpolação para nova escala (Stolt's $f-k$);
3. Transformada inversa.

Para validar o processo, todas as rotinas foram desenvolvidas e avaliadas no Matlab R2010a (The Mathworks, Natick, USA) e depois traduzidas para linguagem C, em conformidade com os compiladores *CodeBlocks* e *Code Composer* do DSP.

O *phantom* e a rotina de aquisição dos sinais de RF foram baseadas no simulador Field II. O *phantom* foi definido com as seguintes dimensões xyz em 50x10x 90 mm. As frequências de amostragem e central do transdutor foram definidas em 100 MHz e 5 MHz, respectivamente. O *phantom* foi dimensionado com cinco pontos nas posições verticais (10, 20, 30, 50 e 70 mm) e um outro ponto deslocado à esquerda na posição horizontal (20 mm) (Figura 6a). Um transdutor linear foi definido com 128 elementos com dimensões de largura, altura e espaçamento *kerf* de 0,27, 6 e 0,035 mm, respectivamente, e com frequência central em 5 MHz e outro transdutor com 65 elementos similar ao anterior e com *kerf* de 0,34 mm. Foram feitas duas simulações.

Resultados

Simulação 1 – Foi feita simulação em *plane wave* com 128 elementos e foco em zero. O sinal de RF foi

processado pelo sistema proposto e a Figura 6 exibe os resultados. A Figura 6(a) apresenta o *phantom* simulado no Field II, enquanto a Figura 6(b) e Figura 6(c) mostram os sinais brutos de RF e imagem processada no Field II, respectivamente. Analisando-se o resultado na Figura 6(c), observa-se que os pontos mais distantes da origem são bem definidos. Por outro lado, os pontos mais próximos apresentam maior espalhamento, ao contrário dos pontos mais distantes, os quais ficaram mais nítidos e com pouco espalhamento.

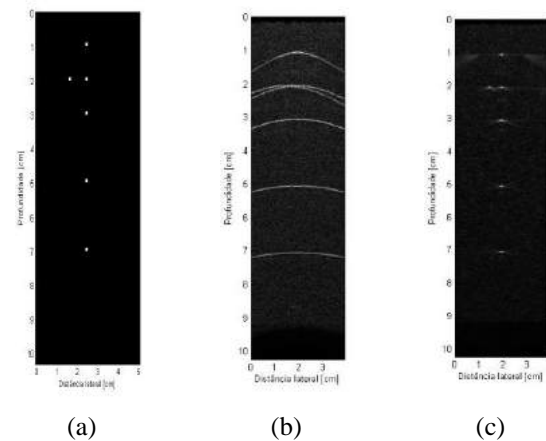


Figura 6: Imagens obtidas excitando-se os 128 elementos do transdutor com um único pulso: (a) *Phantom* simulado no Field II; (b) Sinais brutos de RF; (c) Imagem simulada no Field II.

A Figura 7 mostra a resposta do sistema em um monitor, onde se pode notar uma melhora no contraste.



Figura 7: Imagem processada pelo sistema excitando-se os 128 elementos com disparo único.

Simulação 2 – Nesta simulação apenas os elementos ímpares e o último foram empregados para aquisição por meio da técnica de *sparse arrays*. Nos elementos faltantes após a aquisição dos dados foi feita uma interpolação linear para obter 128 elementos (Figura 8 e Figura 9).

Discussão

Neste trabalho foram avaliadas a combinação das técnicas de análise para imagens em *plane wave* e *sparse arrays* com transdutor linear e seu processamento com processador *multicore* que abriu uma enorme possibilidade de desenvolvimento de rotinas a uma elevada velocidade de processamento. A

interface elaborada via FPGA ficou simples em sua concepção, dando possibilidade à inclusão de futuros processamentos além dos realizados no DSP, aliados à interconectividade via Ethernet para processamentos adicionais em computador. A técnica de migração $f-k$ se mostrou adequada, considerando que, para o sinal em *plane wave*, cada *frame* é adquirido via disparo único.

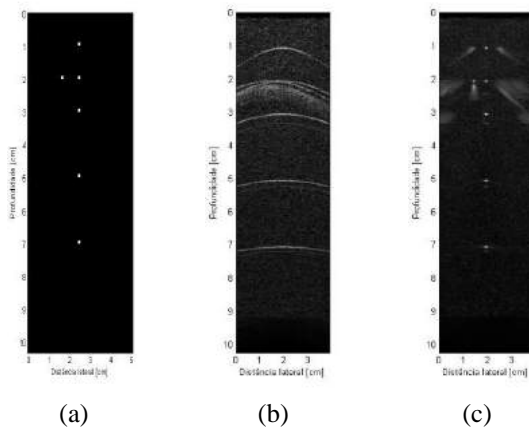


Figura 8: Imagem obtida excitando-se 65 elementos do transdutor e interpolados para 128. (a) *Phantom* utilizado nos testes; (b) Sinais brutos de RF; (c) Imagem simulada no Field II.

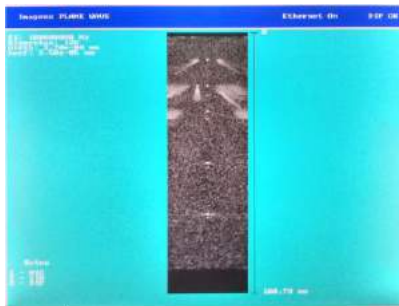


Figura 9: Resposta do sistema aos dados gerados com a excitação de 65 elementos do transdutor (ímpares) e interpolando-se para 128.

Apenas para comparação entre as técnicas, considerando-se o *beamforming* tradicional para as imagens obtidas (9 cm de profundidade, $c=1540$ m/s, transdutor de 128 elementos, abertura de 64 elementos, com 65 *scanlines*) a *frame rate* seria de 131 quadros/s, enquanto que na técnica *plane wave* ela sobe para 8555 quadros/s, desconsiderando-se tempos adicionais de processamento e armazenamento dos sinais. Assim, a técnica é considerada promissora.

Conclusão

A redução no número de elementos a serem excitados durante a transmissão leva a uma redução no custo do *hardware* e sua complexidade. Desta forma, essa redução é compensada pelo alto poder computacional disponível no DSP. O aumento da taxa de aquisição em *frames* poderá ser obtido após o interfaceamento das plataformas abertas de pesquisa disponíveis no Laboratório de Ultrassom da UTFPR e

análise das camadas de *firmware* destas plataformas a fim de não se gerar atrasos. As imagens geradas excitando-se todos os elementos do transdutor e parcialmente com apenas um pulso apresentaram qualidades similares às obtidas no Field II, indicando que o sistema proposto é adequado para ser utilizado no processamento imagens reais de US, bem como exploração de novas técnicas de processamento para redução do espalhamento resultante ao redor dos pontos do *phantom*.

Agradecimentos

À CAPES, CNPQ, Fundação Araucária e ao Ministério da Saúde pelo suporte financeiro.

Referências

- [1] J Ophir, I Cespedes, B S Garra, H Ponnekanti, Y Huang, and N Maklad, Elastography: Ultrasonic imaging of tissue strain and elastic modulus in vivo, *Eur. J. Ultrasound*, vol. 3, no. 1, pp. 49–70, 1996.
- [2] K K Shung, From the Guest Editor - Advances in Ultrasound, *IEEE – Eng. Med. Biol.*, vol. 15, n 6, no. December, pp. 18–19, 1996.
- [3] J A Goldberg, W J M Bruce, W Walsh, and D H Sonnabend, Role of Community Diagnostic Ultrasound Examination in the Diagnosis of Full-Thickness Rotator Cuff Tears, pp. 797–799, 2003.
- [4] M Shen, Q Zhacomng, D Li, and J Yang, Beamspace sparse representation weighting beamforming for plane wave emission ultrasound instrument, *Conf. Rec. - IEEE Instrum. Meas. Technol. Conf.*, no. Nsf61072037, pp. 737–741, 2011.
- [5] M Shen, Q Zhang, D Li, J Yang, and B Li, Adaptive sparse representation beamformer for high-frame-rate ultrasound imaging instrument, *IEEE Trans. Instrum. Meas.*, vol. 61, no. 5, pp. 1323–1333, 2012.
- [6] C-C Shen, M-Y Pan, and M-L Li, High frame-rate vector flow estimation using speckle tracking with recursive plane-wave compounding, 2010 *IEEE Int. Ultrason. Symp.*, pp. 1307–1310, 2010.
- [7] G Montaldo, M Tanter, J Bercoff, N Benech, and M Fink, Coherent plane-wave compounding for very high frame rate ultrasonography and transient elastography, *IEEE Trans. Ultrason. Ferroelectr. Freq. Control*, vol. 56, no. 3, pp. 489–506, 2009.
- [8] J A Jensen, User's guide for the Field II program, *Non-Journal Publ.*, pp. 1–68, 2001.
- [9] K Nagai, A New Synthetic-Aperture Focusing Method for Ultrasonic B-Scan Imaging by the Fourier Transform, *IEEE Trans. sonics Ultrason.*, vol. SU-32, no. 4, pp. 531 – 536.
- [10] L Greengard and J Lee, Accelerating the Nonuniform Fast Fourier Transform, vol. 46, no. 3, pp. 443–454, 2004.
- [11] S R H, Migration by Fourier Transform, *Geophysics*, vol. 43, no. I, pp. 23 – 48, 1978.

MODELO SIMPLIFICADO DE *PHANTOM* DE PAREDE TORÁCICA PARA SIMULAÇÃO DE LINHAS-A E LINHAS-B EM IMAGENS ULTRASSONOGRÁFICAS

F. A. M. Silva**, C. M. Borba*, M. A. von Krüger* e W. C. A. Pereira*

*Programa de Engenharia Biomédica COPPE/UFRJ, Rio de Janeiro, Brasil
e-mail: fellipeallevato@yahoo.com.br

Resumo: Na ultrassonografia de pulmão normal, a presença de ar no parênquima reflete quase todo o sinal de ultrassom, gerando artefatos nas imagens, denominados linhas-A. No entanto, alterações fisiológicas que reduzam o espaço aerado permitem a propagação do sinal e o aparecimento do artefato hiperecótico conhecido como linha-B. Este trabalho propõe um modelo simples de *phantom* de parede torácica, a base de PVC e esponja comercial de poliuretano, que permita explorar a origem das linhas-A e linhas-B. Para tal, foram simulados diferentes estágios de edema pulmonar a partir da introdução progressiva de líquido no *phantom*. O padrão de imagem obtido foi satisfatório e semelhante aos de casos clínicos. Desta forma, esse estudo preliminar colabora com um primeiro passo rumo ao entendimento do comportamento das alterações fisiológicas da mecânica pulmonar via exame de ultrassom.

Palavras-chave: Pulmão, ultrassonografia, *phantom* de ultrassom, artefatos, linha-A, linha-B.

Abstract: During ultrasonography of a normal lung, the air within the parenchyma reflects almost the entire ultrasonic signal, generating artifacts named A-lines. However, physiological changes that reduce pulmonary air space allow the propagation of the ultrasonic signal and the appearance of a hyperechoic artifact known as B-lines. The goal of this study was to propose a simplified chest wall phantom model made of PVC and commercial polyurethane sponge that allows exploring the origin of A-lines and B-lines. To this end, different stages of lung edema were simulated through a progressive introduction of liquid in the phantom. The image pattern found was satisfactory and similar to those found in real images. Thus, this preliminary study helps take a first step towards understanding the behavior of physiological changes in lung mechanics through ultrasound examination.

Keywords: Lung, ultrasonography, ultrasound phantom, artifacts, A-line, B-line.

Introdução

O diagnóstico por imagem de ultrassom (US) do pulmão foi, por muito tempo, considerado inviável devido à alta diferença de impedância entre os tecidos e o ar nele contido [1]. Entretanto, um número crescente

de estudos mostra a aplicabilidade do US para avaliação e diagnóstico de doenças [2].

A mecânica pulmonar durante a ventilação normal produz uma imagem característica, originária do ponto de contato das duas superfícies pleurais, denominada sinal do deslizamento [2,3]. Não há imagem de tecidos além do ponto de deslizamento em pulmões saudáveis, devido ao ar no parênquima, o qual reflete quase a totalidade do sinal de US. A reverberação gera artefatos de imagem repetitivos e paralelos à pleura, chamados de linhas-A (Fig. 1.1) [1,2,3].

Entretanto, alterações fisiológicas que reduzam o espaço aerado pulmonar, como o edema pulmonar, permitem a propagação do US e o aparecimento do artefato hiperecótico conhecido como linha-B (Fig. 1.2) [1,2,3]. Embora ocorram em indivíduos normais e assintomáticos, quanto maior o número de linhas-B no exame de imagem, maior será a concentração de líquido extravascular no pulmão [1,2,3,4]. A linha-B apresenta cinco características: (i) tem origem na linha pleural; (ii) é bem definida; (iii) é difundida até o extremo oposto da imagem; (iv) acompanha a movimentação pleuropulmonar; e (v) evita a formação das linhas-A [4].

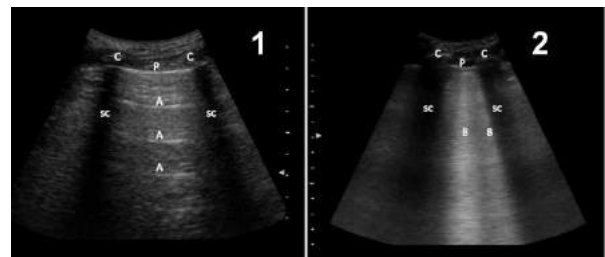


Figura 1: Ultrassonografia pulmonar de escaneamento longitudinal de um espaço intercostal adaptado com permissão de Faistauer [4], onde, P é a linha pleural, C são as costelas, SC são as sombras acústicas costais, A são linhas-A, e B são linhas-B. Figura 1.1: Presença de linhas-A em pulmão sadio bem aerado. Figura 1.2: Presença de linhas-B em pulmão com líquido intersticial.

Os *phantoms* de US em geral são produzidos para mimetizar as características acústicas dos tecidos (velocidade do som, coeficiente de atenuação e coeficiente de retroespalhamento). Outras classes de *phantoms* ultrassônicos visam mimetizar a aparência ultrassonográfica do meio/tecido biológico em questão. Os *phantoms* têm grande utilidade tanto para a calibração de equipamentos quanto para o treinamento

de profissionais em situações de exame de pacientes críticos ou estáveis.

Embora a utilização da ultrassonografia de pulmão seja cada vez mais frequente em medicina e de haver diversas publicações sobre o assunto nos últimos anos, questões básicas sobre a propagação da onda nos tecidos pulmonares e como isto afeta as características das imagens ainda permanecem desconhecidas, o que justifica um estudo mais aprofundado do tema.

Este trabalho tem como objetivo propor um modelo simples de *phantom* de parede torácica visando explorar a origem dos artefatos encontrados em exames de imagem US, mais especificamente as linhas-A e linhas-B.

Materiais e métodos

Este trabalho baseou-se na simulação dos estágios de infiltração pulmonar em *phantoms* simuladores de caixa torácica, a fim de avaliar o aparecimento de linhas A e B, detectadas em imagens ultrassonográficas.

Confeção do *phantom*: O *phantom* foi confeccionado com uma matriz à base de policloreto de vinila plastificado (PVCP). Para tal, 350 ml de PVCP líquido (M-F Manufacturing Co., Fort Worth, TX, USA) contido em um *beaker* foram levados à bomba de vácuo para a retirada de bolhas e, em seguida, à estufa (modelo FIC 0.2, FAMO), por 2 horas a aproximadamente 170 °C. Ao final da etapa de aquecimento, o produto foi transferido para um molde retangular de alumínio de 5,0 cm de largura; 11,0 cm de altura; e 9,0 cm de comprimento; o qual continha um segundo molde retangular interno de alumínio com dimensões similares à de uma esponja comercial (1,8 cm de largura; 7,8 cm de altura; e 7,0 cm de comprimento), conforme visto na Fig. 2. A solução dentro do molde foi mantida em bancada para que a amostra solidificasse e esfriasse à temperatura ambiente. Após a retirada do *phantom* do molde, uma esponja comercial de poliuretano foi introduzida no interior do mesmo, levemente untado com gel acoplador ultrassônico, a fim de mimetizar o tecido pulmonar (Fig. 3).

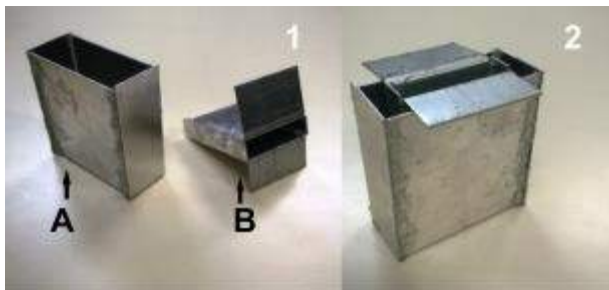


Figura 2: Molde para confecção da matriz de PVCP do *phantom* de parede torácica. Figura 2.1: Molde retangular de alumínio (A) e molde retangular com dimensões similares a uma esponja comercial (B). Figura 2.2: Montagem dos dois moldes retangulares de alumínio posicionados para receber a solução de PVCP.

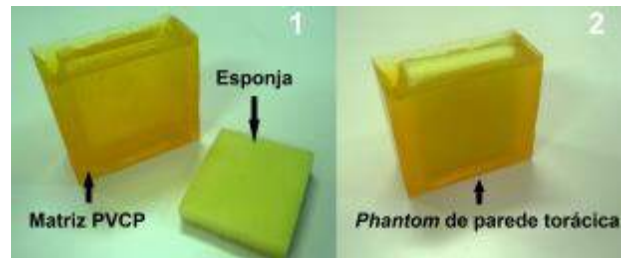


Figura 3: Imagem do *phantom* de caixa torácica confeccionado. Figura 3.1: Matriz de PVCP com espaço central e esponja comercial. Figura 3.2: Montagem final do *phantom* de parede torácica (esponja comercial posicionada no centro da matriz de PVCP).

Ensaio de infiltração pulmonar: A simulação dos estágios de infiltração pulmonar foi realizada a partir da adição de água destilada na porção esponjosa do *phantom*, com o auxílio de uma seringa milimetrada. Foram testados volumes equivalentes a 0%, 25%, 50%, 75% e 95% do volume da esponja (98 ml).

Aquisição de imagens: As imagens foram obtidas em um equipamento de ultrassonografia clínica comercial, modelo *SonixMDP Ultrasound System* (Ultrasonix, British Columbia, Canadá). Utilizou-se um transdutor linear, modelo L14-5/38 atuando na frequência de 6 MHz (comum para exames torácicos), profundidade de 6,0cm e ganho de 48%. Na montagem experimental para a aquisição das imagens foi utilizada uma morsa articulada para fixar o transdutor em posição vertical junto ao *phantom*, o qual ficou apoiado a uma placa absorvedora de US, como pode ser visto na Fig. 4. Posteriormente, a montagem experimental foi reorganizada com o transdutor em posição horizontal junto ao *phantom*. Todas as interfaces (transdutor-*phantom*, *phantom*-placa absorvedora) foram untadas com gel acoplador ultrassônico para a melhor transmissão do US.



Figura 4: Montagem experimental com transdutor em posição vertical. Placa absorvedora de US (A) junto ao *phantom* de parede torácica (B), e transdutor do ultrassonógrafo em posição vertical (C) fixado por uma morsa articulada (D).

Resultados

As imagens deste ensaio foram capturadas em duas configurações experimentais. A primeira manteve o transdutor posicionado verticalmente (Figs. 5.1, 6.1, 7.1,

8.1, 9.1), com o lado esquerdo da imagem sendo a parte mais inferior do *phantom*, e a segunda na posição horizontal (Figs. 5.2, 6.2, 7.2, 8.2, 9.2).

Os cinco estágios de infiltração propostos no trabalho são apresentados nas Figuras 5 a 9, representando 0%, 25%, 50% 75% e 95% de infiltrado líquido, respectivamente.

As linhas-A propostas na literatura podem ser observadas na Fig. 5. Esta ilustra o padrão ultrassonográfico de um pulmão saudável, onde não há a presença de líquido nos alvéolos pulmonares. Desta forma, o ar contido nestes causa o efeito de reflexão múltipla (reverberação), caracterizado pela repetição de linhas horizontais hiperecóticas similares.

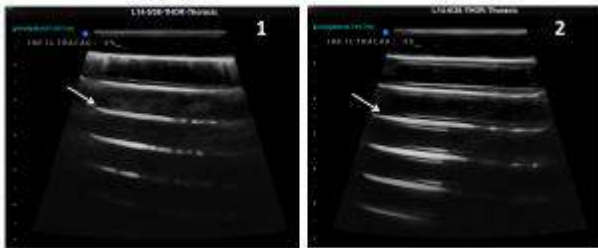


Figura 5: Ultrassonografias do *phantom* com 0% de infiltração (pulmão sadio). Figura 5.1: Transdutor em posição vertical. Figura 5.2: Transdutor em posição horizontal. As setas brancas indicam as linhas-A.

As simulações de linhas-B, por sua vez, podem ser evidenciadas nas Figs. 6 e 7 (infiltração de 25% e 50%, respectivamente). Nelas, nota-se o aparecimento de artefatos em formato cônico ao longo da profundidade da imagem com maior intensidade de brilho, bem como o desaparecimento das linhas-A.

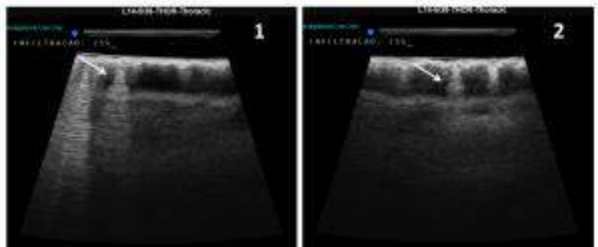


Figura 6: Imagens ultrassonográficas do *phantom* com 25% de infiltração. Figura 6.1: Transdutor em posição vertical; Figura 6.2: Transdutor em posição horizontal. As setas brancas indicam as simulações de linhas-B.

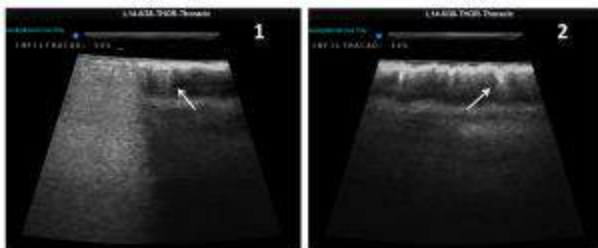


Figura 7: Imagens ultrassonográficas do *phantom* com 50% de infiltração. Figura 7.1: Transdutor em posição vertical; Figura 7.2: Transdutor em posição horizontal. As setas brancas indicam as linhas-B.

As Figs. 8 e 9 mostram as imagens do *phantom* com 75% e 95% de infiltração, respectivamente. Nelas, especialmente na segunda, não é possível notar mais a presença de linhas-B. A imagem à 95% de infiltração apresenta um padrão mais ecóico e homogêneo, característico de imagens com edema pulmonar agudo.

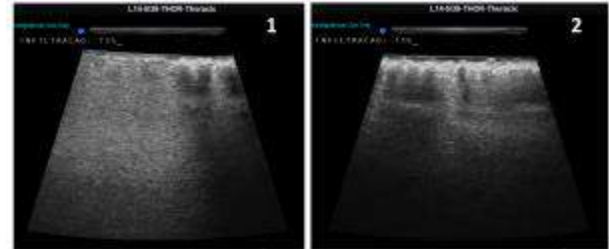


Figura 8: Imagens ultrassonográficas do *phantom* com 75% de infiltração. Figura 8.1: Configuração vertical do transdutor; Figura 8.2: Configuração horizontal do transdutor.

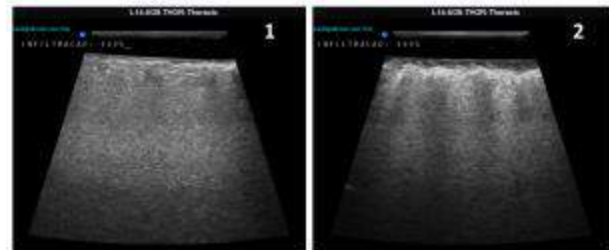


Figura 9: Imagens ultrassonográficas do *phantom* com 95% de infiltração (edema agudo). Figura 9.1: Configuração vertical do transdutor; Figura 9.2: Configuração horizontal do transdutor.

Discussão

A necessidade de um diagnóstico rápido de doenças pulmonares no paciente grave incentivou a busca por exames complementares de fácil realização, baixo custo e baixo risco, como a ultrassonografia torácica [1,2,3].

Várias publicações recentes comprovam a forte correlação do número de linhas-B no exame de US pulmonar com o grau de edema pulmonar do paciente em insuficiência respiratória aguda [1,2,4]. Esta ferramenta é muito útil, tanto no auxílio diagnóstico, quanto no planejamento da conduta terapêutica.

Entretanto, a natureza da origem das linhas-B ainda não é plenamente entendida na literatura. A principal hipótese é a de que estes artefatos são reverberações produzidas pelas altas diferenças de impedâncias devido à proximidade entre o ar alveolar e o líquido intersticial aumentado [2,5].

Alguns trabalhos tentam explicar este artefato reproduzindo-o em *phantoms* de pulmão. Soldati [5] buscou simular linhas-B com bolhas de ar introduzidas por seringa e agulha em um tubo preenchido com solução de poligelina a 3,5%. Loh [6] produziu um *phantom* de pulmão para simular linhas-A e linhas-B utilizando um recipiente com gel de cera derretido e pipetas dispersas, as quais estavam vazias na simulação de linhas-A, e, em um segundo momento, foram

preenchidas com soluções líquidas para se obter linhas-B. Já Spinelli [7] criou um *phantom* que reproduz a arquitetura histológica do parênquima pulmonar a partir de gelatina tipo A e glutaraldeído, e posteriormente simulou linhas-B ao infiltrar água destilada no mesmo.

Os resultados aqui apresentados com o modelo simplificado de *phantom* de parede torácica para a simulação de artefatos de imagem são similares aos de exames com pacientes, tanto para linhas-A, quanto para linhas-B. A matriz de PVC não foi confeccionada com espalhadores, os quais permitiriam uma simulação de musculatura de parede torácica mais fidedigna. Mesmo assim, nota-se, na Fig. 10, a grande semelhança entre as imagens de pacientes com diferentes graus de edema pulmonar ao exame de ultrassonografia e as imagens adquiridas experimentalmente com o *phantom* aqui proposto.

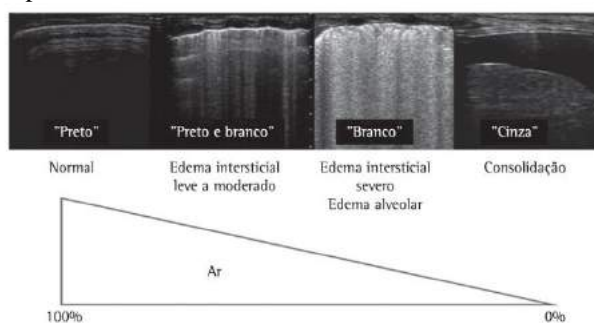


Figura 10: Correlação entre percentual de áreação pulmonar e imagem em exame de ultrassonografia pulmonar. Adaptado com permissão de Gargani [1].

As linhas-A são reverberações do tecido mole (pele, gordura, músculo e pleura) antes do sinal encontrar o pulmão aerado. As imagens da Fig. 5 representam linhas-A, adquiridas como artefato de ultrassonografia torácica de pulmões sádios (0% de infiltrado). Não houve diferença entre as imagens com o transdutor na posição horizontal ou vertical, onde, em ambas, ocorrem linhas hiperecóticas equidistantes até o final da imagem.

A origem das linhas-B é ainda incerta na literatura, porém os resultados com o *phantom* proposto corroboram a hipótese de que um dos fatores determinantes para a formação deste artefato de imagem seja a reverberação do sinal de US em microbolhas periféricas de um pulmão com retenção de líquidos. Na Fig. 6.1 melhor se observam linhas-B, bem definidas e difundidas até o extremo oposto da imagem, no lado esquerdo da imagem (seta branca), onde houve maior concentração de líquido infiltrado.

Contudo, linhas-B menores também podem ser observadas nas Figs. 6.2, 7.1, 7.2. Nestas, as linhas-B apresentam o comprimento equivalente à largura da esponja comercial.

O padrão de imagem de edema agudo de pulmão, com múltiplas linhas-B que se mesclam, pode ser observado a partir da Fig. 7.1, com o transdutor na posição vertical (50% de infiltração). O padrão hiperecótico pode ser observado ocupando 75% e quase 100% da imagem nas Figs. 8 e 9, respectivamente.

O padrão hiperecótico de todas as imagens foi proporcionalmente maior a cada aumento percentual de volume infiltrado. O mesmo aumento proporcional é observado em ultrassonografias de pacientes (Fig. 10).

Para trabalhos futuros, será produzida uma matriz de PVC com espalhadores, como pó de grafite, para uma mimetização mais fidedigna com a imagem de musculatura torácica. Também serão propostos novos materiais de *phantom* de pulmão, e um método de mimetização da imagem de um pulmão consolidado com presença de derrame pleural.

Conclusão

Foi proposto e produzido neste trabalho um modelo simplificado de *phantom* de parede torácica para mimetização dos artefatos encontrados em imagens por US, mais especificamente as linhas-A e linhas-B.

Observaram-se padrões de imagem nos experimentos com este *phantom* similares aos encontrados em exames de pacientes sádios, e em exames de diversos graus de edema pulmonar, na simulação de linhas-A e linhas-B respectivamente.

Este é um estudo preliminar sobre o *phantom* de parede torácica e pulmão. Existem poucos trabalhos nesta área de simulação de imagem, o que permite estudos mais aprofundados para o melhor entendimento do assunto.

Agradecimentos

Ao CNPq, CAPES, e FAPERJ pelo apoio financeiro.

Referências

- [1] Gargani L. Lung ultrasound: a new tool for the cardiologist. *Cardiovascular Ultrasound*. 2011; 9:6.
- [2] Lichtenstein DA. Lung ultrasound in the critically ill. *Annals of Intensive Care*. 2014, 4:1.
- [3] Volpicelli G, Elbarbary M, Blaivas M, Lichtenstein DA, Matis G, Kirkpatrick AW, et al. International evidence-based recommendations for point-of-care lung ultrasound. *Intensive Care Medicine*. 2012; 38: 577–591.
- [4] Faistauer A, Gheller A, Nicolaidis R, Danzmann LC. Ultrassonografia pulmonar na insuficiência cardíaca agudamente descompensada. *Scientia Medica*. 2010; 20(2):194-199.
- [5] Soldati G, Copetti R, Sher S. Sonographic interstitial syndrome. *Journal of ultrasound in medicine*. 2009; 28:163-174.
- [6] Loh, JS, Walden, AP, Cleveland, RO. Understanding lung ultrasound artifacts using a phantom lung model. In: *World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering*; 2015 junho 7-12; Toronto, Canada. IFMBE Proceedings: 2015. v.51, 136-146.
- [7] Spinelli A, Vinci B, Tirella A, Matteucci M, Gargani L, Ahluwalia A, Domenici C, et al. Realization of a poro-elastic ultrasound replica of pulmonary tissue. *Biomatter*. 2012; 2(1):37–42.

USING BILATERAL FILTER TO DENOISE DIGITAL MAMMOGRAMS ACQUIRED WITH REDUCED RADIATION DOSE

F. A. Brito*, H. C. R. Oliveira*, P. R. Bakic**, A. D. A. Maidment** and M. A. C. Vieira*

* Departamento de Engenharia Elétrica, Universidade de São Paulo, São Carlos, Brasil

** Department of Radiology, University of Pennsylvania, Philadelphia, USA
e-mail: fabricio.brito@usp.br

Abstract: This paper proposes the use of the bilateral filtering to denoise digital mammograms acquired with reduced radiation dose, improving their quality to mimic the signal-to-noise ratio of those acquired with the standard radiation dose. It is known that a small reduction in the radiation dose of a radiographic exam would increase the image degradation by the quantum noise, affecting medical diagnosis. Thus, this work presents a possible way of reducing the radiation dose in digital mammography by means of denoising. Digital mammography has two sources of noise: Poisson and Gaussian noise. However, the bilateral filter was originally developed for Gaussian noise. Thus, we applied the Generalized Anscombe Transformation to stabilize the variance of Poisson noise before filtering. The validation of the proposed method was performed using mammographic images obtained with an anthropomorphic breast phantom software developed at the University of Pennsylvania, which were generated with different levels of radiation exposures (and noise levels). The optimum filtering parameters for each dose level were determined by a genetic algorithm. Qualitative assessments indicated that low-dose images filtered by the proposed method are very similar to those acquired with the standard radiation dose.

Keywords: Digital mammography, noise filtering, dose reduction, bilateral filter, Anscombe transformation.

Introduction

Breast cancer is the main disease that affects women around the world and the earlier detection with the proper treatment is the best way of cure. In order to detect this disease in its early stage, digital mammography is the most important exam [1]. Since the digital mammography is an exam that uses X-ray and the relation between the radiation dose and the accuracy of medical diagnosis is not well established, the radiation dose used in clinical practice systems is almost the same used by the screen-film exams [2].

Recent works have shown that the radiation exposure during the mammography exam can induce the development of breast cancer in some women [3], [4]. Reducing the radiation dose on those exams could minimize this risk. However, a reduction in the radiation dose causes a negative impact in the image quality, due to the noise and may compromise the detection of breast lesions by radiologists, especially in its early stages [2], [5].

In previous works [6]–[10] we evaluated several denoising methods to reduce the quantum noise in mammographic images. However, those works only considered the degradation by Poisson noise, which is the dominant noise in digital mammography. Nevertheless, it is known that mammographic images are also corrupted by electronic noise, modeled by Gaussian distribution.

This work presents a new method to denoise mammographic images acquired with reduced radiation dose based on the *Bilateral Filter* [11]. The bilateral filter has been widely applied to denoising and image enhancement for general image processing and medical imaging [11]–[14]. However, it was originally developed to remove Additive White Gaussian Noise (AWGN). Some recent work describes a version of the Bilateral Filter that is robust and capable of removing non-Gaussian noise by relating the filter parameters with the statistics of input images [14]. Our approach craved a similar way. Thus, to overcome the problem of mixed noises, the proposal in this work is to use the *Generalized Anscombe Transformation* (GAT) [15] as preprocessing step, which can stabilize the variance of both noises. The implemented methodology was validated to a set of synthetic mammographic images generated upon an anthropomorphic breast software phantom [16].

Materials and methods

A. Mammographic Images

The validation of the proposed method was made by using a dataset of 101 synthetic images generated by an anthropomorphic breast software phantom developed at University of Pennsylvania [16]. Each image has 1792×4096 pixels, 14 bits and pixel size of $70\mu\text{m}$. They were generated in order to simulate several radiation dose reductions in 10 expositions per dose: 10%, 20%, 30%, ..., 100% (standard dose). The simulation of mixed noise was made considering the nominal parameters of a *Hologic Selenia Dimensions* mammographic unit (i.e., Gaussian additive noise with standard deviation $\sigma = 3$ and Poisson signal-dependent noise with gain $\alpha = 0.1$). A reference image without noise (ground-truth) was also provided to be used in quantitative evaluations of denoising performance (Figure 1). A mammography image is very wide and just a small area contains the breast. Thus, in order to analyze the filter behavior in preserving structures in the

breast we extracted a *Region of Interest* (ROI) of 512×2048 pixels inside the breast, highlighted in the right side of Figure 1. All assessments were made upon the ROI, whereas the whole image was denoised.

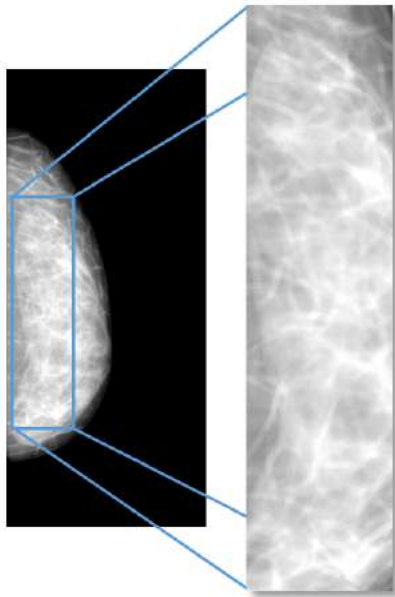


Figure 1: Example of synthetic mammographic image used on this study (left). ROI selected for denosing evaluation (right).

B. Noise Filtering

The formulation of an image $g(x)$ corrupted by mixed Poisson and Gaussian noise, both with zero mean, is defined by:

$$g(x) = y(x) + \gamma + an \quad (1)$$

Where $y(x)$ is the real signal at the 2D spatial coordinate x , γ and n are the Gaussian and Poisson variable, respectively, and α is the linear coefficient of the Poisson distribution [17]. Since noise is a stochastic event in each pixel of the image, the denoising algorithms normally have as objective to estimate the signal $y(x)$, with minimum blurring and artifacts insertion.

The bilateral filter is a nonlinear operator which exploits the closeness of pixels in an image, that is, their spatial distance and their intensity similarity [11]. The filter performs a nonlinear smoothing operator BF defined by [13]:

$$BF[I](x) = \frac{1}{C_x} \sum_{x' \in S_x} \begin{bmatrix} G_{\sigma_d}(\|x - x'\|) \cdot \\ G_{\sigma_r}(|I(x) - I(x')|) \cdot \\ I(x') \end{bmatrix}, \quad (2)$$

where S_x is a neighborhood around the pixel with 2D spatial coordinate denoted by x , $\|x - x'\|$ is the Euclidian distance between pixels x and x' , $|I(x) - I(x')|$ is the absolute difference between pixels values and $G_\sigma(z)$ is a Gaussian function applied to a point z , with σ as its standard deviation. The weight of spatial distribution $\{G_{\sigma_d}(\|x - x'\|) : x' \in S_x\}$ is called a domain filter and the weight of intensity variation distribution $\{G_{\sigma_r}(|I(x) - I(x')|) : x' \in S_x\}$ is called a

range filter. The parameters σ_d and σ_r are the standard deviation of the domain filter and range filter, respectively. C_x is a normalization factor defined as follows:

$$C_x = \sum_{x' \in S_x} \begin{bmatrix} G_{\sigma_d}(\|x - x'\|) \cdot \\ G_{\sigma_r}(|I(x) - I(x')|) \end{bmatrix} \quad (3)$$

The performance of the bilateral filtering can be adjusted by three parameters. The standard deviation σ_r , controls the weights in the filtering range. Ideally, the adjustment of σ_r should be related to the local noise level, such that the noise is reduced and signals above noise level are preserved. For the domain filter, the width of the Gaussian filter is controlled by the standard deviation σ_d , which determines the weights of the neighboring points computed, and by the size of the pixel vicinity that will be analyzed, i.e. the size of S_x [13].

It is known that mammographic images acquired with the standard radiation dose has a certain amount of noise. Since bilateral filter is parametric and we don't want to remove all the noise, we used a stochastic optimization technique called *Genetic Algorithm* (GA) [18] to find optimal filter parameters. The goal is to generate a filtered image which is similar to a mammographic image acquired with the standard radiation dose. The fitness criteria for the GA was based on the distance between the *Power Spectrum* (PS) [19] of a ROI taken from the image acquired in standard radiation dose and a ROI from the filtered one. The optimization was performed once per dose and, after all parameters had been adjusted, all images with a lower dose than the standard one were processed.

C. Anscombe Transformation

Digital mammography images are corrupted by a mix of Poisson and Gaussian noise, being the first one the predominant noise [2], [5]. Poisson noise is non-additive and signal-dependent. However, the bilateral filter was proposed for AWGN [11]. Thus, in order to overcome this limitation, the *Generalized Anscombe Transformation* (GAT) was used to convert the mixture of noises into a Gaussian one, with zero mean and unity variance. The forward GAT is presented in Equation 4:

$$t(x) = \frac{2}{\alpha} \sqrt{\alpha g(x) + \frac{3}{8} \alpha^2 + \sigma^2} \quad (4)$$

where, α is the gain of Poisson's variable and σ^2 is the variance of the AWGN noise [17].

The denoising process is as follows: the original image is pre-processed with the forward GAT; the result, $t(x)$, is filtered using the bilateral filter and, then, the inverse GAT is applied to bring the image back to original domain. In this work, we used the *Optimal Inversion of GAT* proposed by [20].

D. Assessment of Filtered Images

After adjusting the filtering parameters with the GA, all images were processed. Since the PS was adjusted in the parameter tuning step, the denoising evaluation was done considering other qualitative measurements, such as the *Mean of Structural Similarity Index* (MSSIM) and the *Peak of Signal to Noise Ratio* (PSNR) [21], [22]. All denoising algorithm unfortunately cause a certain level of blurring. In order to evaluate this drawback, we calculated the image sharpness considering the measurement proposed in [23].

Results

Qualitative measurements were computed for each experiment, averaged over all expositions of the same dose and displayed in Table 1.

Table 1: Average values of the qualitative assessments (PSNR, Sharpness and MSSIM) of mammographic images for several radiation doses before and after denoising. The last row shows results obtained for the standard radiation dose images (target values).

Dose (%)	PSNR (dB)		Sharpness (dB)		MSSIM	
	Before	After	Before	After	Before	After
10	27.14	38.03	133.94	118.50	0.4712	0.9045
20	31.92	39.53	127.18	119.74	0.6920	0.9264
30	34.37	39.93	124.42	120.32	0.7891	0.9305
40	35.99	40.14	122.97	120.49	0.8411	0.9325
50	37.20	40.34	122.13	120.56	0.8730	0.9345
60	38.14	40.48	121.58	120.58	0.8945	0.9360
70	38.92	40.53	121.17	120.56	0.9098	0.9361
80	39.60	40.61	120.88	120.54	0.9213	0.9366
90	40.17	40.64	120.66	120.52	0.9303	0.9370
100	40.69		120.48		0.9374	

It can be noticed from the results in Table 1 that the filtering process improved the quality of lower dose images. The PSNR improvement shows the noise attenuation and the reduction of *Sharpness* shows the smoothing aspect of the proposed method. The MSSIM metric, which is based on the human visual system and evaluates the luminance, contrast and structural information in an image [21], shows that the filtered and reference images were very similar and that fine details and image structures were preserved during the filtering process.

Since the method removes only the extra noise that is inserted in the image when the dose is reduced, a certain amount of noise remains in the filtered images, to mimic the standard dose image. To evaluate those results, the power spectrum (PS) of each image was computed and averaged over all realizations of the same dose. Figures 2a-b show, respectively, the PS graphics of experiments with 10% and 50% dose.

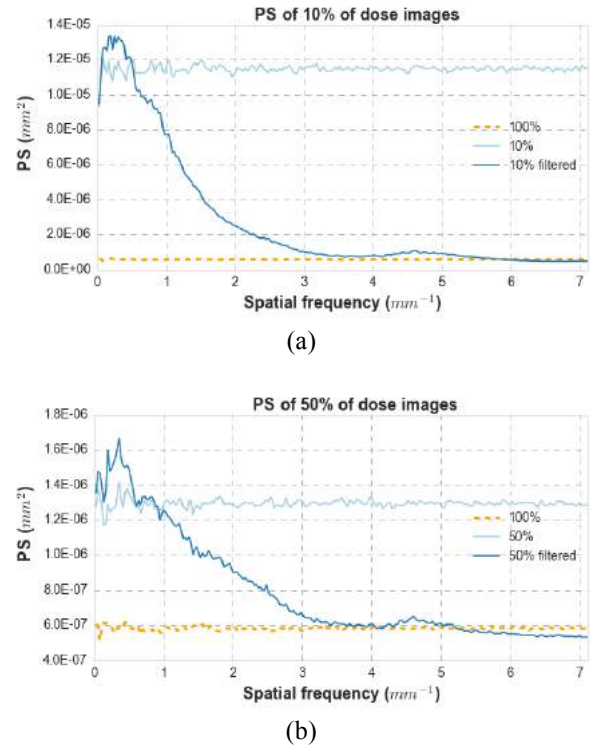


Figure 2: Example of Power Spectrum calculated of the mammographic images in different radiation doses before and after denoising in addition to the power spectrum of the standard dose image; (a) image acquired with 10% of the standard radiation dose and (b) 50% of the standard dose.

It can be noticed from Figure 2 that the bilateral filter adjustments limited the response in the high frequency portion of the power spectrum, matching the filtered image response with the reference one. However, at the low-frequency range of the spectrum, the filter was not able to reduce the noise. Moreover, for 10% and 50% doses, the filter introduced low frequency noise in those images. This also happened to 20%, 30%, 40% and 60% doses. This was expected because the spatial domain filters were not able to remove low-frequency noise [12].

In order to visually compare the improvement performed by the bilateral filter, some regions (Figure 3) were extracted from the mammographic images acquired with different doses before and after denoising. Figure 3b-e, left column, are the regions of 10% and 50% dose images before denoising, where at the right column are the same regions after denoising. The Figure 3a presents a region extracted from a standard dose image (100% dose).

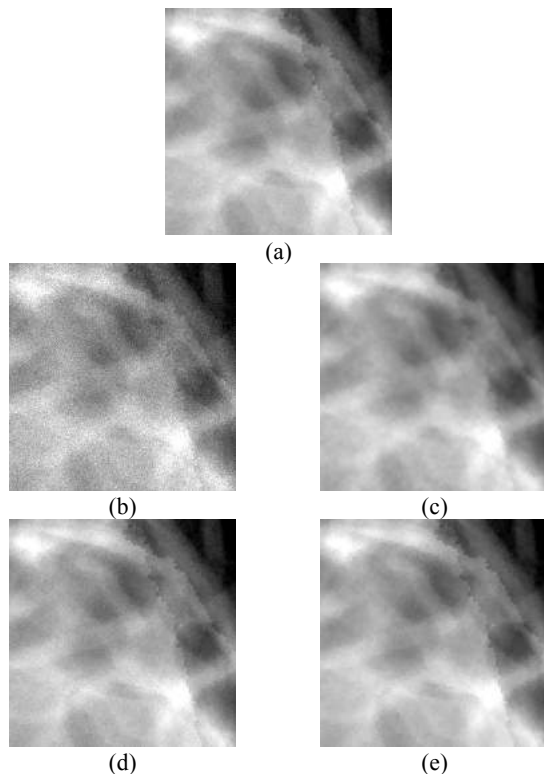


Figure 3: Regions extracted from the mammographic images acquired with different radiation doses before and after denoising. (a) Image acquired with the standard radiation dose (target image); (b) image acquired with 10% of the standard dose before denoising and (c) after denoising; (d) image acquired with 50% of the standard dose before denoising and (e) after denoising.

Conclusion

In this work, we explored the use of PS analysis as a criteria of parameter adjustment method in a GA for denoising using the bilateral filtering. Our aim was to propose a denoising method that allows a reduction in the radiation dose in digital mammography, without causing blur or insertion of artifacts. The proposed method improves the quality of images acquired with reduced radiation dose, reaching similar quality to those ones acquired in standard dose. Although we observed an insertion of low frequency noise in the processed image, the preliminary results presented on this paper confirm the great potential of the proposed method.

As future work, we intend to improve this method in order to adjust the noise in whole PS frequencies.

Acknowledgements

This work was supported by the São Paulo Research Foundation (FAPESP grant# 2013/18915-5) and by the Brazilian Foundation for the Coordination of Improvement of Higher Education Personnel (CAPES grant# 88881.030443/2013-01).

References

- [1] C. G. Glynn, D. M. Farria, B. S. Monsees, J. T. Salcman, K. N. Wiele, e C. F. Hildebolt, “Effect of transition to digital mammography on clinical outcomes”, *Radiology*, vol. 260, n° 3, p. 664–670, 2011.
- [2] E. Samei, R. S. Saunders, J. A. Baker, e D. M. DeLong, “Digital Mammography: Effects of Reduced Radiation Dose on

- Diagnostic Performance”, *Radiology*, vol. 243, n° 2, p. 396–404, maio 2007.
- [3] R. E. Hendrick, “Radiation Doses and Cancer Risks from Breast Imaging Studies”, *Radiology*, vol. 257, n° 1, p. 246–253, out. 2010.
- [4] M. J. Yaffe e J. G. Mainprize, “Risk of Radiation-induced Breast Cancer from Mammographic Screening”, *Radiology*, vol. 258, n° 1, p. 98–105, jan. 2011.
- [5] M. J. Yaffe, “Digital Mammography”, in *Handbook of Medical Imaging: Physics and psychophysics*, J. Beutel, H. L. Kundel, e R. L. Van Metter, Orgs. SPIE Press, 2000.
- [6] P. F. Nunes, H. C. R. Oliveira, L. R. Borges, P. R. Bakic, A. D. A. Maidment, e M. A. C. Vieira, “Estudo Sobre o Uso do Algoritmo de Médicas Não-Locais Para Redução da Dose de Radiação na Mamografia Digital”, *XXIV Congr. Bras. Eng. Biomédica*, p. 1–4, 2014.
- [7] H. C. R. Oliveira, P. F. Nunes, L. R. Borges, e M. A. C. Vieira, “Investigating the use of Block-Matching 3D Denoising Algorithm to Reduce the Radiation Dose in Digital Mammography”, in *Anais do X Workshop de Visão Computacional - WVC 2014*, 2014, p. 224–229.
- [8] M. A. C. Vieira, H. C. R. Oliveira, P. F. Nunes, L. R. Borges, P. R. Bakic, B. Barufaldi, R. J. Acciavatti, e A. D. a. Maidment, “Feasibility study of dose reduction in digital breast tomosynthesis using non-local denoising algorithms”, vol. 94122C, 2015.
- [9] H. C. R. De Oliveira, L. R. Borges, P. F. Nunes, P. R. Bakic, A. D. A. Maidment, e M. A. C. Vieira, “Use of Wavelet Multiresolution Analysis to Reduce Radiation Dose in Digital Mammography”, in *Proceedings of IEEE International Symposium on Computer-Based Medical Systems*, 2015, p. 33–37.
- [10] H. C. R. Oliveira, P. F. Nunes, L. R. Borges, P. R. Bakic, A. A. D. Maidment, e M. A. C. Vieira, “Evaluation of Block-Matching and 3D Filtering and Wavelet Transform with Shrink-Thresholding Technique for Digital Mammography Denoising”, in *Anais do XI Workshop de Visão Computacional - WVC 2015*, 2015, p. 450–455.
- [11] C. Tomasi e R. Manduchi, “Bilateral filtering for gray and color images”, in *Computer Vision, 1998. Sixth International Conference on*, 1998, p. 839–846.
- [12] C. Knaus e M. Zwicker, “Dual-domain image denoising”, in *2013 IEEE International Conference on Image Processing*, 2013, p. 440–444.
- [13] Y. Lu, H.-P. Chan, J. Wei, L. M. Hadjiiski, e R. K. Samala, “Multiscale bilateral filtering for improving image quality in digital breast tomosynthesis”, *Med. Phys.*, vol. 42, n° 1, 2015.
- [14] L. Caraffa, J. P. Tarel, e P. Charbonnier, “The Guided Bilateral Filter: When the Joint/Cross Bilateral Filter Becomes Robust”, *IEEE Trans. Image Process.*, vol. 24, n° 4, p. 1199–1208, 2015.
- [15] J. L. Starck, F. Murtagh, e J. M. Fadili, *Sparse Image and Signal Processing: Wavelets, Curvelets, Morphological Diversity*. Cambridge University Press, 2010.
- [16] P. R. Bakic, C. Zhang, e A. D. A. Maidment, “Development and characterization of an anthropomorphic breast software phantom based upon region-growing algorithm”, *Med. Phys.*, vol. 38, n° 6, 2011.
- [17] J. Starck, F. Murtagh, e A. Bijaoui, *Image processing and data analysis - The multiscale approach*. 1998.
- [18] M. Mitchell, *An Introduction to Genetic Algorithms*. Cambridge, MA, USA: MIT Press, 1996.
- [19] J. T. Dobbins, E. Samei, N. T. Ranger, e Y. Chen, “Intercomparison of methods for image quality characterization. II. Noise power spectrum”, *Med. Phys.*, vol. 33, n° 5, 2006.
- [20] M. Makitalo e A. Foi, “Optimal Inversion of the Generalized Anscombe Transformation for Poisson-Gaussian Noise”, *IEEE Trans. Image Process.*, vol. 22, n° 1, p. 91–103, 2013.
- [21] Z. Wang, A. C. Bovik, H. R. Sheikh, S. Member, E. P. Simoncelli, e S. Member, “Image Quality Assessment: From Error Visibility to Structural Similarity”, *IEEE Trans. Image Process.*, vol. 13, n° 4, p. 600–612, 2004.
- [22] Z. Wang e A. C. Bovik, “Mean Squared Error: Love It or Leave It?”, *IEEE Signal Process. Mag.*, n° January, p. 98–117, 2009.
- [23] L. He e I. R. Greenshields, “A Nonlocal Maximum Likelihood Estimation Method for Rician Noise Reduction in MR Images”, *IEEE Trans. Med. Imaging*, vol. 28, n° 2, p. 165–172, 2009.

SUPER-RESOLUÇÃO APLICADA A IMAGENS DE RESSONÂNCIA MAGNÉTICA

Felipe Procópio Ribeiro*, Eduardo Mazoni Andrade Marçal Mendes*

*Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica - Universidade Federal de Minas Gerais, Centro de Tecnologia e Pesquisa em Magneto-Ressonância - Av. Antônio Carlos 6627, 31270-901, Belo Horizonte, MG, Brasil
e-mail: felipe.procopio89@hotmail.com

Resumo: O presente artigo analisa a eficácia de dois algoritmos de super-resolução multiframe no domínio da frequência quando aplicados a imagens reais de ressonância magnética (RM), além de fazer uma breve comparação entre eles. Foram geradas quatro imagens no scanner de magneto-ressonância do Centro de Tecnologia e Pesquisa em Magneto-Ressonância (CTPMAG) da Universidade Federal de Minas Gerais (UFMG) e a elas foram aplicados os métodos de registro supracitados assim como um algoritmo de reconstrução com estrutura adaptativa de convolução normalizada. O algoritmo proposto por Vandewalle et al. apresentou melhores valores de relação sinal-ruído de pico (PSNR), relação sinal-ruído (SNR) e índice de similaridade estrutural (SSIM) do que o método descrito por Marcel et al. Foi alcançada uma melhora próxima de 4dB e 1dB na SNR das imagens estimadas pelos respectivos algoritmos e imagens geradas por interpolação.

Palavras-chave: Super-resolução, ressonância magnética, domínio da frequência, estrutura adaptativa.

Abstract: *This article analyzes the effectiveness of two super-resolution multi-frame algorithms in the frequency domain when applied to real images of magnetic resonance image (MRI) and briefly compares the two methods. Four images were generated using the MRI scanner located at the Center of Technology and Research in Magneto-Resonance (CTPMAG) of the Federal University of Minas Gerais (UFMG). The algorithms as well as a reconstruction algorithm with adaptive normalized convolution structure were applied to the images. It is shown that the algorithm proposed by Vandewalle et al. has better peak signal to noise ratio values (PSNR), signal to noise ratio (SNR) and structural similarity index (SSIM) when compared to the method described by Marcel et al. An improvement of approximately 4 dB and 1 dB in SNR of the images estimated by the respective algorithms and images generated by interpolation was achieved.*

Keywords: *Super-resolution, magnetic resonance, frequency domain, adaptive structure.*

Introdução

Imagens de baixa resolução (BR) são formadas devido a limitações de hardware ou restrições

circunstanciais, podendo ocasionar dificuldades na leitura ou reconhecimento [1]. Desse modo, faz-se necessário o aprimoramento na resolução dessas imagens a fim de que possam ser utilizadas de uma maneira mais abrangente [2]. Por meio de uma técnica, conhecida como super-resolução (SR), é possível obter uma imagem de alta resolução (AR) a partir de uma ou mais imagens de baixa resolução. Imagens de AR são necessárias em diversas aplicações, que vão desde diagnósticos médicos, análise de textos e faces, até imageamento por satélite [3]. Para o caso multiframe, super-resolução utiliza de um deslocamento na ordem de subpixel entre as imagens BR para gerar uma imagem AR. Essa técnica também pode ser aplicada em vídeos cujos frames apresentam poucas variações e em imagens obtidas por tomografia computadorizada e ressonância magnética, de modo que os slices gerados sejam espacialmente próximos e apresentem uma constância em seu aspecto [4].

A UFMG possui um scanner de magneto-ressonância localizado no Centro de Tecnologia e Pesquisa em Magneto-Ressonância (CTPMAG). É de sumo interesse para a equipe do laboratório que as imagens geradas tenham qualidade elevada, motivo pelo qual são realizados estudos no processo de melhoramento de imagens.

Super-resolução aplicada a imagens de ressonância magnética é assunto de constantes pesquisas. Wang et al. [5] aumentam a resolução de imagens por meio da reconstrução esparsa, usando um banco de imagens para o treinamento. Woo et al.[6] utilizam as imagens nos planos sagital, transversal e coronal gerados pelo scanner e a partir delas, é reconstruída uma imagem isotrópica em alta resolução. Nesse método é necessário realizar a correspondência entre os contornos por meio da otimização por Campos Aleatórios de Markov. Numa abordagem no domínio da frequência, Gholipour et al.[7] utilizam um método de super-resolução multiframe por meio da Transformada de Wavelet para gerar uma imagem em alta resolução com volume parcial reduzido.

Existem inúmeras variações da técnica de super-resolução e cada uma delas se aplica melhor a um tipo de imagem. Por exemplo, um método que é ótimo para imagens aeroespaciais pode não gerar bons resultados quando aplicado a imagens médicas [8]. Nesse sentido, este trabalho tem como objetivo investigar a eficácia de

dois métodos de super-resolução multiframe quando aplicados a imagens reais de ressonância magnética que apresentam constância entre slices, além de fazer uma breve comparação entre os métodos. Esses algoritmos foram escolhidos levando em consideração o fato de estimarem o desvio entre as imagens BR no domínio da frequência, que é o mesmo meio em que as imagens de ressonância magnética são formadas.

Materiais e métodos

Super-resolução é composta por dois segmentos: registro e reconstrução. A primeira parte consiste em estimar o deslocamento subpixel entre as imagens de baixa resolução que serão usadas para gerar a imagem AR na fase de reconstrução. O conceito de deslocamento subpixel é ilustrado na Figura 1.

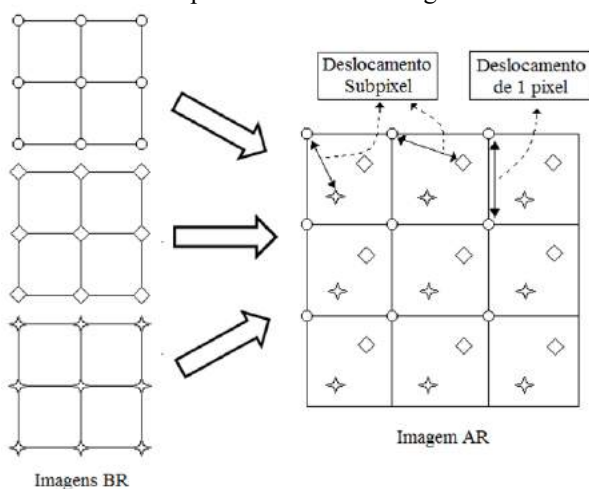


Figura 1 - Deslocamento subpixel das imagens BR.

Algoritmos de Registro – Neste trabalho foram utilizados dois algoritmos para o registro de imagens: um descrito por Vandewalle et al. [9] e o outro por Marcel et al.[10]. Ambos estimam o desvio entre as imagens BR utilizando o domínio da frequência e a propriedade do deslocamento da Transformada de Fourier: um deslocamento espacial corresponde a um deslocamento de fase no domínio da frequência.

Vandewalle et al. estimam o deslocamento vertical e horizontal dos pixels separadamente do cálculo da rotação das imagens. Esse procedimento é feito em uma região onde a relação sinal-ruído é máxima e o aliasing é inexistente, devido à aplicação de um filtro passa-baixa à imagem antes do processamento.

Assuma que exista um sinal de referência $f_1(x)$ e outro sinal deslocado e rotacionado $f_2(x)$:

$$f_2(x) = f_1(\mathbf{R}(x + \Delta x)),$$

com:

$$x = \begin{bmatrix} x_1 \\ x_2 \end{bmatrix}, \Delta x = \begin{bmatrix} \Delta x_1 \\ \Delta x_2 \end{bmatrix}, \mathbf{R} = \begin{bmatrix} \cos\phi & -\sin\phi \\ \sin\phi & \cos\phi \end{bmatrix} \quad (1)$$

que é expressado no domínio da frequência como:

$$F_2(\mathbf{u}) = \iint_x f_2(x) e^{-j2\pi\mathbf{u}^T x} dx$$

$$F_2(\mathbf{u}) = e^{j2\pi\mathbf{u}^T \Delta x} \iint_{x'} f_1(\mathbf{R}x') e^{-j2\pi\mathbf{u}^T x'} dx' \quad (2)$$

em que:

$F_2(\mathbf{u})$ é a Transformada de Fourier de $f_2(x)$, $x' = x + \Delta x$ e $x'' = \mathbf{R}x'$. Então a relação entre as amplitudes da Transformada de Fourier pode ser calculada como:

$$\begin{aligned} |F_2(\mathbf{u})| &= \left| e^{j2\pi\mathbf{u}^T \Delta x} \iint_{x'} f_1(\mathbf{R}x') e^{-j2\pi\mathbf{u}^T x'} dx' \right| \\ |F_2(\mathbf{u})| &= \left| \iint_{x''} f_1(x'') e^{-j2\pi\mathbf{u}^T (\mathbf{R}^T x'')} dx'' \right| \\ |F_2(\mathbf{u})| &= \left| \iint_{x''} f_1(x'') e^{-j2\pi(\mathbf{R}\mathbf{u})^T x''} dx'' \right| \\ |F_2(\mathbf{u})| &= |F_1(\mathbf{R}\mathbf{u})| \end{aligned} \quad (3)$$

$|F_2(\mathbf{u})|$ é a versão rotacionada de $|F_1(\mathbf{u})|$ sobre o mesmo ângulo ϕ do domínio espacial. O deslocamento Δx é calculado por meio da diferença entre a fase de $F_1(\mathbf{u})$ e $F_2(\mathbf{u})$.

Marcel et al. estimam os parâmetros de forma semelhante a Vandewalle et al., no entanto, levam em consideração todo o espectro e utilizam coordenada Log-Polar no domínio da frequência, para que a rotação da imagem no domínio espacial se torne um deslocamento no domínio da frequência.

Reconstrução da imagem – Foi utilizado o algoritmo de reconstrução proposto por Phan et al.[11] devido à natureza das imagens utilizadas neste trabalho. O algoritmo realiza a fusão de imagens amostradas irregularmente e esse é exatamente o caso de slices de ressonância magnética, uma vez que não é possível controlar o deslocamento subpixel de slices consecutivos.

O método de reconstrução é baseado numa estrutura adaptativa de convolução normalizada, para que a estimação da imagem em alta resolução seja projetada em um subespaço de base polinomial.

Ressonância Magnética – A imagem de ressonância magnética, como é conhecida, é resultado da Transformada de Fourier de um sinal coletado pelas bobinas do scanner [12]. A formação da imagem é feita no domínio da frequência, de modo que as informações são representadas pela fase e frequência de um sinal de radiofrequência emitido pelo scanner responsável por excitar os átomos de hidrogênio do objeto examinado [13].

As imagens utilizadas nesse trabalho foram geradas no scanner de magneto-ressonância de 4,7 Teslas (iMR4,7), dedicado ao uso em animais de pequeno porte, instalado no CTPMAG da UFMG. O objeto escaneado foi um tubo de ensaio com água e um êmbolo de seringa imerso, escolhido intencionalmente por propiciar slices com aspectos similares.

Foram utilizadas quatro imagens BR com o tamanho 128x128, mostradas na Figura 2, para produzir uma imagem com resolução 256x256. Esta quantidade de imagens BR é suficiente para gerar uma imagem AR com um número de pixels quatro vezes maior. Além do mais, em casos reais, recomenda-se utilizar um número

reduzido de imagens devido à inconstância entre slices. [14]

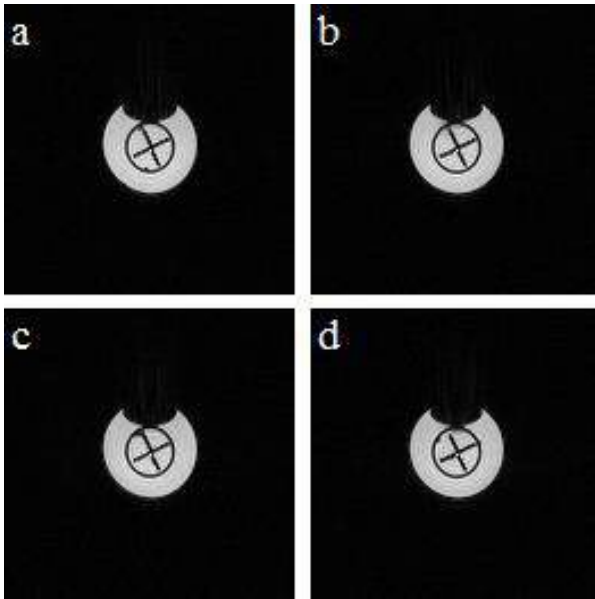


Figura 2 – Imagens BR usadas para gerar a imagem AR.

As imagens representadas na Figura 2 são cortes transversais do tubo de ensaio e a lacuna na parte superior de cada imagem é devido a uma bolha de ar que estava dentro do tubo no momento da aquisição.

Resultados

As imagens BR foram registradas por meio dos dois algoritmos supracitados separadamente e a imagem AR foi gerada pelo mesmo algoritmo de reconstrução. As Figuras 3 e 4 apresentam a imagem em alta resolução gerada pelo método de Vandewalle et al. e Marcel et al. respectivamente.



Figura 3 – Imagem AR estimada pelo método descrito por Vandewalle et al.

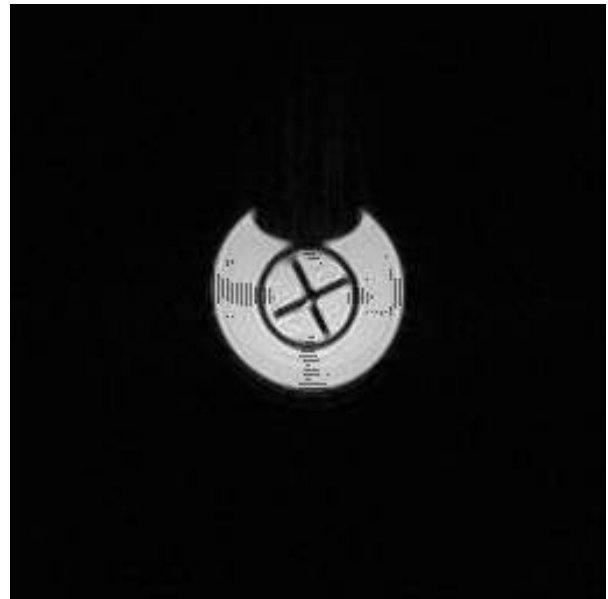


Figura 4 – Imagem AR estimada pelo método descrito por Marcel et al.

Para fazer uma comparação analítica entre os algoritmos, foram calculadas as métricas: relação sinal ruído de pico (PSNR), relação sinal-ruído (SNR) e similaridade estrutural (SSIM) entre as imagens geradas [15]. Os valores são organizados na Tabela 1.

Tabela 1: Métricas

Métrica	Vandewalle	Marcel
PSNR (dB)	29,8484	27,9225
SNR (dB)	18,8765	15,7442
SSIM	0,8915	0,6741

Geralmente, analisar a qualidade de um método de super-resolução requer uma imagem AR, também conhecida como padrão ouro, que é atribuída como referência para o cálculo das métricas. Nesse caso, as imagens em BR são sintetizadas, oriundas da imagem padrão ouro, e então usadas para gerar uma imagem AR que será comparada com a referência [16]. Neste trabalho, não temos a imagem AR de referência, pois as imagens BR são reais. No entanto, o propósito é comparar os métodos de registro de Vandewalle et al. e Marcel et al., e assim, podemos extrapolar a metodologia e calcular um valor proporcional às métricas citadas.

Seguindo esse raciocínio, foi usada como referência a imagem 2b, por não apresentar distorções em sua forma. Ainda foi necessário aplicar uma interpolação na imagem de referência para que ficasse com a mesma resolução das imagens AR (256x256), geradas pelos algoritmos de super-resolução. Os métodos de interpolação usados foram o bicúbico e bilinear, porém foi escolhido o primeiro, pois gerou a imagem com SNR igual a 14,6696dB, mais conveniente quando comparado à imagem com SNR de 14,1022dB originada da interpolação bilinear. O processamento das imagens e

o cálculo das métricas foram realizados por meio do programa MATLAB (R2015a).

Discussão

Visivelmente, o algoritmo de registro proposto por Vandewalle et al. [11] fornece uma imagem que se assemelha mais às imagens BR, o que também é comprovado pelas métricas calculadas. As imagens geradoras possuem uma resolução baixa e isso favorece o surgimento de aliasing, especialmente nas regiões onde há uma variação brusca nos valores dos pixels. O algoritmo proposto por Vandewalle et al. evita estas regiões, de modo que a estimação do deslocamento possa ser feita mais precisamente.

As imagens AR estimadas pelos dois métodos apresentam PSNR e SNR convincentes, isso se deve à elevada eficácia do algoritmo de reconstrução que se adequa a imagens de ressonância magnética utilizadas em super-resolução multiframe. Apesar de o fato de valores de PSNR e SNR não coincidirem com expectativas do olho humano, a similaridade estrutural compensa essa característica e demonstra um melhor ajuste do método de Vandewalle et al. quando aplicado a imagens de RM.

Ao relacionar os SNR das imagens geradas por interpolação e métodos de super-resolução, verifica-se que há uma melhora na qualidade das imagens estimadas com a técnica multiframe, sendo assim, este trabalho apresenta mais uma ferramenta que pode ser usada para aperfeiçoar imagens de ressonância magnética, desde que apresentem uma constância nas amostras.

Segundo Elahifasae [17], técnicas de visão computacional, aplicadas em imagens médicas, apresentam melhor desempenho quando essas imagens passam pelo processo de super-resolução. Neste trabalho, foi exemplificado que o método proposto por Vandewalle et al. juntamente com o algoritmo de reconstrução com estrutura adaptativa de convolução normalizada fornecem bons resultados quando aplicados a imagens de ressonância magnética. Este estudo serve de base para aplicações futuras nesse tipo de imagem, como por exemplo, segmentação e filtragem volumétrica.

Agradecimentos

À FAPEMIG pelo apoio financeiro na reativação do CTPMAG da UFMG e também ao CNPq.

Referências

[1] Chen X, Qi C. Document image super-resolution using structural similarity and Markov random field. *IET Image Process*; 2014. p. 687–698
 [2] Shao WZ, Deng HS, Wei, ZH. A posterior mean approach for MRF-based spatially adaptive multi-frame image super-resolution. *Signal, Image e Video Processing* 9. 2015. p. 437-449

[3] Bin SQ, Shia YS. Fast multi-channel image reconstruction using a novel two-dimensional algorithm. *Multimed Tools Appl.* 2014. p. 2015-2028
 [4] Seyid K, Blanc S, Leblebici Y. Hardware Implementation of Real-Time Multiple Frame Super-Resolution. *IEEE International Conference on Very Large Scale Integration (VLSI-SoC)*. 2015. p. 219-224.
 [5] Wang YH, Qiao J, Li JB, Fu P, Chu SC, Roddick JF. Sparse representation-based MRI super-resolution reconstruction. *Measurement*; 2014. p. 946-953
 [6] Woo J, Murano EZ, Stone M, Prince LJ. Reconstruction of High-Resolution Tongue Volumes From MRI. *IEEE Transactions On Biomedical Engineering*. 2012; p. 3511-3524
 [7] Gholipour A, Afacan O, Aganj I, Scherrer B, Prabhu SP, Sahin M, Warfiel SK. Super-resolution reconstruction in frequency, image, and wavelet domains to reduce through-plane partial voluming in MRI. *Medical Physics*; 2015. Volume 42, Issue 12
 [8] Nasrollahi K, Moeslund TB. Super-resolution: a comprehensive survey. *Springer-Verlag Berlin Heidelberg, Machine and Applications* 25. 2014. p. 1423-1468.
 [9] Vandewalle P, Susstrunk S, Vetterli M. A Frequency Domain Approach to Registration of Aliased Images with Application to Super-resolution. *EURASIP Journal on Applied Signal Processing*; 2006. p. 1-14
 [10] Marcel B, Briot M, Murrieta R. Calcul de translation et rotation par la transformation de Fourier. *Traitement du Signal*; 1997. Volume 14, N°2
 [11] Pham TQ, Vliet LJ, Schutte K. Robust fusion of irregularly sampled data using adaptive normalized convolution. *EURASIP Journal on applied signal processing*; 2005. p. 1-17.
 [12] Ridgway JP. Cardiovascular magnetic resonance physics for clinicians: part I. *Journal of Cardiovascular Magnetic Resonance*. (2010). p. 71:98
 [13] McRobbie DW, Moore EA. *MRI from picture to Proton*, 2nd Edition, UK. Cambridge University Press; 2006
 [14] Vandewalle P. Super-resolution from unregistered aliased images. [Tese]. Lausanne, França: École Polytechnique Fédérale de Lausanne; 2006
 [15] Thung KH, Raveendran P. A Survey of Image Quality Measures. *IEEE International Conference for* ; 2009. p. 1-4.
 [16] Zhang H, Zhang L, Shen H. A Blind Super-Resolution Reconstruction Method Considering Image Registration Errors. *International Journal of Fuzzy Systems*; 2015. p. 353-364.
 [17] Elahifasae F. Combining Super-Resolution and Level Sets for Brain Image Segmentation. [Tese]. Gothenburg, Suécia: Chalmers University of Technology; 2012.

REDE NEURAL ARTIFICIAL APLICADA NA SEGMENTAÇÃO DE IMAGENS DE LESÕES DA PELE

H. L. M. dos Santos*, B. J. T. Fernandes*, S. M. M. Fernandes*

*Programa de Pós-Graduação em Engenharia de Computação/UPE, Recife, Brasil.

e-mail: hlms@ecomp.poly.br

Resumo: A análise de imagens dermatoscópicas é um dos principais métodos utilizado no diagnóstico de melanoma e de outras lesões de pele. Por isso, sistemas de auxílio ao diagnóstico podem ser utilizados com o intuito de aumentar a acurácia do diagnóstico do câncer de pele. Na modelagem desses sistemas, a segmentação de imagens é considerada uma etapa fundamental, pois, o processo de segmentação define a região da lesão que será utilizada durante a classificação do sinal da pele. Portanto, o objetivo desse artigo é apresentar uma abordagem supervisionada para a segmentação de imagens dermatoscópicas. Diferentemente dos modelos de segmentação existentes, que costumam utilizar as redes neurais com o objetivo de classificar as lesões de pele, o sistema proposto aborda a utilização de uma Rede Neural Artificial para segmentação de imagens. Foram realizados experimentos com a RNA proposta em uma base de imagens de lesões da pele. Os resultados indicam que a metodologia desenvolvida é eficaz para a segmentação de imagens.

Palavras-chave: Segmentação, Redes Neurais Artificiais, Câncer de Pele, Melanoma.

Abstract: *The dermoscopy image analysis is one of the main methods used in the diagnosis of melanoma and other skin lesions. Therefore, aid to diagnosis systems can be used in order to increase the accuracy of diagnosis of skin cancer. In the modeling of these systems, image segmentation is considered a key step, because the segmentation process defines the area of the injury that will be used for the classification of skin mole. Therefore, the aim of this paper is to present an approach supervised for segmentation of dermoscopy images. Differently the existing segmentation models, which often use the neural networks in order to classify the skin lesions, the proposed system approach the use of an Artificial Neural Network for segmentation images. Experiments were performed with proposal ANN on the dataset images of skin lesions. The results indicate that the developed methodology is effective for segmentation images.*

Keywords: *Segmentation, Artificial Neural Networks, Skin Cancer, Melanoma*

Introdução

O câncer é uma doença caracterizada pela disseminação descontrolada de células anormais, levando a formação de tumores, que podem se espalhar

rapidamente para vários órgãos através do sangue ou do sistema linfático e resultar na morte do indivíduo, caso esse crescimento não seja contido [1], [2]. Um tumor maligno que cresce nas células da pele é uma das formas mais comuns de câncer no mundo. Apesar do avanço na compreensão de suas causas, a incidência de câncer de pele tem aumentado nas últimas décadas [3]. Entretanto, a detecção do melanoma maligno em seus estágios iniciais reduz consideravelmente a mortalidade, caso haja à aplicação de tratamento adequado a lesão.

O diagnóstico das lesões de pele é baseado principalmente na avaliação de imagens obtidas por meio de um sistema óptico ligado a uma fonte de luz, que permite a visualização em profundidade das estruturas [1]. Por conseguinte, a utilização de sistemas de diagnóstico com base em imagens dermatoscópicas pode auxiliar na classificação de lesões da pele.

Em sistemas de diagnóstico automatizado, umas das principais etapas é a segmentação das estruturas de interesse, pois, a identificação correta da região onde o sinal está inserido auxiliará na detecção das características celulares usadas para determinar a malignidade do tecido da pele [1]. Contudo, o processo de divisão da imagem em regiões que possuam similaridade pode ser uma tarefa difícil no processamento da imagem. Algoritmos de segmentação de imagens podem produzir artefatos inexistentes na imagem segmentada, deixando de apresentar como realmente estão dispostas as regiões desejadas da imagem, e consequentemente, influenciar a classificação dos objetos de interesse. Por isso, a precisão da segmentação pode determinar o nível de sucesso da classificação das imagens [4].

No caso deste trabalho, segmentação de sinais da pele, uma classificação indevida decorrente da não identificação da região da lesão da pele, pode provocar um erro do diagnóstico do câncer. Portanto, este trabalho tem por objetivo realizar a segmentação automática das lesões da pele através do uso de Redes Neurais Artificiais (RNAs).

O presente trabalho propõe uma RNA inspirada nos modelos de redes neurais auto-associativas, apresentadas anteriormente por alguns autores como Hinton *et al* [5] e Fernandes *et al* [6]. Entretanto, a rede neural apresentada por Fernandes, denominada de *AutoAssociative Pyramidal Neural Network* (AAPNet), utiliza uma combinação de conceitos a fim de incorporar a extração de características da imagem e classificar os padrões da imagem. A combinação desses

conceitos baseados na AAPNet baseou a rede neural proposta neste trabalho, visando à segmentação de imagens.

Materiais e métodos

Base de Imagens - O modelo de segmentação proposto neste trabalho foi testado na base de imagens PH² [7]. A base é formada por 200 imagens dermatoscópicas e está dividida em 80 imagens de nevos comuns, 80 de nevos atípicos e 40 de melanomas. As imagens possuem resolução de 768 x 560 pixels e estão no sistema de cores RGB. A base PH² contém a segmentação manual das lesões da pele, realizada por dermatologistas especializados. Para esse trabalho considerou-se as máscaras binárias de segmentação como *ground truth* da base de imagens.

Segmentação – A motivação desse trabalho é propor a utilização de uma Rede Neural Artificial [8] com o objetivo de realizar a segmentação das imagens. Baseada num modelo de Rede Neural auto-associativa, descrito por Kramer [9], a rede neural proposta é formada por dois estágios: a convolução, que promove uma compressão da imagem de entrada, e a reconstrução, que descomprime a imagem e retorna como saída da rede uma imagem com as mesmas dimensões da entrada. Consequentemente, esse modelo forma uma estrutura de estrangulamento, que é importante na extração de características da imagem.

O modelo de rede neural proposto também utilizou o conceito de campos receptivos apresentado por Levine *et al* [10]. No modelo, os campos receptivos são áreas da camada da rede onde os estímulos de neurônios pertencentes ao campo leva a resposta de um único neurônio na camada posterior. Esses campos estão dispostos em uma arquitetura piramidal, formando uma topologia espacial a partir da imagem de entrada a fim de extrair características e realizar a convolução desta imagem. As camadas de reconstrução da rede também se utilizam de campos receptivos, com o objetivo de descomprimir as saídas das camadas intermediárias.

No modelo de conectividade da rede, cada neurônio da camada de convolução é conectado a um campo receptivo de tamanho $R \times R$ pixels da camada anterior. Por isso, a saída dos neurônios das camadas de convolução consiste na aplicação da função de ativação não-linear sobre a soma das saídas dos neurônios pertencentes ao campo receptivo, ponderada pelos seus respectivos pesos. Nesse modelo, a imagem de entrada constitui a primeira camada da rede neural. A seguinte equação define o modelo dos neurônios das camadas da rede:

$$y_{u,v}^n = f \left(\sum_{i=i_{min}^n}^{i_{max}^n} \sum_{j=j_{min}^n}^{j_{max}^n} w_{i,j}^n y_{i,j}^{n-1} + b_{u,v}^n \right) \quad (1)$$

onde, $y_{u,v}^n$ representa a saída do neurônio na camada n , $w_{i,j}^n$ é o peso associado ao neurônio na posição (i, j) na camada n , $b_{u,v}^n$ é o bias do neurônio na posição (u, v) da camada n e $y_{i,j}^{n-1}$ é a saída da camada anterior $n - 1$ na posição (i, j) .

Os valores dos limites i_{min} , i_{max} , j_{min} , j_{max} do campo receptivo do neurônio da camada atual, que recebe os estímulos da camada anterior, são definidos baseados no tamanho do campo receptivo e na posição do neurônio da camada atual. Entretanto, nas camadas de reconstrução, cada neurônio está conectado ao campo receptivo da camada posterior. Por isso, o cálculo dos limites do campo receptivo é realizado diferentemente das camadas de convolução. Porém, as saídas dos neurônios nas camadas de reconstrução também são definidas pela equação (1), com campos receptivos equivalentes a conexão dos neurônios da camada (n) com a camada $(n + 1)$.

Uma restrição quanto aos pesos foi feita na concepção do modelo da rede neural, de modo que essa restrição caracterize a rede como uma rede neural com pesos compartilhados. Esse compartilhamento de pesos é feito entre os campos receptivos de uma camada, ou seja, num mesma camada, todos os campos receptivos devem possuir pesos com os mesmos valores, nas mesmas posições do campo. O objetivo desse compartilhamento é de não correlacionar as características extraídas com determinadas posições da imagem de entrada, o que torna possível a aplicação de problemas invariantes à translação.

A combinação dos conceitos de campo receptivo, memória auto-associativa e compartilhamento de pesos apresenta um modelo de rede que incorpora extração de características adequadas para representar um padrão que independe do seu local na imagem [6]. A Figura 1 ilustra de uma forma geral a arquitetura da rede neural, mostrando uma camada de convolução e uma camada de reconstrução, além da representação dos campos receptivos de cada camada.

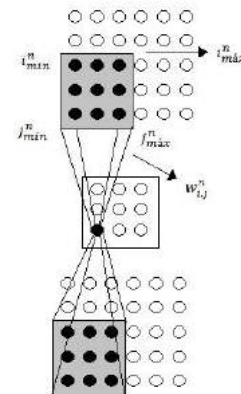


Figura 1: Arquitetura da rede neural proposta

A simulação da rede neural foi feita considerando-se toda a imagem da lesão da pele, sem aplicação de nenhum pré-processamento. Pois, a rede neural realiza a extração de características implicitamente. No caso particular desse trabalho, as imagens da base PH² foram utilizadas como entrada da rede neural. O ideal é que a rede aprenda todo o processo de segmentação e consiga mapear os pesos necessários pra realizar a convolução das máscaras de pesos dos campos receptivos com a imagem do sinal e obter a segmentação.

Na modelagem do treinamento da rede foi feita uma adaptação ao método ResilientPropagation, com a finalidade de garantir as restrições impostas a sua arquitetura. Já no treinamento da rede, devido sua arquitetura possuir vários neurônios, foi suficiente utilizar um conjunto de 10 imagens, pois os campos de convolução são igualmente atualizados para os vários exemplos de cada imagem. O restante das imagens da base foi utilizado no teste da rede.

Após a segmentação foi oportuno eliminar os cantos da imagem por possuir sombras do processo de aquisição. Para eliminar essas sombras, são removidos os componentes binários conectados que estão ligados a cada um dos quatro cantos da imagem.

Resultados

Ao final do processo de aprendizado da rede, para que a saída apresente valores próximos aos dois grupos que se deseja segmentar, faz-se necessário à aplicação de um limiar para separar os pixels pertencentes ao sinal da pele e os pixels do fundo da imagem. No entanto, a técnica de limiarização é usada para a segmentação das imagens, e por isso, inicialmente, os resultados da rede foram avaliados em comparação com os resultados da aplicação de um limiar sobre a imagem sem a execução prévia da rede neural.

Os experimentos foram avaliados através das informações de sensibilidade e especificidade, alcançadas devido à aplicação de diferentes limiares nas imagens dos sinais. Para as simulações, algumas arquiteturas de rede foram executadas. Dentre elas, redes com campos receptivos de tamanho 3x3 e 4x4, com variações no número de camadas. Além dessas modificações, foi alterado o plano de cores das imagens de entrada da rede neural.

A fim de comparar as simulações executadas, foi traçada a curva ROC (*Receiver Operator Characteristic Curve*) de cada arquitetura de rede simulada. A Figura 2 ilustra as curvas ROC dos experimentos realizados.

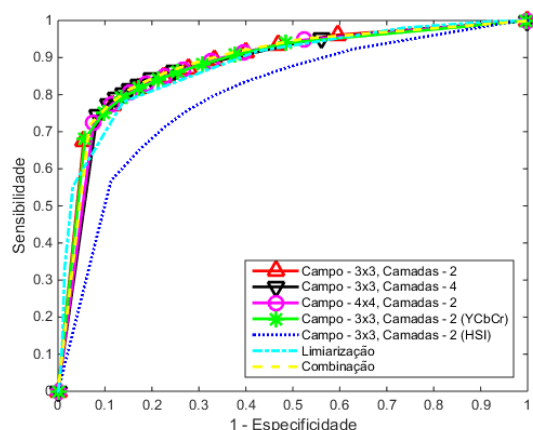


Figura 2: Curva ROC dos experimentos

É possível verificar que a maioria das configurações das redes obtiveram resultados melhores do que a aplicação da limiarização, pois a curva da limiarização possui uma área menor quando comparada as outras. O

experimento da rede neural onde curva obteve a maior área foi a que utilizou a rede com tamanhos 3x3 de campo receptivo, uma camada de convolução e uma camada de reconstrução. Ainda nesse trabalho, foram feitos experimentos com a combinação dos resultados da rede neural. O objetivo dessa combinação foi atingir melhores resultados para a segmentação dos sinais da pele. A curva ROC da combinação de resultados da rede é a curva com maior área, totalizando **88,90%** da área total do gráfico. Conseqüentemente, melhorando os resultados das segmentações obtidas.

A Figura 3 ilustra separadamente o experimento da rede que alcançou a maior área abaixo da curva ROC, com **88,74%**, e a curva ROC do experimento de limiarização, obtendo **88,08%** da área do gráfico.

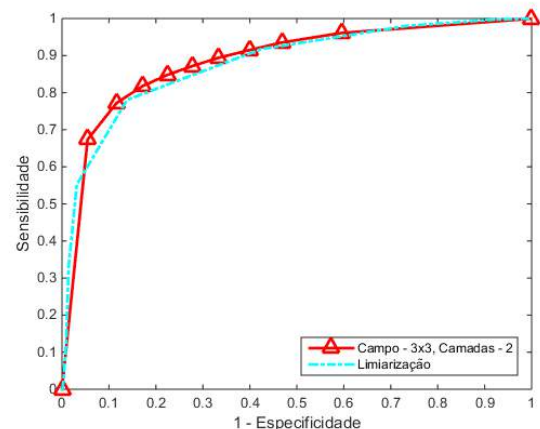


Figura 3: Curva ROC dos experimentos da rede e limiar.

Artigos propostos por Silveira *et al* [11] e Mendonca *et al* [12] avaliam diferentes métodos de segmentação de imagens dermatoscópicas. Por isso, posteriormente a apresentação dos resultados sob a forma da curva ROC, foi realizada uma comparação dos resultados dos seis métodos apresentados no artigo de Silveira *et al* [11] com o resultado da simulação da rede neural proposta. A Tabela 1 ilustra a comparação que foi feita através da média das distâncias de Hammoude para um grupo de 100 imagens. É possível notar que a rede neural obteve melhores resultados do que os métodos citados.

Tabela 1: Resultados dos métodos de segmentação.

Método	Distância de Hammoude
Adaptive Thresholding	16.20%
Gradient Vector Flow	19.98%
Adaptive Snake	12.63%
Level Set (Chan)	19.09%
EM Level Set	15.06%
FBSM Algorithm	14.73%
Rede Neural	11.35%

A Figura 4 apresenta a curva de convergência da rede neural, utilizando o campo receptivo de tamanho 3x3. É possível notar que a rede conseguiu minimizar o erro, mas, se a rede neural fosse executada por mais iterações, possivelmente obteria melhores resultados.

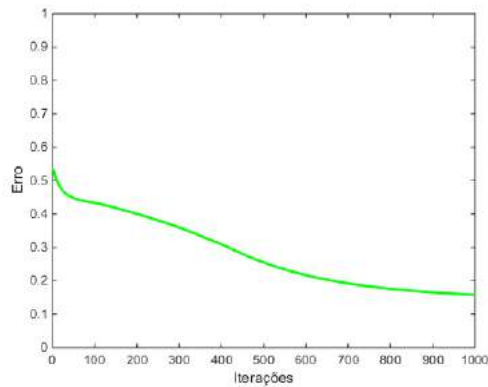


Figura 4: Curva de convergência do melhor experimento da rede

Discussão

Neste trabalho é possível verificar que a aplicação da rede neural ressalta o sinal e minimiza os problemas de iluminação que influencia negativamente na segmentação das imagens. Exemplos de imagens das execuções da rede, limiarização e segmentação manual são ilustrados na Figura 5.

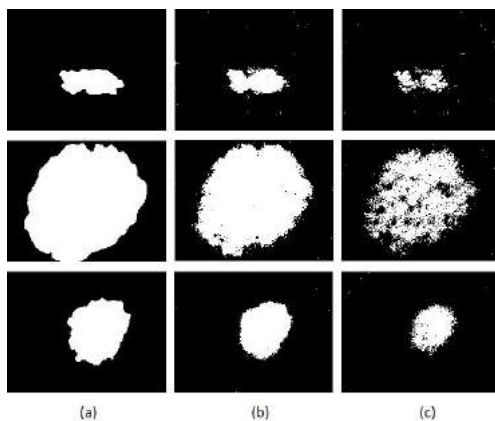


Figura 5: Segmentações (a) Segmentação manual (b) Resultado da rede neural (c) Limiarização

Em algumas imagens não foi possível eliminar os cantos da forma proposta, pois o sinal está conectado com os componentes do canto da imagem. No entanto, a execução da rede neural contribuiu para solução de eliminação das bordas existentes em parte das imagens do experimento. O que também provoca uma melhora nos resultados da proposta.

Conclusão

A RNA discutida nesse artigo mostrou-se uma solução adequada em imagens de sinais da pele, além de permitir analisar o potencial do uso de RNAs para segmentações de imagens. Os resultados da proposta foram superiores a resultados de limiarização global da imagem, e ainda, superiores a métodos apresentados na literatura, demonstrando a possibilidade de aplicação dessa solução no problema apresentado. Isso permite avançar perante as dificuldades do diagnóstico do

câncer de pele. É possível que a modificação, otimização da rede neural e ainda uma análise sobre sua convergência nesse problema aumente a capacidade de acurácia referente à segmentação das imagens.

Agradecimentos

Esta pesquisa foi parcialmente apoiada por CNPq, Capes e Fapece.

Referências

- [1] Arroyo JLG, Zapirain BG. Detection of pigment network in dermoscopy images using supervised machine learning and structural analysis. *Computers in biology and medicine*. 2014; v. 44, p. 144-157.
- [2] Cancer Facts and Figures 2016. American Cancer Society [internet]. 2016. Disponível em: <http://www.cancer.org/acs/groups/content/@research/documents/document/acspc-047079.pdf>
- [3] Tyagi N, Bhardwaj A, Srivastava, SK, Arora S, Marimuthu, S, Deshmukh SK. Development and characterization of a novel in vitro progression model for UVB-induced skin carcinogenesis. *Scientific reports*. 2015; v. 5.
- [4] Gonzalez RC, Woods RE. *Processamento Digital de Imagens*. 3 ed. Pearson Prentice Hall. São Paulo, 2010.
- [5] Hinton GE, Salakhutdinov RR. Reducing the dimensionality of data with neural networks. *Science*. 2006; 313(5768):504–507.
- [6] Fernandes BJT, Cavalcanti GDC, Ren TI. AutoAssociative Pyramidal Neural Network for one class pattern classification with implicit feature extraction. *Expert Systems with Applications*, 2013; v. 40, pp. 7258-7266.
- [7] Mendonça T, Ferreira PM, Marques J, Marcal ARS, Rozeira J. PH² - A dermoscopic image database for research and benchmarking, 35th International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, Osaka, Japan, 2013 July 3-7; pp.5437-5440.
- [8] Haykin SS. *Redes neurais artificiais: princípio e prática*. 2ª ed, Bookman. São Paulo, 2000.
- [9] Kramer MA. Autoassociative neural networks, *Computers & Chemical Engineering* 1992; 16(4): 313–328.
- [10] Levine MW, Shefner JM. *Fundamentals of sensation and perception*. Oxford University Press, 2000.
- [11] Silveira M, et al. "Comparison of segmentation methods for melanoma diagnosis in dermoscopy images." *IEEE Journal of Selected Topics in Signal Processing* 3.1 (2009): 35-45.
- [12] Mendonca T, et al. Comparison of segmentation methods for automatic diagnosis of dermoscopy images. In: 29th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. IEEE, 2007. p. 6572-6575.

APLICATIVO PARA SIMULAÇÃO DE IMAGENS RADIOGRÁFICAS A PARTIR DE RENDERIZAÇÃO DE MODELOS COMPUTACIONAIS

C. K. Bandeira*, M. P. M. M. Vieira** e F. S. Barros*

*Universidade Tecnológica Federal do Paraná, Curitiba, Brasil

** Instituto Federal do Paraná, Curitiba, Brasil

e-mail: kretezel@hotmail.com

Resumo: A utilização de tecnologias educacionais, como a simulação de realidade virtual, tem sido crescente na área da saúde. Neste contexto, o objetivo deste trabalho foi o desenvolvimento de um aplicativo, que permitisse ao usuário a visualização de imagens radiográficas simuladas, a partir da reprodução de diferentes posicionamentos radiológicos por modelos computacionais. Para realizar o trabalho, foram utilizados modelos computacionais das articulações do joelho e cotovelo. Cada modelo foi inserido em um ambiente virtual no Blender 3D, para reprodução dos posicionamentos radiológicos e simulação das radiografias. Em seguida, as imagens obtidas foram inseridas no programa GameSalad para desenvolver o aplicativo. Após finalizado, este aplicativo possibilitou visualizar a reprodução dos posicionamentos radiológicos pelos modelos computacionais. E também demonstrou as respectivas imagens radiográficas simuladas e quais estruturas anatômicas são melhor avaliadas em cada uma. Assim, o aplicativo desenvolvido apresentou potencial para ser empregado como complemento ao ensino de estudantes de cursos de radiologia e para auxiliar profissionais em caso de eventuais dúvidas, contribuindo para evitar a exposição desnecessária de pacientes à radiação, em consequência da realização errônea de posicionamentos radiográficos.

Palavras-chave: Aplicativo, simulação de imagens radiográficas, modelos computacionais.

Abstract: *The use of educational technologies has been growing in health, with various applications such as the simulation of surgery through virtual reality. In this context, the aim of this study was to develop an application that would allow the user to display radiographic images simulated from the reproduction of different radiological positions by computer models. To develop the work, it was used computer models of the knee and elbow. Each model has been inserted in a virtual environment in the software Blender 3D to reproduce radiological positioning and simulation of X-rays. After this, the images were inserted into GameSalad program to develop the application. Once finalized, this application enabled to view the radiological positions reproduced by computer models, their simulated radiographic images and the anatomical structures that are best assessed in each. Thus, the application developed has the potential to be used as a complement to teaching students of radiology courses and to assist*

professionals in case of any doubts, to help prevent unnecessary exposure of patients to radiation as a result of erroneous performance of radiographic.

Keywords: *Application, simulation of radiographic images, computed modeling.*

Introdução

Com o avanço tecnológico, a área de ensino tem empregado novos recursos educacionais. Na área da saúde, tem-se por exemplo, a utilização de softwares para reprodução de situações práticas e aplicação de recursos de realidade virtual no ensino prático de cirurgiões. Desta forma, estes podem simular a realização de cirurgias complexas em modelos virtuais para evitar erros durante a execução de procedimentos reais [1][2].

Wheeler e Boulos (2007) afirmam que os softwares despertam um interesse entre os estudantes, o que possibilita uma interação e um aprendizado colaborativo entre os seus usuários. Assim, estes recursos podem ser explorados e aplicados por educadores no ensino em diversas áreas, por exemplo, na medicina clínica.

Ainda como recursos tecnológicos, diversos aplicativos passaram a ser empregados como ferramenta de apoio didático, por exemplo, o CID-10 PRO. Este é um aplicativo que disponibiliza os códigos referentes às doenças incluídas na Classificação Internacional de Doenças (CID), publicada pela Organização Mundial da Saúde (OMS) [4].

Neste contexto, percebeu-se a possibilidade de desenvolver um novo recurso para aplicação no ensino teórico e prático de posicionamentos radiográficos.

Assim, o objetivo deste trabalho foi construir um aplicativo para visualização de imagens radiográficas simuladas de diferentes posicionamentos radiológicos. Os posicionamentos foram reproduzidos por modelos computacionais, do joelho e do cotovelo, para geração das imagens.

Dessa forma, é possível verificar tais imagens radiográficas, sem expor pacientes à radiação para estudo de diferentes regiões anatômicas.

O aplicativo desenvolvido neste trabalho poderá ser utilizado por profissionais da área caso haja necessidade de esclarecer qual é a imagem radiográfica resultante de um determinado posicionamento radiológico, o que contribuiria para reduzir o número de exposições desnecessárias de pacientes à radiação devido a erros de posicionamento.

Este aplicativo também poderá ser empregado como ferramenta didática para estudantes dos cursos técnico e tecnólogo em radiologia como complemento ao ensino teórico de posicionamentos radiográficos. Isto permitiria uma melhor compreensão da lógica envolvida na utilização de angulações e rotações para a avaliação de estruturas anatômicas específicas.

Materiais e métodos

A construção do sistema foi realizada em duas etapas. Na primeira foi realizada a simulação das imagens radiográficas dos modelos computacionais e a segunda consistiu no desenvolvimento do aplicativo. Ambas serão detalhadas a seguir.

Simulação de imagens radiográficas – Para realizar a simulação das imagens radiográficas foram utilizados o programa Blender 3D e modelos computacionais tridimensionais do esqueleto humano, constituídos por superfícies *mesh*.

Estes modelos, apresentados na Figura 1, são dos ossos que compõem as articulações do joelho e do cotovelo. Eles foram selecionados, pois já haviam sido construídos previamente em [5].

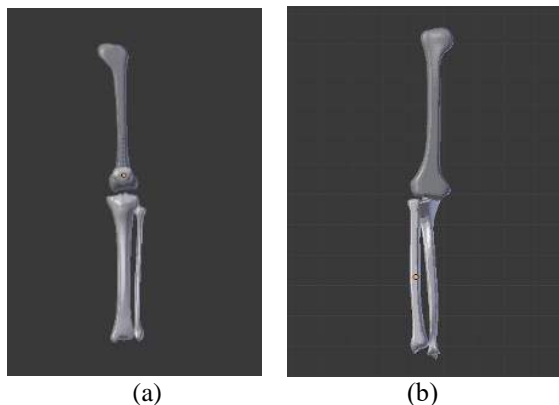


Figura 1: Vista anterior dos modelos computacionais utilizados no desenvolvimento deste trabalho. (a) Modelo computacional tridimensional dos ossos que compõem a articulação do joelho; (b) Modelo computacional tridimensional dos ossos que compõem a articulação do cotovelo.

Cada articulação modelada foi inserida em um ambiente virtual no Blender 3D. No ambiente 1 foram inseridos os ossos fêmur, tíbia, fibula e patela, que formam a articulação do joelho. Já no ambiente 2 foram inseridos os ossos úmero, rádio e ulna, que compõem a articulação do cotovelo.

Para modificar a posição dos ossos em cada incidência simulada foram utilizados os comandos executados pelas teclas “R”, para fazer a rotação dos modelos, e as teclas “X”, “Y” e “Z” para selecionar em torno de qual eixo seria a rotação. A tecla “Shift” permitia fazer a seleção de mais de um osso nos casos em que dois modelos realizariam o mesmo movimento simultaneamente. As teclas do teclado numérico “1”, “3” e “7” permitiam mudar o plano de visualização dos

modelos e as teclas “2”, “8”, “4” e “6” permitiam modificar o ângulo em que os ossos eram vistos [6]. Desta forma era possível saber a localização dos modelos no ambiente tridimensional e conferir se a rotação aplicada estava conforme apresentado na literatura [7].

Após a finalização de cada posicionamento era feita uma imagem de captura da interface do Blender 3D. A vista da captura demonstrou, ao mesmo tempo, a incidência que estava sendo simulada e a posição dos ossos naquele instante. Estas imagens foram salvas em formato JPEG.

Os diferentes posicionamentos radiológicos para estudo do joelho e cotovelo, que foram reproduzidos pelos modelos, estão apresentados na Tabela 1. Estes posicionamentos foram selecionados, pois permitem a visualização da articulação completa e de estruturas ósseas específicas [8].

Tabela 1: Posicionamentos radiológicos que foram reproduzidos pelos modelos computacionais.

Posicionamentos de Joelho	Posicionamentos de cotovelo
AP	AP estendido
Perfil	Perfil
Oblíqua rotação medial	Oblíqua rotação medial
Oblíqua rotação lateral	Oblíqua rotação lateral
Método de Camp Coventry	Método de Coyle – processo coronóide
AP axial – fossa intercondilar	Método de Jones – úmero
	AP parcialmente fletido
	Perfil – mão pronada

Após a reprodução de cada posicionamento era realizada a renderização do ambiente virtual, para a obtenção da imagem radiográfica simulada.

Para a renderização foi feita a mudança no *Viewport Shading* do Blender 3D do modo *Solid* para o *Rendered*. Dessa forma, foi possível visualizar os contornos e as sombras das estruturas ósseas sobrepostas.

Para que a imagem resultante no modo *Rendered* fosse semelhante a uma imagem radiográfica foram necessárias algumas alterações nas configurações do padrão inicial dos modelos computacionais. Isto para definir a aparência dos objetos geométricos na renderização.

Na aba bloco de dados, para modificação do material no Blender 3D, o material foi nomeado como Material.001. O tipo de material selecionado, cuja função é estabelecer como o objeto seria renderizado, foi o *Surface*, assim o objeto foi renderizado como superfície. Na aba *Diffuse*, o valor de *Intensity* aplicado foi 0.800. A aba *Transparency* foi marcada e na opção *Z Transparency* os valores escolhidos de *Alpha* e *Specular* foram respectivamente 0.242 e 0.250. Por fim, na aba *Options*, as opções *Face Textures* e *Vertex Color Light* foram marcadas.

Desenvolvimento do aplicativo – Para desenvolvimento do aplicativo foi utilizado o programa GameSalad [9], que não requer conhecimentos específicos de linguagem de programação, somente lógica de programação básica. A Figura 2 apresenta a forma como o aplicativo está estruturado, sendo que cada retângulo informa o conteúdo inserido nas interfaces. Já as flechas indicam a relação entre estas interfaces, assim pode-se perceber as opções de navegação dentro do programa.

A partir da tela inicial, o usuário poderá selecionar a região anatômica de interesse, neste caso joelho ou cotovelo, e será redirecionado para a próxima tela contendo os posicionamentos da região escolhida. Ao selecionar um posicionamento, aparecerá a cena mostrando o modelo computacional reproduzindo este posicionamento e para visualizar a imagem radiográfica simulada haverá o direcionamento para a próxima tela. Para retornar a telas anteriores basta realizar o caminho inverso. Também é possível ser direcionado para uma tela contendo informações técnicas sobre o posicionamento, a partir de um ícone na tela contendo as opções de posicionamento.

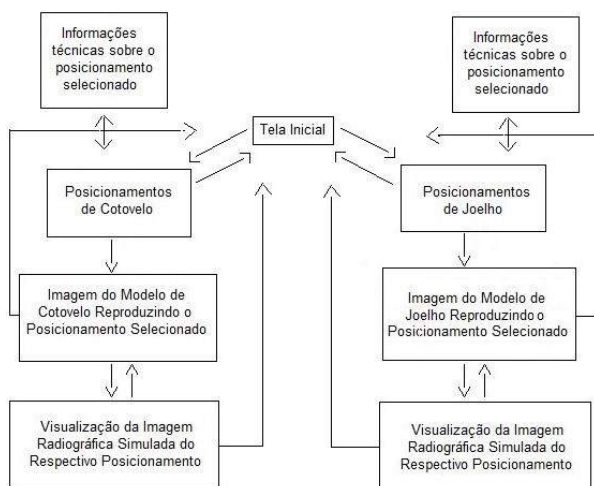


Figura 2: Fluxograma apresentando as opções de navegação dentro do aplicativo.

Resultados

Na primeira etapa foram obtidas 28 imagens. Destas, 14 pela reprodução dos posicionamentos radiográficos da Tabela 1, pelos modelos computacionais e a 14 pela de simulações de imagens radiográficas. A Figura 3 mostra a comparação entre a imagem radiográfica simulada e uma radiografia real de um posicionamento de joelho ântero-posterior (AP). Nesta incidência, como critério de qualidade radiográfica, devem ser visualizadas a porção proximal da perna e do fêmur distal. Deve ser demonstrada a eminência intercondilar no espaço da articulação fêmoro-tibial e uma pequena sobreposição da cabeça da fíbula com a tíbia. Os côndilos da tíbia e do fêmur devem aparecer simétricos [8].

A Figura 3 indicou que ambas as imagens apresentaram as características incluídas nos critérios descritos.

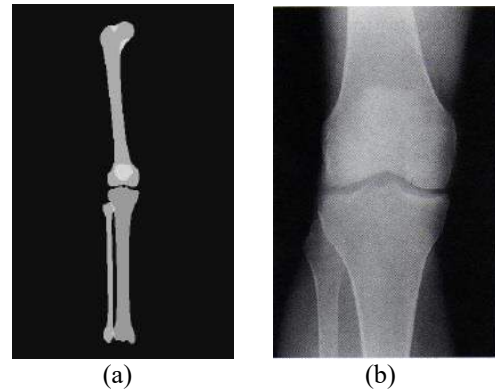


Figura 3. Comparação entre imagens radiográficas do joelho: (a) Imagem radiográfica simulada dos modelos computacionais dos ossos que compõem o joelho, obtida após renderização no Blender 3D; (b) Imagem radiográfica de um joelho real mostrando somente a região da articulação do joelho.

A Figura 4 mostra a comparação entre a radiografia simulada e uma radiografia real de um posicionamento de cotovelo ântero-posterior (AP) estendido. Esta incidência permite a visualização do úmero distal, espaço articular do cotovelo e das porções proximais do rádio e da ulna [8]. Na imagem radiográfica real estas estruturas estão bem delimitadas, já na imagem simulada é possível visualizar os contornos do úmero, rádio e ulna, porém o espaço articular não é demonstrado de forma muito delimitada.

A diferença na posição dos ossos é devido à imagem radiográfica real apresentar um cotovelo esquerdo e o modelo representar um cotovelo direito, porém, apesar desta diferenciação, as mesmas estruturas ósseas devem ser visualizadas.

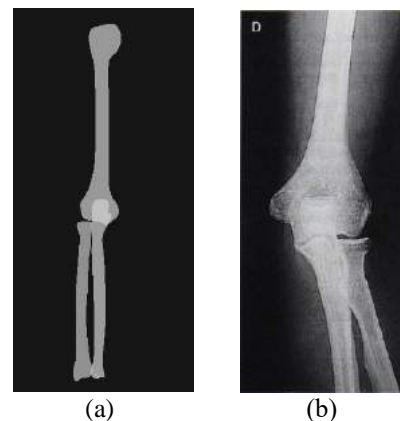


Figura 4. Comparação entre imagens radiográficas do cotovelo: (a) Imagem simulada dos modelos computacionais dos ossos que compõem o cotovelo, obtida após renderização no Blender 3D; (b) Imagem de um cotovelo real mostrando somente a região da articulação do cotovelo.

A diferença entre a imagem obtida por simulação e a radiografia real nas Figuras 3 e 4 deve-se ao fato de que, ao renderizar o ambiente virtual, todos os objetos

contidos neste são incluídos. Dessa forma, todos os ossos que compõem a articulação do joelho aparecem por completo na imagem, o que melhora a percepção da localização de pequenos detalhes anatômicos, no contexto da estrutura completa. Já a imagem radiográfica real apresenta somente a região anatômica do joelho, pois durante a realização do exame é necessário colimar o feixe de radiação para incluir somente a estrutura anatômica de interesse e não aumentar a dose de radiação para o paciente desnecessariamente.

Discussão

A partir de uma validação visual, percebeu-se que as imagens dos modelos computacionais que foram apresentadas demonstraram parte da biomecânica das articulações do cotovelo e joelho, pois indicaram como a posição e localização dos ossos se modificaram conforme as incidências foram reproduzidas. Desta forma, também possibilitaram ao usuário compreender o porquê de as imagens resultantes terem tais características.

A renderização das imagens no ambiente virtual permitiu a obtenção de imagens semelhantes a radiografias reais. Além disso, não houve a necessidade de aplicação de algoritmos com padrões de atenuações dos tecidos biológicos. Isto pode contribuir para disseminar a aquisição e utilização destas imagens no ensino prático de conteúdos voltados para a radiologia, como por exemplo, anatomia radiológica [10].

Pode-se classificar o aplicativo como de simulação fechada, que simulam fenômenos previamente implementados. Ele foi especificado desta forma, pois permite a visualização de imagens radiográficas simuladas de posicionamentos pré-estabelecidos [11].

Foram inseridos ícones de atalho nas telas, de modo a facilitar a utilização do aplicativo e as informações contidas foram apresentadas de forma clara, para que o usuário não fosse sobrecarregado por excesso de informações ou poluição visual, como sugerido por [11] e [12].

Conclusão

Foi desenvolvido e validado um aplicativo para simulação de imagens radiográficas. Como demonstrado, seu uso permite visualizar imagens simuladas de posicionamentos radiológicos de joelho e cotovelo. Possibilita também avaliar as estruturas anatômicas que podem ser melhor estudadas em cada incidência.

Como possíveis extensões do trabalho, pretende-se adicionar a validação das imagens radiográficas simuladas por meio do processo de subtração de imagens. Além disso, aprimorar os detalhes anatômicos dos modelos virtuais. Por final, acrescentar imagens das demais regiões do esqueleto humano no aplicativo e validar o mesmo.

Também é objetivo de trabalhos futuros a utilização da simulação de imagens radiográficas em conjunto com sensores de movimento, para possibilitar a simulação em tempo real.

O aplicativo elaborado pode contribuir para formação de profissionais da radiologia, auxiliá-los a sanar dúvidas e evitar erros no posicionamento do paciente. Ressalta-se que a introdução de novas tecnologias auxilia o processo de ensino-aprendizagem, pois caracterizam-se como ferramenta multidisciplinar. Vale salientar que não substituem o docente na formação de excelência.

Agradecimentos

Agradecemos à UTFPR e ao IFPR pela oportunidade de desenvolvimento do trabalho.

Referências

- [1] De Oliveira, S.S. Utilização de conteúdo 3D para experiência em telemedicina. [Trabalho de Conclusão de Curso]. João Pessoa: Universidade Federal da Paraíba (UFPB); 2012.
- [2] Oliveira, J.S.; Brito, W.N.; Tori R, Biscaro H.H.; Nunes, F.L.S.; de Oliveira, A.C.M.T.G. Simulação da deformação realista em aplicações de treinamento médico virtual. Symposium on Virtual and Augmented Reality; 2013.
- [3] Wheeler, S.; Boulos, M.K. A cultura colaborativa e a criatividade destrutiva da web 2.0: aplicativos para o ensino da medicina. Revista Eletrônica de Comunicação Informação e Inovação em Saúde. 2007; 1(1):27-34.
- [4] MEDPHONE. CID - 10 Pro. Disponível em: <http://www.medphone.com.br/produtos.php?PROD_UTO=cid10pro>
- [5] Vieira, M.P.M.M.; Bandeira, C.K.; Felix, J.E.D.R. “Modelo computacional do joelho como ferramenta de aprendizado para posicionamentos radiológicos” Anais eletrônicos do Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica, 2014. [Online]. Available: http://www.canal6.com.br/cbeb/2014/artigos/cbeb2014_submission.pdf
- [6] Blender Foundation. Disponível em: <<https://www.blender.org/manual/>>
- [7] Sobotta, J. Atlas de Anatomia Humana. 21st ed. Guanabara Koogan; 2000.
- [8] Bontrager, K.L.; Lampignano, J.P. Tratado de posicionamento radiográfico e anatomia associada. Elsevier, 2005.
- [9] Gamesalad. Disponível em: <<https://gamesalad.com/manuals/>>
- [10] Dos Santos, C.E. Modelagem computacional de estruturas anatômicas em 3D e simulação de suas imagens radiográficas. [Tese]. São Carlos: Universidade de São Paulo (USP); 2008.
- [11] Martins, K.L. Teorias de aprendizagem e avaliação de software educativo. [Dissertação] Fortaleza: Universidade Federal do Ceará (UFCE); 2002.
- [12] De Araújo, M.I.L. Objeto de aprendizagem: Um estudo sobre o desempenho dos alunos na interpretação da função quadrática. [Dissertação] Faculdade de Tecnologia SENAI; 2009.

RECONHECIMENTO DE LINFOBLASTOS EM IMAGENS DE SANGUE

Renan F. Leite, Byron L. D. Bezerra e Bruno J. T. Fernandes

UPE - Universidade de Pernambuco, Recife, Brasil

e-mail: rfl@ecomp.poli.br, byronleite@ecomp.poli.br, bjtf@ecomp.poli.br

Resumo: Ultimamente, importantes trabalhos abordaram o problema de detecção e reconhecimento de linfoblastos em imagens de sangue obtidas por microscópio. A presença de linfoblastos no sangue pode ser sinal de Leucemia Linfocítica Aguda (Acute Lymphoblastic Leukemia - ALL). Este artigo propõe um modelo de detecção e reconhecimento de linfoblastos que utiliza segmentação em espaço de cor HED (Hematoxilina-Eosina-DAB), extração de características morfológicas dos linfócitos e uma rede neural *feedforward*. O objetivo do modelo é auxiliar um especialista, reduzindo o tempo de diagnóstico.

Palavras-chave: Detecção Automática de Leucemia, Leucemia Aguda, Análise Morfológica, Linfoblastos, Leucócitos.

Abstract: Recently, important studies approached the problem detection and recognition in blood lymphoblasts images obtained by microscope. The presence of lymphoblasts in the blood can be Acute Lymphoblastic Leukemia (ALL). This article proposes a model of lymphoblasts detection and recognition that uses segmentation in HED color space (hematoxylin-eosin-DAB), morphological features extraction of cells and a feedforward neural network. The proposed model helps an expert, reducing the diagnosis time.

Keywords: Automatic Leukemia Identification, Acute Leukaemia, Morphological Analysis, Blast Cells, Lymphoblast, Leucocytes analysis.

Introdução

Leucemia linfocítica aguda (ALL), também conhecida como leucemia linfoblástica aguda é um câncer diagnosticado pelas células brancas do sangue, caracterizado pelo excesso de produção contínua e multiplicação de células brancas do sangue malignas e imaturas (referido como linfoblastos ou explosões) na medula óssea. É fatal se não tratada, devido a sua rápida propagação na corrente sanguínea e outros órgãos vitais. ALL produz a falta de células de sangue saudáveis devido a um número anormal de células brancas do sangue malignas e imaturas [1]. Afeta principalmente crianças e adultos com mais de 50 anos. O diagnóstico precoce da doença é fundamental para a recuperação dos pacientes, especialmente no caso das crianças.

Infelizmente, os sintomas iniciais da ALL não são específicos: fraqueza generalizada, anemia, febre e infecções frequentes, perda de peso e / ou perda de apetite, contusões excessivas ou sangramento das feridas, hemorragias nasais, dor óssea, dores nas

articulações, falta de ar, aumento dos gânglios linfáticos, fígado e / ou baço.

A suspeita clínica por si só pode ser a única razão para realizar uma biópsia de medula óssea, que é o próximo passo no processo de diagnóstico. A medula óssea é examinada por meio da ocorrência de linfoblastos e outros sinais de doença. O exame patológico [2], citogenética [3] e imunofenotipagem são as análises de diagnóstico mais comuns. A Figura 1 mostra a imagem microscópica de sangue (à esquerda) que representa graficamente três exemplos de linfócitos normais e três exemplos de linfoblastos (direita). Imagens na Figura 1 foram digitalizadas pelo microscópio óptico usando um CCD e depois adquirida por um sistema de *frame-grabber* [4].

As células principais presentes no sangue são os glóbulos vermelhos e os glóbulos brancos (leucócitos). Células de leucócitos contendo grânulos são chamados de granulócitos (composto por neutrófilos, basófilos, eosinófilos). As células sem grânulos são chamadas agranulócitos (linfócitos e monócitos) [1]. Os sintomas da ALL estão associados apenas aos linfócitos.

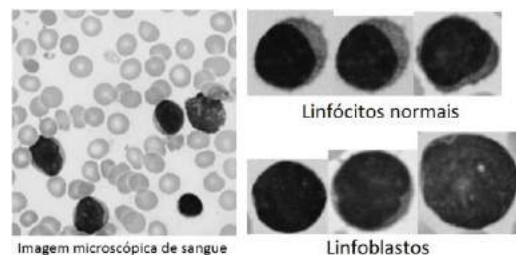


Figura 1: Imagem microscópica de sangue (à esquerda) que representa graficamente três exemplos de linfócitos normais e três exemplos de linfoblastos (direita).

Trabalhos relacionados

Ao pesquisar sobre trabalhos relacionados, foram identificados artigos que abordam o problema de segmentação e classificação de linfócitos de formas diferentes. As abordagens variam de acordo com a base de dados utilizada e o tratamento utilizado no sangue durante a amostragem.

Jyoti Rawat et al. [5] fizeram um estudo comparativo entre diversas técnicas de segmentação existentes no estado da arte. A principal métrica utilizada na comparação foi a acurácia, que é obtida comparando o resultado do algoritmo com a segmentação feita manualmente por especialistas.

Ahmad El Allaoui et al. [6] usaram a transformada Watershed que é uma técnica poderosa para a detecção rápida de bordas e regiões. O grande problema da transformada Watershed é o excesso de segmentação. Por causa disso, este algoritmo é sensível a qualquer mínimo local na imagem, e tende a definir falsas linhas da transformada Watershed nas quais cada mínimo local dá origem a uma região. Para evitar este problema, adaptações para diferentes problemas são propostas na literatura [7].

Kan Jiang et al. [7] projetaram um algoritmo de segmentação que usa a filtragem espaço-escala e o algoritmo Watershed. A priori, ele extraiu a imagem de uma fina camada de sangue. Em seguida, as partes dos núcleos de células brancas da sub imagem são segmentadas por filtragem espaço-escala, e para segmentar o citoplasma o algoritmo Watershed é usado. Por fim toda a região de glóbulos brancos é obtida usando operações morfológicas.

Madhloom et al. [8] propuseram uma estratégia de segmentação de leucócitos visando o núcleo. Usando uma combinação de contraste automático local, os núcleos podem ser separados a partir de todo o fundo da célula, por aplicação de uma operação aritmética na imagem, ao usar filtro de mínimo e técnica de limiar global. O filtro de mínimo funciona da mesma maneira que o filtro mediano, porém a intensidade de pixel é substituída com o valor mínimo de intensidade da região.

A.S. Abdul Nasir et al. [9] apresentaram a abordagem de segmentação por cor como a mais popular devido ao seu melhor impacto na análise médica. Os autores demonstram que com a segmentação de glóbulos brancos pela cor e formato, há uma melhora na precisão dos resultados. Para se obter a imagem de sangue totalmente segmentada é aplicada uma combinação entre a técnica de contraste linear e segmentação de cor com base no espaço de cores HSI (matiz, saturação, intensidade). O processo de segmentação é facilitado pela técnica de segmentação não supervisionada *k-means*. Usando a combinação de técnica de contraste linear e segmentação baseada na imagem componente H (matiz), todos os leucócitos que consistem de regiões de citoplasma e núcleo são facilmente segmentados. Entretanto, as combinações entre técnica de contraste linear e segmentação por cor têm como resultado um efeito que melhora a precisão da segmentação.

Dorini et al. [10] propuseram um método eficiente de transformada Watershed com base em conectividade para separar um elemento estruturante de outro, tais como o citoplasma e o *background*. Para executar esta operação a transformada Imagem-Floresta é usada.

A proposta de segmentação de N. Otsu [11] consiste em um método não paramétrico e sem supervisão de seleção automática de limiar. Para maximizar a separabilidade da saída por meio de uma imagem em tons de cinza, o critério discriminante é utilizado para selecionar um limiar ótimo. Para ser feito de uma maneira mais simples, apenas os momentos cumulativos

de ordem zero e de ordem um do histograma de níveis de cinza são utilizados. O método de Otsu, como assim é conhecido, foi aplicado em diversas aplicações de Processamento Digital de Imagens [12].

Neste trabalho é utilizada uma abordagem mais recente de segmentação de linfócitos e detecção de linfoblastos. Essa abordagem utiliza técnicas já aplicadas no estado da arte, tais como segmentação por cor, detecção de bordas, algoritmo Watershed e extração de características pelo cálculo de momentos.

Sistema proposto

Este artigo apresenta um sistema de classificação automática, baseado em imagens de sangue obtidas por um microscópio, para auxiliar no diagnóstico de presença da leucemia aguda. Em particular, este trabalho propõe técnicas precisas e robustas para medir a propriedade das células brancas do sangue a partir da imagem de microscópio (aquela relacionada com a presença da leucemia), com a finalidade de tornar mais rápida a detecção da presença da ALL.

O sistema proposto busca em primeiro lugar as imagens dos leucócitos, e em segundo lugar, extrai índices morfológicos e, finalmente, classifica as imagens dos leucócitos por meio de uma Rede Neural Artificial.

A segmentação é um processo de subdivisão de uma imagem em regiões de interesse, com o motivo de analisar essas regiões, tornando possível a extração de algumas informações para aplicação de visão de máquina de alto nível. No caso de hematologia, a informação pode ser utilizada para posterior classificação e identificação da doença de sangue. O sistema proposto aborda as características de baixo nível, como cor e bordas, para facilitar a tarefa de segmentação.

Em resumo, as imagens de entrada são convertidas a partir do espaço de cor RGB [12] para outro mais adequado para representar imagens médicas obtidas por um microscópio. Então, técnicas de segmentação baseadas em bordas são aplicadas para extrair linfócitos individuais. Na segmentação, uma imagem é processada e o resultado é um parâmetro que queremos determinar para posterior processo de tomada de decisão. Para resolver o problema de células sobrepostas, o algoritmo Watershed é aplicado. Os resultados obtidos mostram que, mesmo nesta fase preliminar, o módulo de detecção já é capaz de alcançar uma boa precisão.

Espaço de cor HED – As imagens de entrada são adquiridas pela câmera no espaço de cor RGB. No entanto, neste espaço de cores, cada imagem na base de dados apresenta uma forma distinta de histograma e a gama de valores de intensidade é diferente. Como tal, um valor fixo de cinza não pode ser selecionado como o limiar para separar os linfócitos do *background*.

A melhor solução é a implementação de um espaço de cor que pode representar a imagem de modo uniforme, em que o intervalo de intensidade da imagem é homogêneo em toda a base de dados. De acordo com

Ruifrok e Johnston [13], o espaço de cor Hematoxilina-Eosina-DAB (HED) é extremamente adequado para a representação de imagens de microscópio em aplicações médicas. Usando o espaço de cor HED, podemos escolher um valor de escala de cinza fixo como um limite.

Filtro bilateral – O passo seguinte é aplicar o filtro bilateral na imagem. Há dois objetivos principais desta etapa: (1) remover o ruído da imagem e (2) melhorar a qualidade da imagem para a etapa de segmentação. Em comparação com outros filtros mais convencionais, tais como o filtro de Gauss ou o filtro mediano, o filtro bilateral tem numerosas vantagens, especialmente na tarefa de segmentação baseada nas bordas. O filtro não só reduz o ruído, mas também melhora a qualidade das arestas da imagem [13].

Detector de bordas Canny – Um passo importante após a filtragem é aplicar o detector de bordas Canny na imagem. No detector de bordas Canny, dois parâmetros principais são o limite inferior e o limite superior. Precisa-se de uma técnica estatística, a fim de determinar automaticamente dois valores. Maiores detalhes do detector de bordas Canny podem ser obtidos em [12].

Após a detecção de bordas são geradas regiões de fecho convexo, que são adicionadas à lista de células candidatas. As demais regiões da imagem que não constituem bordas fechadas são removidas da lista de células candidatas.

O algoritmo Watershed – A partir de segmentos indicados no passo anterior, só são selecionados segmentos com tamanho maior do que o das células brancas do sangue normais, a fim de aplicar o algoritmo Watershed, conforme sugerido em [13]. Um dos passos fundamentais para o algoritmo Watershed é determinar a *seed* de cada região. Para escolher o local da *seed*, calcula-se a transformada da distância euclidiana da imagem. Assim, a *seed* corresponde ao *pixel* de maior valor. O algoritmo *watershed* preenche a região da *seed* corrente. Isso é repetido até que todas as regiões estejam preenchidas.

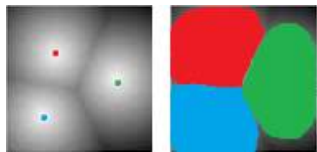


Figura 2: Resultado do algoritmo Watershed (direita) aplicado na imagem da distância euclidiana (esquerda). Os pontos coloridos representam as *seed*'s inicializadas.

O resultado do algoritmo Watershed é um conjunto de pequenos segmentos, que provavelmente podem ser considerados como as células brancas do sangue durante a etapa de detecção das células. Logo após este passo, as imagens de células candidatas são anexadas na lista de células. Finalmente, realiza-se uma etapa de pós-processamento para remover segmentos não qualificados, por apresentarem tamanho insuficiente, conforme definido em [13].

Classificação – A classificação da sub-imagem de linfócitos é bastante complicada uma vez que mesmo um especialista pode ter dificuldade em identificar algumas células de linfócitos. Na verdade, as diferenças morfológicas de linfoblastos e linfócitos são muito pequenas [13].

Um dos objetivos do sistema proposto é detectar a presença de qualquer tipo de linfoblastos na imagem de sangue. Tal objetivo é alcançado por uma sequência de fases, explicada a seguir e ilustrada na Figura 3. Uma vez que o módulo de segmentação previamente descrito separa cada linfócito em uma sub-imagem, o sistema proposto extrai os índices morfológicos em três passos subsequentes. Em primeiro lugar é realizado o processamento da membrana, posteriormente do citoplasma e finalmente do núcleo. Todos os índices são processados na entrada para o modelo de classificação que executa o reconhecimento. Esta estratégia de classificação adotada no último módulo do sistema proposto é baseada no modelo de Scotti [14].

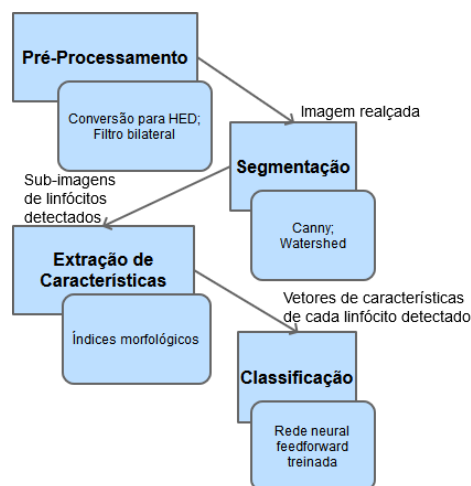


Figura 3: Modelo proposto

Com a imagem selecionada dos linfócitos seis sub-imagens são obtidas: três imagens que contêm porções da imagem em nível de cinza original; três sub-imagens em preto-e-branco, que representam apenas as fronteiras da membrana, do citoplasma e do núcleo. As três primeiras sub-imagens podem ser usadas para extrair características quanto ao padrão de intensidade de nível de cinza (ou seja, a granularidade da cor, homogeneidade, etc). A partir das três sub-imagens preto-e-branco podemos facilmente extrair características morfológicas, tais como: o perímetro, a área, os momentos da imagem, entre outras. Nesta fase, as características extraídas das sub-imagens serão utilizadas pelo classificador para identificar os linfoblastos.

Mais precisamente, a partir das três imagens em preto-e-branco, nosso sistema calcula as seguintes características da membrana: área, perímetro, área convexa, solidez, maior comprimento, orientação, área preenchida e excentricidade [12]. Além disso, o sistema inclui como características para treinamento do classificador: a relação entre as áreas das células e do

núcleo; a retangularidade do núcleo, correspondente à razão entre o perímetro do mínimo retângulo envolvente e o perímetro do núcleo; e a circularidade da célula, correspondente à razão entre o perímetro do mínimo círculo envolvente e o perímetro da célula. A partir das três sub-imagens em níveis de cinza, são extraídos também o valor de nível de cinza médio e o seu desvio padrão, a fim de representar a variação da intensidade no núcleo. Em resumo, 23 características são extraídas e usadas como entrada para treinamento da RNA usada no sistema proposto para reconhecimento dos linfoblastos.

A topologia da RNA adotada após experimentos preliminares consiste em 2 camadas escondidas com 20 neurônios cada. Essa topologia foi escolhida com base no custo computacional e na taxa de erro médio. Para treinamento do modelo foi utilizado o algoritmo *backpropagation* com taxa de aprendizado de 0.3. A seguir são discutidos os experimentos realizados e os principais resultados.

Experimentos e resultados

O experimento foi realizado sobre a base de dados ALL-IDB 1 [5] para avaliar o desempenho do sistema. O módulo de detecção possui uma precisão de 90.37% para todo o conjunto, com a métrica de contagem de células [13]. Já o módulo de classificação foi treinado utilizando 50% das imagens de leucócitos para treinamento e 50% para teste. Foi executado 30 vezes, obtendo uma taxa de erro médio de 7% com 3% de desvio padrão. Em comparação com os resultados observados em trabalhos anteriores, o sistema aqui proposto obteve um resultado aceitável na base de dados ALL-IDB 1. Porém, o algoritmo de segmentação K-means visto por Rawat [5] obteve ainda um melhor resultado ao se aplicar uma métrica de maior precisão.

Também é válido observar que nosso sistema possui rápida execução (tempo de resposta abaixo de 225 milissegundos para uma imagem) ao detectar e classificar os linfócitos, podendo encontrar rapidamente os possíveis linfoblastos presentes na imagem. Portanto, trata-se de uma proposta de sistema com resposta típica de um sistema de tempo real e com taxa de reconhecimento adequada para auxiliar o especialista (médico) no diagnóstico do paciente.

Conclusão

Neste trabalho, foram abordadas as técnicas de processamento de imagens e de visão computacional que possam facilitar o diagnóstico de pacientes com ALL, através de um sistema de classificação baseado Redes Neurais Artificiais com resposta em tempo real. Os módulos de detecção e reconhecimento apresentam resultados promissores, porém, para ser aplicado em uma situação real, o modelo proposto precisa ser testado em outras bases de dados. Em trabalhos futuros, o sistema proposto deverá ser comparado a outros sistemas presentes no estado-da-arte, com o intuito de

propor uma solução combinada e ainda mais robusta, com base nos pontos fortes e fracos de cada sistema.

Referências

- [1] A. Biondi, G. Cimino, R. Pieters, and C.-H. Pui, "Biological and therapeutic aspects of infant leukemia," *Blood*, vol. 96, no. 1, pp. 24–33, 2000.
- [2] S. Serbouti, A. Duhamel, H. Harms, U. Gunzer, H. Aus, J.-Y. Mary, and R. Beuscart, "Image segmentation and classification methods to detect leukemias," pp. 260–261, 1991.
- [3] D. J. Foran, D. Comaniciu, P. Meer, and L. A. Goodell, "Computerassisted discrimination among malignant lymphomas and leukemia using immunophenotyping, intelligent image repositories, and telemicroscopy," *Information Technology in Biomedicine, IEEE Transactions on*, vol. 4, no. 4, pp. 265–273, 2000.
- [4] F. Scotti, "Robust segmentation and measurements techniques of white cells in blood microscope images," pp. 43–48, 2006.
- [5] J. Rawat, A. Singh, H. Bhadauria, and I. Kumar, "Comparative analysis of segmentation algorithms for leukocyte extraction in the acute lymphoblastic leukemia images," pp. 245–250, 2014.
- [6] A. El Allaoui et al., "Medical image segmentation by marker-controlled watershed and mathematical morphology," *The International Journal of Multimedia & Its Applications*, vol. 4, no. 3, p. 1, 2012.
- [7] K. Jiang, Q.-M. Liao, and S.-Y. Dai, "A novel white blood cell segmentation scheme using scale-space filtering and watershed clustering," vol. 5, pp. 2820–2825, 2003.
- [8] H. Madhloom, S. Kareem, H. Ariffin, A. Zaidan, H. Alanazi, and B. Zaidan, "An automated white blood cell nucleus localization and segmentation using image arithmetic and automatic threshold," *Journal of Applied Sciences*, vol. 10, pp. 959–966, 2010.
- [9] A. Abdul Nasir, M. Mashor, and H. Rosline, "Unsupervised colour segmentation of white blood cell for acute leukaemia images," pp. 142–145, 2011.
- [10] L. B. Dorini, R. Minetto, and N. J. Leite, "White blood cell segmentation using morphological operators and scale-space analysis," pp. 294–304, 2007.
- [11] N. Otsu, "A threshold selection method from gray-level histograms," *Automatica*, vol. 11, no. 285–296, pp. 23–27, 1975.
- [12] Gonzalez, Rafael C. and Woods, Richard E., "Digital Image Processing (3rd Edition)", 2006.
- [13] D.-K. T. Le, A. A. Bui, Z. Yu, and F. M. Bui, "An automated framework for counting lymphocytes from microscopic images," pp. 1–6, 2015. [16] F. Scotti, "Automatic morphological analysis for acute leukemia identification in peripheral blood microscope images," pp. 96–101, 2005.
- [14] F. Scotti, "Automatic morphological analysis for acute leukemia identification in peripheral blood microscope images," pp. 96–101, 2005.

ESTIMATIVA DE KERMA-AR NA PROFUNDIDADE DO PULMÃO PARA EXAMES RADIOGRÁFICOS DO TÓRAX EM PEDIATRIA NEONATAL

A. P. Bunick*, H. R. Schelin**, V. Denyak**, A. Legnani***, S. Paschuk**** e D. Filipov****

*Faculdades Pequeno Príncipe, Curitiba, Brasil

**Instituto de Pesquisa Pelé Pequeno Príncipe, Curitiba, Brasil

***Hospital Infantil Pequeno Príncipe, Curitiba, Brasil

****Universidade Tecnológica Federal do Paraná, Curitiba, Brasil

e-mail: apbunick@gmail.com

Resumo: Os exames radiográficos do tórax são o método diagnóstico mais utilizado em pediatria e geram uma grande preocupação quanto aos possíveis riscos e efeitos ocasionados aos pacientes submetidos a estes exames. Este estudo propõe estimar, através da realização de simulações com um objeto simulador de recém-nascido, o Kerma-ar na Profundidade do Pulmão, na água, e o Kerma-ar na Superfície de Entrada da Pele no tórax em crianças internadas em Unidade de Terapia Intensiva Neonatal, de um hospital infantil de alta complexidade, e submetidas a exames radiográficos do tórax na projeção AP. Para a obtenção dos resultados foi utilizada uma câmara de ionização inserida no objeto simulador e dosímetros termoluminescentes que foram posicionados na região torácica do objeto simulador durante a simulação dos exames radiográficos estudados. Os valores estimados para o Kerma-ar na Profundidade do Pulmão, na água, variaram de $20,70 \pm 0,58\mu\text{Gy}$ para $84,60 \pm 0,20\mu\text{Gy}$ e os resultados obtidos para o Kerma-ar na Superfície de Entrada da Pele no tórax variaram de $22,3 \pm 3,7\mu\text{Gy}$ para $119,4 \pm 3,5\mu\text{Gy}$. Os resultados obtidos são, em geral, inferiores as DRLs adotadas e, também, aos valores médios apresentados por estudos semelhantes.

Palavras-chave: raios X, dosimetria, neonatal, objeto simulador.

Abstract: Radiographic chest examinations are the diagnostic method most used in pediatrics and provide concern about the possible risks and effects caused to patients undergoing these exams. This study aims to estimate, by performing simulations with a newborn simulator object, Air Kerma in the Lung's Depth, in water, and Entrance Surface Air Kerma in Skin chest in children admitted in Neonatal Intensive Care Unit, a children's hospital of high complexity, subjected to X-ray examinations of the chest in the AP projection. To obtain the results was used an ionization chamber inserted into the simulator object and termoluminescent dosimeter positioned in the thoracic region of the simulator object during the simulation of the studied radiographic examinations. The estimated values for the Air Kerma in the Lung's Depth, in water, ranged from $20.70 \pm 0.58\mu\text{Gy}$ to $84.60 \pm 0.20\mu\text{Gy}$ and the results for the Entrance Surface Air Kerma in Skin chest ranged from $22.3 \pm 3.7\mu\text{Gy}$ to $119.4 \pm 3.5\mu\text{Gy}$. The results are

generally lower than the DRLs adopted and also the average values reported by similar studies.

Keywords: X-rays, dosimetry, neonatal, simulator object.

Introdução

Os exames de raios X são um importante meio de investigação diagnóstica em Unidade de Terapia Intensiva (UTI) Neonatal [1] e fazem parte do grande número de solicitações de exames radiográficos do tórax, os quais correspondem a aproximadamente 75% dos dos exames de radiodiagnóstico realizados em pediatria [2]. Essa intensa aplicabilidade de exames de radiodiagnóstico gera uma grande preocupação quanto à possibilidade de ocorrência dos seus efeitos deletérios e possíveis riscos.

Durante uma complexa e prolongada hospitalização os pacientes neonatos, crianças com até 28 dias de idade, costumam ser expostos a vários exames que envolvem a radiação ionizante [3], o que torna ainda mais preocupante questões relacionadas a radiosensibilidade celular, já que a radiosensibilidade não é igual para todas as células, mas varia de acordo com a atividade metabólica e com fatores estruturais inerentes a cada tipo celular, conseqüentemente também a cada órgão, podendo ainda estar relacionado com a idade celular estudada. Assim, a susceptibilidade de crianças aos efeitos da radiação ionizante tem sido foco de interesse há mais de meio século [4].

Diante disso, o objetivo deste estudo é estimar, por meio da construção de um objeto simulador de recém-nascido, o Kerma-ar na Profundidade do Pulmão, na água, e o Kerma-ar na Superfície de Entrada (ESAK – Entrance Surface Air Kerma) da Pele no tórax em recém-nascidos internados em uma UTI Neonatal de um hospital infantil de alta complexidade da cidade de Curitiba, Brasil, quando são submetidos a exames radiográficos do tórax na projeção AP (Antero-Posterior).

O Kerma é o quociente dE_{tr} por dm , onde dE_{tr} é a soma de todas as energias cinéticas iniciais de todas as partículas carregadas liberadas por partículas não carregadas em um material de massa dm , assim:

$$K = \frac{dE_{tr}}{dm} \quad (1)$$

Unidade: J/Kg. O nome para a unidade de Kerma é Gray (Gy) [5]. Assim, o Kerma-ar na Superfície de Entrada da Pele é o kerma no ar no eixo do feixe de raios X no ponto onde ele entra no paciente ou no simulador [6].

Materiais e métodos

Este estudo foi previamente aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa do Hospital Infantil Pequeno Príncipe, CAAE: 18523913.6.0000.0097, na condição de que todas as informações relacionadas aos pacientes fossem mantidas em confidencialidade. A metodologia aplicada tem como base a construção de um objeto simulador de um recém-nascido e, consequentemente a simulação de exames radiográficos realizados na UTI Neonatal a partir de informações coletadas referentes aos pacientes e aos exames executados no setor.

Objeto simulador – O simulador foi construído através da adaptação de uma boneca de plástico, na qual foi acoplado um tubo de nylon para a inserção de uma câmara de ionização dentro do objeto. Sobre o tubo foi fixado um par de bexigas preenchidas com ar, para simular a região pulmonar do paciente, sendo o restante do corpo do objeto preenchido com água. Todos os materiais utilizados para a confecção do objeto simulador foram previamente testados. A Figura 1 ilustra uma imagem radiográfica do objeto simulador proposto, cujas medidas anatômicas consideradas são: comprimento igual a 33,5cm; perímetro cefálico igual a 26,5cm e perímetro torácico igual a 22,0cm.

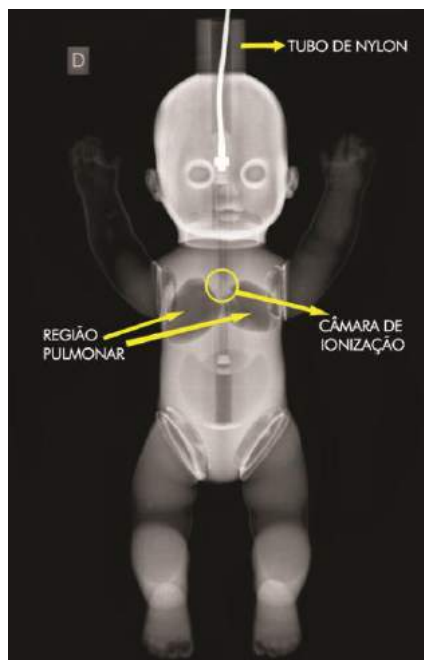


Figura 1: Radiografia ilustrando o posicionamento da câmara de ionização dentro do objeto simulador de um recém-nascido, preenchido com água, e sendo indicada pela seta a posição da região de maior sensibilidade da câmara de ionização.

Equipamentos – Todas as simulações foram realizadas com o mesmo equipamento móvel de raios X, Siemens-Polymobil Plus, utilizado para a execução dos exames no setor em estudo. Para as estimativas de Kerma-ar na Profundidade do Pulmão, na água, os valores de doses foram obtidos através de uma câmara de ionização, 10X6-3CT-Radcal-Accu-Dose. E para as medidas de ESAK foram utilizados Dosímetros Termoluminescentes (TLDs – *Thermoluminescence Dosimeters*) encapsulados aos pares.

Parâmetros radiográficos – Foram simuladas concomitantemente as medidas de: Kerma-ar na Profundidade do Pulmão, na água, e ESAK da pele no tórax, sendo aplicadas as duas técnicas radiográficas mais utilizadas no setor e cuja tensão (kVp) e corrente x tempo (mAs) são: 48kVp e 1.6mAs, respectivamente, para a primeira técnica e 55kVp e 2.5mAs, respectivamente, para a segunda técnica [7]. Durante as simulações as Distâncias Foco-Paciente (D_{FOP}) também foram variadas, conforme as D_{FOP} mais utilizadas no setor: 58cm, 70cm e 80cm [7].

Simulações – Para a estimativa de Kerma-ar na Profundidade do Pulmão, na água, a câmara de ionização foi inserida no tubo de nylon acoplado ao objeto simulador de um recém-nascido, sendo a região de maior sensibilidade da câmara de ionização posicionada cuidadosamente na direção de incidência do feixe central de raios X para o exame simulado, prevendo uma maior confiabilidade dos resultados obtidos. Em seguida, foram realizadas 4 exposições para cada uma das duas técnicas aplicadas combinadas a cada uma das 3 D_{FOP} adotadas, sendo ao final obtida a média das leituras e o respectivo erro absoluto para cada combinação simulada.

Para as medidas de ESAK da pele no tórax, os TLDs foram posicionados sobre a região torácica do objeto simulador, na região de incidência do feixe central de raios X e em seguida, foram realizadas 3 exposições para cada uma das duas técnicas aplicadas combinadas as D_{FOP} adotadas de 58cm e 80cm, sendo ao final obtida a média das doses resultantes e o respectivo erro absoluto para cada combinação simulada.

Todas as exposições foram realizadas com o objeto simulador dentro de uma incubadora, em posição supina e com os membros superiores elevados, conforme os princípios de posicionamento radiográfico para exame de tórax AP no leito [8] e como ocorre originalmente para a realização desses exames no setor em estudo. Em todas as simulações o raio central foi direcionado perpendicularmente a região do tórax do objeto simulador e a colimação fechada nos quatro lados da região de interesse.

Resultados

Para as medidas de Kerma-ar na Profundidade do Pulmão, na água, os resultados obtidos são mostrados na Tabela 1, de acordo com o kVp e o mAs aplicados às variadas D_{FOP} adotadas pelo estudo.

Tabela 1: Kerma-ar na profundidade do pulmão, na água.

kVp	mAs	D _{FOP} (cm)	Dose (μGy)
48	1.6	58	34,800 ± 0,015
		70	26,05 ± 0,23
		80	20,70 ± 0,58
55	2.5	58	84,60 ± 0,20
		70	63,25 ± 0,18
		80	51,40 ± 0,14

Os resultados obtidos variam de $20,70 \pm 0,58 \mu\text{Gy}$ para $84,60 \pm 0,20 \mu\text{Gy}$.

Para as medidas de ESAK da pele no tórax, os resultados obtidos são mostrados na Tabela 2, de acordo com o kVp e o mAs aplicados às variadas D_{FOP} adotadas pelo estudo.

Tabela 2: Kerma-ar na superfície de entrada da pele no tórax.

kVp	mAs	D _{FOP} (cm)	Dose (μGy)
48	1.6	58	48,80 ± 0,90
		80	22,3 ± 3,7
55	2.5	58	119,4 ± 3,4
		80	56,6 ± 9,7

Os resultados obtidos variam de $22,3 \pm 3,7 \mu\text{Gy}$ para $119,4 \pm 3,5 \mu\text{Gy}$.

Discussão

Este estudo buscou realizar todas as exposições com uma colimação precisa, o que é essencial em radiologia pediátrica por causa do pequeno tamanho e da proximidade dos órgãos de uma criança [9]. Porém, devido a fatores inerentes ao setor que ocorrem muitas vezes devido à patologia associada ao paciente, nem sempre é possível realizar o exame radiográfico com a D_{FOP} adequada, o que pode acarretar um aumento de dose desnecessário ao recém-nascido examinado.

Durante o acompanhamento da realização dos exames, também foi possível notar a ausência de critérios adequados a técnica radiográfica selecionada pelo profissional de radiologia implicando no uso de uma mesma técnica radiográfica para pacientes neonatos de diferentes massas e espessuras. Isso explica o motivo pelo qual as simulações deste estudo foram realizadas apenas com a aplicação de duas técnicas radiográficas, que são as mais utilizadas no setor.

Os valores estimados para a medida de Kerma-ar na Profundidade do Pulmão, na água, obtidos neste estudo foram comparados com os principais níveis de referência de dose (DRLs – *Dose Reference Levels*) internacionais [10], [4], [11] para radiodiagnóstico, já que não há valores de referência para a metodologia aplicada e também não foram encontrados valores de referência para uma possível comparação com valores de dose absorvida pelo órgão pulmonar de acordo com a

mesma metodologia apresentada neste estudo. O que existem, na maioria das vezes, são valores de doses absorvidas calculadas através de softwares, mas não diretamente no paciente.

Para a metodologia proposta os valores de dose encontrados são, em geral, inferiores ou muito próximos aos valores das DRLs internacionais, exceto para o maior valor de Kerma-ar na Profundidade do Pulmão, na água, obtido igual a $84,60 \pm 0,20 \mu\text{Gy}$, decorrente da maior técnica radiográfica simulada e associada a menor D_{FOP} aplicada neste estudo, como mostra a Tabela 3.

Tabela 3: Comparação entre os valores obtidos para Kerma-ar na profundidade do pulmão, na água, e os níveis de referência de dose internacionais.

DRLs	Dose (μGy)
Simulação	84,60
European Commission [10]	80,0
UNSCEAR [4]	60,0
NRPB [11]	50,0

Para as medidas de ESAK da pele no tórax os valores obtidos neste estudo são, em geral, inferiores aos valores médios apresentados em estudos semelhantes, publicados anteriormente, exceto pelo maior valor de ESAK obtido igual a $119,4 \pm 3,4 \mu\text{Gy}$, decorrente da maior técnica radiográfica aplicada na simulação e associada a menor D_{FOP} aplicada neste estudo, e o qual é inferior apenas aos valores médios apresentados pelo estudo de Dabin e Struelens *et al.* entre os estudos comparados, como mostra a Tabela 4.

Tabela 4: Comparação entre os valores apresentados de Kerma-ar na superfície de entrada da pele no tórax pelo presente estudo e outros estudos semelhantes.

Estudo	Dose (μGy)
Presente estudo	119,4
Dabin e Struelens <i>et al.</i> [12]	172
Alzimami e Sulieman <i>et al.</i> [13]	80
Tossi e Malekzadeh [14]	76,3
Olgar e Onal <i>et al.</i> [15]	67

A metodologia proposta através do objeto simulador de um recém-nascido permitiu que as estimativas de dose propostas pelo estudo pudessem ser realizadas sem a interferência direta no paciente por meio dos materiais dosimétricos adotados para o estudo, as quais não seriam viáveis em uma análise “*in vivo*”.

A qualidade da imagem final obtida nos exames não foi considerada para este estudo.

Conclusão

As simulações apresentadas foram possíveis a partir da coleta de informações referentes aos pacientes e ao exame radiográfico estudado, as quais não seriam viáveis, dentro da metodologia aplicada neste estudo, em uma análise “*in vivo*”. Dessa forma, o objeto

simulador foi suficientemente adequado às medidas propostas. E os resultados obtidos neste estudo são, em geral, inferiores as DRLs adotadas e, também, aos valores apresentados por estudos semelhantes e publicados anteriormente.

Agradecimentos

CAPES, CNPq e Fundação Araucária.

Referências

- [1] Loovere L, Boyle EM, Blatz S, Bowslaugh M, Kereliuk M, Paes B. Quality improvement in radiography in a neonatal intensive care unit. *Canadian Association of Radiologists Journal*. 2008; 59(4):197-202.
- [2] Chapple CL. Optimization of protection in pediatric radiology. Regional Medical Physics Department. New Castle General Hospital. 2008.
- [3] Datz H, Ben-Shlomo A, Bader D, Sadetzki S, Juster-Reicher A, Marks K, Margaliot M. The additional dose to radiosensitive organs caused by using under-collimated X-ray beams in neonatal intensive care radiography. *Radiation Protection Dosimetry*. 2008; 130(4): 518-524.
- [4] UNSCEAR Report. Sources, effects and risks of ionizing radiation: effects of radiation exposure of children. New York: United Nations Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation; 2013.
- [5] Technical Reports Series nº 457. Dosimetry in Diagnostic Radiology: An International Code of Practice. Vienna: International Atomic Energy Agency; 2007.
- [6] Laboratório Nacional de Metrologia das Radiações Ionizantes. Grandezas e Unidades para Radiação Ionizante: Recomendações e Definições. Rio de Janeiro; 2002.
- [7] Bunick AP. Avaliação dosimétrica e qualidade da imagem diagnóstica em exames radiográficos realizados na unidade de terapia intensiva (UTI) neonatal do Hospital Infantil Pequeno Príncipe. [Trabalho de Conclusão de Curso]. Curitiba: Universidade Tecnológica Federal do Paraná; 2011.
- [8] Bontrager, KL, Lampignano, JP. Tratado de posicionamento radiográfico e anatomia associada. 6ª Edição. São Paulo: Elsevier; 2005.
- [9] Safety Reports Series. Radiation protection in paediatric radiology. Vienna: International Atomic Energy Agency; 2012.
- [10] European Commission. European guidelines on quality criteria for diagnostic radiographic images in paediatrics. Vienna: International Atomic Energy Agency; 1996.
- [11] Hart D, Hillier MC, Wall BF. Doses to patients from medical X-ray examinations in the UK-2000 Review. *NRPB-W14*. 2002;1-66.
- [12] Dabin J, Struelens L, Vanhavere F. Radiation dose to premature new-borns in the belgian neonatal intensive care units. *Radiation Protection Dosimetry*. 2014; 158(1):28-35.
- [13] Alzimami K, Sulieman A, Yousif A, Babikir E, Salih I. Evaluation of radiation dose to neonates in a special care baby unit. *Radiation Physics and Chemistry*. 2014; 104:150-153.
- [14] Toossi MTB, Malekzadeh M. Radiation dose to newborns in neonatal intensive care units. *Iranian Journal of Radiology - A Quarterly Journal Published by the Iranian Radiological Society*. 2012; 9(3):145-9.
- [15] Olgar T, Onal E, Bor D, Okumus N, Atalay Y, Turkyilmaz C, Koc E. Radiation exposure to premature infants in a neonatal intensive care unit in Turkey. *Korean Journal of Radiology*; 2008. 9(5):416-419.

APLICAÇÃO DE PROGRAMAÇÃO EVOLUCIONÁRIA E ALGORITMO GENÉTICO PARA RECONSTRUÇÃO DE IMAGENS DE EIT

V. L. B. A. da Silva*, V. A. F. Barbosa**, R.C.de Freitas**, R. R. Ribeiro***, M. P. M. Lima****, R. E. de Souza** e W. P. dos Santos**

* Escola Politécnica de Pernambuco, Universidade de Pernambuco, UPE, Recife, Brasil

** Departamento de Engenharia Biomédica - UFPE, Recife, Brasil

*** Departamento de Ciência de Materiais - UFPE, Recife, Brasil

**** Departamento de Engenharia Química - UFPE, Recife, Brasil

*e-mail: vlbs@ecomp.poli.br

Resumo: Nas últimas décadas, houve crescente interesse da academia e indústria no desenvolvimento e melhorias das técnicas de imagem não-invasivas e suas aplicações nas áreas médica e biológica. A Tomografia por Impedância Elétrica (EIT) é uma técnica não-invasiva de imagem que possui uma gama grande de possibilidades, por apresentar baixo custo, portabilidade e facilidade de manipulação. A reconstrução de imagem de EIT trata em resolver um problema inverso e mal-posto governado pela Equação de Poisson, ou seja, não existem soluções matemáticas únicas para resolver esta equação. Este trabalho compara técnicas para reconstrução de imagens de EIT, utilizando-se metodologias de Computação Evolucionária para minimização do erro relativo. Desta forma, foram analisados os resultados do algoritmo de Programação Evolucionária de estratégias mistas (MSEP), inspirado na Programação Evolucionária (EP), em comparação aos resultados do estado da arte: algoritmos Genéticos (GA). Visando, com esta análise comparativa dos resultados obtidos por estes métodos, encontrar o melhor método para reconstrução de imagens de EIT. Os resultados foram quantitativamente avaliados com imagens padrão ouro usando o erro quadrático médio relativo como função de aptidão, mostrando que os resultados de reconstrução, obtidos pela Programação Evolucionária alcançou uma magnitude de erro consideravelmente baixa comparado ao método dos Algoritmos Genéticos.

Palavras-chave: Tomografia por impedância elétrica, reconstrução de imagem, programação evolucionária, algoritmos genéticos.

Abstract: In the last decades, there was a crescent interest of the academy and industry in the development and improvements of non-invasive imaging techniques and its applications in the medical and biological areas. Electrical Impedance Tomography (EIT) is a non-invasive imaging technique that presents appreciable advantages, for example: low instrumentation cost, portability and easy manipulation. EIT image reconstruction is the resolution of an inverse and ill-posed problem ruled by the Poisson Equation, i.e, there are no unique mathematical solutions to solve this

equation. In this paper, we compare two EIT reconstruction methods based on Evolutionary Computation namely Genetic Algorithm (GA) and Evolutionary Programming (EP) through the Mixed Strategy Evolutionary Programming (MSEP) algorithm, in optimizing the relative reconstruction error. Our approach was compared with the obtained results for these techniques in order to find the best method for EIT image reconstruction. The results were quantitatively evaluated with ground-truth images using the mean square error as fitness function, showing that reconstruction results obtained by Evolutionary Programming reached considerably low magnitude errors when compared to Genetic Algorithms methods.

Keywords: Electrical impedance tomography, image reconstruction, evolutionary programming, genetic algorithm.

Introdução

A Tomografia por Impedância Elétrica (*Electrical Impedance Tomography* - EIT) se trata de uma técnica de imagem não-invasiva que visa reconstruir a distribuição de condutividade ou resistividade elétrica no interior de um corpo, através da injeção de correntes de alta frequência e baixa intensidade e consequente medição dos potenciais elétricos nos eletrodos da superfície do objeto de estudo. A EIT possui aplicações em diversas áreas, das quais se pode mencionar: aplicações médicas, em geofísica e na área de monitoração e automação industrial. Dentre as aplicações médicas destacam-se: a detecção de câncer de mama, a detecção de acidente vascular cerebral e a monitoração da ventilação pulmonar [1] [2].

Como é mencionada na literatura [1], a EIT é uma técnica relativamente recente, quando comparada às demais técnicas de imageamento, com enorme potencial na obtenção de imagens para monitoração biológica, principalmente por ser uma técnica não invasiva e por não utilizar radiações ionizantes. Porém, as técnicas de reconstrução de imagens de EIT ainda produzem imagens com contornos suaves, de baixa definição e com grande custo computacional, de forma que se faz necessário aprofundar os estudos sobre este assunto,

visando principalmente o desenvolvimento de técnicas que sejam capazes de reconstruir imagens de EIT com melhor qualidade e baixo custo computacional [1] [2].

Este trabalho compara duas técnicas de reconstrução de EIT baseadas nos métodos de busca e otimização: Algoritmo Genético (*Genetic Algorithm* - GA) e técnicas de Programação Evolucionária (*Evolutionary Programming* - EP) [3]. GA se trata de um algoritmo de otimização baseado nos princípios da genética de Mendel, da evolução e seleção natural de Darwin constituído de operadores básicos de cruzamento e mutação [2]. Em EP, existe apenas o operador básico de mutação, neste processo a seleção natural é modelada pela substituição de indivíduos menos aptos por seu descendente, caso seja mais apto [3]. Neste trabalho foram realizadas simulações visando se comparar os resultados obtidos da programação evolucionária e do algoritmo genético na reconstrução de imagens de EIT, e com esta análise, se concluir quais as vantagens e desvantagens de cada técnica de reconstrução de imagens de EIT.

Materiais e métodos

Tomografia por Impedância Elétrica – As equações governantes de um problema de Tomografia por Impedância Elétrica (EIT) são a Equação de Poisson e as seguintes condições de contorno abaixo [1], [2]:

$$\nabla \cdot [\sigma(\vec{u})\nabla\phi(\vec{u})] = 0, \quad \forall \vec{u} \in \Omega, \quad (1)$$

$$\phi_{\text{ext}}(\vec{u}) = \phi(\vec{u}), \quad \forall \vec{u} \in \partial\Omega, \quad (2)$$

$$I(\vec{u}) = -\sigma(\vec{u})\nabla\phi(\vec{u}) \cdot \hat{n}(\vec{u}), \quad \forall \vec{u} \in \partial\Omega, \quad (3)$$

Onde, $\vec{u} = (x, y, z)$ é a posição do voxel, $\phi(\vec{u})$ é a distribuição de potenciais elétricos, $\phi_{\text{ext}}(\vec{u})$ é a distribuição de potenciais elétricos nos eletrodos de superfície, $I(\vec{u})$ é a corrente elétrica, periódica com frequência ω_0 para evitar efeitos elétricos de superfície, $\sigma(\vec{u})$ é a distribuição de condutividades elétricas (imagem de interesse), Ω é o volume de interesse, também conhecido como domínio, e $\partial\Omega$ é a borda do domínio (superfície). $\hat{n}(\vec{u})$ é o vetor normal de superfície na posição $\vec{u} \in \partial\Omega$.

Algoritmo genético – É um algoritmo heurístico inspirado nos princípios da Evolução e nos princípios da Genética [2]. O que ocorre em cada iteração do GA típico está esquematizado a seguir [2]:

Algoritmo GA

- 1) Gerar a população inicial;
- 2) Avaliar a função objetivo para cada indivíduo;
- 3) A seleção natural: indivíduos com melhor aptidão são selecionados para a etapa de cruzamento;
- 4) Recombinação: Dado uma máscara definida (coordenadas de interesse em vetores), os indivíduos descendentes são gerados através da combinação de dois cromossomos ancestrais;
- 5) Mutação: genes dos descendentes são selecionados aleatoriamente e modificados. A estratégia de seleção para uma determinada quantidade dos melhores ancestrais passar para a próxima geração é chamada elitismo [1].

- 6) Parar se o critério de parada for satisfeito; caso contrário, voltar a Etapa 2.

Programação Evolucionária – O método de Programação Evolucionária (EP) é uma meta-heurística de busca e otimização com inspiração na evolução biológica das espécies, considerando cada indivíduo como pertencente a espécies distintas, havendo, portanto apenas a mutação como um operador para explorar o espaço de busca, não ocorrendo a recombinação entre os indivíduos. Este método foi desenvolvido para resolver problemas de otimização complexa não-linear [1]. A técnica de programação evolucionária pode ser dividida em dois passos: Cada indivíduo gera uma prole via mutação e Os melhores indivíduos da nova população (pais e prole) serão selecionados como pais para a próxima geração, de forma que a quantidade de indivíduos na população ao final de cada iteração se mantenha constante.

Programação Evolucionária de estratégias mistas – **MSEP** – Baseado na teoria evolucionária dos jogos, demonstrou ser equivalente ou melhor do que os métodos de programação evolucionários puros. As estratégias de mutação utilizadas neste método são: mutação Gaussiana, de Cauchy, de Lévy e single-point [3]. Esta técnica encontra-se detalhada no algoritmo seguinte, concebida para a minimização da função de aptidão [2]:

Algoritmo MSEP

- 1) Inicialização: Gerar a população, inicializa a estratégia mista;
- 2) Mutação da população: Cada indivíduo escolhe um operador de mutação para gerar seu descendente.
- 3) Avaliar a função objetivo para cada indivíduo;
- 4) Seleção da população: A seleção da população é processada através de torneio-q, onde para cada indivíduo da população de pais e filhos, serão escolhidos aleatoriamente q vezes outro indivíduo para que sejam comparadas suas aptidões, e desta forma, serão selecionados os com mais vitórias.
- 5) Ajuste da estratégia Mista: para cada indivíduo da população selecionada para a próxima geração:
 - a) Se o indivíduo for filho ou for um pai cujo filho está presente, logo sua estratégia deve ser valorizada.
 - b) Se o indivíduo for pai cujo filho não está presente nesta população selecionada para a próxima geração, logo a estratégia escolhida deve ser penalizada.
- 6) Parar se o critério de parada for satisfeito; caso contrário, voltar a Etapa 2.

Função de Aptidão para Reconstrução-EIT – A partir da seguinte função foi possível tratar o problema da EIT como um problema de otimização e, desta forma, utilizar uma técnica de computação evolucionária:

$$f_0(x) = \epsilon(x) = \left[\frac{\sum_{i=1}^{n_p} (U_i(x) - V_i)^2}{\sum_{i=1}^{n_p} (V_i)^2} \right]^{1/2} \quad (4)$$

Onde, V_i é a distribuição de potenciais elétricos medidos na borda, e $U_i(x)$ é a distribuição de potenciais elétricos calculados na borda. Sendo n_p o número de eletrodos na borda e $\epsilon(x)$ o erro relativo.

Reconstrução de Imagem usando EIDORS –

EIDORS é uma ferramenta desenvolvida em código livre para MATLAB/Octave utilizado para resolver os problemas direto e inverso de EIT [2], [4]. Esta ferramenta simula uma malha de elementos finitos que representa computacionalmente uma secção transversal de um corpo bem como sua distribuição de condutividade interna na forma de cores [2], [4].

Métodos e Experimentos Propostos – A fim de avaliar a proposta, projetou-se experimentos para 16 eletrodos, 3200 elementos da malha da grade circular 2D com nível de densidade 'd' e nível de refinamento '2' (parâmetros do EIDORS). São estes 3200 elementos que compõem cada um dos candidatos a solução, cada elemento possuirá valores reais que representarão a distribuição de condutividade interna do corpo. Como imagem padrão ouro utilizou-se três imagens com objetos irregulares isolados em posições diferentes, sendo elas: (a) objeto no centro, (b) entre o centro e a borda e (c) na borda do domínio (Figura 1). A função de aptidão é dada pelo erro relativo entre os potenciais de borda do agente atual e os potenciais de borda da imagem padrão ouro (criada no EIDORS) considerada durante o experimento.

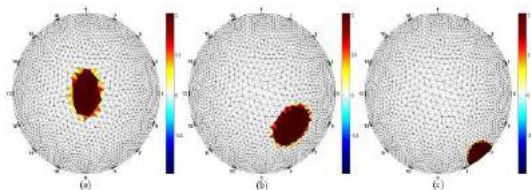


Figura 1. Objetos de estudo criados no EIDORS para isolante no centro (a), entre centro e borda (b), e perto da borda (c).

A população para cada técnica foi de 100 candidatos a solução e o critério de parada de 500 iterações.

Para algoritmo genético, aplicou-se elitismo de 10 indivíduos e a mutação ocorreu em todos os indivíduos através da adição de um ruído aleatório máximo de 5%.

Para o MSEP, aplicou-se à estratégia mista inicial, uma probabilidade de 25% para cada operador de mutação, e o parâmetro de reforço das estratégias (γ) foi definido como 1/3. O tamanho do torneio-q foi de 10 vezes por indivíduo, o desvio padrão inicial σ e o parâmetro α foram 1, e foi imposto um limite mínimo para o valor de α de 1/1000.

Os dados qualitativos foram analisados através de quão próximas as imagens de condutividade reconstruídas (Figuras 2 e 3) estão das imagens de condutividade dos objetos de estudo (Figura 1). Já os dados quantitativos correspondem a queda do erro relativo em função do número de iterações utilizadas pelos algoritmos para reconstrução das imagens de EIT.

Resultados

As figuras 2 e 3 mostram os resultados da reconstrução obtidas a partir de GA, MSEP, respectivamente. Já as figuras 4 e 5 comparam a evolução do erro relativo entre as técnicas.

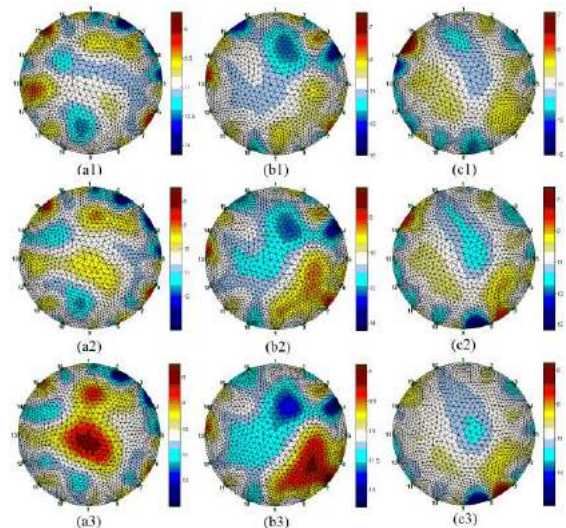


Figura 2. Resultados de reconstrução para objetos colocados no centro (a1, a2 e a3), entre centro e borda (b1, b2 e b3), e na borda (c1, c2 e c3) do domínio circular para 50, 300 e 500 iterações usando GA.

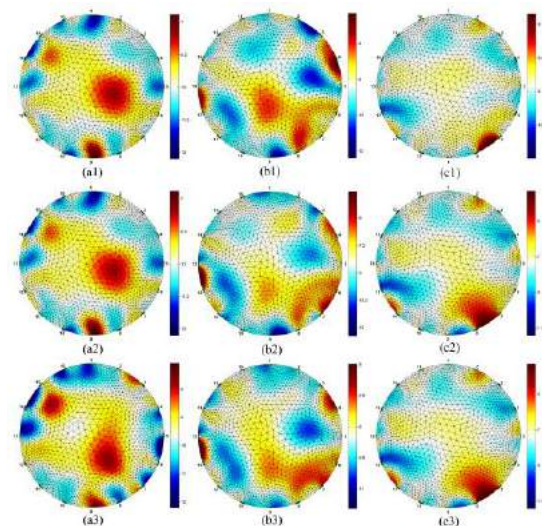


Figura 3. Resultados de reconstrução para objetos colocados no centro (a1, a2 e a3), entre centro e borda (b1, b2 e b3), e na borda (c1, c2 e c3) do domínio circular para 50, 300 e 500 iterações usando MSEP.

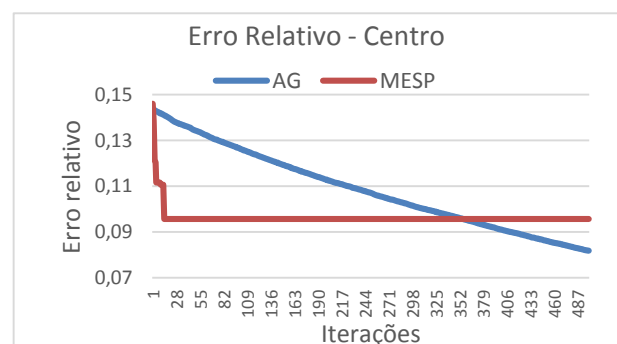


Figura 4. Erro decrescente de acordo com o número de cálculos da função objetivo para objeto isolante no centro do domínio.

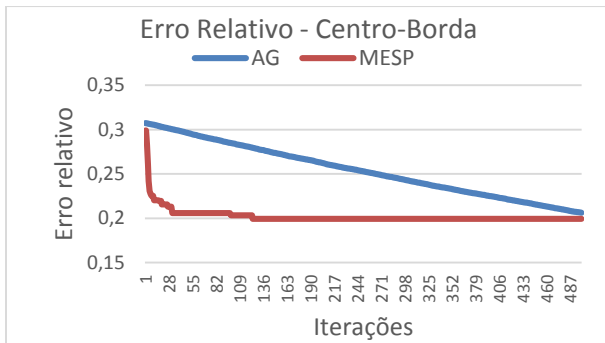


Figura 5. Erro decrescente de acordo com o número de cálculos da função objetivo para objeto isolante entre centro e borda do domínio.

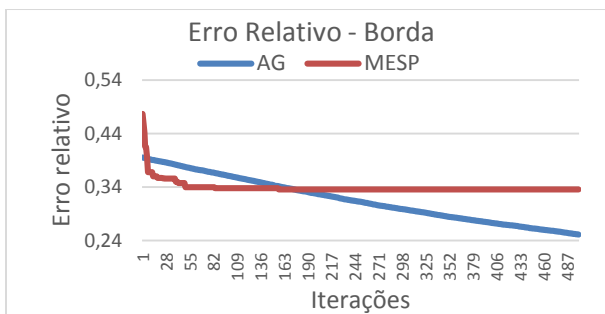


Figura 6. Erro decrescente de acordo com o número de cálculos da função objetivo para objeto isolante próximo na borda do domínio.

Discussão

Qualitativamente, o comportamento dos algoritmos de reconstrução pode ser investigado pela análise dos resultados visuais mostrados pelas imagens 2 e 3. A figura 2 representa os resultados para Algoritmos Genéticos (GA) e, a figura 3, os resultados para Programação Evolucionária de estratégias mistas (MSEP). Nesta análise, o método de MSEP demonstrou razoável convergência não sendo suficiente para tornar a imagem reconstruída anatomicamente consistentes exceto para a configuração do objeto na borda (semelhante ao objeto de comparação, Figura 1).

Para este experimento, a reconstrução baseada em MSEP demonstrou um comportamento interessante porque, quantitativamente (nas figuras 4 a 5) demonstrou uma queda mais rápida do erro em poucas iterações, conseguindo um erro menor que o GA logo nas primeiras iterações, se mantendo com o erro inferior ao longo das 500 iterações para a configuração do objeto entre o centro e a borda. As Figuras 2 e 3 também mostram que o método de MSEP, apesar da rápida convergência, obteve resultados inferiores quando comparado qualitativamente com os obtidos usando GA, pois este último já mostra imagens anatomicamente consistentes a partir de 300 iterações.

Conclusão

A complexidade matemática envolvida no problema de EIT mostraram nesse experimento que os algoritmos

baseados em Programação Evolucionária não possuem mecânicas de geração de diversidade suficiente para evitar mínimos locais e convergências prematuras. Sugere-se o método de MSEP pode se beneficiar de hibridizações com técnicas que possibilitem fugir desses ótimos locais, como por exemplo a técnica de mutação caótica. Além disso, o método de MSEP pode ser utilizado para reduzir o custo computacional e acelerar a convergência hibridizando-o as demais técnicas já utilizadas na literatura.

Neste experimento a abordagem Programação Evolucionária provou ser a melhor abordagem quantitativamente em apenas para a configuração do objeto entre o centro e a borda. Logo, pode-se inferir que para configurações diferentes do objeto de estudo, podem haver técnicas que melhor se adequem àquelas condições, e a utilização do método correto pode elevar a qualidade da imagem ao mesmo tempo que reduzir o custo computacional total. Logo, trabalhos futuros podem abordar esta etapa de triagem visando adequar a técnica a ser utilizada em diferentes configurações do objeto. E, devido ao baixo custo computacional, o MSEP pode ser utilizado para esta pré-análise.

Agradecimentos

Os autores agradecem às agências de fomento à pesquisa CAPES e FACEPE pelo financiamento parcial desta pesquisa.

Referências

- [1] L. Borcea. "Electrical impedance tomography," *Inverse Problems*, v.18, p.R99-R136, 2002.
- [2] R. R. Ribeiro, A. R. S. Feitosa, R. E. Souza and W. P. Santos. "Reconstruction of Electrical Impedance Tomography images using genetic algorithms and non-blind search," In: *Proceedings of the IEEE International Symposium on Biomedical Imaging*; 2014.
- [3] D. Hongbin, H. Jun, H. Houkuan, H. Wei. "Evolutionary programming using a mixed mutation strategy" *I Information Sciences* 177 (2007) 312-327.
- [4] A. Adler and W. R. B. Lionheart. "Uses and abuses of EIDORS: an extensive software base for EIT," *Physiological Measurement*, vol. 27, pp. S25-S42, 2006.

DESENVOLVIMENTO DE UM MODELO FUNCIONAL PARA FORMAÇÃO DE IMAGENS DE ULTRASSOM COMPOSTAS

L. M. Nunes*, E.T. Costa***

*Faculdade de Engenharia Elétrica e da Computação, FEEC/UNICAMP, Campinas – SP, Brasil
Centro de Engenharia Biomédica, CEB/UNICAMP, Campinas – SP, Brasil
e-mail: laramarins.nunes@gmail.com

Resumo: Apesar de apresentar vantagens sobre os outros tipos de imagens utilizadas para diagnóstico de doenças, a geração de imagem por ultrassom conta com artefatos inerentes que degradam a qualidade da imagem e, conseqüentemente, diminuem a exatidão do diagnóstico. Vários estudos têm sido realizados a fim de minimizar os artefatos, principalmente *speckle* presentes nas imagens ultrassônicas. Dentre as técnicas desenvolvidas, tem-se a composição espacial de imagens, que consiste em combinar imagens adquiridas com diferentes ângulos de insonação do órgão de interesse. O presente trabalho objetiva desenvolver um modelo funcional de formação de imagens de ultrassom compostas para futura implementação em plataforma de ultrassom desenvolvida integralmente por pesquisadores brasileiros. Para isso, utilizou-se a toolbox k-wave pertencente ao software Matlab: foram simulados um *phantom* computacional e a aquisição de imagens do *phantom* com diferentes ângulos de insonação. A partir daí, as imagens foram combinadas através de média simples, média ponderada e valor RMS. Calculou-se a relação sinal-ruído de cada uma das imagens resultantes e aplicou-se algoritmo de Otsu para segmentação das mesmas. Por fim, realizou-se detecção de bordas das imagens segmentadas através do filtro de Sobel. Os resultados obtidos comprovam que a técnica de composição espacial de imagens acarreta redução de *speckle* e, conseqüentemente, melhora a definição de bordas em imagens ultrassonográficas.

Palavras-chave: ultrassom, imagens compostas, *speckle*.

Abstract: *Despite its advantages in other types of images used for diagnosing diseases, the generation of ultrasound imaging has inherent artifacts that degrade the image quality and thus reduce the accuracy of the diagnosis. Considering this, various studies have been made to minimize the artifacts present in ultrasonic images. Among the techniques developed, it has the spatial image composition, which consists in combining images acquired with different angles of insonation. This paper aims to develop a working model of ultrasound imaging composed for future implementation in ultrasound platform fully developed by Brazilian researchers. For this, we used the toolbox k-wave belonging to the Matlab software: phantom and the acquisition of images with different angles of insonation*

were simulated. From there, the images were combined by average, weighted average and RMS value. The signal-to-noise ratio of each resulting images were calculated and the Otsu algorithm was applied for segmentation of them. Finally, the detection of segmented images edges was done using the Sobel filter. The results show that the composition spatial imaging technique entails reducing speckle, and hence improves the edge definition of ultrasound images.

Keywords: *ultrasound, compound images, speckle*

Introdução

O uso do ultrassom no campo de imagens médicas tem sido estudado em todo o mundo há mais de cinquenta anos. O intenso avanço tecnológico e as novas práticas clínicas que surgiram durante este período fizeram com que o ultrassom se tornasse uma das modalidades de formação de imagens médicas com o mais rápido crescimento [1], [2]. Fatores como baixo custo do exame, produção de imagens em tempo real e aparente ausência de efeitos biológicos ao paciente e ao operador fazem com que a ultrassonografia seja cinco vezes mais utilizada que a soma de todas as outras modalidades de imagens para diagnóstico [2].

Tendo em vista a vasta utilização de sistemas de ultrassom diagnóstico em várias modalidades clínicas e a total dependência de importação desses sistemas no mercado brasileiro, criou-se uma rede de pesquisadores dedicados ao estudo de equipamentos de ultrassom no país a fim de se desenvolver um projeto com tecnologia nacional. Com a participação de pesquisadores de universidades e institutos de pesquisa (INCOR/SP, UFSCar, UFRJ, USP/RP, USP/SP e UTFPR e UNICAMP) sob a coordenação desta última e desenvolvimento conjunto e apoio técnico do Instituto de Pesquisas Eldorado, o projeto de uma Plataforma Tecnológica de Ultrassom teve início em 2009 com os seguintes objetivos: o desenvolvimento de hardware, transdutores, mecânica, software embarcado e *phantoms* para testes. A transferência de resultados das instituições de Pesquisa e Desenvolvimento (P&D) para o setor industrial ligado ao Complexo Industrial da Saúde (CIS) brasileiro está sendo coordenada pela UNICAMP em conjunto com o Instituto de Pesquisas Eldorado. O protótipo da plataforma já desenvolvido apresenta funcionalidades como formação de imagens

modo-B, modo-M e Doppler e o módulo elastográfico está em desenvolvimento.

Apesar de suas vantagens, a técnica de geração de imagens por ultrassom apresenta artefatos inerentes (o principal é conhecido como *speckle*) que podem comprometer a qualidade da imagem [3] limitando seu uso em algumas situações. Sendo assim, algumas técnicas estão sendo utilizadas para melhorar a qualidade da imagem de ultrassom modo-B, proporcionando melhor resolução de contraste, definição de bordas e diferenciação de tecidos [4]. Dentre as técnicas desenvolvidas, pode-se citar a composição de imagens por multiangulação, que consiste em adquirir múltiplas imagens (geralmente entre 3 e 9) de um mesmo objeto, variando-se apenas o ângulo em que as ondas de ultrassom são emitidas e os seus ecos recebidos. A variação do ângulo de emissão das ondas ultrassônicas acarreta padrões de artefatos diferentes, o que faz com que a combinação das imagens reduza significativamente sinais indesejados [3], [5]. A composição de imagens pode ser feita através de média, média com exclusão de máximos, média geométrica, valor RMS, mediana, entre outras técnicas de filtragem [6].

Huber e seus colaboradores [4], em seu trabalho, mostraram que a composição espacial de imagens em tempo real por multiangulação reduziu o *speckle*, melhorando a diferenciação de tecidos, definição de margens, representação interna de lesões sólidas e visualização do conteúdo cístico devido à redução de *clutter* em ultrassom de mama. Entretanto, a preservação do reforço acústico central e o sombreado de bordas laterais em cistos e fibroadenomas se mostraram mais eficazes usando imagens obtidas com a técnica de modo-B convencional. Em exames para avaliação de placas ateroscleróticas carotídeas, a composição espacial de imagens reduziu a variação (aumentou a reprodutibilidade) nas avaliações de placas nas imagens entre diferentes observadores e também para um mesmo observador em momentos diferentes [7].

O objetivo do presente trabalho é modelar a formação de imagens de ultrassom compostas espacialmente.

Materiais e métodos

Para a realização do trabalho, considerou-se a metodologia de desenvolvimento de sistemas denominada *Model Driven Engineering*, que permite criar e analisar modelos matemáticos relacionados a dado problema, objetivando entender seu comportamento e propriedades como um todo. Neste método, a primeira etapa consiste em analisar o problema sem se preocupar com possíveis restrições do *hardware* (modelagem funcional) e só após a validação deste primeiro modelo são feitas adequações relacionadas ao equipamento e gerados os códigos (*firmware*) para serem implementados no sistema.

A simulação de imagens de ultrassom foi realizada no ambiente de desenvolvimento de *software Matlab* (Mathworks Inc.), utilizando-se da *toolbox k-wave*. Para aquisição das imagens foi utilizado um transdutor linear simulado com 32 elementos e frequência central de 1,5 MHz. O *phantom* a partir do qual foram obtidas as imagens foi simulado através da mesma *toolbox*: as características acústicas do meio foram definidas e ruídos randômicos foram adicionados. A velocidade média do som no meio simulado é de 1540 m/s e a densidade média, 1000 kg/m³. Foram delimitadas 3 regiões esféricas com maior impedância acústica, como mostra a figura 1.

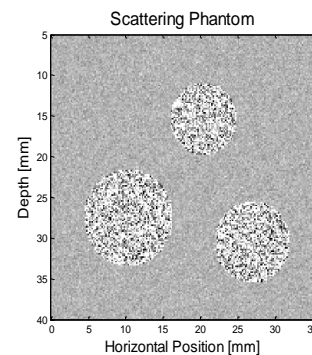


Figura 1: Representação do *phantom* utilizado nas simulações.

Foram adquiridas imagens com ângulos entre -30° e $+30^\circ$ e as mesmas foram combinadas utilizando-se média, valor RMS, média ponderada. Foi calculado o coeficiente de correlação entre as imagens obtidas com diferentes ângulos a fim de maximizar a diferença dos padrões de artefatos entre as mesmas e, conseqüentemente, minimizar o *speckle*.

O modelo foi desenvolvido no ambiente Simulink/Matlab para que os códigos em linguagens de descrição de *hardware*, como VHDL e Verilog, sejam gerados e futuramente implementados no protótipo desenvolvido pelos engenheiros do Instituto de Pesquisas Eldorado.

As imagens geradas foram avaliadas considerando-se os valores de relação sinal-ruído composta (SNR), considerando-se uma região interna ao objeto e de uma região do fundo da imagem. Além disso, utilizou-se algoritmo de Otsu para segmentação das imagens compostas e em modo-B convencional, comparando-se os resultados obtidos. Para melhor visualização destes resultados aplicou-se filtro de Sobel para detecção de bordas nas imagens segmentadas.

Resultados

A figura 2 representa a modelagem funcional da formação de imagem composta.

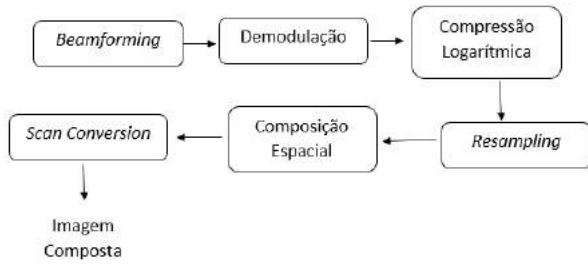


Figura 2: Modelo funcional da formação de imagem de ultrassom composta.

A figura 3 mostra a imagem modo-B convencional gerada pela simulação.

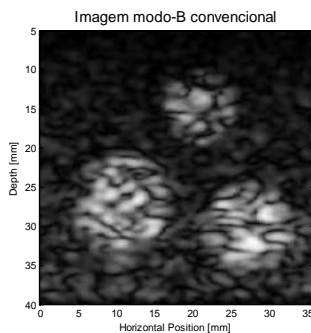


Figura 3: Imagem modo-B convencional obtida através da simulação e phantom descritos.

A figura 4 mostra uma imagem composta por média simples entre as imagens adquiridas com angulações de $-9^\circ, -6^\circ, -3^\circ, 0^\circ +3^\circ, +6^\circ, +9^\circ$.

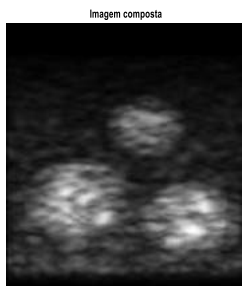


Figura 4: Imagem composta através de média das imagens adquiridas com ângulos de $-9^\circ, -6^\circ, -3^\circ, 0^\circ +3^\circ, +6^\circ, +9^\circ$.

A tabela 1 mostra os valores de SNR das imagens compostas geradas pela combinação entre 3, 5 ou 7 imagens adquiridas com diferentes angulações. O $\Delta\theta$ apresentado na tabela corresponde à variação do ângulo de aquisição das imagens utilizadas. Por exemplo, uma imagem composta por 5 imagens com $\Delta\theta = 4^\circ$ resulta da combinação das imagens adquiridas com ângulos = $-8^\circ, -4^\circ, 0^\circ, 4^\circ, 8^\circ$. Os valores em negrito apontam os maiores resultados em cada coluna da tabela.

O valor de SNR foi calculado através da seguinte fórmula:

$$SNR_{AB} = \frac{\mu_A + \mu_B}{2\sqrt{\sigma_A^2 + \sigma_B^2}} \quad (1)$$

Sendo os índices A e B referentes às duas regiões da imagem (objeto e fundo), ou seja μ_A e μ_B são as médias dos níveis de cinza da região interna ao objeto e região de fundo da imagem, respectivamente, enquanto σ_A e σ_B o desvio padrão de cada uma das regiões.

Tabela 1: Valores SNR de imagens compostas e convencional.

$\Delta\theta \setminus N.$	Média			Média Ponderada			Valor RMS		
	3	5	7	3	5	7	3	5	7
1°	1,02	1,25	1,24	1,02	1,25	1,24	1,07	1,31	1,28
2°	1,34	1,16	1,26	1,34	1,17	1,22	1,35	1,14	1,30
3°	1,21	1,34	1,26	1,21	1,32	1,26	1,21	1,41	1,27
4°	1,05	1,13	1,17	1,06	1,13	1,16	1,03	1,16	1,19
5°	1,29	1,28	1,27	1,30	1,29	1,28	1,28	1,29	1,33
6°	1,38	1,23	1,20	1,36	1,29	1,27	1,45	1,19	1,19
7°	1,02	1,04	1,05	1,03	1,07	1,11	0,98	1,09	1,09
8°	1,17	1,07	1,21	1,21	1,15	1,21	1,17	1,14	1,24
9°	1,17	1,11	1,16	1,20	1,18	1,15	1,20	1,17	1,20
10°	1,28	1,24	1,25	1,30	1,31	1,31	1,28	1,17	1,18
Imagem convencional:							0,76		

A seguir tem-se uma representação de uma imagem composta e uma imagem modo-B convencional segmentadas pelo algoritmo de Otsu (Figura 5).

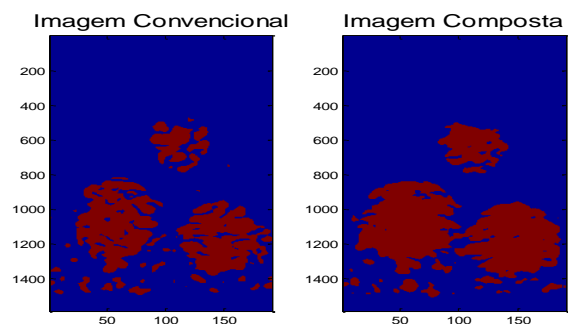


Figura 5: À esquerda, resultado da segmentação da imagem modo-B convencional. À direita, resultado da segmentação de imagem composta.

A figura 6 mostra a detecção de bordas das imagens segmentadas:

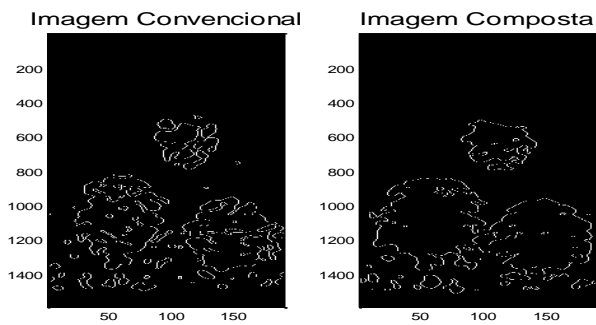


Figura 6: À esquerda, resultado da aplicação do filtro de Sobel na imagem modo-B convencional segmentada; À direita, resultado do filtro Sobel à imagem composta segmentada.

Discussão

Os resultados obtidos confirmam o fato de que há uma redução de *speckle* em imagens compostas espacialmente quando comparadas à imagem modo-B convencional: o valor SNR da imagem convencional foi de 0,7626, enquanto para imagens compostas esse valor foi acima de 0,9838. Este aumento do valor de SNR também foi mostrado em [1]. A melhor relação sinal-ruído obtida foi de 1,447 e ocorreu na composição através de valor RMS das imagens adquiridas com insonação = -6° , 0° , $+6^\circ$.

Para imagens compostas através de média, média ponderada e valor RMS entre 3 imagens com ângulo de insonação diferentes, o maior valor SNR foi obtido para $\Delta\theta = 6^\circ$, ou seja, por imagens adquiridas com angulações de -6° , 0° , $+6^\circ$. Já para composição envolvendo 5 imagens, o $\Delta\theta$ que apresentou maiores valores de SNR foi de 3° (imagens utilizadas adquiridas com ângulos de -6° , -3° , 0° , $+3^\circ$, $+6^\circ$). Por fim, para imagens compostas através de 7 diferentes imagens, os melhores valores SNR ocorreram com $\Delta\theta = 5^\circ$.

A minimização deste artefato acarreta uma melhoria na definição de bordas e visualização de partes internas aos objetos e, conseqüentemente, melhora a detecção de estruturas importantes para o diagnóstico.

Conclusão

O desenvolvimento do modelo funcional de geração de imagens de ultrassom composta foi realizado em ambiente Matlab e a implementação do mesmo no protótipo de ultrassom é imprescindível.

As imagens compostas geradas pelo modelo em questão apresentam redução de *speckle* quando comparadas à imagem modo-B convencional, como pode-se visualizar nos valores de SNR obtidos. O modelo será validado a partir de imagens da plataforma de pesquisa Ultrasonix. Após a etapa de validação, terá início a fase de implementação do modelo no protótipo já desenvolvido.

Referências

- [1] Wilhjelm JE, Jensen MS, Brandt T, Sahl B, Martinsen K, Jespersen SK, Falk E. Some Imaging Strategies in Multi-Angle Spatial Compounding. IEEE Ultrasonics Symposium. 2000; 2:1615-1618.
- [2] Kofoed SC, Gronholdt MLM, Wilhjelm JE, Bismuth J, Sillesen H. Real-Time Spatial Compound Imaging Improves Reproducibility in the Evaluation of Atherosclerotic Carotid Plaques. Ultrasound in Med. & Biol. 2001; 27(10): 1311-1317.
- [3] Quistgaard, JU. Signal Acquisition and Processing in Medical Diagnostic Ultrasound. IEEE Signal Processing Magazine. 1997; 97(1): 67-74.
- [4] Huber S, Wagner M, Medl M, Czembirek H. Real-Time Spatial Compound Imaging in Breast Ultrasound. Ultrasound in Med. & Biol. 2002; 28(2):155-163.
- [5] Entekin RR, Bruce AP, Henrik HS, Anthony DW, Peter LC, Cathy HF. Real-Time Spatial Compound Imaging: Application to Breast, Vascular, and Musculoskeletal Ultrasound. Seminars in Ultrasound, CT, and MRI. 2001; 22(1):50-64.
- [6] Gehlbach, SM. Pulse Reflection Imaging and acoustic speckle [tese]. Palo Alto: Stanford University, 1983
- [7] Piccoli, CW, Forsberg F. Advanced Ultrasound Techniques for Breast Imaging. Seminars in Roentgenology. 2011; 46(1): 60-67.

APLICAÇÃO DE BIOMICROSCOPIA ULTRASSÔNICA NA AVALIAÇÃO DE ESTRIAS ALBAS

C. P. Carvalho*, J. F. S. Costa Júnior*, J. Geremia*, L. L. De Matheo*, F. Catelani*, W. C. A. Pereira* e M. A. von Krüger*

*Programa de Engenharia Biomédica - COPPE/UFRJ, Rio de Janeiro, Brasil
e-mail:catia.carvalho@peb.ufrj.br

Resumo: A estria alba (EA) é uma afecção tegumentar e um dos principais motivos que levam os indivíduos à consultas dermatológicas. Os métodos para a avaliação da eficácia de tratamentos das EA são, na maioria das vezes, invasivos por meio de biópsias do tecido cutâneo. O objetivo do presente estudo é propor o uso, *in vivo*, da Biomicroscopia Ultrassônica (BMU) para identificação de EA. A amostra consistiu de 02 voluntários com idade de $34,50 \pm 6,50$ anos, apresentando EA. Frequências de 20 e 30 MHz foram usadas para a aquisição de imagens transversais da pele dos voluntários. Foram obtidas dimensões de camadas da pele (epiderme e derme) de regiões com e sem presença de EA, as quais puderam ser identificadas na derme pelo seu aspecto hipoecóico. Os resultados indicaram diferenças nas espessuras da epiderme e derme quando comparadas às imagens com e sem presença de EA. Portanto, o equipamento de BMU, nas frequências de 20 e 30 MHz, é capaz de identificar as EA. As perspectivas futuras apontam para o uso da BMU como método não invasivo para diagnóstico e acompanhamento da eficácia do tratamento destas afecções dérmicas.

Palavras-chave: Estria, biomicroscopia ultrassônica, pele, derme.

Abstract: The striae alba (EA) is a cutaneous disease and one of the main reasons that lead individuals to dermatological consultations. Methods for evaluating the efficacy of EA treatments are most often invasive through the skin tissue biopsies. The aim of this study is to propose the use *in vivo* of Ultrasonic Biomicroscopy (UBM) to identify EA. The sample consisted of 02 volunteers aged 34.50 ± 6.50 years with EA. Frequencies of 20 and 30 MHz were used for the acquisition of transversal skin images of volunteers. Dimensions were obtained of skin layers (epidermis and dermis) regions with and without the presence of EA, which could be identified by their dermis hypoechoic appearance. The results showed differences in the thickness of epidermis and dermis with and without the presence of EA. Therefore, BMU in the frequencies of 20 and 30 MHz is able to identify the EA. Future prospects point to the use of BMU as a noninvasive method for the diagnosis and monitoring the effectiveness of treatment of these skin disorders.

Keywords: Striae, ultrasonic biomicroscopy, skin, dermis.

Introdução

A estria alba (EA) ou *striae distensae* é uma das principais queixas de dermatoses na clínica dermatológica [1-3] ocasionada por tensão tecidual ou alterações hormonais que provocam uma hiperdistensibilidade cutânea, lesão do tecido conectivo dérmico e ruptura das fibras elásticas, com consequente dilatação e atrofia tegumentar. A EA ocorre em ambos os sexos e está localizada na segunda camada da pele, a derme [1,2]. Pode gerar impacto emocional e social, com quadros depressivos e de baixa autoestima pelo seu aspecto esteticamente desagradável [1-3].

De aspecto linear, as EAs apresentam um ou mais milímetros de largura, podendo ser raras ou em grande quantidade. São paralelas entre si e perpendiculares às fibras da pele, indicando lesão dérmica causada por mudanças no número e organização do colágeno, fibrina e elastina [1,2].

Entretanto, a maioria dos métodos empregados para avaliar os efeitos dos tratamentos de EA é invasiva e necessita de análise histológica do tecido dérmico pré e pós-tratamento [4,5]. Além disto, na literatura são escassos os estudos que utilizam métodos não invasivos, como a ecografia, para avaliação destas afecções dérmicas [4].

Portanto, o presente trabalho tem como objetivo propor um método não invasivo usando Biomicroscopia Ultrassônica (BMU) para identificar, *in vivo*, a presença de EA e aplicação desta técnica para avaliar a eficácia de um protocolo de tratamento desta afecção.

Materiais e métodos

O presente estudo encontra-se aprovado pelo Comitê de Ética e Pesquisa da UFRJ, sob o número de protocolo CAAE 36921214.9.0000.5257.

Equipamento de ultrassom – A coleta das imagens das camadas da pele, com e sem estrias, foi feita empregando o aparelho de BMU desenvolvido por Capistrano Labs Incorporated (San Clemente, CA, EUA). A BMU é uma técnica que usa frequências (f) entre 20 e 100 MHz, com isso é possível gerar imagens de regiões superficiais do tecido biológico com alta resolução. A visualização do meio é realizada com este equipamento operando no modo-B. A BMU foi bem descrita por Martins *et al.* [6]. O transdutor ultrassônico apresenta focalização esférica, distância focal de

12 mm, diâmetro de 5 mm e número $f_{\#}$ (a razão entre a distância focal e o diâmetro da área ativa do transdutor) de 2,4. Considerando a velocidade de propagação da onda ultrassônica longitudinal na pele de 1540 m/s [7] e a largura de banda típica de transdutores de sistemas ultrassônicos de alta frequência de 40 % [8], então quando o transdutor está operando em 20 ou 30 MHz sua resolução axial é de 96,25 ou 64,17 μm , respectivamente. Já a resolução lateral é de 184,8 ou 123,2 μm , respectivamente.

Portanto, no presente trabalho, as frequências utilizadas na aquisição das imagens da derme (camada em que se encontra a EA) foram de 20 e 30 MHz, pois estas fornecem resoluções ideais para gerar imagens desta camada. Apesar do BMU permitir a geração de imagens tridimensionais (3D) [6], este equipamento foi empregado para gerar imagens bidimensionais (2D) da epiderme e derme, e a visualização de EAs, quando presentes na derme.

Amostra do estudo – A amostragem do estudo foi constituída por 02 voluntários do sexo feminino com idade média de $34,5 \pm 6.50$ anos que possuíam EA em qualquer região do corpo. Os voluntários assinaram um Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (TCLE). Os critérios de exclusão foram: Gestantes; Sujeitos que apresentassem estrias rubras (avermelhadas); Indivíduos com idade inferior a 18 anos; Lesões dérmicas ou qualquer patologia que interferisse nos resultados do estudo; Indivíduos que estivessem fazendo qualquer tipo de tratamento dérmico ou que se recusassem a assinar o TCLE.

Protocolo de aquisição das imagens – A inspeção e avaliação do tecido dérmico com EA, aquisição e o processamento das imagens com US foi realizada pelo mesmo examinador. Os voluntários deste estudo apresentaram estrias no quadril e na região lombar, bilateralmente. O critério utilizado para escolha da região corporal ou do hemisfério estudada foi aquela que apresentasse EA mais evidente e em maior quantidade. Posteriormente, a região foi demarcada e foram colocados dois marcadores perpendiculares à EA para que esta ficasse posicionada entre eles. Em seguida, as aquisições das imagens foram adquiridas tanto no plano transversal quanto longitudinal com US a frequência de 20 e 30 MHz. As coletas das imagens foram realizadas tanto no local com e sem EA para posterior comparação com imagens de regiões de interesse (com estrias). A temperatura ambiente foi monitorada, durante a realização do experimento, com um termômetro digital MTH-1362W (Minipa®, SP, Brasil) e permaneceu em torno de 21,6 °C.

O transdutor foi posicionado perpendicular e transversalmente à superfície da estria. Um gel (Ultrax-gel, Farmativa Indústria e Comércio Ltda, Rio de Janeiro, Brasil) foi usado para o acoplamento acústico entre o transdutor e a pele do voluntário. O protocolo de coleta consistiu, inicialmente, de uma varredura local realizada com o transdutor, deslocando-o de uma região com estria até a região sem a presença dela. Em seguida, as imagens foram identificadas e gravadas no *software*

do equipamento.

Análise dos dados - Foi determinada uma região de interesse (*region of interest-ROI*) com tamanho de 53 x 30 pixels, em uma região com e sem estria de uma imagem da derme do quadril esquerdo. Em seguida, foi gerado um histograma dessas ROIs referentes aos níveis da escala de cinza. A mensuração do comprimento da EA, a média e desvio-padrão das espessuras da derme e epiderme foram obtidos, pelo software do próprio BMU e pelo programa *Size Meter* (Laboratório de Controle de Processos-LCP da Universidade Federal de Santa Catarina-UFSC), a partir de 5 posições em cada camada. O valor das espessuras das EAs foi obtido no ponto de maior espessura das afecções.

Resultados

No estudo um dos indivíduos apresentou EA em membro inferior e um na região dorsal do tronco, bilateral. As regiões do hemisfério analisadas com EA foram quadril esquerdo e região lombar esquerda.

A Figura 1 mostra regiões da pele com (A e C) e sem a presença de estrias albas (B e D) com BMU.

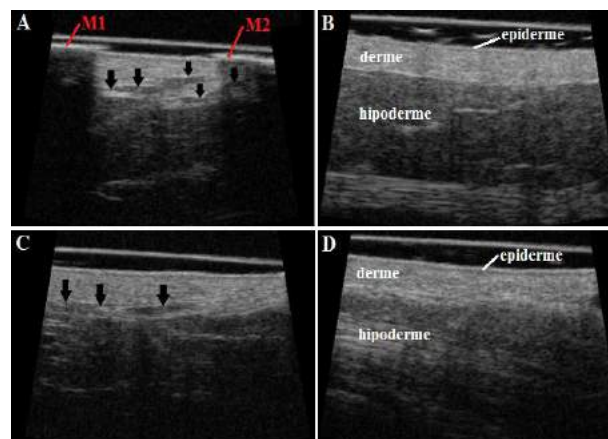


Figura 1: Imagem transversal das camadas da pele na frequência de 20 MHz (A e B) e 30 MHz (C e D). As setas apontam presença de EA na derme; M1 e M2 indicam os marcadores colocados sobre a pele do voluntário.

Estes achados (Figuras 1 A e 1 C) mostram que a EA apresenta variações quanto ao seu aspecto (forma irregular), e quanto à quantidade, podendo estar presente em menor ou maior número.

Na região tegumentar, a epiderme apresenta-se por uma linha hiperecótica e a derme por uma faixa hiperecótica com regiões hipoeecóticas devido à presença de vasos sanguíneos, folículos capilares, glândulas sebáceas e sudoríparas, inclusive pela presença de estrias albas. A hipoderme gera uma imagem hipoeecótica por ser rica em gordura com regiões hiperecóticas no seu interior devido à presença de fibras colágenas e elásticas, sendo a mais espessa de todas. Isto é bem visualizado nas Figuras 2 A e 2 B em que mostra os níveis da escala de cinza de uma região com e sem EA.

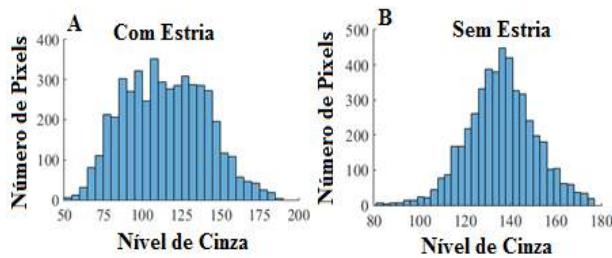


Figura 2: Histograma de ROIs da imagem da derme com (A) e sem (B) estria alba.

Os valores de comprimento das estrias albas dos voluntários (Figuras 1 A e 1 C) com BMU de 20 MHz e 30 MHz foram 5,16 e 3,60 mm, respectivamente. Os resultados das espessuras das estruturas cutâneas com essas frequências encontram-se na Tabela 1.

Tabela 1: Média e desvio-padrão das espessuras das estruturas cutâneas nas frequências de 20 e 30 MHz.

Frequência (MHz)	COM ESTRIA		SEM ESTRIA	
	20	30	20	30
Epiderme	0,12±0,02	0,15±0,03	0,14±0,02	0,19±0,02
Derme	2,31±0,22	1,88±0,26	1,39±0,04	1,41±0,14
Estria	0,60±0,07	0,49±0,12	-	-

Estes dados mostram que em média a EA apresentou largura ≤ 1 mm e que há uma tendência de menores espessuras na epiderme na pele com estria em relação a sem ao contrário do que ocorre na derme, em que esta apresenta-se mais espessada nas regiões com EA (Tabela 1) devido à lesão do tecido dérmico ocasionado pela EA.

Discussão

Os primeiros relatos sobre a aplicação do ultrassom de imagem na medicina dermatológica datam de 1970, quando foi utilizado para mensurar as espessuras das camadas da pele [9]. A ecografia de alta frequência é um dos métodos, não invasivos e não ionizantes, que possibilita a visualização e análise de estruturas superficiais com alta qualidade de imagem, possibilitando o diagnóstico de doenças da pele em lugar de procedimentos invasivos, como de biópsias [4,10,11]. Entretanto, na literatura atual, estudos usando a ecografia de alta resolução como método de diagnóstico de avaliação da eficácia de procedimentos terapêuticos para EA ainda são escassos.

Além disso, até o presente momento não foram encontrados estudos que utilizem BMU e imagem bidimensional (2D) como método de diagnóstico não invasivo para avaliação de procedimentos terapêuticos de EA.

Do ponto de vista histológico, a profundidade das camadas tegumentares varia de 30 a 200 μm (epiderme) e 1 a 4 mm (derme) [12,13,14], apesar disso pode ocorrer algumas variações conforme a região do corpo,

tipo de pele, idade do indivíduo, diferença de gênero, entre outros. Na maior parte da superfície do corpo a epiderme, corresponde a 10 % da espessura total do tegumento, podendo chegar a 30 % da espessura total em regiões como palma da mão e região plantar [13].

No presente estudo, os valores das espessuras da epiderme e derme (Tabela 1) corroboram com os achados da literatura, que também afirmam que a presença de estrias na pele ocasiona a atrofia da epiderme e o espessamento da derme [4].

O valor de resolução axial considerado no presente estudo corroborou com o de Foster *et al.* [8] que encontraram resultado similar de 62 μm operando a 30 MHz, mesmo que tenha considerado a água como meio de propagação da onda. Além destes também houve semelhança nos valores de profundidade de campo do feixe ultrassônico, de 2,5 mm, e da resolução lateral de 250 μm . Também Christ *et al.* [16] evidenciaram resultados semelhantes com um transdutor operando a 20 MHz. Segundo os autores esta frequência permite uma resolução axial e lateral, respectivamente, de 60 μm e 130 μm , e penetração do feixe ultrassônico entre 6 e 7 mm de profundidade.

Desta forma, pode-se considerar que os parâmetros empregados (frequência, λ e resoluções axial e lateral) foram satisfatórios para determinar a relação entre as espessuras das diferentes camadas da pele e para oferecer resolução suficiente para a identificação de microestruturas superficiais como a EA, *in vivo* e em tempo real [7,8,11].

Trabalhos recentes relatam que frequências iguais ou superiores a 20 MHz são ideais e suficientes para a identificação e avaliação de alterações do tecido dérmico, proporcionando uma melhor qualidade das medições deste tecido superficial, além desta frequência permitir a visualização de microestruturas entre 5 e 6 mm de profundidade [11]. Os autores Kleinerman *et al.* [9] acrescentam que frequências entre 50 e 100 MHz permitem somente a análise da epiderme.

No presente trabalho, não houve a necessidade de utilizar técnicas de processamento de imagem para a identificação de EA, ao contrário de Bleve *et al.* [4] que utilizaram um ultrassom de 22 MHz com auxílio de um programa (PRIMOS^{pico} software) para a avaliação de imagens em 3 dimensões.

Como as estrias aparecem como áreas hipocóicas nas imagens ultrassônicas (Figuras 1 A e 1 C), é possível observar no histograma (Figura 2 A) um aumento do número de pixels com níveis de cinza inferior a 135, quando comparado com o histograma de uma região sem EA. Além disso, como esta ROI apresenta regiões hipocóicas, há um número maior de níveis de cinza utilizado (maior desvio padrão do histograma). Também, a média do histograma da ROI com EA está deslocada à esquerda, em relação à média da ROI sem EA. Este recurso foi usado por Lima *et al.* [17] para avaliar deslocamento relativo de *phantoms* de ágar a partir de imagens obtidas com a técnica elastográfica quase-estática.

Os achados da ecografia evidenciados neste trabalho corroboram com os de [4,11,12]. A justificativa para esses resultados se dá porque a ecogenicidade das camadas da pele é influenciada pelos seus constituintes. A queratina afeta a ecogenicidade da epiderme, o colágeno da derme [11]. Portanto, a escala de cinza indica a intensidade de reflexão da onda ultrassônica nas estruturas do tecido humano. A cor branca representa alta reflexão e a preta, baixa reflexão [13]. Várias doenças da pele são caracterizadas por alterações da epiderme e derme ocasionando mudanças nas suas características ecogênicas [12]. Atrofia do tecido, edemas e, inclusive, a presença de estrias assemelham-se com áreas pobres de eco [4,11].

Conclusão

Neste estudo, a ecografia com frequência igual ou superior a 20 MHz evidenciou a sua eficácia como técnica de diagnóstico não invasivo, *in vivo*, para identificação destas afecções dérmicas. Os passos futuros para a continuidade do estudo apontam para realização de aquisições de imagem, *in vivo*, usando outros métodos alternativos de diagnóstico não invasivo, ex. Termografia, para auxiliar na análise de protocolos terapêuticos de EA. Faz-se necessário a participação de um número maior de voluntários para ratificar a viabilidade da aplicação destes recursos na avaliação de tratamentos de EA.

As EAs estão localizadas na segunda camada da pele, a derme. Assim a motivação para aplicação extensiva da ecografia de alta frequência deriva de sua capacidade de revelar e mensurar microestruturas localizadas até 1,5 cm de profundidade, além de ser útil na avaliação da extensão axial e lateral tumoral; condições inflamatórias (ex. fibro edema gelóide, edemas) e degenerativas; fibroses; e para monitorar a eficácia de diferentes terapias.

Agradecimentos

À FAPEMA, FAPERJ, CAPES e CNPq pelo suporte financeiro.

Referências

- [1] Atwal GSS, Manku LK, Griffiths CEM, Polson DW. Striae gravidarum in primiparae. *Br J Dermatol*. 2006; 155(5):965-69.
- [2] Hidalgo LG. Dermatological complications of obesity. *Am J Clin Dermatol*. 2002; 3(7):497-506.
- [3] Martins G, Filho FB, Sasso LS, Abreu MAMM. Cosmiatry from the perspective of women: a pilot-study in three Brazilian states. *Surg Cosmet Dermatol*. 2013; 5(3): 226-33.
- [4] Bleve M, Capra P, Pavanetto F, Perugini P. Ultrasound and 3D Skin Imaging: Methods to Evaluate Efficacy of Striae Distensae Treatment. *Dermatol Res Prat*. 2012; 2012:1-10.
- [5] Kim BJ, Lee DH, Kim MN, Song KY, Cho WI, Lee CK, Kim JY, Kwon OS. Fractional photothermolysis for the treatment of striae distensae in Asian skin. *American J Clin Dermatol*. 2008; 9(1):4p. 33-7.
- [6] Martins NSF, Carneiro LT, Dantas HM, Esperança C, Marroquim RG, Oliveira LF, Machado JC. Generation of 3D ultrasound biomicroscopic images: technique validation and *in vivo* volumetric imaging of rat lateral gastrocnemius. *Res Biomed Eng*. 2015; 31(2):85-96.
- [7] Fish P. Physics and instrumentation of diagnostic medical ultrasound. 1st ed. England: John Wiley and Sons; 1999.
- [8] Foster FS, Pavlin CJ, Harasiewicz KA, Christopher DA, Turnbull DH. Advances in ultrasound biomicroscopy. *Ultrasound Med Biol*. 2000; 26(1):1-27.
- [9] Kleinerman R, Whang TB, Bard RL, Marmur ES. Ultrasound in dermatology: Principles and applications. *J Am Acad Dermatol*. 2012; 67(3):478-87.
- [10] Crisan M, Badea R, Cattani C, Crisan D. Imagistic Noninvasive Assessment of Skin Ageing and Anti-Ageing Therapies. In: T. Nagata, editor. *Senescence*. Italy: Intech; 2012. p. 773-96.
- [11] Worstman X. Ultrasound in Dermatology: Why, How and When? *Ultrasound in Dermatology Seminars in Ultrasound CT and MRI*. 2013; 34(3):177-95.
- [12] Bianchi S, Martinoli C. Ultrasound of the musculoskeletal system. In: M. Valle, M.P. Zamorani, editors. *Skin and subcutaneous tissue*. Indian: Springer; 2007. p. 20-41.
- [13] Payne PA. Measurement of properties and function of skin. *Clin Phys Physiol Meas*. 1991; 12(2):105-129.
- [14] Cetingul MP, Herman C. A heat transfer model of skin tissue for the detection of lesions: sensitivity analysis. *Phys Med Biol*. 2010; 55 (19):5933-51.
- [15] Bertin C, DaCunha AL, Nkengne A, Roure R, Stamatas GN. Striae distensae are characterized by distinct microstructural features as measured by non-invasive methods *in vivo*. *Skin Res Technol*. 2014; 20 (1):81-6.
- [16] Christ C, Brenke R, Sattler G, Siems W, Novak P, Daser A. Improvement in skin elasticity in the treatment of cellulite and connective tissue weakness by means of extracorporeal pulse activation therapy. *Aesthet Surg J*. 2008; 28(5):538-43.
- [17] Lima KMM, Costa Júnior JFS, Vidal JM, Barreto JA, Carvalho CP, Cortela GA, Oliveira LF, von Kruger MA, Pereira WCA. Avaliação da deformação relativa de phantoms de ágar por meio da elastografia quase-estática (*Free Hand*). In: *Anais do XXIV Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica*; 2014 Out 13-17; Uberlândia, Minas Gerais. 2014. p. 1167-70.

WEARABLE SOUND LOCALIZATION ASSISTIVE DEVICE FOR THE HEARING IMPAIRED

Mauricio Kugler*, Hiroyuki Sakamoto* and Masatoki Suto**

* Department of Computer Science & Engineering, Nagoya Institute of Technology, Nagoya, Japan

** Department of Architecture & Design, Nagoya Institute of Technology, Nagoya, Japan

e-mail: mauricio@kugler.com

Abstract: The sense of hearing can provide immediate information about remote events, even when outside of the field of vision and beyond obstacles, facilitating functioning in uncontrolled environments. Hearing impairment can thus have a huge disabling effect on an individual. This paper proposes a wearable self-contained dedicated device capable of full-plane sound localization. The system, shaped as a glass frame, uses only four microphones spaced by 10 mm, and is initially targeted at a resolution of 45°. The individual binaural angles are calculated by a process loosely based on the human hearing system. These angles are then combined in order to determine the final direction. A prototype of the proposed system was implemented using 3D printing and MEMS microphones. Experiments with the prototype in a reverberant environment show an error of 6.73° when it is tested standalone and 21.16° when tested in a dummy head.

Keywords: Wearable device, sound localization, hearing impairment, hardware prototype.

Introduction

Sense of hearing is one of the two senses that can provide immediate information about remote events, along with sight. Unlike the latter, which is limited to line-of-sight applications, hearing can sense events in any direction and it is good in bringing them to attention of an unaware person [1]. Hearing impairment can thus have a huge disabling effect on an individual. The degree of hearing loss can range from a minor decline to complete loss of the hearing ability. Although hearing impairment occurs primarily among seniors as a natural result of aging, it can occur in any age group.

The human hearing system is capable of localizing sound sources in three-dimensions, outside of the field of vision and beyond obstacles, thus providing a more complete situational awareness that facilitates functioning in uncontrolled environments. However, conventional hearing aids and implanted devices usually only improve sound recognition, but not sound localization [2]. An artificial system capable of localizing a sound source would hence be beneficial in many fields, but especially for the hearing impaired.

Wearable technologies have been receiving increasing attention, fueled by advances in battery technology and ever increasing computing power of mobile processors. Wearable systems capable of sound

localization have been proposed in the literature, but usually depend on external processing, have high computational demands or poor frequency range.

For instance, Hwang *et al.* [3] used sound localization as complementary information for face recognition in their head-mount-display (HMD) based system. The system uses two microphones separated by 4 cm. Jain *et al.* [2] recently presented a detailed study about visual feedback for sound localization. Their motivation is that, although hearing aids and cochlea implants improve sound recognition, the user is still deprived of sound localization capabilities. The proposed system is implemented in a head-mount-display and relies on an external 64-microphone array for sound localization. Among their conclusions, most hearing-impaired participants reported that higher resolution in localization was strongly preferred, that currently available HMD are not appropriate for such application, and thus customized designs are needed.

This paper proposes a wearable self-contained dedicated device capable of full-plane sound localization. The system uses only four microphones, can localize high frequency sounds and is initially targeted at a resolution of 45°. A prototype of the proposed system was implemented and used for experiments.

Materials and methods

Sound localization methods can be divided into three groups, methods based on head-like structures and Head Related Transfer Functions (HRTF), methods using two or more microphones and utilizing binaural cues, and methods based on microphone arrays and beamforming techniques.

The HRTFs summarize the filtering effect of head, torso and pinna, for each direction and distance of a sound source [4]. Localization then becomes a search for the pair of left and right HRTF that produces the highest correlation value when applied to the incoming signals. Obtaining such functions, however, is a complex process. Beamforming based implementations require multi-microphone arrays with specific geometries and are notorious for their high computational complexity [5].

Human hearing is based on binary cues, which correspond to differences in a sound arriving to each ear. Interaural Level Difference (ILD) focuses on

differences in sound energy level as a cue for localization, while Interaural Time Difference (ITD) corresponds to the Time-Difference of Arrival (TDoA) of sounds between the two ears [6]. The latter is the most direct cue for estimating the direction of the sound source and does not impose so many restrictions to the structure of the system when compared to other methods.

Reducing dimensions of the device presents challenges for the sound localization method and the implementation of the device. As the distance between the microphones has to be small and no obstacle is present between them, differences in spectra and level between the signals in each microphone are neglectable. Hence, ILD and HRTF methods are not suitable for the intended implementation, and only ITD can be used.

Binaural sound localization – Among the most popular alternatives for estimating the TDoA is the Generalized Cross-Correlation (GCC) [7]. This method, however, is computationally expensive. Instead, the proposed system uses the well-know Jeffress model [8] to calculate the TDoA. In its basic form, the model contains two antiparallel delay lines that receive the spike trains corresponding to the sound coming from the left and right ears. The delay lines are connected to coincidence detectors along their lengths, which generate a spike if its two inputs receive a spike simultaneously. If there is no delay between the two sound signals, the majority of the spikes will coincide at the center of the delay lines. For instance, the more to the left the sound source is, the earlier the spikes from the left ear arrive at the delay line and the coincidence happens closer to the right side of the model. Thus, the temporal information is transformed to spatial information.

The space between the microphones directly affects the Jeffress model regarding bandwidth and resolution. Considering a Time-Difference Extractor (TDE) based on the Jeffress model with n coincidence detectors and n positions in each of the anti-parallel delay lines, the index z of the coincidence detector corresponding to a delay of Δt is given by:

$$z = \left\lceil \Delta t \frac{nf_s + n}{2n} \right\rceil = \left\lceil \frac{f_s \Delta t + n}{2} \right\rceil \quad (1)$$

where $\lceil \cdot \rceil$ represents the ceiling operator, f_s is the sampling frequency and n can be calculated as follows:

$$n = \left\lceil \frac{2df_s}{v} \right\rceil \quad (2)$$

The quantized angle θ_q represented by the index z is given by:

$$\theta_q = \arccos\left(\frac{2z}{n-1} - 1\right) \quad (3)$$

If the signal wavelength λ is shorter than the distance

between the microphones, spatial aliasing occurs [9]. The maximal frequency f_{\max} for a given distance $2d$ can be roughly determined as:

$$v = \lambda f_{\max} \cdot f_{\max} = \frac{v}{2d} \quad (4)$$

Proposed system – The proposed method independently calculated the binary angles of the three pairs of adjacent microphones and combines them into a final direction value. The process to calculate each angle is loosely based on the human hearing system and is shown in Figure 1. The input signal (left and right channel) is applied to a bandpass filter bank which divides it in 128 frequency bands from 100 Hz to 8 kHz. Each channel is then upsampled in order to increase its spatial resolution, according to equation (2). For each channel, a spike train is generated using a zero-crossing spike generator and applied to the TDE. The output spikes are counted and the maximal value indicates the TDoA of a given frequency channel. Finally, the values are converted to angles using equation (3) and averaged.

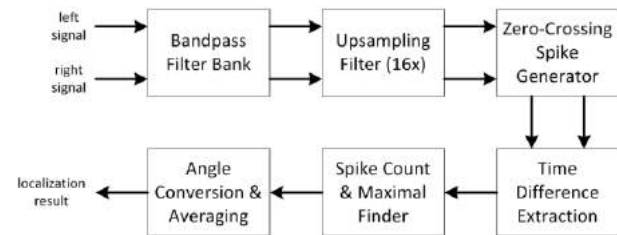


Figure 1: Summarized block diagram of the binaural angles calculation.

The final direction is obtained as follows. Let the four microphones be named M_1, M_2, M_3 and M_4 , and let the points located at the middle of each connection between pairs of adjacent microphones be A, B, C , as shown in Figure 2. Also let angles $\alpha, \beta, \gamma, \delta$ be the angles formed between the horizontal axis and the sound source S at points A, B, C and D , respectively. Finally, let point D be placed at the origin of the coordinate system. The objective is to find $\delta = f(\alpha, \beta, \gamma)$. Angle δ will be positioned at the crossing of the 3 angles, but, intuitively, only 2 angles are necessary for the calculation.

First, the tangents of angles α, β and δ are given by:

$$\tan \delta = \frac{S_y}{S_x} \quad (5)$$

$$\tan \alpha = \frac{S_y - A_y}{S_x - A_x} \quad (6)$$

$$\tan \beta = \frac{S_y - B_y}{S_x - B_x} \quad (7)$$

where P_x and P_y denote the Cartesian coordinates of a point P . In order to obtain δ , it is necessary to isolate S_x and S_y from equations (6) and (7):

$$S_x = \frac{A_x \tan \alpha - A_y - B_x \tan \beta + B_y}{\tan \alpha - \tan \beta} \quad (8)$$

$$S_y = \frac{A_y \tan \beta - A_x \tan \alpha \tan \beta - B_y \tan \alpha + B_x \tan \alpha \tan \beta}{\tan \beta - \tan \alpha} \quad (9)$$

Substituting (8) and (9) in (5) gives:

$$\delta = \arctan \left(\frac{A_y \tan \beta - B_y \tan \alpha + (B_x - A_x) \tan \alpha \tan \beta}{A_y - B_y - A_x \tan \alpha + B_x \tan \beta} \right) \quad (10)$$

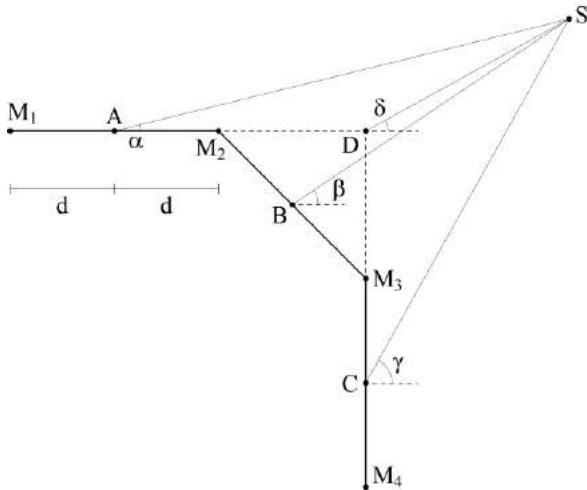


Figure 2: Position of the four microphones and binaural angles.

Equation (10) requires only two of the binaural angles to be used. As equation (3) presents a low resolution for angles close to -90° or $+90^\circ$, the two angles further from these regions are the chosen ones, thus reducing the overall error of the system.

The proposed system sets the distance $2d$ between adjacent microphones to just 10 mm, considerably smaller than the majority of methods proposed in the literature. This has the advantage of enabling a compact system and increase the frequency range, according to equation (4). The downside is a reduction in resolution, as shown in equation (2). The adopted solution was to increase the sampling frequency, which compensates for the reduction of d . This is accomplished by the upsampling stage shown in Figure 1.

Implementation – Similar to the human hearing system, the performance of a sound localization device can be influenced by its geometry, due to effects such as reflection and refraction of the sound on its parts. Thus, in order for the experimental results to be as realistic as possible, a prototype of the proposed system was created using 3D printing, as shown in Figure 3. It contains four INMP401 MEMS microphones, separated by 10 mm, positioned on the right-front corner of the frame, similar to the diagram in Figure 2. The microphones are powered by a CR2032 battery, placed on the left-front corner. This initial prototype does not

include any embedded processing unit and it is connected to external audio recording equipment by cable coming from the back of the right temple.



Figure 3: Wearable sound localization prototype, placed on the dummy head.

Results

The experiments were performed using the prototype shown in Figure 3, connected to a Roland Octa-Capture Digital Audio Interface. Each recording consists of 3 s of white noise, in directions from 0° to 360° at steps of 5° . In all experiments, the sound source was stationary, and the prototype, placed 3 m away, was rotated by a Kohzu RA07AW rotating stage. The experiments were made in a non-anechoic standard meeting room, measuring $12.9 \times 6.7 \times 2.8$ m, with a background noise of 32 dB and reverberation time RT_{60} of 0.55 s.

Localization accuracy – At first, the prototype was tested alone, without being placed on the dummy head. The localization results are shown in Figure 4. The average error was 6.73° and the maximal error was 20.41° .

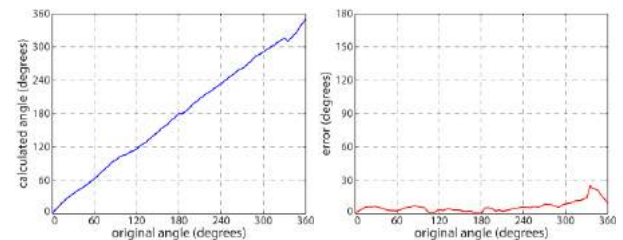


Figure 4: Localization results (blue) and angular error (red) of the stand-alone prototype.

After, the prototype was tested on the dummy head. The results are shown in Figure 5. The average error was 21.16° and the maximal error was 158.77° .

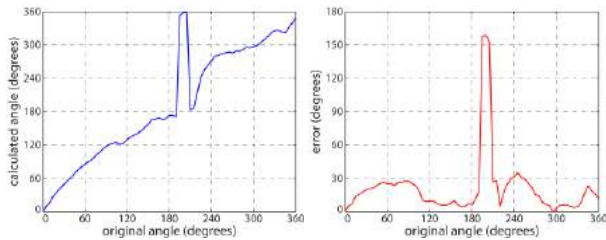


Figure 5: Localization results (blue) and angular error (red) of the prototype on the dummy head

Attitude Estimation – The objective of this experiment is to verify the maximal inclination of an individual's head (pitch and roll) while walking normally. If severe inclination values are observed, this could be a problem for the proposed wearable device, as the direction values would be invalid.

A 3-axis accelerometer MMA8451Q was placed in a cap, which was used by several individuals while walking a pre-determined path. The acceleration value was acquired 12.5 times per second, low-pass filtered with 0.5 Hz of cut-frequency and later converted to inclination angles, considering the earth's gravity. Five volunteers, unaware of the objective of the experiment, performed the experiment. The results are shown in Figure 6.

The average and standard deviation for the pitch angle were, respectively, -1.72° and 10.79° , while for the roll angle, average and standard deviation were -1.57° and 8.74° , respectively. As these values are considerably small, the resulting differences in the calculated horizontal directions are neglectable.

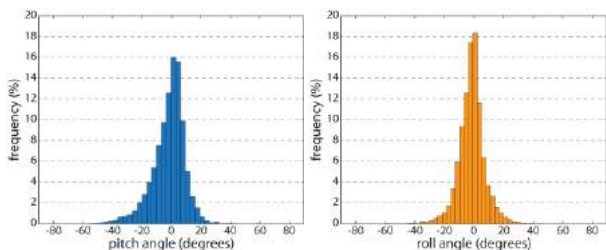


Figure 6: Pitch and roll histograms for the walking pattern of five subjects.

Discussion

This paper proposes a self-contained wearable sound localization device for hearing impaired people's assistance. A hardware prototype was implemented and used to conduct experiments.

The results shown that, when tested alone, the glass-frame prototype achieved high accuracy, more than enough for the intended 45° resolution, even in a reverberant environment. However, a large error was observed when the azimuth was around 200° in the case where the system was used on a dummy head. In order to try to prevent such error, several types of non-reflective materials in different shapes were added to the dummy-head, without success. Nonetheless, these experiments

showed that, when the sound is coming from behind the dummy head, several paths of different distances are created for the sound to reach the microphones, resulting in inconsistent time-delays. Possible solutions for this problem include the use of the sound pressure of each microphone, or the difference in pressure between the microphones, as an extra clue for determining the final direction of the sound source.

Future works also include the implementation of a new prototype with the microphones actually embedded in the glass frame, as well as an FPGA-based processing unit also installed within the frame.

Acknowledgements

The authors would like to thank Jana Makovniková and Shohei Fujimura for their contributions to this research.

References

- [1] Kim S-W, Lee J-Y, Kim D, You B-J, Doh NL. Human localization based on the fusion of vision and sound system. Proc. of the 8th International Conf. on Ubiquitous Robots and Ambient Intelligence; 2011. p. 495-498.
- [2] Jain D, Findlater L, Gilkeson J, Holland B, Duraiswami R, Zotkin D, Vogler C, Froehlich JE. Head-Mounted Display Visualizations to Support Sound Awareness for the Deaf and Hard of Hearing. Proc. of the 33rd Annual ACM Conf. on Human Factors in Computing Systems; 2015. p. 241-250.
- [3] Hwang B, Kim C-S, Park H-M, Lee Y-J, Kim M-Y, Lee M. Development of Visualizing Earphone and Hearing Glasses for Human Augmented Cognition. Proc. of the 18th International Conf. on Neural Information Processing; 2011. p. 342-349.
- [4] Cheng CI, Wakefield GH. Introduction to Head-Related Transfer Functions HRTFs: Representations of HRTFs in Time, Frequency, and Space. Proc. of the 107th Audio Engineering Society Convention; 1999. p. 231-249.
- [5] Valin J, Michaud F, Rouat J. Robust localization and tracking of simultaneous moving sound sources using beamforming and particle filtering. Robotics and Autonomous Systems. 2007; 55 (3): 216-228.
- [6] Keyrouz F. Advanced Binaural Sound Localization in 3-D for Humanoid Robots. IEEE Transactions on Instrumentation and Measurement. 2014; 63(9): 2098-2107.
- [7] Knapp CH, Carter GC. The generalized correlation method for estimation of time delay. IEEE Transactions on Acoustics, Speech, and Signal Processing. 1976; 24(4): 320-327.
- [8] Jeffress LA, A place theory of sound localization. Journal of Comparative and Physiological Psychology. 1948; 41: 35-39.
- [9] Blauert J. Spatial Hearing: The Psychophysics of Human Sound Localization. Rev. ed. Cambridge: The MIT Press; 1983.

NAVEGAÇÃO EM AMBIENTES INTERNOS PARA CADEIRANTES UTILIZANDO DISPOSITIVOS MÓVEIS

L. C. Oliveira^{1,2}, E. S. P. Filho², F. G. Fernandes¹ e E. C. Oliveira^{1,2}

¹ Universidade Federal de Uberlândia - UFU, Uberlândia - MG, Brasil

² Universidade de Uberaba – UNIUBE, Uberlândia – MG, Brasil

e-mail: lchagasoliveira@gmail.com

Resumo: A dificuldade de mobilidade é um dos problemas mais comuns experimentado por pessoas com deficiência física e atinge grande parte da população mundial. Pessoas com limitações motoras constituem um desafio na construção de navegação interior e serviços baseados em localização. O objetivo deste trabalho é propor um sistema de localização indoor utilizando NFC (*Near Field Communication*) que visa acessibilidade e leva em consideração as necessidades e habilidades do usuário em questão, de forma a evitar locomoção desnecessária e facilitar a navegação de cadeirantes.

Palavras-chave: cadeirantes, navegação *indoor*, tecnologia assistiva.

Abstract: *The difficulty of mobility is one of the most common problems experienced by people with physical disabilities and affects much of the world's population. People with motor limitations constitute a challenge in building of inland navigation and location-based services. The objective of this work is to propose a indoor location system using NFC (Near Field Communication) aimed at accessibility and takes into account the needs and abilities of the user in question, so as to avoid unnecessary locomotion and easier navigation of wheelchair users.*

Keywords: *wheelchair, indoor navigation, assistive technology.*

Introdução

Com o desenvolvimento tecnológico e industrial, está cada vez mais comum a construção de grandes centros comerciais, ou mesmo grandes aeroportos, universidades, *shopping centers*. São grandes construções, onde constantemente temos dificuldade de encontrar determinados lugares dentro do prédio. Por exemplo, encontrar uma loja dentro de um *shopping* ou encontrar um banheiro em um aeroporto. Por outro lado, visando acessibilidade e levando em consideração as necessidades e habilidades da população, verifica-se que há um grande número de pessoas que possuem dificuldades de locomoção devido a alguma deficiência física. Desse modo, não é surpresa que uma das tecnologias mais promissoras para prédios com grande estrutura é a *Indoor Positioning Systems* (IPS) [1].

Além disso, sabe-se que deficientes são pessoas que apresentam necessidades próprias e diferentes que requerem atenção específica em virtude de sua condição de deficiência. Genericamente, também são chamados de portadores de necessidades especiais. Apresentam significativas diferenças físicas, sensoriais ou intelectuais, decorrentes de fatores inatos ou adquiridos, de caráter permanente, que acarretam dificuldades em sua interação com o meio físico e social [2]. Existem diversos tipos de deficiências, podendo ser auditiva, física, mental, visual ou múltipla.

Para as pessoas com deficiência, a tecnologia torna as coisas possíveis. Pessoas com limitações motoras, por exemplo, usuários de cadeiras de rodas ou pessoas com limitação de movimento nos membros inferiores, constituem uma classe de usuários "desafio" para um sistema de navegação. O ramo da tecnologia que visa proporcionar ou ampliar habilidades funcionais de pessoas com deficiência, é chamado de Tecnologia Assistiva. Além de melhorar as habilidades em realizar tarefas de interesse, promove também maior qualidade de vida, independência e inclusão social [3].

Nessa linha de raciocínio, este trabalho apresenta um sistema de localização indoor utilizando NFC (*Near Field Communication*) para cadeirantes. O desenvolvimento desta aplicação justifica-se porque a utilização da tecnologia assistiva é um recurso que deve atender a maioria das pessoas, promovendo a inclusão dos mesmos, independentemente de suas diferenças.

Materiais e métodos

Com relação aos aspectos metodológicos e tecnológicos, para a implementação deste sistema de navegação em ambientes internos para cadeirantes utilizando dispositivos móveis, fez-se uso das seguintes ferramentas: IPS (*Indoor Positioning Systems*), *tags* NFC (*Near Field Communication*) e a tecnologia RFID (*Radio Frequency Identification*).

IPS pode ser traduzido como Sistemas de Localização para Ambientes Fechados. Ele localiza objetos e pessoas em um prédio e fornece dados sobre sua localização e, principalmente, fornece aos usuários informações e rotas para ajudá-los a encontrar o caminho para o local desejado [1].

Os sistemas de localização *outdoor* (ambientes ao ar livre) tem alcançado grande sucesso, conduzindo ao desenvolvimento de sistemas e dispositivos comerciais,

como o Sistema de Localização Global (GPS – *Global Positioning Systems*). O GPS é uma tecnologia excelente, utilizada para a determinação precisa da localização *outdoor*, porém, é inviável para localização *indoor*, devido a atenuação de seu sinal [4].

Assim como rastrear e localizar pessoas e objetos ambientes ao ar livre e em tempo real é feito através de GPS; o IPS permite o rastreamento semelhante, porém *indoor* (em ambientes fechados) [1].

No entanto, o campo de pesquisa em localização *indoor*, ainda não atingiu o mesmo sucesso que o GPS. Ou seja, ainda não existem serviços ou sistemas de localização *indoor* disponíveis no mercado [4].

Uma etiqueta ou *tag* NFC (*Near Field Communication* ou Comunicação por Campo de Proximidade) consiste em um circuito integrado onde os dados, geralmente na forma de um número de série, são armazenados e podem ser lidos através de barreiras e objetos tais como madeira, plástico, papel, entre outros [5]. A Figura 1 apresenta diferentes tipos de *tags* NFC.



Figura 1: Diferentes tipos de *tags* NFC [5].

As *tags* NFC são fabricadas em diversos tamanhos para aplicações destinadas à ambientes normais e ambientes extremos. São considerados extremos os ambientes com alta umidade, alta pressão, que possuem interferência metálica, altas temperaturas ou onde há absorção de sinal devido a líquidos [5].

Para a maioria das pessoas, pressionar uma tecla para iniciar um carro, ligar e desligar um alarme com um controle a distância, utilizar um cartão de acesso a um edifício ou sala, ou validar um cartão-passe em ônibus ou metrô se tornaram parte da nossa rotina diária. Estes são exemplos da tecnologia automática de captura de dados que se baseia em campos eletromagnéticos de radiofrequência, a RFID [6].

A tecnologia RFID (*Radio Frequency Identification* ou Identificação por Radiofrequência) pode ser definido como: uma tecnologia automática de identificação que utiliza campos eletromagnéticos de radiofrequência para identificar objetos que carregam etiquetas, ao se aproximarem de um leitor [6].

O dispositivo RFID tem o mesmo propósito de um código de barras ou uma tarjeta de banda magnética no verso do cartão de crédito ou cartão de débito. Ele

fornece um identificador exclusivo para esse objeto. Assim como um código de barras ou fita magnética são digitalizadas para obter informações, os dispositivos RFID também devem ser digitalizados para recuperar as informações de identificação. Mas, a principal diferença está na proximidade do sistema para o objeto e a necessidade de uma linha de visão. O RFID permite que as ondas de rádio percorram distâncias razoavelmente grandes para enviar as informações aos receptores. Quando utilizadas grandes quantidades de energia, os dados podem viajar por longas distâncias, como no caso dos radares de aeroportos ou no rastreamento de animais e veículos [7].

Nessa perspectiva, o sistema consiste em um aplicativo para navegação em ambientes internos (navegação *indoor*) para dispositivos móveis que contém o mapa do ambiente. No ambiente, deve haver diversas *tags* espalhadas, as quais indicam ao usuário a sua localização. O usuário possui um mapa do ambiente, no qual pode ser traçado uma rota de origem e destino, baseado nos caminhos acessíveis para deficientes físicos.

Existem, popularmente, dois tipos de *tags*: ativa e passiva. As *tags* ativas geralmente usam a energia da bateria e possuem seu próprio transmissor para enviar ativamente um sinal que é obtido pelas antenas do leitor. As etiquetas passivas não têm uma bateria; sua fonte de energia vem da indução de corrente das ondas eletromagnéticas propagadas pelas antenas do leitor. A *tag* passiva fica dormente até que seja ativada através de um sinal de um leitor NFC.

Neste sistema, foram utilizadas *tags* passivas, mostradas na Figura 2.



Figura 2: *Tags* passivas utilizadas no trabalho.

O aplicativo funciona em qualquer celular ou *tablet* com sistema operacional Android e que possua NFC.

Para este trabalho, foram realizados testes nos celulares *Galaxy S3* e *Moto X*, em um ambiente da universidade.

É um aplicativo comum que, ao ser instalado, pode ser acessado através de seu ícone, conforme Figura 3.

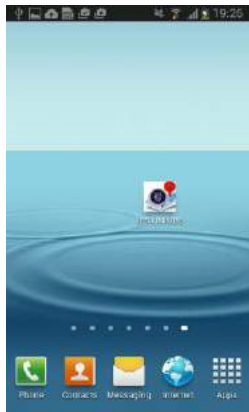


Figura 3: Ícone do sistema na tela inicial do celular.

Resultados

Assim, ao abrir o *software*, aparecerá o mapa do ambiente, conforme ilustrado na Figura 4.



Figura 4: Tela inicial do *software* contendo o mapa do prédio.

No momento em que o usuário aproximar seu dispositivo em uma das *tags* afixadas pelo ambiente, o sistema mostra no mapa sua localização através de um indicador contendo a foto do usuário e o nome do lugar onde ele encontra, conforme ilustrado na Figura 5.



Figura 5: Usuário fazendo leitura da *tag* para obter sua localização no mapa.

As Figuras 6 e 7 mostram dois exemplos de exibição da localização do usuário: na biblioteca (ponto de partida) e na rampa de acesso (ponto de chegada).



Figura 6: Obtenção da localização do usuário no ponto de partida – biblioteca.



Figura 7: Obtenção da localização do usuário no ponto de chegada – rampa de acesso.

O usuário pode obter rotas para um destino a partir de uma origem. No mapa, é mostrado o melhor caminho, sem obstáculos, a ser percorrido pelo cadeirante, ilustrado na Figura 8 e acessado através do botão Rota. Neste caso, foram considerados usuários que possuem deficiência física, que pode ser um cadeirante. Portanto, o percurso informado não possui escadas, degraus ou qualquer obstáculo que possa impedir sua locomoção. O botão *Clear* da Figura 7 limpa a rota atual e volta para a tela inicial permitindo novas navegações.



Figura 8: Rota mostrando o caminho partindo da rampa de acesso para a biblioteca.

Discussão

A evolução constante da tecnologia está impulsionando o desenvolvimento de aplicações para pessoas que possuem algum tipo de deficiência, enfatizando a utilização de novas ferramentas e propiciando melhorias eficazes para inclusão social.

Os dispositivos móveis são veículos essenciais para o uso de várias tecnologias e todas as suas funções atuais tenderão a ficar obsoletas, provocando assim a evolução no sentido do multifuncional, ou seja, o "mobile" passará a ser "all mobile", composto por um número de serviços e aplicações multimídia, unindo o *streaming* de áudio e vídeo, o acesso à Internet, informação georeferenciada, informação em tempo real, realidade aumentada, entre outros, enquanto houver limites para transportar na nossa imaginação.

Em virtude do que foi mencionado, observa-se que há uma crescente expansão da tecnologia na implementação de ferramentas e sua contribuição no desenvolvimento de aplicativos na área da saúde e medicina.

A partir de suas características de usabilidade, dinamismo, capacidade de promover a interação entre os mundos real e virtual, consegue-se promover melhorias na acessibilidade e locomoção de pessoas com deficiência física, facilitando sua rotina diária.

Conclusão

A partir de pesquisas realizadas e análises conduzidas, verifica-se, que apesar dos sistemas desenvolvidos, ainda há vários desafios a serem superados a fim de que as aplicações de navegação

indoor sejam incluídas na rotina dos indivíduos com necessidades especiais.

Portanto, a navegação *indoor* é uma tecnologia que traz vantagens para todos, tanto para deficientes como para não deficientes. Traz acessibilidade, economia de tempo para encontrar determinado local, diminui desgaste físico e proporciona uma maior integração dos visitantes com o ambiente.

Com isso, este trabalho apresentou a utilização da tecnologia de NFC (*Near Field Communication*) combinada a navegação *indoor* para criação de um sistema de localização para cadeirantes, com a finalidade de promover maior praticidade e independência para as pessoas que possuem essa limitação física.

Como proposta de melhorias futuras propõe-se adicionar novas funcionalidades na aplicação, tais como ampliar o sistema, cadastrando novas rotas de localização referentes a outros locais, bem com realizar uma avaliação de resultados com pessoas cadeirantes.

Agradecimentos

Os autores agradecem o apoio e as orientações realizadas no Projeto de Iniciação Científica da Universidade de Uberaba por meio do Programa Institucional de Bolsas de Iniciação em Desenvolvimento Tecnológico e Inovação (PIBITI).

Referências

- [1] Sinopoli J. Indoor Positioning Systems. Disponível em: <http://www.automatedbuildings.com/news/mar13/articles/sinopoli/130225111303sinopoli.html>. Acesso em: 21 nov. 2015.
- [2] Ministério Público do Estado do Paraná. Conceitos de deficiência. Disponível em: <http://www.ppd.mppr.mp.br/modules/conteudo/conteudo.php?conteudo=41>. Acesso em: 09 dez. 2015.
- [3] Sartoretto L, Bersh R. Tecnologia Assistiva. Disponível em: <http://www.assistiva.com.br/tassistiva.html>. Acesso em: 19 jan. 2016.
- [4] Paraskevi R, Kouroupetroglou G. Indoor Navigation and Location-Based Services for Persons with Motor Limitations. University of Athens, Greece. 2014.
- [5] NFC-Forum. NFC and Contactless Technologies. Disponível em: <http://nfc-forum.org/what-is-nfc/about-the-technology/>. Acesso em: 06 mar. 2016.
- [6] Tsetsos V et al. Semantically enriched navigation for indoor environments. International Journal of Web and Grid Services (IJWGS), v. 2, n. 4, p. 453-478, 2006. ISSN 1741-1106.
- [7] Chakraborty B, Hashimoto T. A framework for user aware route selection in pedestrian navigation system. Aware Computing (ISAC), 2010 2nd International Symposium on, 2010, 1-4 Nov. 2010. p.150-153.

MAGIC PROSTHESIS: SERIOUS GAME PARA APOIO À REABILITAÇÃO FÍSICA UTILIZANDO INTERFACES NATURAIS

F. G. Fernandes*, A. Cardoso* e E. A. Lamounier Jr.*

* Universidade Federal de Uberlândia - UFU, Uberlândia - MG, Brasil
e-mail: flavia.fernandes92@gmail.com

Resumo: O uso da reabilitação virtual através de jogos visa simular situações reais. Assim, percebe-se que o uso desta afasta o paciente do foco da dor ou do incômodo e também melhora na funcionalidade dos membros acometidos e o leva a retomar as atividades nas áreas de desempenho ocupacional. Neste trabalho, intitulado *Magic Prosthesis*, foi utilizada a tecnologia de Realidade Virtual juntamente com o dispositivo vestível *Myo*, aplicados ao contexto de *serious games* para pessoas com ausência congênita e/ou adquirida de antebraço, com o objetivo de motivá-las a utilizar prótese, voltado principalmente para crianças e adolescentes. Como resultados, pretende-se impactar na melhoria da qualidade de vida dos pacientes que se encontram nessa categoria, além da promoção da acessibilidade no meio social.

Palavras-chave: interfaces naturais, reabilitação, *serious game*.

Abstract: *The use of virtual rehabilitation through games aims to simulate real situations. Thus, one can see that the use of this patient focus away from pain or nuisance and also improves on the functionality of the affected members and leads him to resume the activities in the areas of occupational performance. In this work, titled Magic Prosthesis was used Virtual reality technology along with the wearable device Myo, applied to the context of serious games for people with congenital and/or acquired absence of forearm, with the goal to motivate them to use prosthesis, aimed primarily to children and teenagers. As a result, we intend to impact in improving the quality of life of patients who are in this category, in addition to the promotion of accessibility in the social environment.*

Keywords: *natural interfaces, rehabilitation, serious game.*

Introdução

A deficiência física torna-se um grande obstáculo na vida das pessoas com necessidades especiais que são privadas de realizar até mesmo suas atividades do dia-a-dia sem a necessidade de ajuda de outras pessoas [1]. As pessoas que possuem deficiência possuem necessidades especiais, sendo que usuários com deficiências físicas apresentam problemas de mobilidade, tais como dificuldades de acesso ao seu destino final [2].

Recentemente, observa-se que o desenvolvimento da tecnologia da informação vem auxiliando inúmeras

práticas na área da saúde, em atividades como diagnóstico, terapia, gerenciamento e educação, o que exige a necessidade de mudanças e desenvolvimento de novas habilidades pelos profissionais das áreas envolvidas [3].

Os jogos digitais deixaram de ser vistos como uma forma de entretenimento prejudicial à saúde. Games tornam-se uma ferramenta importante para melhorar o tratamento dos pacientes que vão desde aqueles que estão atravessando uma grave enfermidade, como o câncer, por exemplo, até os que demandam procedimentos mais leves, como a fisioterapia [4].

Nessa perspectiva, este trabalho apresenta o desenvolvimento de um *serious game* chamado *Magic Prosthesis* para auxiliar na reabilitação de indivíduos com deficiência física, especificamente pessoas com ausência congênita e/ou adquirida de antebraço, principalmente crianças e adolescentes, utilizando Realidade Virtual e o *wearable Myo*. Logo, este sistema visa motivar os pacientes a realizar o tratamento de maneira interativa e lúdica, tornando mais fácil a adaptação à utilização de prótese no membro superior do corpo.

Materiais e métodos

Os *serious games* relacionam-se com uma categoria especial de jogos, voltados a conteúdos e finalidades específicos, nos quais o jogador utiliza seus conhecimentos para resolver problemas, conhecer novas problemáticas e treinar tarefas. Uma das tecnologias propícias à construção de *serious games* é a Realidade Virtual, que oferece ambientes computacionais tridimensionais com formas avançadas de interação capazes de prover maior motivação ao processo de aprendizagem [5].

A aplicação, na forma de um *serious game* suportado por RV e interfaces naturais visa auxiliar na reabilitação de crianças e adolescentes com deficiência física, inicialmente, com idade entre seis e quinze anos, do sexo masculino ou feminino com ausência congênita e/ou adquirida de antebraço. A finalidade deste sistema é motivar a utilização de prótese para auxiliar no tratamento de reabilitação [6].

Com relação aos aspectos metodológicos e tecnológicos, para a implementação do *Magic Prosthesis*, utilizou-se RV por meio do desenvolvimento de ambientes virtuais, incluindo interações e animações, com uso da linguagem de programação C#. Para a

modelagem dos objetos tridimensionais, utilizou-se o software *3ds Max*, e para a criação dos cenários do jogo optou-se pelo uso do motor de jogo *Unity 3D*, pois ambos são ferramentas gratuitas e muito populares para o desenvolvimento de *games*.

O *serious game* apresentado neste trabalho é persuasivo e possui três fases, com desafios incrementais, em que a criança joga utilizando o dispositivo *wearable Myo*.

A narrativa do jogo é em primeira pessoa, ou seja, o usuário é o próprio personagem, o qual dispõe de uma prótese para o antebraço direito ou uma prótese para o antebraço esquerdo, ou ambas, dependendo da deficiência da criança.

Assim, a criança utiliza uma prótese em Realidade Virtual durante o jogo para realizar as atividades propostas no *serious game*, e ganha pontos conforme avança de nível, além de permitir a troca de prótese por uma melhor. Assim, o jogo tem o propósito de retratar a realidade da criança.

Para isso, é necessário o uso do dispositivo vestível *Myo*, colocado no braço da criança, com a finalidade de reconhecer as contrações musculares do usuário e transformá-los em comandos para a navegação do jogo.

Assim, o usuário tem acesso e controle do *serious game* construído no software *Unity 3D* por meio do *wearable Myo*. Além disso, para a elaboração do jogo, foram necessárias as ferramentas: linguagem de programação *C#*, software de modelagem *3ds Max* e Realidade Virtual, para tornar o ambiente mais imersivo e atrativo para a criança.

Resultados

Primeiramente, a criança coloca o dispositivo *wearable Myo* em seu braço para realizar os movimentos necessários durante a execução do *serious game* e se posiciona em frente a um computador.

O *wearable Myo*, ao invés de reproduzir diretamente os movimentos, como o *Kinect*, tem formato de braçadeira e fica posicionado no braço do usuário; através do contato com a pele, percebe a atividade elétrica dos músculos do braço, traduzindo os mínimos movimentos para um computador com a capacidade de controlar uma variedade de aparelhos.

O *Myo* possui a habilidade de controlar aparelhos, reagindo a partir de movimentos sutis e filtrando movimentos inúteis que braço e mão realizam. A variedade de aparelhos que podem ser controlados é muito grande, sendo possível controlar *games* e vídeos, passar slides e manipular aeromodelos apenas com os movimentos do braço e da mão.

Após a calibração do *Myo* no braço da criança, ela seleciona o seu sexo (menino ou menina) e escolhe com qual prótese deseja jogar: direita, esquerda ou ambas, dependendo da deficiência da criança.

Na Figura 1, é apresentada a modelagem tridimensional das próteses direita e esquerda no software *3ds Max*.

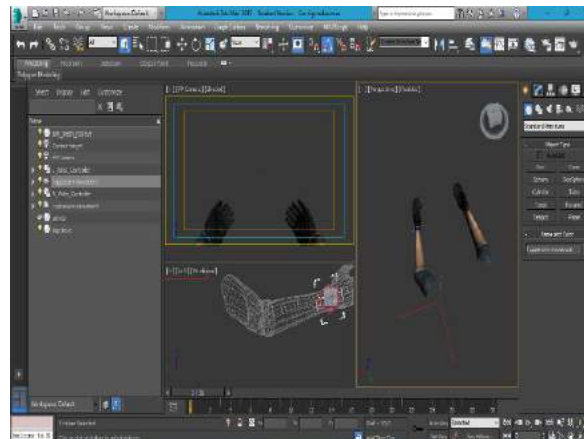


Figura 1: Próteses no software *3ds Max*.

Os símbolos apresentados na Figura 2 são os principais gestos realizados pelo usuário durante a execução do *serious game* controlado pelo *wearable Myo*, representando os comandos necessários para a boa continuidade do jogo, os quais são, respectivamente: “Iniciar Jogo”, “Ir para a direita”, “Ir para a esquerda” e “Pausar Jogo”.

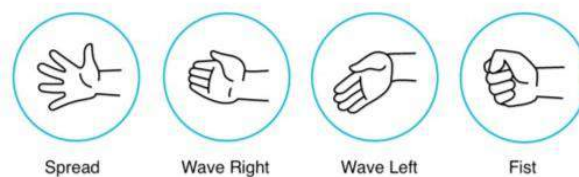


Figura 2: Gestos executados pelo usuário com o *Myo*.

Porém, para o *serious game Magic Prosthesis*, foram necessárias adaptações destes gestos, visto que o jogo é voltado para crianças sem antebraço. Dessa forma, o jogo é controlado por gestos do braço da criança onde se encontra o *wearable Myo*. Os gestos podem ser cadastrados especificamente para cada usuário, conforme a necessidade e a disponibilidade física de cada criança que faz uso do *Magic Prosthesis*.

Na primeira fase, o cenário do jogo é um Quarto, e a prótese utilizada auxilia a pegar objetos. Foram inseridos no *serious game* objetos que fazem parte do cotidiano da criança, como brinquedos, bolas, bonecas, carrinhos, conforme o gênero da criança. Desse modo, quanto mais objetos a criança conseguir pegar, mais pontos ela adquire. E ao atingir determinada pontuação, o usuário avança o nível do *game*.

Na Figura 3, é exibido o cenário da primeira fase do *serious game Magic Prosthesis* no software *Unity 3D*, o qual representa um quarto.

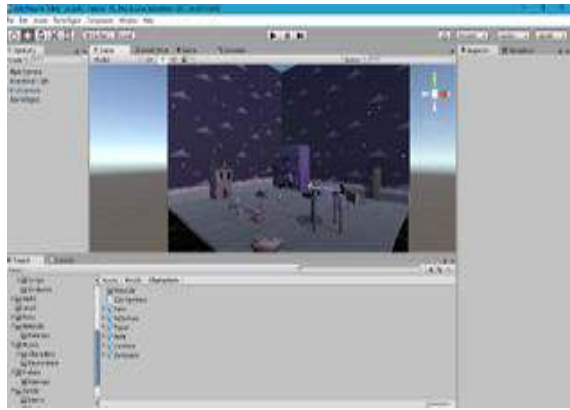


Figura 3: Cenário da primeira fase do *serious game*.

Na Figura 4, pode-se observar a prótese vermelha, utilizada para a primeira fase do jogo, e alguns objetos (brinquedos) no *software* de modelagem para desenvolvimento do *serious game Magic Prosthesis*.



Figura 4: Modelagem de objetos para a primeira fase do jogo.

Na Figura 5, é mostrado o quarto, cenário da primeira fase do *serious game Magic Prosthesis*, com alguns brinquedos e a prótese vermelha. Dessa maneira, a criança deve pegar a maior quantidade de brinquedos possível em menor tempo utilizando a prótese, com o objetivo de ganhar maior pontuação e avançar para o próximo nível do jogo.

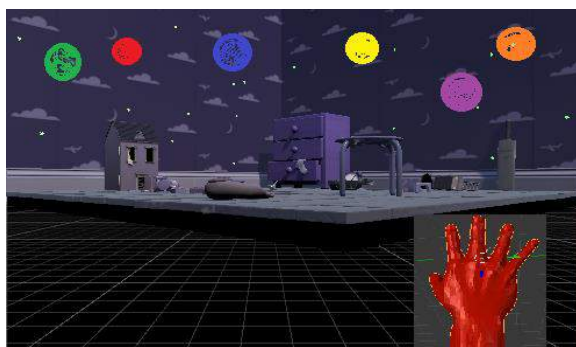


Figura 5: Primeira fase do *game Magic Prosthesis*.

Na segunda fase, o cenário do jogo é uma Cozinha, e a prótese utilizada ajuda o usuário a comer. Para este

nível, foram utilizados alimentos saudáveis, como frutas, verduras, legumes. Dessa forma, quanto mais alimentos saudáveis a criança conseguir pegar e comer com o auxílio da prótese, mais pontos ele obtém, e avança o nível do *serious game*.

Na Figura 6, pode-se observar a prótese amarela, utilizada para a segunda fase do jogo, e alguns objetos (frutas) no *software* de modelagem para desenvolvimento do *serious game Magic Prosthesis*.



Figura 6: Modelagem de objetos para a segunda fase do jogo.

Na Figura 7, é mostrada a cozinha, cenário da segunda fase do *serious game Magic Prosthesis*, com algumas frutas e verduras, e a prótese amarela. Dessa maneira, a criança deve comer a maior quantidade de alimentos possível em menor tempo utilizando a prótese, com o objetivo de ganhar maior pontuação e avançar para o próximo nível do jogo.



Figura 7: Segunda fase do *game Magic Prosthesis*.

Na terceira fase, o cenário do jogo é uma Sala, onde há a prótese que ajuda a criança a utilizar dispositivos tecnológicos, como celulares, *tablets*, computadores, *notebooks*. Desse modo, quanto mais acertos o usuário conseguir realizar na execução destes comandos com o auxílio da prótese, maior será sua pontuação, além de concluir este nível do *serious game*.

Na Figura 8, pode-se observar a prótese azul, utilizada para a terceira fase do jogo, e alguns objetos (dispositivos tecnológicos) no *software* de modelagem para desenvolvimento do *serious game Magic Prosthesis*.

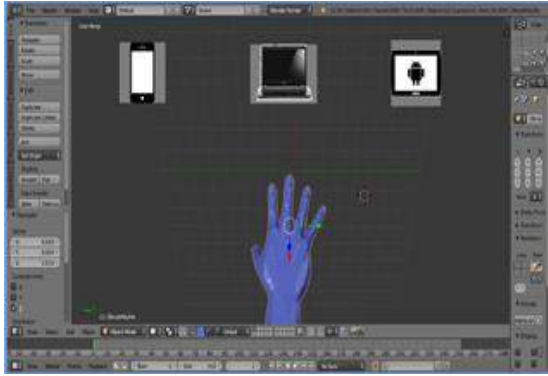


Figura 8: Modelagem de objetos para a terceira fase do jogo.

Na Figura 9, é mostrada a sala, cenário da terceira fase do *serious game Magic Prosthesis*, com alguns dispositivos tecnológicos e a prótese azul. Dessa maneira, a criança deve utilizar esses dispositivos tecnológicos de maneira adequada e, em menor tempo, utilizando a prótese, com o objetivo de ganhar maior pontuação e concluir este nível do jogo.



Figura 9: Terceira fase do *game Magic Prosthesis*.

Logo, ao concluir as três etapas do *serious game Magic Prosthesis*, a criança vence o jogo e torna-se mais motivada para utilizar a prótese na vida real em seu cotidiano.

Discussão

Logo, *serious games* baseados em Realidade Virtual e *wearables* são inovações tecnológicas inseridas aos poucos no cotidiano das pessoas. A sua principal utilidade é promover interesse e motivação aos usuários ao realizar certas atividades, como de reabilitação e tratamento de doenças.

Myo se destaca dentre tantas tecnologias de controle por gestos, muitas das quais dependem de câmeras ou exigem *hardware* volumoso para reconhecer os gestos do usuário e traduzi-los em ações em uma tela. Uma vez que a braçadeira *Myo* interpreta os impulsos elétricos gerados pelos movimentos musculares em seu braço ou antebraço, ele não precisa nem de luz, nem de uma câmera para funcionar. Isso, juntamente com o seu tamanho relativamente pequeno, pode torná-la mais fácil de usar em salas escuras ou à luz solar intensa e pode oferecer aplicativos móveis interessantes, como permitir controlar os recursos em um relógio inteligente.

Conclusão

Portanto, a partir dos testes realizados, verifica-se que o *serious game* apresentado neste trabalho auxilia na motivação de crianças com deficiência física nos membros superiores para que elas tenham maior interesse em utilizar prótese e contribuir para um melhor tratamento durante o processo de reabilitação.

As principais dificuldades encontradas na realização deste trabalho foram a modelagem para a construção do jogo e o reconhecimento dos movimentos pelo dispositivo *wearable*, devido à sua complexidade e à diversidade de variáveis envolvidas neste processo.

Como trabalhos futuros, pretende-se prosseguir com o desenvolvimento de mais cenários no jogo com a finalidade de melhorar o incentivo ao uso de prótese em crianças com deficiência física nos membros superiores. Também implementar o *serious game* para outros membros do corpo humano. E também realizar o desenvolvimento de um módulo de supervisão da aplicação, no qual o profissional habilitado poderia visualizar gráficos para acompanhar a evolução de determinado paciente, e também comparar os resultados obtidos por diferentes pacientes na execução do jogo.

Agradecimentos

Os autores agradecem à CAPES (Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior) pelo apoio financeiro, e também ao Grupo de Realidade Virtual e Aumentada (GRVA) da Universidade Federal de Uberlândia (UFU) pelo incentivo.

Referências

- [1] Ribeiro M, Zorzal E. Realidade Virtual e Aumentada: Aplicações e Tendências. In: XIII Symposium on Virtual and Augmented Reality. 23. Uberlândia-MG: Sociedade Brasileira de Computação – SBC, 2011.
- [2] Machado LS, Moraes RM, Nunes, FLS. Abordagens Práticas de Realidade Virtual e Aumentada. In: XI Symposium on Virtual and Augmented Reality. 25. Porto Alegre - RS: Pontifícia Universidade Católica – PUCRS, 2009.
- [3] Monteiro Junior RS et al. Efeito da reabilitação virtual em diferentes tipos de tratamento. Revista Brasileira de Ciência da Saúde, Rio de Janeiro, n. 29, p. 56-63, jul/set. 2011.
- [4] L. M. C. Santarosa; D. Conforto; L. D. O. Basso. Eduquito: ferramentas de autoria e de colaboração acessíveis na perspectiva da web 2.0. In: *Revista Brasileira de Educação Especial*, v. 18, n. 3, 2012. ISSN 1413-6538.
- [5] V. Tsetsos et al. Semantically enriched navigation for indoor environments. In: *International Journal of Web and Grid Services (IJWGS)*, v. 2, n. 4, p. 453-478, 2006. ISSN 1741-1106.
- [6] C. Kirner; R. A. Tori. Fundamentos de Realidade Virtual e Aumentada. In: *IX Symposium on Virtual and Augmented Reality*, 28. 2007. Petrópolis. Anais.Petrópolis: LNCC, 2007. p. 02-21.

GRAPH CENTRALITY MEASURES FOR ASSESSING MOTOR IMAGERY TASKS: AN OFFLINE ANALYSIS FOR EEG-BCIs

C. A. Stefano Filho*, R. R. F. Attux**, G. Castellano*

*Neurophysics group, IFGW, Unicamp, Campinas, Brazil

**Dept. of Computer Engineering and Industrial Automation, FEEC, Unicamp, Campinas, Brazil
e-mail: carlos.stefanofilho@gmail.com

Abstract: BCIs (brain-computer interfaces) are systems capable of classifying brain signals extracted from its user according to some intent, to interact with external devices. So far, no optimum way of acquiring and processing the mental patterns generated by BCI users has been established, making the search for new approaches important. In recent years, graph applications to BCIs have received some attention. In this work, we studied the feasibility of using graph centrality measures as features to common classifier algorithms used in motor imagery EEG-based BCIs (linear discriminant analysis and support vector machines). We found that results can vary significantly if it is sought to use measures of the graph as a whole, or from individual nodes. Using features from the whole graph provided mean classification accuracies of about 68 % using the degree centrality; the other two centrality measures tested (betweenness and eigenvector) performed worse. Considering individual sets of nodes for classification, accuracy results increased to about 75 %, with all centrality measures presenting more similar results. We conclude that the use of centrality measures for classifying hand motor imagery data is a promising strategy, but further investigation needs to be done in order to define the optimum set of electrodes to use.

Keywords: BCI, EEG, graphs, motor imagery, signal classification.

Introduction

Brain-computer interfaces (BCIs) are systems capable of acquiring brain signals and, after some processing steps, classifying them in order to interact with an external device, such as a wheelchair or a prosthesis. The general idea is to use a strategy that makes the user generate specific mental patterns, to be extracted and classified according to his/her intent. One of the main used strategies is motor imagery (MI) [1-3].

Hand MI response is known to be similar to the one generated by movement per se, which, in the electroencephalogram (EEG), manifests itself as an amplitude decrease in the mu and central beta bands on the contralateral hemisphere with respect to the hand MI [4].

There is not, however, an optimum manner to analyze MI signals from EEG data for BCIs, and a variety of factors is strongly responsible for this, such as the large inter and intra-subject variability, and the high

amount of noise in the EEG data. Therefore, new approaches for data classification and feature extraction constitute an important field of study. Recently, the use of graph metrics for BCIs has been under study [5-6], their viability having been analyzed for classifying mental patterns generated by MI. In neuroscience, graphs are used to represent interactions among different brain areas. Since in hand MI hemispheres “activate” differently, it is expected that this should be reflected in the graph metrics representing them.

In this work, graph representations of interactions between cortex areas were used in an attempt to extract new features that could help in EEG MI pattern classification. It was hypothesized that the frequency alterations due to MI should also manifest themselves in some way within these graphs. We studied the feasibility of using centrality measures of graph nodes to determine the corresponding MI task. These measures were chosen because they have been shown to estimate the relative importance of a graph’s node under some criteria [7]. We expect nodes related to MI tasks to present higher centrality measures. Since there are different criteria for centrality definition, three distinct types of centrality were tested: degree centrality, betweenness centrality and eigenvector centrality.

Materials and methods

Data acquisition – Data from 8 healthy subjects (7 men, mean age 24 ± 4 years) were acquired using the BrainAmp amplifier (BrainProducts, Germany), at a 5 kHz sampling rate, with the BrainCap and 64 Ag/Cl pre-defined electrodes (10/10 positioning system). All subjects signed an informed consent term, approved by UNICAMP’s Ethical Committee (CAAE 0617.0.146.000-10), previous to data acquisition.

Four acquisitions were made for each subject: two consisting of hand movement tasks and two of hand MI tasks. In the latter two, each person was asked to imagine the same movement they had previously just made. The experimental paradigm consisted of alternated rest and task blocks of 10 s each (Figure 1). Nine rest blocks and eight task blocks (alternating between right and left hand) were performed (total duration of 170 s). Subjects were placed sitting comfortably in front of a computer screen displaying a chronometer, so they could keep track of each block’s duration. To keep track of potential artifact prompts,

notes were taken every time subjects made some noticeable movement. Also, hand movement acquisitions served to ensure that subjects properly understood the instructions and would hopefully execute the MI protocol correctly. Acquisitions were redone when necessary.

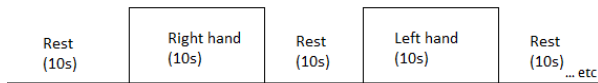


Figure 1 – Acquisition paradigm.

Signal preprocessing – Data were filtered in two bands of interest: mu (7-13 Hz) and beta (13-30 Hz). A CAR spatial filter [8] was also used, in order to remove common artifacts arising at the same time in all channels. In addition, a smoothing operation was done over the EEG time series: signals were averaged within a three second rectangular sliding window, to compensate for sudden and unexpected variations. Therefore, the original 10s experimental blocks became smoothed 8s-long blocks. Afterwards, they were divided into smaller one second blocks, making a total of 32 one second blocks, per MI task, and per acquisition.

Graphs – a graph is a mathematical tool composed of a finite number of nodes (or vertices), that are linked to each other by means of edges (or links). A graph can also be represented as an adjacency matrix, where each element indicates if two nodes are connected (in the case of an unweighted graph), or how strong the connection between them is (in the case of a weighted graph). In an unweighted graph, each element of the adjacency matrix can be either 1 (if there is a connection) or 0 (if the connection does not exist).

In this study, each electrode was considered as a node, and links between nodes were estimated by analyzing the similarity between their recorded time series using the motifs method [9]. This is a qualitative approach that translates the original time series into a new one – the motifs series. Motifs are labels given to possible signal variation patterns for a given number of points. In this work, we used three-point motifs, built as shown in Figure 2.

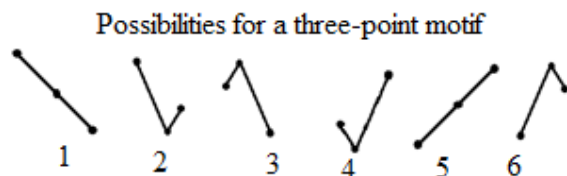


Figure 2. Six possible patterns when considering a three-point motif.

After transformation to motif series, a two-by-two comparison of these series for all electrodes was performed as follows. Series were compared in a point by point basis, and a counter variable stored every equal occurrence between them. A similarity coefficient between electrodes 'i' and 'j' was then defined by dividing the value of this counter variable (J_{ij}) by the motif series length (L - since we used 3-point motifs and

256 sample epochs, $L = 254$):

$$w_{ij} = \frac{J_{ij}}{L}. \quad (1)$$

The w_{ij} 's thus constituted the elements of the adjacency matrix. We chose to work with weighted graphs because of the lack of an accurate criterion to define the threshold value to make the adjacency matrix binary, which could result in information loss. Each w_{ij} is normalized within the interval (0,1), since the maximum value any J_{ij} can assume is L (in our case, $L = 254$ data points).

From the adjacency matrix, two graphs were built, one for each brain hemisphere. Central electrodes, except for Fz and Cz, were left out of the analysis. Therefore, the original 64 electrodes were divided into two 30 nodes graphs.

Graph metrics – a graph metric is a measure that characterizes its topology. In this study, centrality measures were analyzed, as they have been related to the relative importance of a node within a network, according to some criteria [7]. Besides, many of them can be calculated directly from simple measures, such as the nodes' degree or characteristic path length.

There are a variety of centrality measures, each one defined under specific conditions. Here we chose to work with three of the most recurring types in the literature: degree centrality, betweenness centrality and eigenvector centrality.

The degree centrality (DC) for a node 'i' (C_d^i) is the simplest one, and the most easily understood. In weighted graphs, it has been defined as [10,11]:

$$C_d^i = \sum_j w_{ij}. \quad (2)$$

Due to its simplicity, a node with the greatest degree centrality is not, necessarily, the most central one; this measure does not consider, for instance, a node with low degree that might connect two important parts of a graph.

Betweenness centrality (BC) for a node 'i' (C_b^i) takes this into account, by considering the number of shortest paths between two nodes that pass, specifically, through node 'i' [12]:

$$C_b^i = \frac{2}{(N-1)(N-2)} \sum_{j \neq i \neq k} \frac{l_{jk}(i)}{l_{jk}}. \quad (3)$$

In (3), l_{jk} is the number of shortest paths going from nodes 'j' to 'k'; and $l_{jk}(i)$ is the number of shortest paths that follow the same logic, but specifically pass through vertex 'i'. Besides, C_b^i is normalized in the interval (0,1), since it is multiplied by $2/[(N-1)(N-2)]$, with 'N' being the number of nodes within the graph. Betweenness centrality often assumes that the network flow happens preferentially through the graph's shortest paths, which may not always be the case. In this situation, more sophisticated measures, such as the flow betweenness [7], may be used, but this was not within the scope of the present work.

Eigenvector centrality (EC) of a node 'i' (C_e^i) refers

to the i -th component of the eigenvector \mathbf{v} that is associated with the largest eigenvalue of the adjacency matrix [12]. Basically, nodes that have high eigenvector centrality tend to connect with other nodes that, also, have large eigenvector centrality [13].

Data classification – two common BCI approaches for data classification were tested and compared: a least-squares based linear discriminant analysis (LSLDA) and a support vector machine (SVM). In addition, both linear (LSVM) and polynomial (PSVM) kernels were tested under the SVM method.

Each centrality measure was tested in three manners: individually, as pairwise combinations and as combination of the three measures. In addition, the effect of using the individual measures of only specific graph nodes was also studied.

The metrics were used as follows: for every pair of electrodes, we computed the difference between the centrality measure of an electrode on the right hemisphere (RH) minus the corresponding value on the left hemisphere (LH) (for instance, the centrality value for electrode C4 minus the value for C3). The classifier's feature vector was composed of 30 (single centrality measure), 60 (combining two centrality metrics) or 90 (combining the three centrality measures) features. Classification tests were conducted in the leave-one-out fashion.

Results

Table 1 presents mean accuracies for the three classification methods tested, with each centrality measure passed on separately as input to the classifier.

Table 1: Mean classification accuracy (standard deviation) for the different methods and inputs tested. DC, BC and EC stand for 'degree centrality', 'betweenness centrality' and 'eigenvector centrality', respectively.

Band/Method	DC (%)	BC (%)	EC (%)
Mu/LSLDA	64(7)	55(6)	63(8)
Mu/LSVM	61(6)	51(7)	58(7)
Mu/PSVM	67(7)	52(7)	57(7)
Beta/LSLDA	68(8)	54(7)	67(7)
Beta/LSVM	67(8)	56(6)	62(6)
Beta/PSVM	68(8)	54(4)	60(5)

Pairwise combinations of the three metrics were also examined, as well as using them all at once. Results are shown in Table 2.

Table 2: Mean classification accuracy (standard deviation) for the different methods with combinations of all inputs tested.

Band/Method	DC+BC (%)	EC+BC (%)	DC+EC (%)	All (%)
Mu/LSLDA	55(7)	54(7)	56(8)	55(8)

Mu/LSVM	55(5)	52(6)	67(6)	55(5)
Mu/PSVM	52(5)	52(7)	61(5)	53(5)
Beta/LSLDA	52(7)	52(6)	52(6)	51(6)
Beta/LSVM	61(6)	56(6)	67(6)	61(6)
Beta/PSVM	56(4)	54(3)	68(7)	57(4)

Results for individual sets of graphs nodes are shown in Table 3. These results constitute the maximum accuracy achieved when using specific electrode sets. All combinations for the 30 nodes sets were tested, up to three sets combinations. Also, since, for individual measures, the LSLDA method performed better (Table 1) and presented less computational cost, this was the only approach tested in this case.

Table 3: Mean maximum classification (standard deviation) accuracy obtained with specific sets of electrodes. A 'set' is constituted by an electrode on the RH and its contralateral part on the LH.

Band/Number of electrodes sets	DC (%)	BC (%)	EC (%)
Mu/One	62(4)	55(1)	63(4)
Mu/Two	73(2)	69(2)	73(4)
Mu/Three	76(2)	73(2)	77(2)
Beta/One	64(5)	56(2)	64(3)
Beta/Two	74(5)	70(3)	73(3)
Beta/Three	78(5)	74(3)	76(4)

Discussion

From Table 1, it can be seen that, for all methods and for both bands, measures of the degree centrality performed better, while the worst results were achieved for betweenness centrality. Eigenvector centrality presented a situation in between these two cases. However, even for the degree centrality, classification accuracy results were fairly average, reaching a maximum mean value of 68%. Some subjects did perform better, achieving accuracy rates of 75 to 84%, while others, on the other hand, barely achieved the 60% rate, as suggested from the relatively large standard deviation value.

Results from Table 2 indicate that slightly better accuracy rates may be achieved by combining the eigenvector and degree centralities, which could be expected, since those two measures provided the best results in Table 1. In fact, combinations involving BC showed lower accuracy rates. Combining all of the three centrality measures only worsened the results.

Analysis of both tables also reveals that the choice of a classification approach should not be taken lightly: the LSLDA method showed an overall better performance for Table 1 results, which was not the case for Table 2, where the LSVM performed better (on average). In both cases, with few exceptions, linear approaches presented better results. Besides, for almost every possibility tested, accuracy rates for the beta band

were slightly larger. Combining centrality measures as inputs, however, did not increase maximum mean classification accuracy achieved, of 68%.

Table 3 shows that using individual sets of nodes, rather than all graph nodes, provided better results, suggesting that there are optimum sets of electrodes that are more significant regarding data classification. Particularly, in using three sets of electrodes, mean maximum accuracy obtained was 78%, for the degree centrality. In fact, some subjects presented results of about 90%.

In some cases, results using just one optimum set of electrodes are comparable (or even better) to the ones obtained considering all electrodes, which indicates that the excess of information could actually be harmful for data classification, in this case. That may be because data from different hand motor imagery tasks are too similar to one another, manifesting significant variation only among specific nodes. In this manner, using features from all electrodes could provide overlapping and unnecessary information.

The method of using specific electrodes sets, however, has a major limitation: the optimum sets to be used vary between subjects and even for the same person, when comparing different data acquisitions. This could make its use very troublesome for an online application, since they would have to be searched over many times in a brief period of time. If, however, this difficulty were to be resolved, this method could provide a fair classification response.

Conclusion

In this work, we studied the feasibility of using graphs centrality measures to assess hand motor imagery tasks. We found that using individual sets of nodes provides better classification accuracy results than when considering properties from the graph as a whole. Nonetheless, these results have the limitation of being quite variable, in the sense that the optimum electrode sets may change for the same subject over different acquisitions. On the other hand, using features from all graph nodes, while decreasing classification accuracy, constitute more stable results. Understanding the reason why there are such optimum sets for classification could provide some insight as to how to previously know which are they and how to use them in a real BCI application. We also found that classification results for the beta band were slightly better than for the mu band.

The best mean classification rate achieved here was 78%, which is in line with most MI-based BCIs reported in the literature, although a few present higher classification rates. We believe that centrality measures for classifying hand MI data is a promising strategy. Still, further investigation needs to be done in order to deal with the issues exposed above; mainly, how to previously define which will be the optimum sets of electrodes to use.

Acknowledgements

We thank FAPESP, CAPES and CNPq for financial support.

References

- [1] Coyle D, Prasad G, McGinnity TM. A Time-Frequency Approach to Feature Extraction for a Brain-Computer Interface with a Comparative Analysis of Performance Measures. *EURASIP Journal on Applied Signal Processing*. 2005, 19: 3141 – 3151.
- [2] Neuper C, Scherer R, Reiner M, Pfurtscheller G. Imagery of motor actions: Differential effects of kinesthetic and visual-motor mode of imagery in single-trial EEG. *Cognitive Brain Research*. 2005, 25: 668-677.
- [3] Obermaier B, Guger C, Neuper C, Pfurtscheller G. Hidden Markov models for online classification of single trial EEG data. *Pattern Recognition Letters*. 2001, 22: 1299 – 1309.
- [4] Neuper C, Pfurtscheller G. Motor imagery and ERD Related Desynchronization, *Handbook of Electroencephalography and Clinical Neurophysiology (Revised Edition)* 1999a 6: 303 – 525.
- [5] Asensio-Cubero J. Multiresolution analysis over graphs for a motor imagery based online BCI game. *Computer in Biology and Medicine*. 2016, 68: 21 – 26.
- [6] Ghosh P, Mazumder A, Bhattacharyya S, Tibarewala DN, Hayashibe M. Functional Connectivity Analysis of Motor Imagery EEG signal for Brain-computer Interfacing Application. *IEEE Transactions on Neural Engineering*. 2015: 210 – 213.
- [7] Newman MEJ. A measure of betweenness centrality based on random walks. *Social Networks*. 2005, 27: 39-54.
- [8] Ludwig KA, Miriani RM, Langhals NB, Joseph MD, Anderson DJ, Kipke DR. Using a common average reference to improve cortical neuron recordings from microelectrode arrays. *Journal of Neurophysiology*. 2009, 101(3): 1679-1689.
- [9] Rosario R, Cardoso PT, Muñoz MA, Montoya P, Miranda JGV. Motif-Synchronization: A new method for analysis of dynamic brain networks with EEG. *Physica A*. 2015, 439: 7-19.
- [10] Zhang Y, Zhang Z, Wei D, Deng Y. Centrality Measure in Weighted Networks Based on an Amoeboid Algorithm. *Journal of Information & Computational Science*. 2012, 9(2): 369-376.
- [11] Barrat A, Barthélemy M, Pastor-Satorras R, Vespignani A. The architecture of complex weighted networks. *PNAS*. 2004, 101(11): 3747-3752.
- [12] Monteiro LHA. *Sistemas Dinâmicos Complexos*. LF editorial 2nd ed. 2014.
- [13] Newman MEJ. The mathematics of networks. In: Blume LE, Durlauf SN. *The New Palgrave Encyclopedia of Economics*. 2nd edition. 2008.

AQUISIÇÃO E PROCESSAMENTO DE ELETROMIOGRAFIA DE SUPERFÍCIE E ELETROENCEFALOGRAFIA PARA CARACTERIZAÇÃO DE COMANDOS VERBAIS OU INTENÇÃO DE FALA

J. S. Galego*, O. V. Casas*, D. Rossato**, A. S. Dias** e A. Balbinot*

*Laboratório de Instrumentação Eletro-Eletrônica (IEE), Universidade Federal de Rio Grande do Sul (UFRGS), Porto Alegre, RS, Brasil

**Serviço de Fisioterapia, Hospital de Clínicas de Porto Alegre (HCPA), Porto Alegre, RS, Brasil
e-mail: juliet.galego@ufrgs.br

Resumo: Sistemas de tecnologia assistiva para pessoas com Disartria pós Acidente Vascular Cerebral (AVC) apresenta interesse crescente. Propõe-se a aquisição e processamento de Eletromiografia de Superfície (sEMG) nos músculos do rosto ligados ao processo da fala e de Eletroencefalografia (EEG), sincronizados no tempo. Realizaram-se coletas em voluntários saudáveis e disártricos. Visou-se a classificação frente aos comandos verbais: “Direita”, “Esquerda”, “Para Frente” e “Para Trás”, mediante o método *Support Vector Machine* (SVM) para o sEMG e *Naïve Bayes* (NB) para o EEG. Estes métodos foram comparados com o *Linear Discriminant Analysis* (LDA). As características temporais foram extraídas do sinal de sEMG mediante método da Transformada Discreta *Wavelet* (DWT); para o sinal de EEG as características temporais e espectrais foram extraídas mediante método do periodograma de *Welch*. Para o pré-processamento do EEG foi empregado o filtro espacial *Common Spatial Pattern* (CSP). Foram atingidas *Accuracy* de 77,6% - 80,8%.

Palavras-chave: Eletromiografia. Eletroencefalografia. Tecnologia Assistiva. *Naïve Bayes*. *Support Vector Machine*.

Abstract: Assistive systems for dysarthric post stroke people, is gaining interest. This work proposes the acquisition and processing of Surface Electromyography (sEMG) of the face muscles linked to the process of speech and Electroencephalography (EEG), synchronized in time. Data were collected in healthy volunteers and dysarthric volunteers. Signal's classification was carried out for verbal commands (Right, Left, Ahead" and Back) identification: by *Support Vector Machine* (SVM) for sEMG signal and *Naïve Bayes* (NB) for EEG signal. These methods were compared with the *Linear Discriminant Analysis* (LDA). SEMG temporal signal features were extracted using *Discrete Wavelet Transform* (DWT) method; for EEG temporal and spectral signal features were extracted using *Welch periodogram* method. For EEG processing, *Common Spatial Pattern* (CSP) filter was used. Classification reached 77.6% - 80.8% Accuracy.

Keywords: Electromyography, Electroencephalography, Assistive Technology, *Naïve Bayes*, *Support Vector Machine*.

Introdução

Pessoas com deficiências psicomotoras e da fala, como a Disartria pós AVC, apresentam limitações significativas em sua autonomia. A Disartria é definida como uma dificuldade motora, causada por danos neurológicos, sendo caracterizados pela fala lenta, imprecisa e/ou movimentos descoordenados da musculatura da fala [1]. Atualmente utilizam-se recursos que proporcionam maior autonomia para estes indivíduos que possuem limitações significativas da linguagem oral. A sEMG fornece referências instrumentais, ao verificar os potenciais elétricos de grupos musculares no momento da fala para frequências (10 – 150 Hz), tornando possível monitorar alguns aspectos da fala tanto em indivíduos saudáveis quanto em indivíduos com Disartria [2]. SVM tipicamente é utilizada para classificar dados. Considera como entrada um conjunto de dados e prediz, para cada entrada dada, qual de duas possíveis classes a entrada faz parte, o que faz da SVM um classificador linear não probabilístico. Para a separação das classes é usada uma função de mapeamento Kernel *Radial Basis Function* (RBF) representada pela Equação (1), recomendada para classificação de sinais de EMG [3]. O objetivo na formação de uma SVM é encontrar o hiperplano de separação com a maior margem [3].

$$H(x, xi) = \exp(-\gamma \|x - x_i\|^2) \quad (1)$$

onde x é um vetor m-dimensional representando o comando a ser classificado e γ é o parâmetro de controle. Na realização de movimentos reais ou imaginários ocorre tipicamente uma diminuição na atividade dos ritmos μ (8 – 12 Hz) e β (18 – 25 Hz) na região do córtex sensorio-motor, em particular no lado contralateral ao movimento [4]. No processamento cognitivo e sensorio-motor ocorrem mudanças no sinal de EEG em forma de desincronização relacionado ao evento (ERD) ou sincronização relacionada ao evento (ERS). O mapeamento espacial o ERD e/ou ERS é utilizado para estudar a dinâmica dos padrões de ativação corticais [5]. O modelo matemático utilizado na representação de Redes Bayesianas (RB) possibilita lidar com incertezas através de técnicas probabilísticas,

sendo o classificador NB um caso específico de RB e considera todos os eventos independentes entre si como expresso na Equação (2). Outros pesquisadores têm atingido bons resultados na classificação com o uso do método NB [6].

$$b_{MAP} = \mathit{argmax}_{b_j \in B} \{P(b_j) \times \prod_i P(a_i|b_j)\} \quad (2)$$

onde b_{MAP} representa a máxima probabilidade *a posteriori* calculada dentro do espaço de hipótese B . Utilizou-se um classificador LDA, visando a comparação dos resultados entre classificadores. O objetivo do LDA é projetar os dados em um hiperplano dentro do espaço de características como mostra a Equação (3). Onde $w \in \mathbb{R}^D$ é o vetor dos pesos e w_0 é uma constante que separa duas classes [6].

$$g(x) = w^T \cdot x + w_0 \quad (3)$$

Materiais e métodos

Foram avaliados dois grupos no estudo. O primeiro grupo formado por sete voluntários saudáveis e o segundo grupo foi composto por sete voluntários com Disartria pós AVC, classificada através do domínio Disartria da Escala de AVC do *National Institute of Health Stroke Scale* (NIH), como apresenta a Tabela 1.

Tabela 1: Características dos voluntários participantes nos testes.

Código	Idade	Sexo	Estado	Tipo de AVC	Lado Atingido	Grau de Disartria
01	32	M	Saudável	-----	-----	Normal
02	28	F	Saudável	-----	-----	Normal
03	33	F	Saudável	-----	-----	Normal
04	35	M	Saudável	-----	-----	Normal
05	22	F	Saudável	-----	-----	Normal
06	30	M	Saudável	-----	-----	Normal
07	29	F	Saudável	-----	-----	Normal
08	62	M	Disartria	AVC Isquêmico	Esquerdo (Núcleos da base)	Leve a Moderada
09	68	M	Disartria	AVC Isquêmico	Direito (Artéria Cerebral Média)	Leve a Moderada
10	70	M	Disartria	AVC Isquêmico	Direito (Artéria Cerebral Posterior)	Leve a Moderada
11	62	M	Disartria	AVC Isquêmico	Direito (Artéria Cerebral Média)	Leve a Moderada
12	59	M	Disartria	AVC Isquêmico	Esquerdo (Fossa posterior)	Leve a Moderada
13	75	M	Disartria	AVC Isquêmico	Esquerdo (Núcleo caudado, cápsula interna)	Leve a Moderada
14	71	M	Disartria	AVC Isquêmico	Esquerdo (Artéria Cerebral Média)	Grave

O consentimento informado foi obtido dos voluntários envolvidos através da assinatura do Termo de Consentimento Livre Esclarecido do Projeto aprovado pelo Comitê de Ética do HCPA com número CAEE: 47633915.7.0000.5327.

Metodologia Experimental – O voluntário foi estimulado por comandos de áudio (Direita, Esquerda, Para Frente e Para Trás) visando a estimulação da fala

ou a intenção desta em um intervalo de 10 segundos. O diagrama de blocos do sistema experimental é apresentado na Figura 1. O primeiro bloco mostra o posicionamento dos eletrodos de sEMG, nos músculos da face, e a touca utilizada para a captura do sinal de EEG (touca Emotiv 14 canais) com eletrodos posicionados no escalpo (Sistema Internacional 10-20). A touca envia os sinais de EEG via Bluetooth à porta USB do computador e os sinais de sEMG são condicionados pelo eletromiógrafo (EMG 830C de até oito canais), digitalizados pela placa A/D (NI-USB-6289 de até 32 canais) e enviados ao computador pela porta USB. Os sinais são coletados como apresenta a Figura 2.

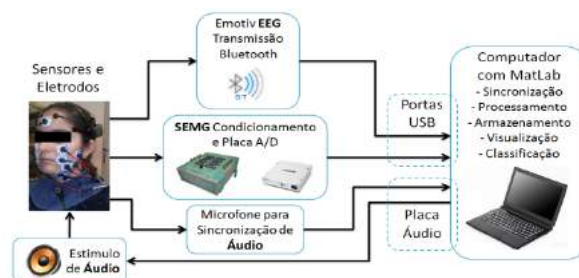


Figura 1: Diagrama de Bloco do Sistema Experimental Proposto.



Figura 2: Foto de um dos ensaios com pacientes com Disartria pós AVC grau leve a moderada.

Os sinais de sEMG foram captados pelos eletrodos posicionados nos músculos da face: Masseter (EM bilateral), Zigomático maior (ES bilateral), Platisma (EP), os Depressores (ED bilateral) e a Referência (ER) segundo apresentado na Figura 3(a). O sinal de EEG foi captado pelos canais frontais (AF3, AF4, F3, F4, F7, F8, FC5, FC6), occipital (O1, O2), parietal (P7, P8), referências (P3, P4) e temporais (T7, T8) (Figura 3(b)).

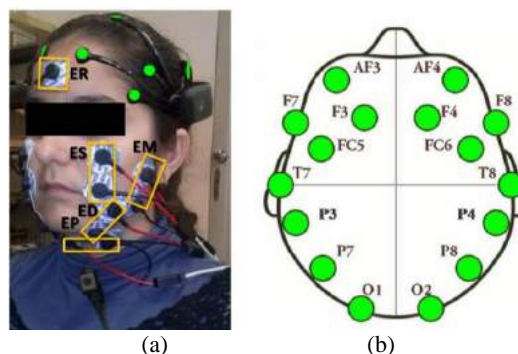


Figura 3: Imagem (a) Posicionamento dos eletrodos de sEMG na face de um voluntário saudável e (b) Posição dos eletrodos de EEG segundo o Sistema 10-20 da touca EMOTIV [7].

Processamento dos Dados – Como interface para realizar a aquisição dos dados foi utilizada a ferramenta Simulink do MatLab versão R2010b, onde foram capturados os três sinais para permitir a sincronização no tempo em intervalos de 40 segundos. Após a aquisição dos biosinais (sEMG e EEG), estes foram primeiramente filtrados e normalizados, seguindo a mesma metodologia. Logo após a filtragem mediante filtro passa bandas *Butterworth* de 4ª ordem, ambos os sinais foram normalizados na amplitude, deixando-os no intervalo de $-1 \text{ V/V} - 1 \text{ V/V}$. Para a segmentação foi escolhido o sinal de áudio para ter uma referência de tempo, pois a atividade dos músculos da face (sEMG) acontece desde segundos antes da maior amplitude no sinal de áudio e termina segundos depois. A atividade cortical referente ao comando verbal (EEG) é gerada segundos depois do comando [5], usando o pico do sinal de áudio como momento de início da tarefa mental. A seguir, foram extraídas as características dos sinais usando para sinal de EEG um filtro espacial CSP, visando à melhora da discriminação entre classes e o método do periodograma modificado de *Welch* para estimação espectral. Do EEG foram extraídas características espectrais e temporais. Para o sinal sEMG foi implementada a DWT para sua decomposição em frequência, aumentando o espaço de vetores para a extração das características temporais. Por fim, foram realizadas as classificações empregando classificador SVM implementado para o sinal sEMG e classificador NB para o sinal EEG. Após a classificação realiza-se a classificação final usando os resultados das *Accuracy*.

Resultados

Na Figura 4 são apresentados sinais de um voluntário saudável para um trecho do sinal de sEMG.

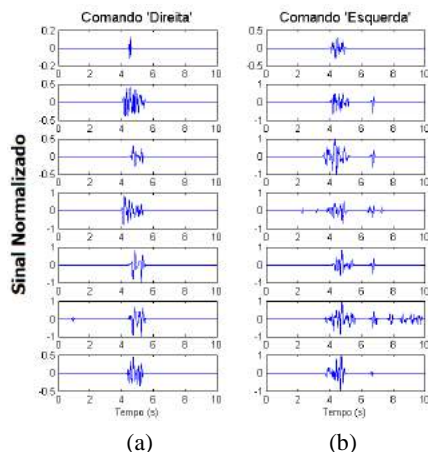


Figura 4: Sinais de ativação para sEMG para os 7 músculos (canais) medidos na face de um voluntário saudável (na ordem descendente: Masseter Direito, Zigomático Direito, Depressores Direitos, Platisma, Masseter Esquerdo, Zigomático Esquerdo, Depressores Esquerdos). Sinal de ativação (a) Comando 'Direita', (b) Comando 'Esquerda'.

Nos sinais da Figura 4 observou-se uma diferença na ativação dos músculos ocasionada pelos comandos verbais, o que foi usado na classificação mediante a extração das características. Variações entre os MUAP

(*Motor Unit Action Potential*) para os comandos foram observadas também. Nos sujeitos com Disartria, o sEMG foi caracterizado por contrações dos músculos constantes que impedem a visualização e definição de intervalos de energia correspondentes à ativação muscular da face. O sinal de EEG nos voluntários disártricos foi semelhante ao do sujeito saudável, o que pode estar relacionado com que a seqüela estudada tem seu principal efeito na transmissão da informação dos centros sensorio-motores do cérebro aos músculos e canais de transmissão do movimento facial, porém a ativação cortical relacionada à tarefa motora pode estar dentro dos parâmetros normais. A energia média dos canais principais na ativação do córtex motor permitiu a análise da ativação dos lóbulos com a tarefa mental ou comando verbal executado. Por isso, a Figura 5 mostra os sinais de EEG dos canais FC5 – FC6, na ativação dos lóbulos correspondentes aos comandos executados logo depois de serem processados com filtro CSP.

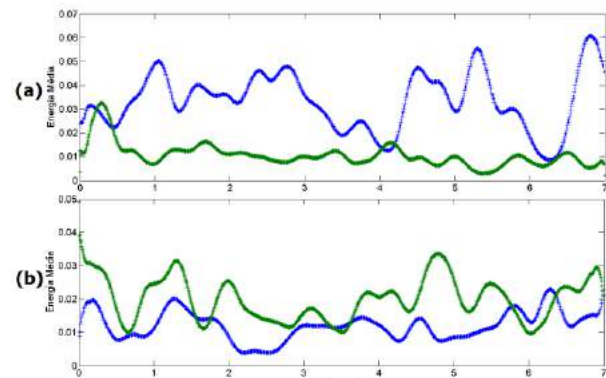


Figura 5: Curvas de Energia Média no tempo para o canal do lóbulo Esquerdo FC5 (em cor azul) e lóbulo Direito FC6 (em cor verde). Teste somente pensado de um voluntário com Disartria de grau grave, (a) para trilha de comando "Direita" e (b) para trilha de comando "Esquerda".

Foi observado o aumento da energia do canal contralateral à tarefa do comando "Direita" FC6, em relação ao FC5 do lóbulo oposto (Figura 5(a)).

Realizou-se um Projeto de Experimentos do Tipo Fatorial, com variável de resposta *Accuracy* derivada da matriz de confusão de todos os resultados dos classificadores (LDA, SVM e NB). No momento da classificação foram geradas 9 combinações aleatórias entre as trilhas produto da segmentação vezes 4 combinações produto da repetição escolhida para treino e a escolhida para teste, dando uma quantidade de 36 medidas da variável de resposta. No caso do projeto de experimentos para o sinal de sEMG as 36 repetições vezes os 14 Voluntários, vezes os dois Métodos (SVM e LDA), vezes as 16 combinações de Comandos geraram um total de 16128 medidas. Para o projeto de experimentos do sinal de EEG as 36 repetições, vezes os dois tipos de Natureza do teste (falado e somente pensado), vezes as três Bandas (μ , β e $\mu+\beta$) avaliadas no experimento forneceu um novo valor de repetições de 216. Este valor vezes os 14 Voluntários, vezes os dois Métodos (NB e LDA), vezes as 16 combinações de Comandos geraram um total de 96768 medidas.

Discussão

Para a análise do sinal de sEMG, foi usada a análise ANOVA com nível de confiança do 95%, sendo premissa para a análise, o comportamento gaussiano apresentado na Figura 6 para os dois sinais coletados.

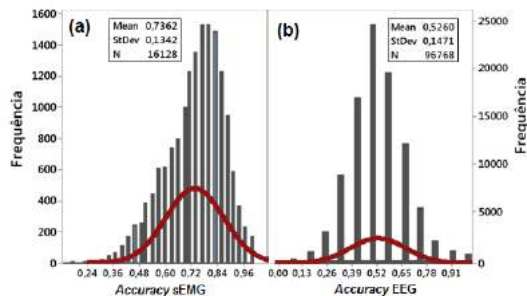


Figura 6: Histogramas dos sinais coletados com curva de distribuição normal, (a) sinal de sEMG e (b) sinal de EEG.

O fator controlável Método foi não significativo ($p > 0,05$). O fator controlável Voluntário resultou significativo ($p < 0,001$), evidenciando, portanto, diferenças notáveis entre os resultados de classificação entre voluntários. O fator Comando resultou em diferença notável ($p < 0,001$). A interação Método – Comando não resultou significativa ($p > 0,05$) ao igual que a interação Método – Voluntário – Comando ($p > 0,05$). O resto das interações (Método – Voluntário e Voluntário – Comando) resultaram significativas. Para o sinal de EEG, os três fatores controláveis: Método, Voluntário e Comando foram significativos ($p < 0,001$). As interações dos fatores: Método – Voluntário, Método – Comando, Voluntário – Comando e Método – Voluntário – Comando, resultaram todos significativos ($p < 0,001$). Outros pesquisadores [8; 9] chegaram a 70% de acertos em tarefas mentais utilizando o método NB, como usado no presente trabalho, sendo semelhante aos valores alcançados sem uso do sEMG nesta pesquisa. Outro trabalho [10] emprega EEG e sinais de sEMG para executar movimentos em uma prótese de braço sem empregar sinais dos músculos faciais, atingindo valores mais elevados (93,7%) do que este trabalho (80,8%).

Conclusão

Na pesquisa bibliográfica feita não foi encontrado nenhum trabalho com perfil similar, sendo realizados ensaios com voluntários saudáveis e com Disartria pós AVC, melhorando com os métodos obtidos a qualidade de vida destes. Foram estudados comandos pouco acessados como “Para Frente” e “Para Trás”, realizando o processamento de sinais evocados por estímulos sonoros como a voz humana. O sistema de EEG deste trabalho foi usado em outras pesquisas para voluntários quadriplégicos, mas nunca foi usado em complementação com sinais de sEMG. Foi elaborado um algoritmo matemático baseado no método SVM para classificação dos sinais de sEMG e em NB para classificação dos sinais de EEG, observando-se as

maiores taxas para classificação do sinal de EEG em voluntários com Disartria. Foi avaliado o método LDA e SVM, resultando não significativos. Foi avaliado o método LDA e NB para classificação do sinal de EEG, obtendo melhores resultados para NB. O sistema apresentou *Accuracy* entre 77,6% - 80,8% que logo da aplicação do método SVM como complemento ao NB, os resultados da *Accuracy* foram melhorados para os 14 voluntários na ordem dos 10%.

Agradecimentos

Ao Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica – PPGEE, Laboratório de Instrumentação Eletro-Eletrônica – IEE e Serviço de Fisioterapia - Hospital de Clínicas de Porto Alegre – HCPA.

Referências

- [1] Yano J, *et al.* Effect of visual biofeedback of posterior tongue movement on articulation rehabilitation in dysarthria patients. *Journal of oral rehabilitation*. 2015; 42 (8): 571-9.
- [2] Berry J, North C, Johnson MT. Sensorimotor adaptation of speech using realtime articulatory resynthesis. In: *International Conference on Acoustics, Speech and Signal Processing (ICASSP)*; 2014; Florence, Italy. 2014. p. 3196-200.
- [3] Cristianini N, Shawe-Taylor J. *An introduction to support vector machines and other kernel-based learning methods*. New York: Cambridge; 2000.
- [4] Qiu S, Yi W, Qi H. Event-Related Beta EEG Changes During Active, Passive Movement and Functional Electrical Stimulation of the Lower Limb. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*. 2015; 24(2): 283-9.
- [5] Pfurtscheller G. Functional brain imaging based on ERD/ERS. *Vision research*. 2001; 41(10): 1257-60.
- [6] Duda RO, Hart PE, Stork DG. *Linear Discriminant Functions*. In: *Pattern Classification*. 2.ed. New York: Wiley-Interscience; 2000.
- [7] Ekanayake, H. P300 and Emotiv EPOC: Does Emotiv EPOC capture real EEG? *WEB2 PDF*, New York. 2011; 2: 1-16.
- [8] Machado J, Balbinot A, Schuck A. A study of the Naive Bayes classifier for analyzing imaginary movement EEG signals using the Periodogram as spectral estimator. In: *2013 ISSNIP Biosignals and Biorobotics Conference (BRC)*; 2013; Rio de Janeiro, Brazil. Feb 2014. p. 1-4.
- [9] Machado J, Balbinot A. Executed Movement Using EEG Signals through a Naive Bayes Classifier. *Micromachines*. 2014; 5(4): 1082-105.
- [10] Song Y, *et al.* A synchronous and multi-domain feature extraction method of EEG and sEMG in power-assist rehabilitation robot. In: *2014 IEEE International Conference on Robotics and Automation (ICRA)*; 2014; Hong Kong, China. May 2014. p. 4940-5.

EFEITOS DA VIBRAÇÃO PONTUAL NA MODULAÇÃO DA ESPASTICIDADE AVALIADA POR MECANOMIOGRAFIA E ESCALA MODIFICADA DE ASHWORTH

S. Pol*, E. L. Santos,** E. Krueger****, E.B. Neves *

*PPGEB/Universidade Tecnológica Federal do Paraná, Curitiba, Brasil

** PPGTS/Pontificia Universidade Católica do Paraná, Curitiba, Brasil

***Universidade Estadual de Londrina, Londrina, PR, Brasil

e-mail: stephani_pol@hotmail.com

Resumo: A espasticidade é uma comorbidade presente em 70% dos pacientes com Paralisia Cerebral (PC). A vibração pontual (VP) é uma técnica que pode reduzir a espasticidade. O objetivo deste estudo foi investigar os efeitos da VP na modulação da espasticidade em uma criança do sexo masculino com diagnóstico clínico de Paralisia Cerebral, por meio da escala modificada de Ashworth e pelos sinais mecanomiográficos. O estudo foi realizado com um paciente de 4 anos, masculino, com quadriparesia espástica decorrente de PC. O protocolo experimental consistiu na aplicação da VP sobre o tendão do músculo bíceps braquial (espástico) durante 15 minutos. Realizaram-se avaliações pela escala modificada de Ashworth (EMA) enquanto simultaneamente captavam-se os sinais da mecanomiografia (MMG). As avaliações foram realizadas pré-tratamento (Pré^{Treat}) e após a aplicação da VP, sendo em 15 minutos (Pós¹⁵) e 30 minutos (Pós³⁰) após intervenção. Processaram-se os sinais de MMG do eixo perpendicular às fibras musculares (eixo z), no domínio temporal, pela raiz média quadrada (RMS) e espectral, pela mediana da frequência (MMG_{MF}). Os resultados mostraram que na avaliação Pré^{Treat}, a EMA atingiu grau 3, a MMG_{RMS} 0,036G e MMG_{MF} 17 Hz. Na avaliação no pós¹⁵, apresentou EMA grau 1 e MMG_{RMS} 0,028G, MMG_{MF} 15 Hz. No pós³⁰, a EMA permaneceu com grau 1, a MMG_{RMS} apresentou 0,027G e a MMG_{MF} apresentou 16 Hz. Concluiu-se que, após a aplicação da vibração pontual, houve redução da espasticidade em curto prazo, observados pela EMA e pelos valores de MMG_{RMS} e MMG_{MF}. Novas investigações, com amostra maior, são necessárias para corroborar os dados estatisticamente.

Palavras-chave: Espasticidade, Vibração Pontual, Escala modificada de Ashworth, Mecanomiografia.

Abstract: Spasticity is a comorbidity that is present in 70% of patients with cerebral palsy (CP). The punctual vibration (PV) is a technique used which may reduce spasticity. The aim of this study was to investigate the effects of PV in the modulation of spasticity in a male child with diagnosis of CP, using the modified Ashworth scale and the MMG signal. The study was conducted with a patient of 4-year-old, male with spasticity due to CP. The experimental protocol was the application of

PV on the tendon of the biceps muscle (spastic) for 15 minutes. There were assessed by the modified Ashworth scale (MAS) while simultaneously they captured them signs of mechanomyography (MMG). The evaluations were performed pre-treatment (Pre^{Treat}) and after application of PV, in 15 (Post¹⁵) and 30 minutes (Post³⁰) after intervention. MMG signs of the axis perpendicular to the muscle fibers were processed (z-axis), in the time domain, the root mean square (MMG_{RMS}) and spectral, the median frequency (MMG_{MF}). The results showed that in the Pre^{Treat}, MAS reached degree 3, the MMG_{RMS} 0.036 and MMG_{MF} 17 Hz. In assessing the Post¹⁵ showed EMA 1 and MMG_{RMS} 0.028, MMG_{MF} 15 Hz. In the evaluation Post³⁰, MAS remained with grade 1, the MMG_{RMS} showed 0.027 and MMG_{MF} presented 16 Hz. We conclude that, after the application of punctual vibration, there was a reduction of the spasticity in the short term, observed by the MAS and the values of MMG_{RMS} and MMG_{MF}. Further researches with a larger sample are needed to corroborate the data statistically.

Keywords: Spasticity, Punctual Vibration, Modified Ashworth scale, Mechanomyography.

Introdução

A espasticidade é um dano motor comum em pessoas com lesão no neurônio motor superior [1]. Apesar de não possuir uma fisiopatologia bem esclarecida, há consenso de que a espasticidade é um distúrbio do movimento, caracterizado por um aumento no reflexo de estiramento tônico dependente da velocidade [2, 3]. Na paralisia cerebral, a espasticidade está presente em mais de 70% dos casos [4], sendo a maior causa deste acometimento em crianças [5].

Uma técnica que vem sendo estudada e sugere efeitos benéficos para modular a espasticidade é a vibração pontual (VP) [6]. Na VP, as oscilações promovem padrões normais de atividade motora pela modulação da excitabilidade dos motoneurônios e da via córticoespinal [7]. Desta forma, a VP pode provocar efeitos de modulação da espasticidade em pacientes com lesão no neurônio motor superior.

Entretanto, comparar o efeito de um tratamento proposto para a espasticidade ainda apresenta limitações. Isto porque o mecanismo de avaliação mais

utilizado é a escala modificada de Ashworth (EMA), que é subjetiva [8]. Na EMA, o avaliador realiza movimentos passivos da articulação e gradua conforme a resistência muscular imposta ao movimento, variando de zero (tônus normal) a quatro (rigidez) [9].

Por outro lado, os sinais da mecanomiografia (MMG), tem sido correlacionada com os níveis de espasticidade, proporcionando resultados mais seguros, precisos e fidedignos [10]. A MMG trata-se de uma técnica que registra as vibrações musculares geradas durante os eventos de contração e alongamento e que se propagam pelos tecidos intermediários, podendo ser captados na superfície da pele [11].

Diante deste cenário, o objetivo deste estudo foi investigar os efeitos da vibração pontual na modulação da espasticidade, a curto prazo, em uma criança do sexo masculino com diagnóstico clínico de Paralisia Cerebral, por meio da escala modificada de Ashworth e pelos sinais mecanomiográficos.

Materiais e métodos

O presente estudo faz parte de um projeto maior que obteve aprovação do pelo Comitê de Ética em pesquisa do Centro Universitário Campos de Andrade, pelo parecer: 339.624 CAAE: 20058513.9.0000.5218.

Foi selecionado para este estudo uma criança do sexo masculino com idade de 4 anos, apresentando diagnóstico clínico de Paralisia Cerebral e fisioterapêutico de quadriparesia espástica. Para esta análise foi selecionado o músculo bíceps braquial (BB) do membro superior direito. Para a coleta de dados, o voluntário permaneceu deitado confortavelmente sobre uma superfície plana, com ombro e cotovelo flexionados a 45° e 110°, respectivamente.

O protocolo experimental consistiu da realização da avaliação do grau da espasticidade pela EMA, enquanto simultaneamente captavam-se os sinais de mecanomiografia antes da aplicação (Pré^{trat}) de uma vibração pontual e após o término da terapia, sendo 15 minutos (Pós¹⁵) e 30 minutos (Pós³⁰) após intervenção. Estes intervalos foram selecionados, com o intuito de verificar o efeito da VP na modulação da espasticidade a curto prazo após a intervenção.

Para coleta da MMG utilizou-se um equipamento da *EMG System Ltda.*, modelo de 4 canais, com acelerômetro triaxial. Preparou-se a pele com assepsia com álcool 70° e posicionou-se o sensor sobre o terço distal do músculo BB.

Para avaliação pela EMA o avaliador realizava um reflexo de estiramento do músculo BB até chegar a 0° de extensão do cotovelo, contabilizando o tempo de 5 segundos entre o início e o fim da coleta. Durante todo o arco de movimento eram captados os sinais da MMG.

Após a avaliação Pré^{trat}, realizou-se a intervenção com a VP, utilizando-se de um massagador da empresa *Relaxmedic*[®], modelo *Infratch Hammer* com frequência de oscilação a 45 Hz. A vibração pontual foi realizada sobre o tendão do músculo BB durante 15 minutos, mantendo o aparelho ligado durante 20 segundos e

intervalos de 10 segundos desligado, afim de evitar a sensação de prurido no voluntário.

Após a intervenção, repetiram-se as avaliações pós¹⁵ e pós³⁰. O valor da escala modificada de *Ashworth* foi registrado a cada teste.

No processamento e análise dos dados, utilizou-se o programa *MatLab*[®] (*MathWorks*, versão R2008a). O filtro digital escolhido para o sinal de MMG foi *Butterworth* em terceira ordem com uma banda passante de 5-50 Hz. O eixo utilizado para o processamento foi o eixo perpendicular as fibras musculares (eixo Z) no domínio temporal, pela raiz média quadrática (*Root Mean Square* - MMG_{RMS}), mostrada na equação 1, e espectral, pela mediana da frequência (MMG_{MF}), conforme equação 2.

$$RMS = \sqrt{\frac{1}{n} \sum_{i=1}^n x_i^2} \quad (1)$$

A MMG_{MF} foi processada pela Transformada Rápida de Fourier, conforme descrito na equação 2.

$$MF = \int_0^{MF} P(f)df = \frac{1}{2} \int_0^{f_s/2} P(f)df \quad (2)$$

Onde:

RMS é o valor eficaz;

MF é a mediana da frequência;

P(f) é o espectro do potência;

F_s é a frequência de amostragem.

n é o tempo do processamento dos sinais.

Xi sendo o valor da abscissa.

Resultados

A Figura 1 mostra o sinal de MMG_{RMS} antes e após a VP. De acordo com a Figura, a MMG_{RMS} no Pré^{trat} apresentou o valor de 0,036G, no pós¹⁵ 0,028G e pós³⁰ 0,027G. Também houve reduções na graduação da espasticidade do BB de acordo com a escala modificada de Ashworth. Sendo esta redução do valor 3 (três) na pré intervenção para 1 (um) pós¹⁵ e pós³⁰.

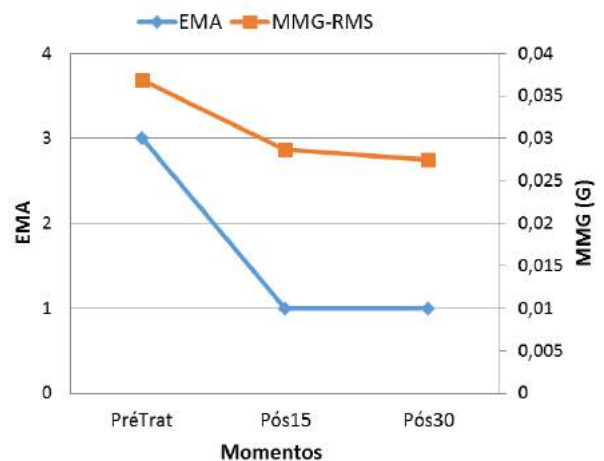


Figura 1: Variação da EMA e da MMG_{RMS} antes e após intervenção com a VP.

A Figura 2 apresenta o valor da EMA e da MMG_{MF} obtido antes e após a intervenção com a VP. Sobre a Figura, observa-se que na avaliação Pré^{trat} o grau da espasticidade apresentou EMA 3 e a MMG_{MF} apresentou 17 Hz. Já após a intervenção, na avaliação Pós¹⁵, apresentou EMA 1 e 15 Hz na MMG_{MF} . Na avaliação Pós³⁰ apresentou EMA 1 e MMG_{MF} 16 Hz.

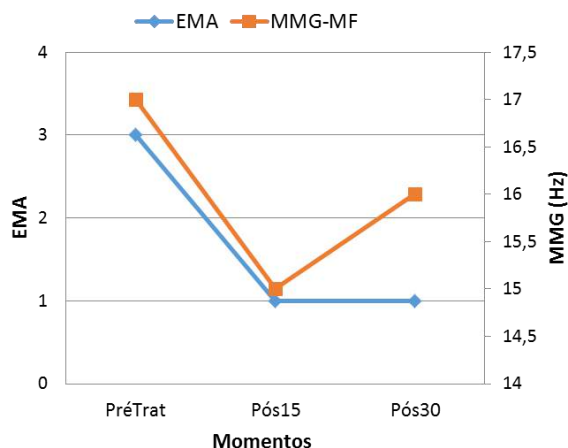


Figura 2: Variação da EMA e da MMG_{MF} antes e após a intervenção com a VP.

Discussão

A espasticidade tem como característica levar a excitabilidade do neurônio motor, gerando assim mudanças na mecânica muscular do indivíduo afetado, estas mudanças repercutem em alterações nos sinais mecanomiográficos [12, 13].

No presente estudo o paciente foi avaliado por meio da EMA tanto no momento pré quanto nos momentos pós (15 e 30) intervenção, este também nos apontando uma redução de valores (Figuras 1 e 2). Sendo assim, os resultados nos indicam uma redução nos valores MMG_{RMS} , MMG_{MF} e na EMA. Estes resultados corroboram com o estudo de Huang et al. que por meio da MMG, EMG e EMA o reflexo H do músculo sóleo, compararam indivíduos hígidos com pacientes espásticos, observando um aumento na amplitude da MMG nos indivíduos com espasticidade em comparação com o grupo controle [13]. Assim como o estudo de Lonrenc-Koci *et al.* que examinaram a resistência muscular induzida por injeção medicamentosa em ratos, e observaram que quando aumentava o tônus muscular maior era amplitude do sinal da MMG, e quando reduziam o tônus o sinal da MMG diminuía [14].

Esses resultados acontecem pois o tecido músculo esquelético modifica sua capacidade funcional em resposta a diferentes estímulos. Por meio da aplicação da vibração pontual, os receptores da pele e do tendão são ativados e fornecem sinais sensoriais para as áreas corticais somatossensoriais do cérebro [15]. Alguns estudos propoem que o estímulo vibracional em pacientes com espasticidade, pode levar a uma redistribuição de sinapses intracorticais, relacionadas

com o controle da excitabilidade do motoneurônio, sendo estes efeitos correlacionados a uma melhora funcional a longo prazo [16, 17].

Em 1999, Childers *et al.* realizaram um estudo em 8 pacientes pós acidente vascular cerebral (AVC) que apresentavam espasticidade. Aplicaram o estímulo vibratório de 60 Hz durante 60 segundos sobre o tendão do músculo flexor radial do carpo, e puderam observar uma redução no reflexo H, medido pela eletromiografia (EMG) [18].

Outro estudo semelhante com 10 pacientes pós AVC, avaliou por meio da EMG e da qualidade dos movimento o efeito da vibração de 70 Hz sobre os tendões dos flexores de punho. Com isso observaram uma redução na atividade muscular e uma melhora no controle dos movimentos, indicando uma melhor integração do sistema sensorio-motor e uma modulação cortical [19]. Estes estudos corroboram com os achados mecanomiográficos do presente estudo.

Com a aplicação da vibração pontual, há o estímulo do reflexo de vibração tônico (RVT), que por sua vez ativa a resposta vibratória antagonista do OTG estimulado, esta resposta também pode ser chamada de reflexo de vibração tônico inverso [6]. No presente estudo exemplifica-se este processo, pois com a aplicação da vibração pontual sobre o tendão do músculo BB, houve uma ativação da musculatura antagonista, neste caso, o tríceps braquial. Visto que com a redução da espasticidade do músculo agonista e a ativação do músculo antagonista, há uma melhor sinergia durante o movimento de flexo-extensão do cotovelo que foi avaliado pela EMA.

Um estudo que avaliou o RVT em pacientes espásticos e com doença de Parkinson, obteve relatos dos pacientes que após a intervenção na musculatura de quadríceps e tríceps sural, sentiram seus membros mais relaxados e livre de espasmos até duas horas após cessar a vibração [20]. Isto resalta a importância de verificar através de avaliações por equipamentos o tempo de redução e modulação da espasticidade, assim como foi feito neste estudo.

Alguns dos fatores limitantes deste estudo incluem o fato de não ter sido avaliado o efeito da VP imediatamente após ao término da aplicação. Além disso, a VP foi aplicado em apenas um voluntário, o que necessita de novos protocolos para verificar se os resultados apresentam diferenças estatísticas.

Conclusão

Pelos resultados obtidos, conclui-se a vibração pontual sobre o tendão do bíceps braquial espástico foi benéfico ao paciente estudado. Houve reduções nos valores Pré^{Trat} em relação ao Pós¹⁵ e Pós³⁰, sendo MMG_{RMS} de 0,036G para 0,028G e 0,027G, MMG_{MF} de 17 Hz para 15 Hz e 16 Hz e na EMA de grau 3 para 1 e 1, consecutivamente. Aparentemente os melhores valores apresentados foram da MMG_{RMS} , que manteve um declínio nos valores Pós¹⁵ e Pós³⁰. A vibração pontual é promissora, porém há necessidade de novos estudos

com tamanho amostral maior para corroborar os dados estatisticamente.

Agradecimentos

Ao Instituto de Saúde e Reabilitação por ceder o local para coleta de dados.

Referências

- [1] Kohan, A. H., Shahram, A., Alireza, K., and Mehdi, R. (2010) "Comparison of Modified Ashworth Scale and Hoffmann Reflex in Study of Spasticity " *Acta Medica Iranica*, v. 48, n. 3, p. 2010.
- [2] Kheder, A. and Nair, K. P. S. (2012) "Spasticity: pathophysiology, evaluation and management," *Practical neurology*, v. 12, n. 5, p. 289-298.
- [3] Kohan, A. H., Abootalebi, S., Khoshnevisan, A., and Rahgozar, M. (2010) "Comparison of modified Ashworth scale and Hoffmann reflex in study of spasticity," *Acta Medica Iranica*, v. 48, n. 3, p. 154.
- [4] Vivancos Matellano, F., Pascual Pascual, S., Nardi Vilaradaga, J., Miquel-Rodríguez, F., de Miguel-León, I., Martínez-Garre, M., Martínez-Caballero, I., Lanzas-Melendo, G., Garreta-Figuera, R., and García-Ruiz, P. (2007) "Guía del tratamiento integral de la espasticidad," *Rev Neurol*, v. 45, n. 6, p. 365-375.
- [5] Delgado, M. R., Hirtz, D., Aisen, M., Ashwal, S., Fehlings, D., McLaughlin, J., Morrison, L., Shrader, M., Tilton, A., and Vargus-Adams, J. (2010) "Practice Parameter: Pharmacologic treatment of spasticity in children and adolescents with cerebral palsy (an evidence-based review) Report of the Quality Standards Subcommittee of the American Academy of Neurology and the Practice Committee of the Child Neurology Society," *Neurology*, v. 74, n. 4, p. 336-343.
- [6] Beck, E., Neto, G., and Nohama, P. (2010) "Estímulo vibracional na espasticidade—uma perspectiva de tratamento," *Revista de Neurociências*, v. 18, n. 4, p. 523-30.
- [7] Moraes Silva, J., Lima, M. O., and de Paula Júnior, A. R. (2011) "Efeito agudo da estimulação vibratória em hemiparéticos espásticos pós-acidente vascular encefálico," *Rev. Bras. Eng. Biom*, v. 27, n. 4, p. 224-230.
- [8] Freitas, S. T. T., "Análise comparativo em dois diferentes métodos de avaliação da espasticidade em indivíduos com lesão da medula espinal: Escala de Ashworth Modificada X Movimento Passivo Contínuo no equipamento isocinético.," in *Programa de Pós-Graduação em Ciências Biológicas*. vol. Mestrado São José dos Campos, SP: Universidade do Vale do Paraíba, 2004, p. 84.
- [9] Kong, K. H., Lee, J., and Chua, K. S. (2012) "Occurrence and Temporal Evolution of Upper Limb Spasticity in Stroke Patients Admitted to a Rehabilitation Unit," *Arch Phys Med Rehabil*, v. 83, n. p. 143-148.
- [10] Krueger, E., Scheeren, E. M., Nogueira-Neto, G. N., da SN Button, V. L., and Nohama, P., "A new approach to assess the spasticity in hamstrings muscles using mechanomyography antagonist muscular group," in *Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC), 2012 Annual International Conference of the IEEE*, 2012, pp. 2060-2063.
- [11] Nogueira-Neto, G. N., Kruger-Beck, E., Scheeren, E. M., Nohama, P., and Button, V. L. S. N., "Estimulação Elétrica Funcional Aplicada em Cadeira Aberta – Um Estudo de Caso com Monitoração Mecanomiográfica," in *V Latin American Congress on Biomedical Engineering - CLAIB*, 2011.
- [12] Lorenc-Koci, E., Ossowska, K., Wardas, J., Konieczny, J., and Wolfarth, S. (1994) "Involvement of the nucleus accumbens in the myorelaxant effect of baclofen in rats," *Neuroscience letters*, v. 170, n. 1, p. 125-128.
- [13] Huang, C.-Y., Wang, C.-H., and Hwang, S. (2006) "Characterization of the mechanical and neural components of spastic hypertonia with modified H reflex," *Journal of Electromyography and Kinesiology*, v. 16, n. 4, p. 384-391.
- [14] Lorenc-Koci, E., Wolfarth, S., and Ossowska, K. (1996) "Haloperidol-increased muscle tone in rats as a model of parkinsonian rigidity," *Experimental brain research*, v. 109, n. 2, p. 268-276.
- [15] Zaidell, L. N., Mileva, K. N., Summers, D. P., and Bowtell, J. L. (2013) "Experimental evidence of the tonic vibration reflex during whole-body vibration of the loaded and unloaded leg," *PLoS one*, v. 8, n. 12, p. e85247.
- [16] Mottram, C. J., Maluf, K. S., Stephenson, J. L., Anderson, M. K., and Enoka, R. M. (2006) "Prolonged vibration of the biceps brachii tendon reduces time to failure when maintaining arm position with a submaximal load," *Journal of neurophysiology*, v. 95, n. 2, p. 1185-1193.
- [17] Fratini, A., La Gatta, A., Bifulco, P., Romano, M., and Cesarelli, M. (2009) "Muscle motion and EMG activity in vibration treatment," *Medical engineering & physics*, v. 31, n. 9, p. 1166-1172.
- [18] Childers, M. K., Biswas, S. S., Petroski, G., and Merveille, O. (1999) "Inhibitory casting decreases a vibratory inhibition index of the H-reflex in the spastic upper limb," *Archives of physical medicine and rehabilitation*, v. 80, n. 6, p. 714-716.
- [19] Conrad, M. O., Scheidt, R. A., and Schmit, B. D. (2011) "Effects of wrist tendon vibration on arm tracking in people poststroke," *Journal of neurophysiology*, v. 106, n. 3, p. 1480-1488.
- [20] Burke, D., Andrews, C. J., and Lance, J. W. (1972) "Tonic vibration reflex in spasticity, Parkinson's disease, and normal subjects," *Journal of Neurology, Neurosurgery & Psychiatry*, v. 35, n. 4, p. 477-486.

HEURÍSTICAS APLICADAS À AVALIAÇÃO DA USABILIDADE DE TECNOLOGIAS ASSISTIVAS EM MOBILIDADE

L. R. Borges* e E. L. M. Naves*

*Núcleo de Tecnologias Assistivas – Universidade Federal de Uberlândia, Uberlândia, Brasil
e-mail: borges.ludymila@gmail.com

Resumo: Tecnologias Assistivas (TA) são recursos, dispositivos e serviços em prol da melhoria da qualidade de vida que auxiliam pessoas com deficiências. Dividida em 12 grandes áreas, dentre elas a mobilidade, se encontra em expansão em consequência do aumento na quantidade de pessoas com deficiência e/ou idosos no Brasil. Devido aos altos índices de abandono da tecnologia, este trabalho faz uma revisão na literatura de heurísticas que avaliam a usabilidade de TA em mobilidade. Ressalta-se ainda a importância de parâmetros para uma boa avaliação da tecnologia.

Palavras-chave: Tecnologia Assistiva, mobilidade, usabilidade, avaliação, heurísticas.

Abstract: *Assistive Technologies (AT) are resources, devices and services created to improve the quality of life to assist people with disabilities. Divided in 12 major areas, such as mobility, at research is in expansion in consequence of the increased quantity of people with disabilities in Brazil. Due to the high amount of technology abandoned, this work does a literature review of heuristics that evaluates usability of AT in mobility. The importance of parameter for a good evaluation of technology was also presented.*

Keywords: *Assistive Technology, mobility, usability, evaluation, heuristics.*

Introdução

Caracterizada por envolver áreas interdisciplinares que se integram para ofertar dispositivos, recursos, serviços e outros facilitadores, a Tecnologia Assistiva (TA) visa promover a ampliação de uma habilidade funcional deficitária para realização de tarefas [1].

Diante a grande quantidade de deficientes no Brasil, 23,9% da população brasileira [2], diversas soluções vêm sendo desenvolvidas na área de TA. Porém, cerca de 30% de todos os dispositivos adquiridos têm seu uso descontinuado entre o primeiro e o quinto ano de uso [3]. No estudo realizado por Phillips e Zao [3] dentre os dispositivos abandonados as maiores taxas foram para cadeiras de rodas com 46,2%. Foram realizados estudos [4 e 5] sobre os motivos para abandono da tecnologia e alguns fatores são apresentados:

- Dificuldade no uso (tamanho, peso, consumo de energia);
- Segurança;
- Instruções escritas complexas;
- Demora no tempo de inicialização;

- Mau funcionamento ou falhas no dispositivo;
- Dor ou desconforto;
- Custo de manutenção;
- Propriedade danificada;
- Nunca foi utilizado ou instalado;
- Incompatibilidade (dispositivo errado);
- Falta de treinamento ou treinamento insuficiente;
- Ausência da participação do usuário no desenvolvimento e seleção da TA
- Desempenho ineficiente
- Baixa aceitação social
- Falta de motivação
- Dispositivos com funcionamento dificultoso
- Dispositivos com aparência não estética

Diante este cenário é necessário promover estudos para verificar se a TA entregue atende as necessidades do usuário. Observado que na TA os dispositivos devem ser customizados. Assim, são necessários estudos de usabilidade para mensurar o quão utilizável, útil e satisfatório é a tecnologia em seu contexto de uso. Uma das avaliações de usabilidade é por meio de heurísticas.

Neste sentido, este trabalho teve como objetivo revisar a literatura em busca por heurísticas para avaliar a usabilidade de TA em mobilidade.

Materiais e métodos

A avaliação heurística é realizada por pequeno grupo (3 a 5 pessoas) de especialistas em interface homem-máquina (IHM) para julgar os elementos interativos da interface baseados num conjunto de heurísticas ou diretrizes (*guidelines*).

O primeiro passo para avaliação heurística é definir quais heurísticas se aplicam no contexto de análise. Desenvolvidas inicialmente em 1990 por Nielsen e Molich e posteriormente redefinidas em 1994 por Nielsen, as heurísticas de Jakob Nielsen [6] são provavelmente as mais utilizadas para avaliação de usabilidade. Porém para interfaces em geral, não com foco para necessidades do público de TA.

Assim, foi realizada uma revisão sistemática na literatura para busca de heurísticas em TA e mobilidade. A pergunta que norteou a pesquisa foi: Existem heurísticas para avaliar a usabilidade de tecnologias assistivas no campo da mobilidade?

As bases de dados utilizadas foram: *scielo*, *scopus*, *ieeexplore*, *google scholar* e periódicos capes. As quais foram consultadas em julho de 2016. Utilizando as

palavras-chave: *heuristics, assistive technology and mobility*.

Os artigos encontrados pela estratégia de busca foram avaliados e selecionados segundo os critérios:

Inclusão: citar heurísticas para avaliação de usabilidade de tecnologia assistiva ou de apoio

Exclusão: citar heurísticas para outros fins.

Ao total foram encontrados somente 3 trabalhos na base de dados do Google scholar e periódico capes:

- A Process for Developing Specialized Heuristics: Case Study in Assistive Robotics [7];
- Developing Heuristics for Assistive Robotics [8];
- A Methodology for Validating Safety Heuristics Using Clinical Simulations: Identifying and Preventing Possible Technology-Induced Errors Related to Using Health Information Systems [9];

Os dois primeiros trabalhos pertencem aos mesmos autores e apresentam a mesma proposta. Nestes trabalhos foi desenvolvido um conjunto de heurísticas para robótica assistida, com princípios adquiridos a partir da literatura. O qual foi aplicado em conjunto com as heurísticas clássicas de Nielsen, para avaliação de um sistema de braço robótico articulado. Apesar de não terem sido aplicadas a avaliação de TA em mobilidade, algumas das heurísticas propostas podem ser úteis para essa finalidade.

O terceiro trabalho encontrado apresenta métodos para prevenir ou reduzir erros induzidos pela tecnologia de Sistemas de Informações em Saúde (SIS). São propostas heurísticas para identificar as características ou funções de um SIS que podem levar a erros. As heurísticas foram validadas por meio de simulações clínicas. Porém, o trabalho não apresenta as heurísticas desenvolvidas e não é relacionado com mobilidade.

Resultados

Após análise dos trabalhos encontrados, não foram encontradas heurísticas específicas para TA em mobilidade. Foram encontradas para robótica assistida além das clássicas de Nielsen que podem servir de base para análise de TA. Todas as heurísticas encontradas estão listadas nas Tabelas 1 e 2.

Tabela 1 - Heurísticas propostas por Nielsen

Heurísticas
Feedback
Combinação entre o sistema e o mundo real
Liberdade de controle/ saídas claramente demarcadas
Consistência
Prevenir erros
Minimizar a sobrecarga de memória do usuário
Flexibilidade e eficiência do uso
Design estético e minimalista
Ajudar os usuários a reconhecer, diagnosticar e recuperar-se de erros
Ajuda e documentação

Tabela 2 - Heurísticas propostas por Tsui et al.[7,8]

Heurística principal	Heurística secundária
Fornecer quantidades adequadas de informação para a tomada de decisão, bom senso e previsão	1. Mostrar o que o sistema está fazendo e em que estado ele está
	2. Fornecer consciência opção para permitir que os tomadores de decisão para saber quais cursos de ação estão disponíveis, quais as suas probabilidades de sucesso são, e quais os seus custos relativos.
	3. Fornecer informação histórica suficiente para compreender as tendências e fazer previsões
Uso a longo prazo existente e memória de trabalho	4. Minimizar o comprimento do processo
	5. Fornecer consistência e padrões
	6. Explora conhecimento prévio do mundo (se razoável)
	7. Fornecer conhecimentos na interface para que as pessoas não tenham que se lembrar
Reduzir o tempo de processamento motor	8. Acomoda a capacidade de escolher entre os dispositivos de acesso
	9. Atalhos de apoio
Reduzir os ciclos de processamento mental	10. Use linguagem simples
	11. Evitar que o usuário tenha que fazer traduções mentais
Apoiar a flexibilidade para combinar com diferentes expectativas	12. Fornecer várias maneiras de acessar uma função / concluir uma tarefa
	13. Fornecer controle do usuário e liberdade de ações
	14. Ser consistente com a forma como o cérebro humano processa informações
	15. Habilitar personalização da interface e retenção de preferências do usuário
	16. Fornecer design estético e minimalista
Ajuda na percepção	17. Conteúdo presente apropriadamente
	18. Certifique que o robô não tem uma forma física que pode induzir a lesão
Garantir a segurança	19. Certifique que o robô não tem comportamentos que podem induzir lesão
	20. Fornecer mecanismos prova de falhas
	21. Fornecer ajuda sensível ao contexto quando perguntado
Evitar erros	22. Evitar erros de captura
	23. Impedir erros de descrição
	24. Impedir modos de erros
	25. Certifique que o robô executa de maneira previsível
Maximizar a confiança do usuário	26. Certifique que o robô executa de acordo com normas sociais educadas
	27. Fornecer <i>feedback</i> e interação que coincide com habilidades técnicas
	28. Reduzir ansiedade

As definições e conceitos das heurísticas não foram acrescentados neste trabalho devido ao limite de páginas estabelecido.

Discussão

As heurísticas propostas por Tsui *et al.* [7,8] além de incluir algumas das heurísticas de Nielsen incluem outros conceitos que abordam características que devem ser analisadas em uma interface de robótica assistida.

Tsui *et al.* incluem a possibilidade de analisar a escolha entre os dispositivos de acesso como relatado na heurística 8, diferente de Nielsen onde os dispositivos de entradas de dados não eram considerados para avaliação. Analisa a aceitação dos desejos dos usuários, ao incluir a heurística que avalia a possibilidade de habilitar personalização de interface e retenção de preferências do usuário (heurística 15). Incorpora conceitos relacionados com a forma física do dispositivo, como nas heurísticas 18, 19 e 20. E inclui uma análise no comportamento do robô, heurísticas 25, 26, 27 e 28, diferente de Nielsen, pois na época que desenvolveu as heurísticas gerais a robótica não estava tão avançada como nos dias de hoje.

Tsui et al. propõem também a inclusão de heurísticas secundárias detalhando heurísticas apresentadas por Nielsen, como no caso das heurísticas 1, 2 e 3 que sustentam a heurística principal “Fornecer quantidades adequadas de informação para a tomada de decisão, bom senso e previsão“, que se assemelha aos domínios da heurística “*Feedback*” de Nielsen. A heurística 5 aproxima-se da heurística “Consistência”. A heurística 6 possui os mesmos objetivos da heurística “Combinação entre o sistema e o mundo real”. As heurísticas 16 e 17 apresentam mesmo objetivo que “Design estético e minimalista”. Já as heurísticas 4, 7, 10, 11 e 14, sob a heurística principal “Reduzir os ciclos de processamento mental”, parecem ser uma extensão da heurística “minimizar a sobrecarga de memória do usuário” de Nielsen. A 13, análoga à heurística “Liberdade de controle/ saídas claramente demarcadas”. As 9, 12, 15 são similares com a descrição de “Flexibilidade e eficiência do uso”. Também as heurísticas 21, 22, 23 e 24 derivadas da heurística principal “Evitar erros”, inspirada na heurística “Prevenir erros” de Nielsen.

Apesar de se assemelhar às heurísticas de Nielsen, Tsui et al. fundamenta suas heurísticas sobre a perspectiva de Princípios de design, diretrizes de acessibilidade, robótica e sistemas autônomos, psicologia da interação homem-computador, apoio à decisão dinâmica para a equipe de emergência e capacidade de processamento da informação, entre outros.

Conclusão

A TA vem para solucionar os desafios encontrados diariamente por pessoas com deficiência. Porém, devido aos fatores citados ela tem sido abandonada em um número considerável de casos. Diante disso, se fazem

necessárias avaliações de usabilidade das tecnologias desenvolvidas, para garantir melhores índices de aceitação.

A avaliação heurística, como método de avaliação de usabilidade, visa encontrar problemas de interface nas etapas iniciais de desenvolvimento, facilitando assim eventuais correções de projeto. Foram citadas inicialmente em 1990 por Nielsen, heurísticas para avaliação de interfaces em contextos gerais. Porém, visando o público de TA, que apresenta contexto de uso e necessidades específicas, faz-se necessário o desenvolvimento e inclusão de novas heurísticas aplicadas a esse contexto específico. A adaptação das heurísticas existentes em conjunto com novas facilitaria a avaliação de importantes características nos elementos de interfaces que não eram comuns nos primórdios da avaliação heurística.

Esta lacuna na avaliação de TA em mobilidade pode explicar as altas taxas de abandono das tecnologias. Para isso, como sugestão para trabalhos futuros, propõe-se a criação de heurísticas baseadas nos fatores apontados como motivo para abandono de TA e nas heurísticas existentes. De tal forma, que se obtenha uma avaliação que incorpore as reais necessidades e exigências técnicas dos usuários.

Agradecimentos

Os autores agradecem ao CNPq, à CAPES e a FAPEMIG pelo apoio financeiro para esta pesquisa.

Referências

- [1] Bersch R. Introdução à Tecnologia Assistiva. Porto Alegre - RS: Cedi - Centro Especializado em Desenvolvimento Infantil, 2013.
- [2] CENSO. Cartilha do Censo 2010: Pessoas com Deficiência. Brasil: Secretaria Nacional de Promoção dos Direitos da Pessoa Com Deficiência, 2010.
- [3] Phillips B, Zhao H. Predictors of assistive technology abandonment. *Assistive Technology*, 1993; v. 5, p. 36 -45.
- [4] Bracciali LMP. Tecnologia assistiva: perspectiva de qualidade de vida para pessoas com deficiência. In: Roberto Vilarta; Gustavo Luis Guierrez; Teresa Helena P Freire de Carvalho; Aguinaldo Gonçalves. (Org.). *Qualidade de vida e novas tecnologias*. Campinas: IPES, 2007, v. , p. 105-114.
- [5] ATOMS Project Technical Report - Factors in Assistive Technology Device Abandonment: Replacing “Abandonment” with “Discontinuance”y (R2D2) Center, Assistive Technology Outcomes Measurement System Project (ATOMS Project), 2006. Disponível em <<http://www.r2d2.uwm.edu/atoms/archive/technicalreports/tr-discontinuance.html#references>>. Acesso em fevereiro de 2016.

- [6] Nielsen J. "Usability inspection methods." Conference companion on Human factors in computing systems.ACM, 1994.
- [7] Tsui KM, et al. A process for developing specialized heuristics: Case study in assistive robotics. Computer Science Tech Report, v. 11, 2009
- [8] Tsui KM, et al. Developing heuristics for assistive robotics.In:Human-Robot Interaction (HRI), 2010 5th ACM/IEEE International Conference on. IEEE, 2010. p. 193-194.
- [9] Borycki E, Kushniruk A, Carvalho C. A methodology for validating safety heuristics using clinical simulations: identifying and preventing possible technology-induced errors related to using health information systems. Computational and mathematical methods in medicine, v. 2013, 2013

DESENVOLVIMENTO DE EQUIPAMENTO PARA ESTIMULAÇÃO TRANSCRANIANA

Paulo Roberto Stefani Sanches*, Danton Pereira da Silva Jr.*, André Frotta Müller*, Paulo Ricardo Oppermann Thomé*, Bruno Tondin*, Alessandro Schildt*, Fabiana Carvalho**, Assunta Gasparin**, Wolnei Caumo**

*Serviço de Pesquisa e Desenvolvimento em Engenharia Biomédica/HCPA, Porto Alegre, Brasil

** Laboratório de Dor e Neuromodulação/HCPA, Programa de Pós-graduação em Ciências Médicas/UFRGS, Porto Alegre, Brasil

e-mail: psanches@hcpa.edu.br

Resumo: A estimulação transcraniana de corrente contínua (ETCC) é um método de estimulação cerebral não invasivo que modula a excitabilidade cortical, usando corrente contínua de baixa intensidade direcionada para o escalpo via eletrodos de superfície. Este trabalho trata do desenvolvimento de um equipamento de ETCC portátil e para uso domiciliar e de um ensaio piloto de utilização em sujeitos saudáveis avaliando a impedância de contato e parâmetros de excitabilidade cortical. Antes e após aplicação de uma sessão de ETCC nos 15 voluntários avaliou-se o potencial evocado motor (MEP), que representa a excitabilidade cortical, e o mesmo sofreu uma variação estatisticamente significativa ($p=0,001$).

Palavras-chave: Neuromodulação, ETCC, estimulação transcraniana.

Abstract: The transcranial direct current stimulation (tDCs) is a noninvasive brain stimulation method used to modulate the cortical excitability by means of low intensity direct current applied to the scalp via surface electrodes. This paper presents the development of a portable tDCs device for home use and a pilot test using such equipment in healthy subjects. The contact impedance throughout the stimulation session and some parameters of cortical excitability were assessed. The motor evoked potential (MEP) which represents the cortical excitability was evaluated before and after the application of tDCs on the 15 volunteers. The MEP showed a significant statistical difference ($p = 0.001$).

Keywords: Neuromodulation, tDCs, transcranial stimulation.

Introdução

A Neuromodulação se caracteriza por ser uma técnica que utiliza a neuroestimulação para produzir inibição ou excitação cortical. A seleção do tipo de estimulação depende do objetivo terapêutico.

A estimulação transcraniana de corrente contínua (ETCC) é um método de estimulação cerebral não invasivo que serve para modular a excitabilidade cortical, usando corrente contínua de baixa intensidade (1-2mA) direcionada para o escalpo via eletrodos de superfície; a corrente atinge o córtex, produzindo

modulação do potencial da membrana axonal [1, 2].

Evidências têm demonstrado que este método se apresenta como técnica que pode alterar redes neurais corticais e subcorticais [3]. Essa técnica tem sido utilizada no tratamento de doenças psiquiátricas como depressão, mania aguda, transtorno afetivo bipolar, pânico, alucinações, transtorno obsessivo compulsivo, síndrome de abstinência, reabilitação após-AVC e síndromes dolorosas como dor neuropática, migrânea, dor da pancreatite crônica e fibromialgia [4, 5].

Trata-se de uma técnica de baixo custo, praticamente sem efeitos adversos e que exerce o efeito terapêutico por vias neuromodulatórias mediada por mecanismos distintos aos fármacos.

A utilização no ambiente hospitalar em longo prazo se torna inviável por demandar o deslocamento dos pacientes a centros de atendimento, mais de uma vez na semana, retirando o paciente de suas atividades, tendo custo com deslocamento e sobrecarga do sistema de saúde. Neste cenário se insere a importância de desenvolver dispositivos para uso domiciliar, de baixo custo, fácil utilização, possibilitando assim a manutenção do benefício observado em estudos com uso frequente e supervisionado.

Este trabalho trata do desenvolvimento de um equipamento de ETCC portátil para uso domiciliar e de um ensaio piloto de sua utilização em sujeitos saudáveis avaliando a impedância de contato e parâmetros de excitabilidade cortical.

Materiais e métodos

Equipamento proposto

O equipamento desenvolvido é portátil e alimentado por baterias recarregáveis, possibilitando sua aplicação em ambiente hospitalar ou domiciliar.

A programação do equipamento pode ser feita apenas pela equipe médica responsável pelo paciente que poderá definir:

- Um número fixo de estimulações.
- Um intervalo mínimo entre duas estimulações consecutivas.
- A intensidade de corrente elétrica (I).
- A duração da estimulação (te).
- O tempo de subida (ts) e tempo de descida (td).

- O modo de estimulação (monocanal, sham).

As características do sinal de estimulação são mostradas na figura 1.

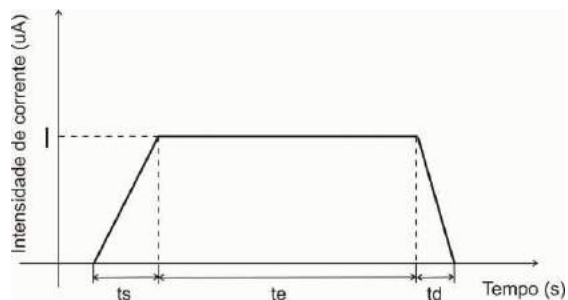


Figura 1 - Forma de onda do sinal estimulatório: I - intensidade de corrente, ts - tempo de subida, te - tempo de estimulação e td - tempo de descida.

O equipamento quando configurado para placebo ou sham aplicará o estímulo por apenas alguns segundos, porém continuará fornecendo ao usuário todas as informações no display LCD ou indicadores visuais correspondentes à operação normal.

O hardware é baseado em um microcontrolador Microchip® PIC18F46J50 que gerencia todas as funções do equipamento. A figura 2 mostra o diagrama em blocos do equipamento proposto.

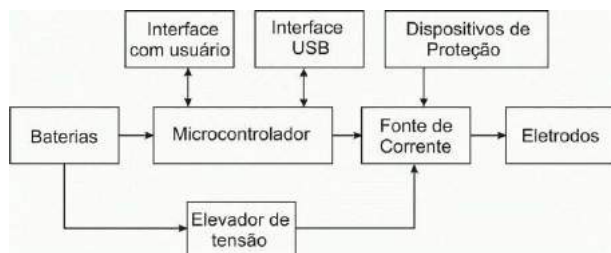


Figura 2 – Diagrama em blocos do equipamento proposto.

A programação é realizada com o equipamento conectado a um computador via interface USB, empregando um software proprietário especialmente desenvolvido em Visual Basic.

A interface com o usuário é através de teclas que permitem ligar/desligar o equipamento e iniciar/interromper a estimulação e um display 84x48 pixels (Nokia 5110) para visualização do status da sessão de tratamento. Neste display também podem ser visualizadas mensagens de erro ou eventuais anormalidades de operação do equipamento.

Para aplicação de corrente contínua com intensidades ajustáveis até 2mA através de impedâncias até 10kΩ (impedância máxima permitida por segurança) é necessário elevar a tensão da bateria de alimentação. Para isso empregou-se em circuito elevador de tensão de estado sólido (step-up LM2733) que com dimensões reduzidas e poucos componentes permite multiplicar a tensão das baterias do equipamento.

Esta tensão alimenta uma fonte de corrente controlada que fornecerá a corrente DC aplicada aos eletrodos.

A aplicação da corrente contínua à pele é feita empregando-se eletrodos de borracha condutiva revestidos com esponja vegetal, que devem ser umedecidos com solução salina, antes do início da estimulação. O seu tamanho foi dimensionado para garantir que a densidade de corrente e carga fique abaixo dos limites nocivos.

O posicionamento dos eletrodos nos sítios de estimulação é facilitado com o uso de uma touca elástica confeccionada em neoprene em tamanhos diferentes para ajuste adequado à cabeça dos pacientes, mostrada na figura 3.

O equipamento faz a monitoração da impedância de contato na taxa de amostragem de 1 Hz e interrompe a sessão se a impedância ultrapassar um valor determinado por um intervalo de 5 s ou se a corrente elétrica sofrer alteração superior a 10%.

A impedância de contato e corrente elétrica ao longo de cada sessão são armazenados em memória FLASH e o download destes dados pode ser realizado em cada visita de acompanhamento. Isso pode ser utilizado como controle de adesão. A figura 5 mostra curvas típicas de corrente x resistência durante uma sessão de ETCC.



Figura 3 - Touca customizada para posicionamento de eletrodos.

Ensaio com indivíduos normais

Foram incluídos homens e mulheres, voluntários saudáveis, com idade entre 18 e 40 anos, com nível superior de escolaridade (com curso superior em andamento ou finalizado).

O procedimento inicia com a colocação de um eletrodo ânodo no córtex motor primário (contralateral ao córtex dominante) e o cátodo sobre a região supra-orbital contralateral. A área dos eletrodos é 35cm² e a corrente de estimulação transcraniana utilizada é 2mA aplicada por 20 minutos.

A montagem foi padronizada em nosso laboratório e segue a utilizada por Fregni e colaboradores [6, 7]. Foi realizada uma sessão única de estimulação transcraniana, no Laboratório da Dor e Neuromodulação do Hospital de Clínicas de Porto Alegre (HCPA).

Este projeto de pesquisa foi aprovado pela Comissão de Ética e Pesquisa em Saúde do HCPA sob o número 14-0281.

A excitabilidade cortical dos indivíduos foi avaliada antes (Basal) e após (Final) a sessão de ETCC.

Avaliação da excitabilidade cortical ao estímulo magnético transcraniano

Esta avaliação foi realizada com o equipamento de estimulação magnética (TMS) MaxPro 100 com eletromiógrafo acoplado.

O indivíduo deve sentar-se confortavelmente e são colocados eletrodos de eletromiografia (EMG) sobre o músculo primeiro interósseo dorsal (abdutor do indicador) e a bobina estimulatória do TMS é posicionada sobre o córtex motor primário. O posicionamento da bobina e eletrodos de EMG pode ser visto na Figura 4.

O primeiro passo é a avaliação do limiar motor (MT), que consiste na varredura do córtex motor primário com o TMS sincronizado ao EMG, aplicando estímulo fixo e localizando o ponto com maior resposta do músculo primeiro interósseo dorsal da mão direita a partir do registro obtido pelo EMG. Após, reduz-se gradativamente a intensidade dos estímulos, sobre a mesma área. O MT será definido como a menor intensidade de estímulo capaz de produzir um potencial evocado motor de $50\mu\text{V}$ registrado pelo EMG em 10 estímulos [8].

Para a avaliação do Potencial evocado motor (MEP) são feitos 10 estímulos magnéticos com intensidade de 130% do MT. O MEP será considerado a média aritmética da amplitude da onda registrada pelo EMG [8].

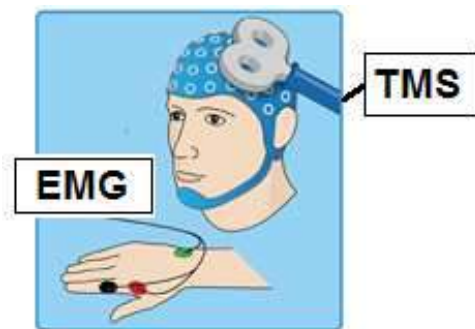


Figura 4 – Avaliação de MEP empregando estimulação magnética e eletromiografia.

Resultados

O equipamento desenvolvido, mostrado na figura 5, tem dimensões de $110 \times 75 \text{ mm}$ e massa de 165 g . O consumo em utilização é de 20 mA e $10 \mu\text{A}$ em stand-by. A interface com o usuário via teclas e display LCD mostrou-se amigável e de fácil utilização.

Foram incluídos 15 voluntários saudáveis. Todos completaram a sessão de estimulação transcraniana, sendo necessário apenas a rehidratação do eletrodo com soro fisiológico em caso de desconforto na pele do couro cabeludo.

Durante as sessões de ETCC a resistência de contato foi inferior a $4,0 \text{ k}\Omega$ nos voluntários do estudo, e apresentou um comportamento similar com maiores valores no início da estimulação e decréscimo ao longo da sessão. A figura 6 mostra uma sessão completa de ETCC com a monitorização da corrente e resistência.



Figura 5 – Protótipo do equipamento de ETCC desenvolvido.

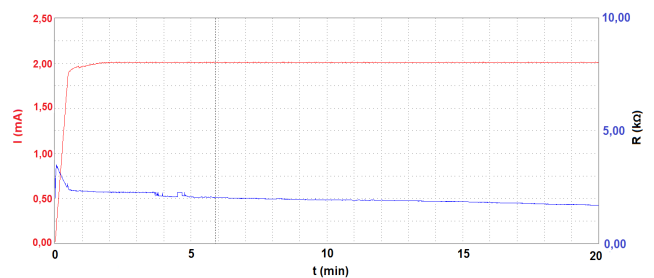


Figura 6 – Curvas típicas corrente x resistência durante uma sessão de ETCC.

O MEP antes da aplicação do ETCC foi de $1,44 \pm 0,41 \text{ mV}$ e após $2,03 \pm 0,70 \text{ mV}$. O teste t para amostras pareadas mostrou diferença estatisticamente significativa com $p=0,001$. Na figura 7 são mostrados os MEP individuais de cada voluntário antes e após a sessão de ETCC.

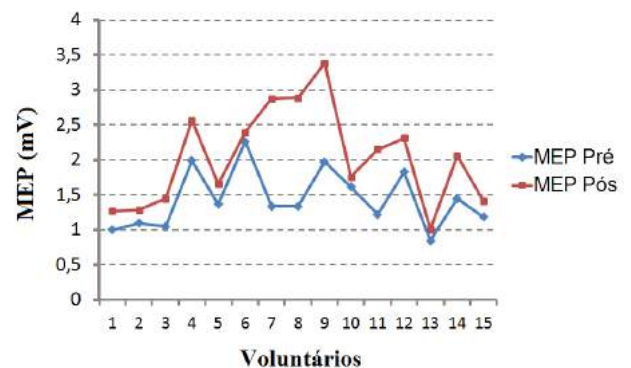


Figura 7 – MEP de cada voluntário antes e após a sessão de ETCC.

Discussão

A impedância de contato eletrodo-pele é uma variável importante para garantir a segurança na utilização da ETCC [9]. Uma elevada impedância pode estar relacionada a mau acoplamento entre eletrodo e a pele ou ressecamento do eletrodo, situações que podem aumentar a densidade de corrente e provocar lesões cutâneas.

A utilização de géis condutivos pode ser uma alternativa interessante para redução da impedância de contato eletrodo-pele, conforme trabalho de Minhas e cols. [10]. Em nosso estudo a utilização de soro fisiológico 0,9% foi suficiente para garantir uma baixa impedância de contato.

Estudos têm demonstrado que a ETCC promove variações no potencial de repouso da membrana e intensidade das sinapses dos neurônios de maneira previsível e consistente. Mais especificamente, a hipo-polarização dos neurônios sob o eletrodo ânodo parece aumentar a probabilidade de seu disparo, enquanto a hiperpolarização sob o eletrodo cátodo parece reduzir a sua probabilidade de disparo [1].

A TMS é usada como ferramenta de avaliação dos parâmetros de excitabilidade cortical, como resposta a intervenções neuroestimulatórias. Assim como o MT, o MEP reflete a excitabilidade da membrana neuronal, sendo que a estimulação anodal aumenta o MEP [11].

Isso foi observado em nosso estudo, pois a aplicação de ETCC anodal no córtex motor primário provocou um aumento do MEP, correspondente a intensidade do sinal de EMG, mantendo-se a mesma intensidade de estímulo magnético.

Em neurociência, a plasticidade sináptica é a capacidade das sinapses em fortalecer ou enfraquecer ao longo do tempo, em resposta a aumentos ou diminuições em sua atividade [12]. A ETCC parece ter um papel importante na facilitação destes mecanismos de neuroplasticidade.

Porém os resultados devem ser vistos com cautela, pois diversos trabalhos que descrevem incrementos cognitivos e de performance são baseados em evidências eletrofisiológicas e descrições que não são conclusivas [13].

O desenvolvimento deste equipamento com características programáveis e monitoração durante a sessão de ETCC, permite a realização de estudos controlados e variação dos parâmetros intensidade de corrente, duração e intervalo entre as sessões e posicionamento de eletrodos.

Conclusão

O equipamento de ETCC desenvolvido foi capaz de aumentar a excitabilidade cortical após uma sessão de estimulação em indivíduos saudáveis, com a monitoração dos parâmetros corrente e resistência e sem a presença de efeitos adversos. Assim tornará possível a realização de estudos controlados e de longa duração em indivíduos selecionados para avaliar o efeito desta técnica em diversas patologias neuropsiquiátricas ou condições de dor.

Agradecimentos

Agradecimentos à FINEP, CNPq, FAPERGS e FIPE/HCPA pelo apoio financeiro ao projeto.

Referências

- [1] Stagg, C.J. and M.A. Nitsche, Physiological basis of transcranial direct current stimulation. *Neuroscientist*. 2011; 17(1): 37-53.
- [2] Nitsche MA, Paulus W. Excitability changes induced in the human motor cortex by weak transcranial direct current stimulation. *J Physiol*. 2000, 15; 527 Pt 3:633-9.
- [3] Nitsche, M.A. and W. Paulus, Sustained excitability elevations induced by transcranial DC motor cortex stimulation in humans. *Neurology*, 2001. 57(10): 1899-901.
- [4] Brunoni, AR, et al. Transcranial direct current stimulation for acute major depressive episodes: meta-analysis of individual patient data. *The British Journal of Psychiatry*. 2016; 208, 1-10.
- [5] Lindenberg R, Renga V, Zhu LL, et al. Structural integrity of corticospinal motor fibers predicts motor impairment in chronic stroke. *Neurology*. 2010a;74:280-287.
- [6] Fregni, F., et al., A sham-controlled, phase II trial of transcranial direct current stimulation for the treatment of central pain in traumatic spinal cord injury. *Pain*, 2006. 122(1-2): 197-209.
- [7] Fregni, F., et al., A randomized, sham-controlled, proof of principle study of transcranial direct current stimulation for the treatment of pain in fibromyalgia. *Arthritis Rheum*, 2006. 54(12): 3988-98.
- [8] Kobayashi M, Pascual-Leone A. Transcranial magnetic stimulation in neurology. *Lancet Neurol*. 2003;2(3):145-56.
- [9] Bikson, M., A. Datta, and M. Elwassif, Establishing safety limits for transcranial direct current stimulation. *Clin Neurophysiol*, 2009. 120(6): 1033-4.
- [10] Minhas, P., et al., Electrodes for high-definition transcutaneous DC stimulation for applications in drug delivery and electrotherapy, including tDCS. *J Neurosci Methods*, 2010. 190(2): 188-97.
- [11] Medeiros, LF, et al. Neurobiological effects of transcranial direct current stimulation: a review. *Front Psychiatry*, 2012. 3: p. 110.
- [12] Hughes JR. "Post-tetanic Potentiation". *Physiological Reviews*. 1958; 38 (1): 91-113.
- [13] Horvath JC, Carter O, Forte JD. Transcranial direct current stimulation: five important issues we aren't discussing (but probably should be). *Frontiers in Neuroscience*. 2014; 8(2): 1-7.

REHABILITATION GAME FOR LOWER LIMBS OF STROKE PATIENTS USING sEMG AND KINECT

Janaína Lyra*, Berthil Longo*, Nicolás Valencia**, Gustavo Glasgio*** and Teodiano Bastos***

* Post-Graduate Program in Biotechnology, Universidade Federal do Espírito Santo. Vitória, Brazil

** Post-Graduate Program in Electrical Engineering, Universidade Federal do Espírito Santo. Vitória, Brazil

*** Electrical Engineering Department, Universidade Federal do Espírito Santo. Vitória, Brazil
E-mail: janaina.oml@gmail.com

Abstract: Stroke is one of the main causes of severe and persistent disabilities in individuals throughout the world. In order to assist in motor rehabilitation and social inclusion of these individuals, this work introduces a rehabilitation game, which uses virtual environments controlled by movement sensor and myoelectric signals to generate biofeedback in real time. This game aims the rehabilitation of lower limbs of post-stroke patients. The game was tested by volunteers without any physical impairment, which evaluated the system in terms of applicability, usability, functionality, motivation and user experience, using SUS, GAS and VEE questionnaires. As result, the game was positively evaluated by most of volunteers. Also, the system was able to promote lower limb muscle activation.

Keywords: Assistive Technology, Stroke, Surface Electromyography, Rehabilitation, Serious Game.

Introduction

Assistive Technologies (ATs) are resources and techniques that contribute to expand and provide functional abilities for impaired individuals. As consequence they promote social inclusion and a better quality of life for patients [1]. One of the main causes of severe disabilities worldwide is stroke [2], which is a syndrome characterized for neurological alterations, which occurs due to a failure of adequate blood supply in the brain [3].

There are two main types of stroke: ischemic and hemorrhagic. The prevalence of both of them increases with ageing, which is truly worrying since the world's population is getting older due to an increase in life expectancy [4].

Motor learning mechanisms are operative during spontaneous stroke recovery and interact with rehabilitative training. For optimal results, rehabilitation techniques should be geared towards specific motor deficits of patients and possibly combined. Quantitative motor control approaches allow differentiation between compensation and true recovery. In fact, several promising new rehabilitation approaches are based on theories of motor learning [5].

This work introduces an AT for rehabilitation of lower limbs of post-stroke patients, creating a motivating environment where the user is able to exercise safely, by doing movements usually used in rehabilitation exercises, such as knee flexion and extension. The developed game uses a movement sensor and a surface electromyography (sEMG) sensor, being able to give a biofeedback in real time for the user, showing his/her muscle activation level in the game screen. Also, the system saves information about joint angulation and sEMG signal, allowing an offline evaluation of movement amplitude and an estimation of muscle activation level, respectively.

The goal of this work is to evaluate the developed system in terms of applicability, usability and functionality, by testing it with volunteers without any physical impairment. Results and findings of these trials performed by those volunteers are here shown.

Materials and methods

Assistive Technology – The developed AT is composed of a Virtual Environment (VE), which is a session game where the user controls an avatar through previous determined corporal movements, which are captured by a Kinect sensor v2. In addition, the user is monitored by sEMG, which is used to give a biofeedback in real time for the user. The myoelectric signals are captured by the BrainNet BTN 36 equipment, as shown in Figure 1.



Figure 1: A) Kinect sensor v2 B) BrainNet BTN 36.

Virtual Environment – The VE was elaborate for the purpose of catch user attention and keep him/her motivated during the exercise. The developed system simulates snowboarding

activities, where the snowboarder must reach the mountain base. In order to do so, the avatar needs to jump using ramps. During this time, the user remains seated, and as the ramps are approaching, he/she prepare himself/herself to do knee extension/flexion movement, as shown in Figure 2. When the avatar reaches the ramp, the user must rise his/her leg, and as result, the character jumps, doing a trick. Three different tricks with different values can be executed, depending on where the player is when the leg extension movement is done by the user. If it is executed in the beginning of the ramp, the user acquires 10 points. However, if it is executed in the middle of the ramp, the user acquires 15 points. On the other hand, if the trick is executed in the final part of the ramp, the user acquires 30 points. The points of each jump are shown on the screen and added to the total score of the player.

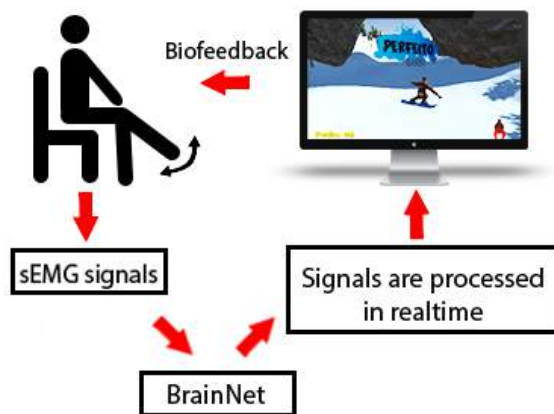


Figure 2: Scheme showing how the AT works.

Furthermore, as the user performs the movements he/she receives a biofeedback in the screen, depending on the muscle activation level, which can be good if this activation is low, or perfect, if this activation is high, as can be seen in Figure 3.

sEMG – The surface Electromyography is a noninvasive tool that can be used to evaluate the neuromuscular system, reflecting skeletal muscle activation degree. This technique measures the potential difference within two points of a muscular fiber, estimating the strength generated during muscle activation.

In this test, two bipolar, passive and disposable electrodes, made of silver and silver chloride, are placed on the surface of the voluntary's skin, over the rectus femoris muscle, parallel to muscle fiber. The sensors are separated by an inter-electrode distance of twenty millimeters, and the sampling frequency chosen to collect the sEMG data was 600Hz. Moreover, a reference electrode is placed over the voluntary's epicondylus lateralis femoris skin, which together with the adhesive capacity of the electrode, prevented their displacement during movement. Previously to the sensors fixation, the

individual's skin is cleaned with alcohol seventy percent such as done by Hermens H J et al. [6].



Figure 3: Biofeedback as seen by user.

Trials – The trials were done by ten healthy volunteers at the Laboratory of Intelligent Automation (UFES/Brazil) (Figure 4 shows one of the volunteers using the AT). Each one of the volunteers used the developed system three times consecutively, totalizing five minutes of active usage, also all of them used the right leg during the exercises. Previously to the activity, all volunteers received explanations about the game and how to play it appropriately. Also, they were allowed to do an adaptation session, where they could play until the complete understanding of the game.

This protocol was approved by the Ethics Committee of the Sciences Health Center of the Universidade Federal do Espírito Santo, whose number is 47958115.6.0000.5060.



Figure 4: Volunteer using the AT.

Moreover, all volunteers signed an informed consent form, where information such as gender and age were collected, as shown in Table 1.

Table 1: Volunteers description

Gender		Age	
Male	80%	18-23	20%
Female	20%	24-29	50%
		>30	30%

Evaluated parameters – To evaluate the system in terms of applicability, usability and functionality, the volunteers answered the System Usability Scale (SUS), the Virtual Environment Evaluation (VEE). Their data of adaptation time and the obtained score were used to answer the Goal Attainment Scale (GAS).

The SUS questionnaire [7, 8, 9] is a reliable tool used to measure the usability of a system. It is composed by ten questions, each one with five answer options ranging from “Strongly agree” to “Strongly disagree”. After responding the questionnaire, the scores obtained by the volunteers were normalized in order to generate percentages, such as done by Sauro J [9].

The VEE [10, 11] is a questionnaire composed of two parts. The first one evaluates user motivation, and the second one evaluates the user experience while using the system. Furthermore, the VEE questionnaire answers also range from “Strongly agree” to “Strongly disagree”.

Finally, GAS questionnaire [12] evaluates and quantifies goal achievements, with the goals being defined previously by the researcher. Specifically, in this work, the chosen goals were obtained score and time of adaptation to the system. Table 2 shows how GAS evaluation is done. Afterwards, the acquired values from each volunteer were transformed into a single numerical value through T-score, according to the following formula:

$$T = 50 + C * \sum Xi \quad (1)$$

Where, “Xi” represents the score for each goal achieved, and “C” varies according to the number of evaluated goals. As previously stated, in this research two goals were evaluated, implying that “C” value is 6.2 [12, 13].

The obtained T-score in GAS is then normally distributed and interpreted as follows: if T-score is equal to 50 the goals were achieved as expected; if T-score is greater than 50, the results were better than expected; finally, if T-score is below 50, then the results are worse than expected [12,13].

Results

The analysis of the values obtained in the SUS showed that the system was positively evaluated by all users, with the lowest score being 80%.

On the other hand, the T-score evaluation obtained from GAS questionnaire, implies that the system has great potential for application in the

clinical environment, since its value was greater than 50 in all cases.

Table 2: Evaluation based on GAS.

Planned outputs	Score	Obtained Score	Time of adaptation
Much less than expected.	-2	Less than 50%	More than 1.5'
Less than expected.	-1	50%-60%	1' -1.5'
Expected outcome.	0	60%-70%	40"-1'
More than expected.	+1	70%-80%	30"-40"
Much more than expected.	+2	80% or more	Less than 30"

Finally, the analysis of VEE revealed that the virtual environment and game were positively assessed by most users, with the scores for motivation and user experience being greater than or equal to 80% and 70% respectively. One of the users evaluated the system negatively, with his motivation score being of 68% and his user experience score being of 38.75%.

For a more detailed understanding observe the graphic in Figure 5. On the Y axis, the number of volunteers is represented, and at the X axis three of the questionnaires used in the research are shown. The maximum score in all questionnaires is 100 points.

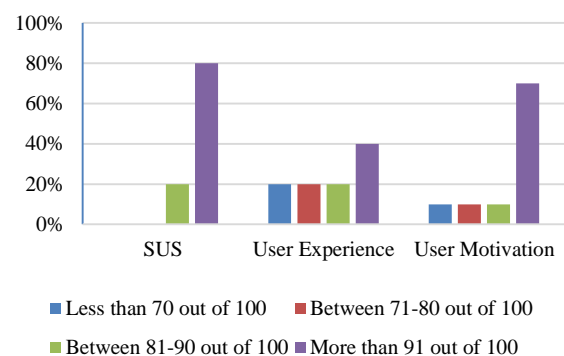


Figure 5. Graphic showing results of the experiments.

Discussion

Evidences show a positive association between motor training, functional, neuronal and mobility recovery in post-stroke patients [14, 15]. Moreover, in recent years alternative therapies involving the use of robots, virtual reality and serious games have increased their prominence [16, 17], since patients in rehabilitation treatments want fun, variety and

innovation, thus aiding in motivation and engagement during treatment sessions [14].

The system here developed fits perfectly within the precepts of alternative therapies involving serious games and VEs, with enormous potential for application in the clinical environment, besides having had great acceptance by the majority of volunteers, as evidenced by the questionnaires' analysis.

On the other hand, the trials revealed a few system inconsistencies, as evidenced by some volunteer's evaluation. However, such inconsistencies were already expected, since this was a prototype test.

Conclusion

The AT used in this study has shown to have great potential for future usage in clinical environment, as it been evaluated positively by the vast majority of users. Thus, we will continue working to improve the system, aiming the development of an efficient rehabilitation tool.

Furthermore, this system proved to be able to provide a performance feedback, and the quantitative results achieved for each user, which is an important feature for a future clinical application. Thereby, the therapists can use these reports to measure the rehabilitation improvement of their patients. Moreover, the usage of sEMG biofeedback in the system allows to check the muscle activation level during each exercises in real time.

Acknowledgements

This research was supported by Universidade Federal do Espírito Santo (UFES), CAPES and by CNPq.

References

- [1] Bersch, R. *Introdução à tecnologia assistiva*. Porto Alegre: CEDI. 2008.
- [2] Allen L, Richardson M, McIntyre A, Janzen S, Meyer M, Ure D, Willems D, Teasell R. Community stroke rehabilitation teams: providing home-based stroke rehabilitation in Ontario, Canada. *The Canadian Journal of Neurological Sciences*. 2014; 41(6): 697–703.
- [3] World Health Organization. *Stroke, Cerebrovascular accident*. [internet]. 2016 May [cited 2016 May 05]. Available from: http://www.who.int/topics/cerebrovascular_accident/en/.
- [4] Brown R, Whisnant J, Sicks J, O'Fallon W, Wiebers D. Stroke incidence, prevalence, and survival: secular trends in Rochester, Minnesota, through 1989. *Stroke; a Journal of Cerebral Circulation*. 1996; 27(3): 373-380.
- [5] Carr JH and Shepherd RB. *Stroke rehabilitation: guidelines for exercise and training to optimize motor skill*. 1st ed. Butterworth-Heinemann Medical; 2003.
- [6] Hermens H J, Freriks B, Disselhorst-Klug C, Rau G. Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. 2000; 10(5): 361–374.
- [7] Brooke J. SUS-A quick and dirty usability scale. *Usability evaluation in industry*. 1996; 189(194): 4-7.
- [8] Brooke J. SUS: a retrospective. *Journal of Usability Studies*. 2013; 8(2): 29-40.
- [9] Sauro J. *A practical guide to the system usability scale: Background, benchmarks & best practices*. Measuring Usability LLC. 2011.
- [10] Calvillo Gamez EH. *On the core elements of the experience of playing video games [Doctoral dissertation]*. London: University College London (UCL); 2009.
- [11] Savi R et al. Proposta de um modelo de avaliação de jogos educacionais. *RENOTE*. 2010; 8(3).
- [12] Kiresuk T, Smith A, Cardillo J. *Goal attainment scaling: Applications, theory, and measurement*. Psychology Press, 2014.
- [13] Turner-Stokes L. *Goal attainment scaling (GAS) in rehabilitation: a practical guide*. Clinical Rehabilitation. 2009.
- [14] Luker J, Lynch E, Bernhardsson S, Bennett L, Bernhardt J. Stroke survivors' experiences of physical rehabilitation: a systematic review of qualitative studies. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*. 2015; 96(6): 1698-1708.
- [15] Pollock A, Baer G, Campbell P, Choo P, Forster A, Morris J, Langhorne P. *Physical Rehabilitation Approaches for the Recovery of Function and Mobility After Stroke: Major Update*. *Stroke*. 2014; 45(10): e202–e202.
- [16] Kwakkel G, Kollen B, Krebs H. Effects of robot-assisted therapy on upper limb recovery after stroke: a systematic review. *Neurorehabilitation and Neural Repair*. 2007.
- [17] Laver K, George S, Thomas S, Deutsch J E, Crotty M. *Virtual Reality for Stroke Rehabilitation*. *Stroke*. 2012; 43(2): e20–e21.

DETECÇÃO DE RESPOSTAS AUDITIVAS EM REGIME PERMANENTE USANDO COERÊNCIA MÚLTIPLA: OBTENÇÃO DE CONJUNTO ÓTIMO DE ELETRODOS PARA APLICAÇÃO ONLINE

F. Antunes*, G. M. Silva**, B. F. S. Eloi**, J. B. da Silva* e L. B. Felix*

*Universidade Federal de Viçosa, Viçosa, Brasil

** Universidade Federal de São João del-Rei, São João del-Rei, Brasil

e-mail: antunesfelipe.elt@gmail.com

Resumo: A presença de respostas evocadas cerebrais pode ser testada usando detectores de respostas objetivas. Um problema desses detectores está relacionado ao tempo necessário para afirmar se há presença ou não do sinal de interesse. Para melhorar o tempo de detecção são usados detectores de respostas objetivos multivariados. Neste artigo foi usada uma técnica conhecida como magnitude quadrática da coerência múltipla na detecção de respostas auditivas em regime permanente evocadas por tons modulados em amplitude. Foi realizada uma análise off-line de dados registrados em 19 eletrodos dispostos no escalpo de acordo com o sistema internacional 10-20. Para encontrar as combinações que maximizam o desempenho da magnitude quadrática da coerência múltipla, o teste foi aplicado a todas as combinações possíveis com os 19 eletrodos. Foi levada em consideração a taxa de detecção e o tempo médio de detecção para quantificar o desempenho de cada combinação. As combinações A – {T5, Fp1, T4, F4, C4, O2, Fz, Cz} [tempo médio de detecção = 63,59 s; taxa de detecção = 91,18%], B – {C3, F4, Cz, Pz} [tempo médio de detecção = 38,70 s; taxa de detecção = 74,26%] e C – {C3, T4, C4, Fz, Cz} [tempo médio de detecção = 45,33 s; taxa de detecção = 86,76%] foram consideradas as melhores combinações. A combinação A possui a maior taxa de detecção, a combinação B possui o menor tempo médio de detecção e a combinação C possui o melhor desempenho intermediário entre as combinações A e B.

Palavras-chave: Eletroencefalograma, Resposta Auditiva em Regime Permanente, Detectores Objetivos de Respostas Multivariados, Magnitude Quadrática da Coerência Múltipla.

Abstract: The presence of cerebral evoked responses can be tested using objective responses detectors. A problem with these detectors is related to the time required to say whether there is presence or absence of the signal of interest. To improve the detection time multivariate objective response detectors was used. This paper presents the analysis of a technique known as multiple magnitude-square coherence in the detection of auditory steady-state response evoked by amplitude-modulated tones. An off-line analysis was performed with data recorded in 19 electrodes arranged in the scalp according to the 10-20 international system. To

find the combinations that maximize the performance of the multiple magnitude-square coherence, the test was applied to all possible combinations with the 19 electrodes. It was taken into account the detection rate and the average detection time to rank the performance of each combination. The combinations A – {T5, Fp1, T4, F4, C4, O2, Fz, Cz} [average detection time = 63,59s; detection rate = 91,18%], B – {C3, F4, Cz, Pz} [average detection time = 38,70s; detection rate = 74,26%] and C – {C3, T4, C4, Fz, Cz} [average detection time = 45,33s; detection rate = 86,76%] were considered the best combinations. The combination A has the highest detection rate, combination B has the lowest average detection time and the combination C has an intermediate performance between combinations A and B.

Keywords: Electroencefalogram, Auditory Steady-state Response, Multivariate Objective Response Detection, Multiple Magnitude-Squared Coherence.

Introdução

O Eletroencefalograma (EEG) é o registro das atividades elétricas do cérebro, consequência do fluxo de correntes iônicas desencadeadas por potenciais de ação que ocorrem em função de estímulos sensoriais, execução de tarefas, pensamentos, entre outros estímulos. O EEG é captado utilizando eletrodos colocados sobre o escalpo.

A análise de respostas cerebrais imersas nos sinais do EEG tem instigado o estudo de uma manifestação cerebral: o Potencial Evocado (EP, do inglês - *Evoked Potential*). Segundo [1], o EP é uma resposta elétrica do cérebro quando realizado um estímulo externo. Este estímulo pode ser visual, audiológico ou somatossensorial.

Considerando os estímulos auditivos, a modulação em amplitude (AM, do inglês - *Amplitude Modulation*) é um exemplo de estímulo acústico que evoca uma Resposta Auditiva em Regime Permanente (ASSR, do inglês - *Auditory Steady-State Response*) [2]. Uma ASSR ocorre quando um estímulo auditivo é apresentado a uma taxa suficientemente elevada, de modo que a resposta a qualquer estímulo sobreponha à resposta anterior. De acordo com [3], a ASSR evocada por tom AM é caracterizada por um aumento de energia na fre-

quência moduladora (e seus harmônicos) no espectro de potência do EEG. Devido à baixa relação sinal ruído (SNR, do inglês - *Signal Noise Ratio*) resultante, surge o problema de detecção de presença ou ausência do EP.

A detecção objetiva de respostas (ORD, do inglês - *Objective Response Detection*) engloba um conjunto de funções matemáticas no domínio do tempo e da frequência. As ORDs no domínio da frequência oferecem mais benefícios em relação às técnicas no domínio do tempo por tratarem o problema de detecção como um teste de hipótese estatístico. Estas técnicas executam um teste de hipótese automático, comparando o valor do detector a um limiar estatístico que independe do tipo de sinal periódico, dependendo apenas do número de janelas do sinal usado e do nível de significância estipulado *a priori* [4].

Para as técnicas ORD, a probabilidade de detecção é diretamente proporcional ao número de janelas, demandando um tempo maior do exame. Para melhorar a detecção de respostas evocadas, para um número fixo de janelas são utilizadas técnicas de detecção objetiva de respostas multivariadas (MORD, do inglês - *Multivariate Objective Response Detection*) [5]. Elas são baseadas no uso de mais sinais de EEG coletados durante a estimulação.

Outra forma de reduzir o tempo do exame do EEG para a detecção de ASSRs é a aplicação online dos MORDs. Isso é possível com o desenvolvimento de técnicas de aplicação dos detectores a cada trecho de sinal coletado, como feito em [6].

Neste artigo será analisado o desempenho da Magnitude Quadrática da Coerência Múltipla (MMSC, do inglês - *Multiple Magnitude-Squared Coherence*) [5] na detecção de ASSRs evocadas por tons AM, utilizando uma técnica para detecção online de respostas.

Materiais e Métodos

Estímulos Auditivos – Os estímulos foram gerados digitalmente por meio do software MATLAB®, com uma frequência de 44100Hz. Todos os estímulos foram tons AM com profundidade de modulação de 100%, pois evoca uma ASSR de maior amplitude [7], e amplitude ajustada para intensidade de 50dB SPL¹ (*Sound Pressure Level*) que está acima do limiar auditivo de uma pessoa normal.

Em cada sessão de estimulação foi aplicado um sinal AM em apenas uma das orelhas, com portadoras variando em 0,5, 1, 2 e 4 kHz, com moduladoras de 35, 39, 42 e 46 Hz para a orelha esquerda e 37, 40,5, 44 e 47,5 Hz para a orelha direita.

As moduladoras foram corrigidas *a priori* para um número inteiro de ciclos dentro de uma janela, o que evita o espalhamento espectral na detecção objetiva de ASSRs [8].

Os valores de moduladoras corrigidas para uma janela de análise espectral de 1024 pontos e frequência de amostragem $f_s = 601,5\text{Hz}$ foram: 35,2441Hz, 38,7686Hz, 42,2930Hz e 45,8174Hz para os estímulos da orelha esquerda e 37,0063Hz, 40,5308Hz, 44,0552Hz e 47,5796Hz para os estímulos da orelha direita.

Os estímulos foram aplicados por meio de um cabo blindado acoplado a um fone de inserção E-A-RTone 5A (Aearo Technologies). Para obter os valores de amplitude do sinal elétrico de acordo com o nível de intensidade desejada, foi realizada a calibração do sistema pela empresa Acústica Maducha, utilizando um ouvido artificial acoplado a um medidor de níveis sonoros, de acordo com a resolução CFFa número 365 (2009) do Conselho Federal de Fonoaudiologia.

Aquisição de Sinais – Os experimentos foram realizados em uma cabine acústica isolada, localizada no Núcleo Interdisciplinar de Análise de Sinais (NIAS) da Universidade Federal de Viçosa (UFV). Participaram 17 voluntários adultos com audição normal na faixa etária de 17 a 33 anos (média de 24,59 anos e desvio padrão de 4,68 anos), sendo 7 do gênero feminino e 10 do gênero masculino, de acordo com protocolo aprovado pelo comitê de ética local (nº 051/2010/UFV). Os voluntários foram orientados a sentar recostados confortavelmente, manter os olhos fechados e não dormir.

Foram utilizados 23 eletrodos dispostos no escalpo de acordo com o sistema internacional 10-20 com referência ao eletrodo Cz no vértex e terra no eletrodo Fpz na testa. Os sinais foram referenciados matematicamente ao eletrodo Oz, pois esta referência possui as melhores SNRs para as ASSRs [9].

Os sinais foram coletados por meio do amplificador de sinais biológicos BrainNET BNT-36. A taxa de amostragem foi definida como 601,5Hz, com configurações de filtro: *notch* em 60Hz, passa-baixas de 100Hz e passa-altas de 0,1Hz.

Foram realizadas 8 sessões de aproximadamente 10 minutos em cada voluntário. Cada orelha foi estimulada separadamente nas frequências 0,5, 1, 2, e 4 kHz com intensidade de 50 dB SPL. Cada 1024 pontos amostrados representam uma janela (aproximadamente 1,7 segundos), com isso em cada sessão foram coletados 352 janelas. Os resultados foram salvos em arquivos de dados para análise *off-line*. O processo de estímulo e coleta de sinais foi feito por um mesmo programa em software MATLAB®.

Magnitude Quadrática da Coerência Múltipla (MMSC) – A MMSC é obtida ao se estender a técnica Magnitude Quadrática da Coerência (MSC, do inglês - *Magnitude-Squared Coherence*) para diversos canais. Para um estímulo determinístico e periódico em cada janela $x[n]$, sincronizado com N eletrodos $y_j[n]$ ($j = 1, 2, \dots, N$), para um sistema linear multivariado, a MMSC é dada por [5]:

$$\hat{k}_N^2(f) = \frac{V^H(f) \hat{S}_{yy}^{-1}(f) V(f)}{M} \quad (1)$$

¹ dB SPL— Unidade padrão de medida para o nível de pressão sonora, definido como dez vezes o logaritmo de base 10 da razão do quadrado da pressão observada com o quadrado do nível de pressão de referência estipulado em 20μPa.

Sendo:

$$V^H(f) = \left[\sum_{i=1}^M Y_{1i}(f) \quad \sum_{i=1}^M Y_{2i}(f) \quad \cdots \quad \sum_{i=1}^M Y_{Ni}(f) \right] \quad (2)$$

$$\hat{S}_{yy}(f) = \begin{bmatrix} \hat{S}_{y_1y_1}(f) & \hat{S}_{y_1y_2}(f) & \cdots & \hat{S}_{y_1y_N}(f) \\ \hat{S}_{y_2y_1}(f) & \hat{S}_{y_2y_2}(f) & \cdots & \hat{S}_{y_2y_N}(f) \\ \vdots & \vdots & \ddots & \vdots \\ \hat{S}_{y_Ny_1}(f) & \hat{S}_{y_Ny_2}(f) & \cdots & \hat{S}_{y_Ny_N}(f) \end{bmatrix} \quad (3)$$

Onde H é o operador hermitiano da matriz, que representa o conjugado transposto da matriz; M o número de janelas; $Y_{ji}(f)$ ($j = 1, 2, \dots, N$) a Transformada Discreta de Fourier da i -ésima janela do sinal do canal j , e $\hat{S}_{y_p y_q}(f)$ a estimativa da densidade espectral de potência cruzada dos sinais nos eletrodos p e q , ($p, q = 1, 2, \dots, N$), dada por:

$$\hat{S}_{y_p y_q}(f) = \sum_{i=1}^M Y_{pi}^*(f) Y_{qi}(f) \quad (4)$$

O limiar de detecção é dado por [5]:

$$k_{crit}^2 = \frac{F_{crit, \alpha, 2N, 2(M-N)}}{\frac{M-N}{N} + F_{crit, \alpha, 2N, 2(M-N)}} \quad (5)$$

Onde N é o número de sinais, M é o número de janelas, $F_{crit, \alpha, 2N, 2(M-N)}$ é o valor crítico para a distribuição F com $2N$ e $2(M-N)$ graus de liberdade para um dado nível de significância α . A resposta é considerada presente se $\hat{k}_N^2(f_m) > k_{crit}^2$, onde f_m é a frequência moduladora do estímulo.

Detecção Online de Resposta – O detector da Equação 1 foi utilizado neste artigo visando uma aplicação em tempo *quasi-real* da MMSC, em que é necessário afirmar a presença ou não das ASSRs no menor tempo possível, por isso o teste de detecção é aplicado nos sinais do EEG a cada janela (1024 pontos) coletada, até que se tenha uma resposta significativa. Foi definido um nível de significância α de 5% para o teste de hipótese nula. O teste foi aplicado em todo o sinal a cada janela adicionada, até encontrar uma resposta significativa ou atingir as 352 janelas. A detecção ocorrerá na primeira resposta significativa e o tempo de detecção corresponde ao tempo necessário para coletar a janela que isso ocorreu.

Seleção de Canais – O desempenho da MMSC é afetado pela SNR de cada sinal e pela correlação do ruído entre os sinais (Felix et al., 2007). Para obter o melhor conjunto de eletrodos que minimize esses dois efeitos, foram testadas todas as combinações possíveis com os 19 sinais do EEG, ($C_{19,i}$; $i = 1, 2, 3, \dots, 19$). Deste modo, o total de combinações é dado pelo somatório: $\sum_{i=1}^{19} C_{19,i} = 524287$ combinações.

Cada um dos 17 voluntários participou de 8 sessões de estímulos (4 tons para cada orelha), totalizando 136

respostas para serem detectadas por cada uma das 524287 combinações.

A escolha da melhor combinação leva em consideração duas medidas de desempenho:

Taxa de Detecção: É a razão entre o número de estímulos detectados pelo número total de estímulos a serem detectados.

Tempo Médio de Detecção: A média entre os tempos de detecção entre todos os estímulos detectados.

Dois metodologias foram adotadas para encontrar as melhores combinações:

Pela Taxa de Detecção Máxima: Duas combinações serão consideradas as melhores, aquela que apresentar a maior taxa de detecção geral e aquela que apresentar o menor tempo médio de detecção entre aquelas que apresentarem taxas de detecção acima de 86,5%.

Pelo Tempo Médio de Detecção Mínimo: Duas combinações serão consideradas as melhores, aquela que apresentar o menor tempo médio de detecção geral e aquela que apresentar a maior taxa de detecção entre as combinações com os tempos médios de detecção menores que 46,2 segundos.

Resultados

A Figura 1 mostra o histograma do número de combinações em função da taxa de detecção. A combinação {T5, Fp1, T4, F4, C4, O2, Fz, Cz} apresentou a melhor taxa de detecção (91,18%) com um tempo médio de detecção de 63,59 segundos. Dentre as combinações com as maiores taxas de detecções presentes na parte ampliada do histograma da Figura 1, a combinação {C3, T4, C4, Fz, Cz} apresentou o melhor tempo médio de detecção (45,33 segundos) com uma taxa de detecção de 86,76%.

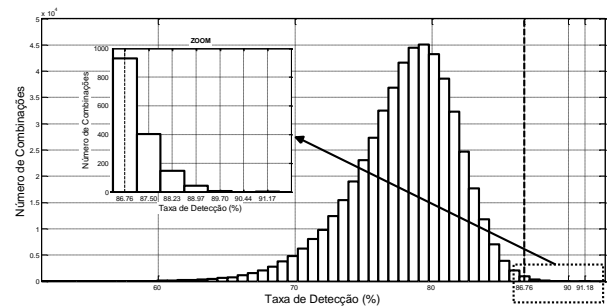


Figura 1: Histograma do número de combinações em função da taxa de detecção.

A Figura 2 mostra o histograma do número de combinações em função do tempo médio de detecção. A combinação {C3, F4, Cz, Pz} apresentou o melhor tempo médio de detecção (38,70 segundos) com uma taxa de detecção de 74,26%. Dentre as combinações com os melhores tempos médios de detecção presentes na parte ampliada do histograma da Figura 2, a combinação {C3, T4, C4, Fz, Cz} apresentou a melhor taxa de detecção (86,76%) com um tempo médio de detecção de 45,33 segundos. É importante notar que

essa configuração é a mesma obtida anteriormente pelo critério da taxa de detecção máxima.

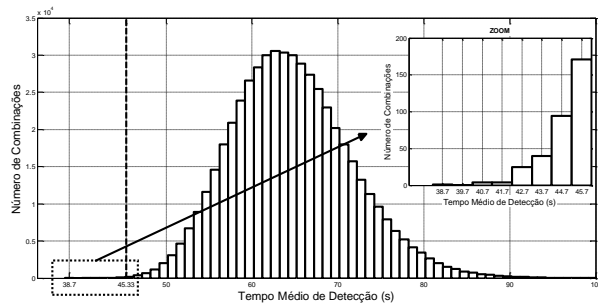


Figura 2: Histograma do número de combinações em função do tempo médio de detecção.

A Tabela 1 resume as medidas de desempenho encontradas para as melhores combinações.

Tabela 1: Medidas de desempenho para as melhores combinações.

Combinação	Taxa de Detecção (%)	Tempo Médio de Detecção (s)
A – {T5, Fp1, T4, F4, C4, O2, Fz, Cz}	91,18	63,59
B – {C3, F4, Cz, Pz}	74,26	38,70
C – {C3, T4, C4, Fz, Cz}	86,76	45,33

Discussão e Conclusão

As combinações A – {T5, Fp1, T4, F4, C4, O2, Fz, Cz}, B – {C3, F4, Cz, Pz} e C – {C3, T4, C4, Fz, Cz}, mostradas na Tabela 1, foram consideradas as melhores combinações para aplicação da MMSC. A combinação A possui a maior taxa de detecção, a combinação B possui o menor tempo médio de detecção e a combinação C foi obtida tanto pela análise da combinação mais rápida entre as combinações com as maiores taxas de detecção quanto pela análise da combinação com a maior taxa de detecção entre as combinações mais rápidas. A combinação C possui a melhor relação custo-benefício entre acurácia e velocidade.

A combinação B tem ainda a vantagem de possuir menor número de eletrodos. A relação entre o número de eletrodos é diretamente proporcional ao esforço computacional o que é importante para uma aplicação em tempo real.

O tempo médio de detecção das três melhores combinações ficou entre 38,70 e 63,59 segundos, o que levaria entre 5,16 minutos e 8,48 minutos para detectar os 8 estímulos. Este resultado é comparável com o obtido por [6] em que foi utilizada varreduras de 16 janelas no cálculo da MMSC, aplicando estímulos binaurais a cada sessão. A melhor combinação obtida por [6] obteve uma taxa de detecção de 96,35% para os estímulos em 50dB SPL e detectou os 8 estímulos em 8,43 minutos.

O método apresentado neste artigo possui vantagem em relação ao método apresentado por [6] em termos de tempo de detecção. Para a combinação B o tempo foi 3,27 minutos menor e para a C foi 2,39 minutos menor. A desvantagem fica por conta das taxas de detecção que ficaram em 91,18%, 74,26% e 86,76% respectivamente para as combinações A, B e C, mas que ainda são próximas da obtida por [6].

Agradecimentos

Os autores agradecem ao CNPq, CAPES e a FAPEMIG pelo apoio financeiro e a empresa Acústica Maducha pela calibração do estimulador.

Referências

- [1] Miranda de Sá AMFL, Felix LB. Multi-channel evoked response detection using only phase information. *Journal of Neuroscience Methods*. 2003. 129: p. 1–10.
- [2] Kuwada S, Batra R, Maher VI. Scalp potentials of normal and hearing impaired subjects in response to sinusoidally amplitude modulated tones. *Hearing Research*. 1986. 21(2): p. 179–192.
- [3] Dolphin WF, Mountain DC. The envelope following response - scalp potentials elicited in the mongolian gerbil using sinusoidally am acoustic signals, *Hearing Research*. 1992. 58(1): p. 70–78.
- [4] Felix LB. Detecção objetiva de respostas auditivas em regime permanente: aplicação em exames audiológicos. Tese (Doutorado em Engenharia Elétrica). Belo Horizonte: Universidade Federal de Minas Gerais, 2006.
- [5] Felix LB, Miranda de Sa AMFL, Infantsi AFC, Yehia HC. Multivariate objective response detectors (MORD): statistical tools for multichannel eeg analysis during rhythmic stimulation, *Annals of Biomedical Engineering*. 2007. 35(3): p. 443–452.
- [6] Carvalho JAS. Avaliação da Magnitude Quadrática da Coerência Múltipla como Detector Objetivo de Respostas Auditivas em Regime Permanente. Dissertação (Mestrado em Engenharia Elétrica). São João del-Rei: Universidade Federal de São João del-Rei, 2015.
- [7] Dimitrijevic A, John MS, Van Roon P, Picton TW. Human auditory steady-state responses to tones independently modulated in both frequency and amplitude. *Ear and Hearing*. 2001. 22(2): p. 100–111.
- [8] Felix LB, Miranda de Sa AMFL, Mendes EMAM, Moraes MFD. Post-processing of auditory steady-state responses to correct spectral leakage, *Journal of Neuroscience Methods*. 2009. 181(1): p. 145–149.
- [9] Van Der Reijden CS, Mens LHM, Snik AFM. Signal-to-noise ratios of the auditory steady-state response from fifty-five eeg derivations in adults, *Journal of the American Academy of Audiology*. 2004. 15(10): p. 692–701.

REABILITAÇÃO MOTORA DO OMBRO APÓS CÂNCER DE MAMA: DESENVOLVIMENTO DE UM SOFTWARE DE REALIDADE VIRTUAL

G. A. S. Souza^{1*}, I. S. Mendes^{2*}, P. L. Prado^{3*}, T. P. Sene^{4*}, T. N. M. Yamasaki^{5*}, M. F. Neves^{6*},
F. P. S. Lima^{7*}, A. O. Andrade^{8**}, M. O. Lima^{9*}

*Laboratório de Engenharia de Reabilitação Sensório Motora/Universidade do Vale do Paraíba, São José dos Campos, Brasil.

**Laboratório de Engenharia Biomédica/Universidade Federal de Uberlândia, Uberlândia, Minas Gerais.

e-mail: izabela@univap.br

Resumo: o objetivo deste estudo foi avaliar os efeitos da reabilitação motora por meio de realidade virtual de projeção sobre a intensidade dolorosa, força escapular, atividade mioelétrica e amplitude articular do ombro de mulheres pós câncer de mama. Foi realizado um estudo clínico longitudinal e duplo cego, constituído por treze mulheres após câncer de mama. Inicialmente, foi desenvolvido um *software* de realidade virtual de projeção. Posteriormente, foram realizados dez atendimentos fisioterapêuticos utilizando esse *software*. Antes e após tratamento foram avaliados os seguintes parâmetros: intensidade de dor, atividade mioelétrica, força escapular e goniometria. Os resultados mostraram redução da dor ($p=0,04$), aumento da força escapular ($p=0,04$), aumento significativo da atividade elétrica dos músculos bíceps ($p=0,0026$) e deltóide médio ($p=0,03$), porém, aumento não significativo da atividade mioelétrica de trapézio e tríceps. Em relação a amplitude articular de ombro foi possível observar aumento da amplitude de movimento de flexão ($p<0,0001$) e abdução ($p<0,0001$). Conclui-se que o *software* de realidade virtual de projeção desenvolvido neste estudo promoveu atenuação do quadro algico, aumento da amplitude articular do ombro, do recrutamento de fibras musculares e, consequentemente da força escapular das mulheres após câncer de mama. Portanto, acredita-se que o desenvolvimento de *softwares* específicos de realidade virtual podem auxiliar no processo de reabilitação motora de mulheres com essa condição clínica.

Palavras-chave: câncer de mama, realidade virtual, reabilitação.

Abstract: the objective of this study was to evaluate the effects of motor rehabilitation by virtual reality projection about the painful intensity, scapular strength, myoelectric activity and range of motion of shoulder in women after breast cancer. We conducted a longitudinal and double blind clinical study, consisting of thirteen women after breast cancer. Initially, we developed virtual reality projection software and later, ten physiotherapeutic sessions were conducted using this software. The following parameters were performed before and after treatment: pain intensity, myoelectric

activity, shoulder strength and goniometry. The results showed significant pain reduction ($p=0.04$), increased shoulder strength ($p=0.04$), an extremely significant increase of biceps myoelectric activity ($p = 0.0026$) and significant increase of the middle deltoids ($p = 0.03$), but non-significant increase of myoelectric activity of trapezius and triceps muscles. Regarding the shoulder range of motion it was observed extremely significant increased during movements of flexion ($p<0.0001$) and abduction ($p<0.0001$). We could conclude that the virtual reality software developed in this study promoted pain attenuation, increased shoulder range of motion and the recruitment of muscle fibers and consequently, the scapular force of women after breast cancer also increased. Therefore, we believe that the development of specific software for virtual reality can help in the process of motor rehabilitation in women with this clinical condition.

Keywords: breast cancer, virtual reality rehabilitation.

Introdução

O câncer de mama resulta em morbidades dos membros superiores que incluem dor e linfedema. Embora somente o procedimento cirúrgico resulte em deficiências físicas, a associação de fatores, como radioterapia, quimioterapia e esvaziamento axilar, aumenta a incidência de morbidades, como restrição de movimento do ombro, diminuição da força muscular, fadiga, linfedema, depressão e principalmente quadros intensos de dor, agravando a função física e qualidade de vida das mulheres [1, 2].

A tecnologia de realidade virtual vem ganhando destaque no âmbito da reabilitação. Definida como interface entre usuário e computador, esta modalidade de reabilitação permite a simulação em tempo real de uma atividade e a interação do usuário com o mundo virtual, com o intuito de fornecer *feedback* sensorial sobre o movimento realizado no ambiente virtual, aumentar a motivação para a realização dos exercícios e pode ser adaptado de acordo com dificuldade do indivíduo [3, 4].

A realidade virtual é uma ferramenta inovadora no âmbito da reabilitação física e cognitiva, por

minimizar distúrbios de percepção corporal, quadros de dor e melhorar os padrões de movimentos, a qual fornece um *feedback* visual, tátil e verbal por meio do envolvimento do indivíduo na terapia, e causa principalmente distração em relação a dor e aos esforços para realizar as atividades [5].

Portanto, o objetivo deste estudo foi avaliar os efeitos da reabilitação motora por meio de realidade virtual de projeção sobre a intensidade dolorosa, força escapular, atividade mioelétrica e amplitude articular do ombro de mulheres pós câncer de mama.

Materiais e métodos

Trata-se de um estudo clínico longitudinal e duplo cego. A amostra foi constituída por treze mulheres com idade média de $57,0 \pm 12,9$ anos, que realizaram cirurgia para retirada do câncer de mama.

O estudo foi realizado no Laboratório de Engenharia de Reabilitação Sensorio Motora da Universidade do Vale do Paraíba, após aprovação pelo Comitê de Ética em Pesquisa (CEP) sob o número CAAE 41887715.0.0000.5503. Após receber as informações sobre o estudo, todas as voluntárias assinaram o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (TCLE).

O recrutamento das voluntárias seguiu os critérios de inclusão pré estabelecidos, como: mulheres que realizaram procedimento cirúrgico conservador ou não conservador para retirada de câncer de mama e linfadenectomia axilar no período superior a três meses e aquelas que concordaram e assinaram o TCLE. Entre os critérios de exclusão foram considerados: voluntárias que não permaneciam em ortostatismo ou que necessitassem de dispositivo de auxílio, o que inviabilizava a captação do movimento pelo sensor.

Após a inclusão das voluntárias foi realizado o cegamento do estudo entre as pesquisadoras, na qual, a pesquisadora 1 ficou responsável pela avaliação e tratamento fisioterapêutico, e a pesquisadora 2 ficou responsável pelo processamento dos dados e análise estatística, a qual não teve acesso aos nomes das voluntárias, de modo a não influenciar nos resultados.

Após o cegamento do estudo foi realizado a avaliação fisioterapêutica para obtenção dos dados clínicos e a coletas dos dados, baseadas na avaliação da intensidade dolorosa, força escapular, atividade mioelétrica e amplitude de movimento do ombro. A coleta de dados foi realizada em dois momentos distintos: antes de iniciar o tratamento, ou seja, após a avaliação fisioterapêutica da voluntária, e ao completar dez sessões de tratamento fisioterapêutico. Os instrumentos de avaliação foram:

- Escala numérica de dor para mensuração da intensidade dolorosa, a qual consistiu em uma linha horizontal numerada, de 0 a 10, com as extremidades indicando “ausência de dor” e a “pior dor possível”. As voluntárias foram orientadas a classificar a dor de acordo com a intensidade dolorosa.

- Dinamômetro escapular portátil, da marca EMG System do Brasil, modelo dinamômetro escapular DFE021115/200, conectado ao eletromiógrafo e este, a rede do computador. Esse equipamento foi utilizado para mensuração da força escapular. Os sinais foram amostrados a uma taxa de 2.000 Hz.

- Eletromiógrafo de superfície da marca EMG System do Brasil Ltda, modelo EMG830 WF de 8 canais, composto por um conversor A/D (conversor analógico-digital) de 16 bits de resolução, que coletou a atividade mioelétrica. Os sinais foram amostrados a uma taxa de 2.000 Hz.

Para aquisição de sinais foram utilizados eletrodos reutilizáveis de Ag/AgCl (prata/cloreto de prata) untados com gel condutor e aderidos à pele, após a higienização da área com algodão embebido de álcool a 70%. Os eletrodos de superfície foram colocados aos pares sobre os músculos bíceps braquial, deltóide fibras médias, trapézio fibras superiores e tríceps braquial, conforme o protocolo *Surface-EMG for the on Invasive Assessment of Muscle* (SENIAM), acompanhando o sentido longitudinal da fibra muscular. O eletrodo de referência do tipo pregador, untado com gel, foi posicionado sobre o processo estilóide da ulna no lado contralateral ao membro afetado.

A coleta do sinal de dinamometria escapular e eletromiográfico foi obtido de modo sincrônico, no qual a voluntária permaneceu em posição de sedestação, com os pés apoiados no chão e os ombros em abdução de noventa graus, juntamente com flexão de cotovelos e ambas as mãos segurando o dinamômetro. A partir dessa posição, foi fornecida a orientação para a realização de movimento de adução das escápulas durante vinte segundos ininterruptos, realizando força isométrica máxima. Todos os registros foram realizados no membro superior ipsilateral ao procedimento cirúrgico.

Os sinais obtidos de dinamometria e eletromiografia foram salvos e processados pelo software MATLAB[®] R2015a utilizando-se rotina e funções específicas, e obtendo-se deste modo, os valores de RMS (*Root Mean Square*).

- Goniômetro para mensuração da amplitude articular do ombro durante os movimentos de flexão e abdução. Foi utilizado o goniômetro da marca ISP com duas réguas de vinte centímetros e transferidor de 0° a 360°, constituído por braço fixo, braço móvel e eixo. Para mensuração do movimento a voluntária foi posicionada em ortostatismo e solicitou-se os movimentos de flexão e abdução de ombro. O eixo do goniômetro foi posicionado sobre os pontos anatômicos de referência da articulação do ombro (flexão: três centímetros acima da tuberosidade deltoidea do úmero; abdução: quatro centímetros posterior do acrômio). As voluntárias foram orientadas a realizar o movimento ativo até completarem toda amplitude articular.

Desenvolvimento do software: Foi desenvolvido um aplicativo customizado de realidade virtual de projeção pelos pesquisadores deste projeto em parceria com os pesquisadores do Laboratório de Engenharia Biomédica da Universidade Federal de

Uberlândia, intitulado "*Rehab Academy*" (nº do registro BR512015000952-4).

O *software* proposto utiliza sensor de profundidade, que consiste em um projetor de *laser* infravermelho combinado com sensor monocromático que captura dados de vídeo em 3D sob quaisquer condições de luz ambiente. Em conjunto com o *software*, foi utilizado o *Kinect*[®], sensor responsável pela captação dos movimentos, sem a necessidade de controle remoto, para a transferência de informações entre usuário e dispositivo. Este dispositivo possui duas câmeras, uma responsável pela captação da imagem e a outra responsável por escanear todo o ambiente físico.

A utilização do *software* foi realizada por meio de duas telas, a primeira é a tela de comando, que fica sob a responsabilidade da terapeuta, na qual inicialmente é realizada a calibração da distância do indivíduo em relação ao *Kinect*[®] (recomenda-se a distância de 2,5 metros), e esta distância foi demarcada no chão para o correto posicionamento e visualização do indivíduo, e na sequência foi capturada as dimensões relacionadas à altura.

As esferas visualizadas na tela de projeção representavam os pontos anatômicos de referência como: cabeça, esterno, ombros, cotovelos, punhos, mãos, pelve, quadris, joelhos e pés, podendo ser ampliadas ou diminuídas de acordo com o nível de dificuldade para realização da atividade. A representação gráfica do usuário foi visualizada na tela de projeção, por meio de um retrato do esqueleto (denominado avatar), o qual proporcionava em tempo real *feedback* dos movimentos de acordo com as tarefas solicitadas.

Após a calibração inicial em relação a distância entre o indivíduo e o *Kinect*[®], o terapeuta realizou a configuração do raio das elipses, ou seja, o tamanho das esferas visualizadas na tela de projeção, no qual foi determinado o nível de dificuldade para a execução do exercício, sendo que quanto menor o raio das elipses maior o nível de dificuldade do exercício, e desde modo iniciou-se a sequência dos exercícios.

Para realização do protocolo de reabilitação as pacientes deveriam executar os exercícios propostos pelo *software* de realidade virtual, os quais eram representados na tela de projeção. As esferas que representam os pontos anatômicos, ou seja a representação gráfica do indivíduo na tela de projeção foram constituída por esferas verdes e vermelhas, que alternavam as cores no decorrer da execução do protocolo, no qual as esferas verdes indicavam a realização correta dos exercícios, e as esferas vermelhas significavam que as atividades em execução estavam incorretas.

O *software* proposto consiste em oito protocolos de exercícios semelhantes aos utilizados na reabilitação das funções específicas de membros superiores e tronco no processo de reabilitação após câncer de mama.

Foi realizada análise estatística por meio do *software BioEstat*[®] versão 5.3, utilizando o *Test t Student*, considerando o nível de significância de 5%.

Resultados

Evidenciou-se redução significativa da intensidade dolorosa ($p=0,04$) e aumento significativo da força escapular ($p=0,04$) ao comparar os valores antes e após o término do tratamento fisioterapêutico.

A Figura 1 representa os valores referentes a eletromiografia de superfície durante a contração isométrica máxima. Ao comparar os resultados antes e após o protocolo proposto, pode-se observar na figura 1A e 1B respectivamente, um aumento significativo no valor de RMS do músculo bíceps ($p=0,0026$) e deltóide médio ($p=0,03$). Entretanto, não houve diferença significativa em relação ao músculo tríceps ($p=0,92$) demonstrada na figura 1C e trapézio superior ($p=0,49$) contido na figura 1D.

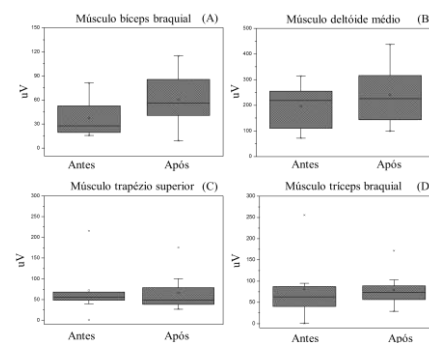


Figura 1: *Boxplot* dos valores de RMS obtidos por meio da eletromiografia antes e após o tratamento proposto.

Em relação a comparação dos valores obtidos por meio da goniometria antes e após o protocolo de tratamento fisioterapêutico, foi possível observar aumento significativo na amplitude de articular de ombro em relação ao movimento de flexão ($p<0,0001$) e abdução ($p<0,0001$).

Discussão

Evidências afirmam que os jogos de *videogame* por meio da realidade virtual de projeção, é uma forma de intervenção muito utilizada com o objetivo de reduzir o limiar de dor e melhorar os níveis de atividade física diária [6, 7, 8].

Foi possível observar neste estudo, a atenuação do quadro algico, com consequente aumento da amplitude articular do ombro e força escapular pós reabilitação por realidade virtual.

Subramanian e Levin [9] relatam que a reabilitação com auxílio do *game* proporciona a aprendizagem motora por estimular os movimentos do membro comprometido, fator essencial para que haja melhora da função motora. Corroborando ao estudo, Volaklis; Halle; Tokmakidis [10] afirmaram que a realização de movimentos livres após a cirurgia de câncer de mama promova bem estar e menos medo ao realizar os movimentos do ombro, o que melhora a mobilidade e favorece o retorno mais rápido as atividades do dia a dia

Os achados deste estudo mostraram aumento significativo da atividade elétrica dos músculos bíceps e deltóide após o tratamento por meio de realidade virtual, porém, aumento não significativo deste parâmetro no músculo trapézio e tríceps. A hipótese é que as desordens que afetam o complexo articular do ombro após o câncer de mama incluem a alteração do mecanismo de ativação muscular, o que ocorre provavelmente para estabilizar a cintura escapular [11].

Alguns autores relatam que além da dor, outro fator que pode alterar a mudança na atividade mioelétrica é a alteração postural. Shamley, Lascurain-Aguirreba e Oskrochi [12] afirmaram que o aumento da atividade elétrica muscular pode justificar-se pela existência do recrutamento muscular na tentativa de favorecer o controle motor do complexo articular do ombro. Estes achados justificam o fato que, após a terapia ocorre melhora na distribuição de força e alinhamento articular do ombro.

Segundo a literatura, a realidade virtual favorece a realização de atividades funcionais em novos ambientes interativos, desafiadores e seguros, o que promove a aprendizagem e controle motor. A estratégia de treinamento envolve elementos cognitivos, treinamento de força, resistência e equilíbrio, com o intuito de estimular o indivíduo de forma mais ampla, o que proporciona melhora da funcionalidade e aceleração no processo de reabilitação quando comparado a técnicas convencionais [13].

O *software* de realidade virtual de projeção, desenvolvido nesse estudo, tem enfoque nos movimentos comprometidos após o câncer de mama, e que por esse motivo, precisam ser treinados ou estimulados. Trata-se de um ambiente motivador e enriquecedor quando comparado a protocolos habituais de reabilitação, o que permite a experiência de atividades que não podem ser executadas normalmente.

Diante dos resultados obtidos, referente ao desenvolvimento e validação de um *software* de realidade virtual, acredita-se que essa modalidade possa ser considerada inovadora no âmbito da reabilitação após o câncer de mama, para atenuar os desconfortos causados por essa doença. Estudos futuros serão realizados utilizando o mesmo protocolo de tratamento utilizado nesse estudo, entretanto, com maior número de voluntárias.

Conclusão

O *software* de realidade virtual de projeção desenvolvido nesse estudo, especialmente para a reabilitação de mulheres pós câncer de mama, promoveu atenuação do quadro algico, aumento da amplitude de movimento do ombro, do recrutamento de fibras musculares e da força escapular.

Agradecimentos

A. O. Andrade agradece às agências de fomento que têm fornecido apoio financeiro às pesquisas realizadas na

Faculdade de Engenharia Elétrica da Universidade Federal de Uberlândia, em particular à FAPEMIG, ao CNPq e à CAPES.

Referências

- [1] Binkley JM, Harris SR, Levangie PK, Pearl M, Guglielmino J, Kraus V, et al. Patient perspectives on breast cancer treatment side effects and the prospective surveillance model for physical rehabilitation for women with breast cancer. *Cancer*. 2012; 118(8):2207-2216.
- [2] Smoot B, Wong J, Cooper B, Wanek L, Topp K, Byl N, et al. Upper extremity impairments in women with or without lymphedema following breast cancer treatment. *J Cancer Surviv*. 2010; 4:167-178.
- [3] Lohse KR, Hilderman CGE, Cheung KL, Tatla S, Van der Loos HFM. Virtual Reality Therapy for Adults Post-Stroke: A Systematic Review and Meta-Analysis Exploring Virtual Environments and Commercial Games in Therapy. *Plos One*. 2014; 9(3):e93318.
- [4] Dimbwadyo-Terrer I, Gil-Agudo A, Segura-Fragoso A, Reyes-Guzmán A, Trincado-Alonso F, Piazza S, et al. Effectiveness of the Virtual Reality System Toyra on Upper Limb Function in People with Tetraplegia: A Pilot Randomized Clinical Trial. *Biomed Res Int*. 2016; 2016:1-12.
- [5] Roosink M, Robitaille N, McFadyen BJ, Hébert LJ, Jackson PL, Bouyer LJ, Mercier C. Real-time modulation of visual feedback on human full-body movements in a virtual mirror: development and proof-of-concept. *J Neuroeng Rehabil*. 2015; 12(2):1-10.
- [6] Acosta AM, Dewald HA, Dewald JA. Pilot study to test effectiveness of video game on reaching performance in stroke. *J Rehabil Res Dev*. 2010; 48(4):431-444.
- [7] Hurkmans HL, Ribbers GM, Streur-Kranenburg MF, Stam HJ, van den Berg-Emons RJ. Energy expenditure in chronic stroke patients playing wii sports: a pilot study. *J Neuroeng Rehabil*. 2011; 8(38):1-7.
- [8] Laver KE, George S, Thomas S, Deutsch JE, Crotty M. Virtual reality for stroke rehabilitation. *Eur J Phys Rehabil Med*. 2012; 48(3):523-30.
- [9] Subramanian SK, Levin MF. Viewing medium affects arm motor performance in 3D virtual environments. *J Neuroeng Rehabil*. 2011; 8(36):1-9.
- [10] Volaklis KA, Halle M, Tokmakidis SP. Exercise in the prevention and rehabilitation of breast cancer. *Wien Klin Wochenschr*. 2013; 125(11): 297-301.
- [11] Hashemirad F, Talebian S, Olyaei GR, Hatf B. Compensatory behavior of the postural control system to flexion-relaxation phenomena. *J Bodyw Mov Ther*. 2010; 14(4):418-23.
- [12] Shamley D, Lascurain-Aguirreba I, Oskrochi R. Clinical anatomy of the shoulder after treatment for breast cancer. *Clin Anat*. 2014; 27(3):467-77.
- [13] Molina KI, Ricci NA, Moraes SA, Perracini MR. Virtual reality using games for improving physical functioning in older adults: a systematic review. *J Neuroeng Rehabil*. 2014, 11:156.

APLICABILIDADE DA TERAPIA ROBÓTICA PÓS CÂNCER DE MAMA: EXOESQUELETO DE MEMBROS SUPERIORES

G. A. S. Souza^{1*}, I. S. Mendes^{2*}, P. L. Prado^{3*}, G. M. L. Alves^{4*}, T. B. Akutsu^{5*}, M. F. Neves^{6*},
F. P. S. Lima^{7*}, A. O. Andrade^{8**}, M. O. Lima^{9*}

*Laboratório de Engenharia de Reabilitação Sensório Motora/Universidade do Vale do Paraíba, São José dos Campos, Brasil.

** Laboratório de Engenharia Biomédica/Universidade Federal de Uberlândia, Uberlândia, Minas Gerais.

e-mail: izabela@univap.br

Resumo: o desenvolvimento de novos métodos de reabilitação após câncer de mama é de extrema importância na prática clínica, visto que o número de sobreviventes de câncer de mama está aumentando, e traz consigo inúmeras pacientes que necessitam de reabilitação. O objetivo deste estudo foi avaliar os efeitos da reabilitação robótica em relação a força escapular e manual, atividade mioelétrica, intensidade dolorosa e amplitude articular de ombro de mulheres pós cirurgia de câncer de mama. Foi realizado um estudo clínico longitudinal duplo cego, constituído por dez mulheres com idade média de 54,8±10,1 anos. Foram realizadas dez sessões de fisioterapia utilizando o dispositivo robótico de membros superiores (exoesqueleto). As voluntárias foram avaliadas antes, na quinta sessão e após o término do tratamento, considerando-se os seguintes parâmetros: força escapular e de preensão manual, atividade elétrica dos músculos deltóide médio e trapézio superior, intensidade dolorosa, e amplitude articular de ombro. Foi possível observar aumento da força escapular (p=0,01) e dos valores de RMS do músculo deltóide médio (p=0,002), porém, diminuição não significativa no recrutamento de fibras do músculo trapézio superior. Em relação aos dados obtidos de dinamometria manual, foi possível observar o aumento da força de preensão manual (p=0,06) e no recrutamento de fibras do músculo deltóide médio (p=0,03), porém, diminuição no recrutamento do músculo trapézio superior (p=0,006). Observou-se uma atenuação significativa na intensidade dolorosa (p=0,01), e aumento da amplitude dos movimentos de flexão (p=0,0008) e abdução (p=0,0003) do ombro. Conclui-se que a terapia robótica foi benéfica no tratamento das disfunções clínicas pós câncer de mama, como melhora da força e sinergismo muscular, atenuação da dor e melhora dos movimentos do ombro.

Palavras-chave: câncer de mama, reabilitação robótica, exoesqueleto.

Abstract: the development of new methods of rehabilitation after breast cancer is extremely important in clinical practice, since the number of survivors of breast cancer is increasing, and brings many patients needing rehabilitation. The aim of this study was to

evaluate the effects of rehabilitation robotics in relation to scapular and handgrip strength, myoelectric activity, pain intensity and breadth of shoulder joint of women after surgery for breast cancer. We conducted a longitudinal double-blind clinical study, consisting of ten women with a mean age of 54.8 ± 10.1 years, which underwent 10 sessions using the robotic device for upper limbs (exoskeleton). The volunteers were evaluated before, at the fifth session and after the end of treatment, considering the following parameters: scapular and handgrip strength, myoelectric activity of upper trapezius and medium deltoid muscles, pain intensity and range of motion of the shoulder. We observed increased shoulder strength (p=0.01) and in RMS values of the medium deltoid muscle (p=0.002), however, no significant decrease in recruitment of upper trapezius muscle. Regarding the data obtained from manual dynamometry, it was possible to observe increased handgrip strength (p=0.06) and in the recruitment of the medium deltoid muscle fibers (p=0.03), however, decreased in the upper trapezius muscle recruitment (p=0.006). We also observed a significant attenuation in pain intensity (p=0.01) and an increase in the range of motion during shoulder flexion (p=0.0008) and abduction (p=0.0003) movements. In conclusion, rehabilitation robotics was beneficial for the treatment of clinical breast cancer dysfunctions, since it was able to improve muscle strength and synergism, pain relief and improvement of shoulder movements.

Keywords: breast cancer, rehabilitation robotics, exoskeleton.

Introdução

O câncer de mama é um problema de ordem pública, no qual foram estimados 57.960 novos casos para o biênio de 2016/ 2017 no Brasil. O tratamento cirúrgico envolve a cirurgia não conservadora, na qual ocorre a retirada de todo tecido mamário (mastectomia), e a cirurgia conservadora, na qual apenas o quadrante afetado é removido. Ambos os procedimentos podem ser seguidos da retirada dos linfonodos axilares, com o objetivo do controle loco-regional da neoplasia [1, 2].

A associação entre o procedimento cirúrgico e as terapias adjuvantes como a radioterapia e quimioterapia, acarretam prejuízos físicos como dor, dormência, fraqueza muscular, rigidez articular, alteração do sinergismo muscular e limitação da amplitude de movimento no ombro ipsilateral ao procedimento cirúrgico [3]. Desde modo, o processo de reabilitação tornou-se essencial no pós cirúrgico, com o intuito de atenuar as complicações citadas acima.

De acordo com Cortés *et al.* [4] e Morone *et al.* [5] a terapia robótica auxilia na realização dos movimentos ativos, fortalecimento muscular e coordenação. Uma das vantagens desse recurso é que ele permite a realização de movimentos repetitivos, intensivos e sob a orientação do dispositivo robótico, além disso, fornece *feedback* dos movimentos para o paciente e terapeuta, aumentando sua motivação, e consequentemente, a participação no processo de reabilitação [6].

Portanto o objetivo deste estudo foi avaliar os efeitos da reabilitação robótica em relação a força escapular e de preensão manual, atividade mioelétrica, intensidade dolorosa e amplitude articular de ombro de mulheres pós cirurgia de câncer de mama.

Materiais e métodos

Trata-se de um estudo clínico longitudinal duplo cego. A amostra foi constituída por dez mulheres com idade média de $54,8 \pm 10,1$ anos, que realizaram cirurgia para retirada do câncer na mama. O estudo foi realizado no Laboratório de Engenharia de Reabilitação Sensório Motora da Universidade do Vale do Paraíba, após aprovação pelo Comitê de Ética em Pesquisa (CEP) sob o número CAAE 41887715.0.0000.5503. Após receber as informações sobre o estudo, as voluntárias assinaram o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (TCLE).

Foram incluídas no estudo mulheres que realizaram cirurgia conservadora ou não conservadora para tratamento do câncer de mama no período de até três meses e aquelas que concordaram e assinaram o TCLE. Foram excluídas pacientes que apresentassem aversão ao ambiente virtual.

Após a inclusão das voluntárias foi realizado o cegamento do estudo entre as pesquisadoras, na qual, a pesquisadora 1 ficou responsável pela avaliação e tratamento fisioterapêutico, e a pesquisadora 2 ficou responsável pelo processamento dos dados e análise estatística, a qual não teve acesso aos nomes das voluntárias, de modo a não influenciar nos resultados.

Após o cegamento do estudo foi realizada a avaliação fisioterapêutica e as coletas dos dados, baseadas na avaliação da força escapular e de preensão manual, atividade mioelétrica, intensidade dolorosa e amplitude de movimento do ombro. As avaliações foram realizadas em três momentos distintos: antes de iniciar o tratamento, na quinta sessão e após as dez sessões de tratamento fisioterapêutico. Os métodos de avaliação utilizados na pesquisa foram:

Eletromiógrafo de superfície da marca EMG System do Brasil Ltda, modelo EMG830 WF de 8 canais, composto por um conversor analógico-digital, de 16 bits de resolução, que coletou a atividade mioelétrica. Os sinais foram amostrados a uma taxa de 2.000 Hz. Para aquisição de sinais foram utilizados eletrodos reutilizáveis de prata/cloreto de prata, untados com gel condutor e aderidos à pele após higienização.

Os eletrodos de superfície foram colocados aos pares sobre os músculos deltóide fibras médias e trapézio fibras superiores conforme o protocolo *Surface-EMG for the on Invasive Assessment of Muscle* (SENIAM), acompanhando o sentido longitudinal das fibras musculares, e o eletrodo de referência do tipo pregador, untado com gel, foi posicionado sobre o processo estilóide da ulna no lado contralateral ao membro que sofreu intervenção cirúrgica.

Dinamômetro escapular portátil, da marca EMG System do Brasil, modelo dinamômetro escapular DFE021115/200, conectado ao eletromiógrafo e este, a rede do computador, no qual os sinais foram amostrados a uma taxa de 2.000 hertz. Esse equipamento foi utilizado para mensuração da força escapular.

Dinamômetro manual portátil da marca EMG System do Brasil, modelo NS_00719, conectado ao eletromiógrafo e este a rede do computador. Os sinais serão amostrados a uma taxa de 2.000 hertz. Este equipamento foi utilizado para mensuração da preensão manual.

A coleta do sinal de dinamometria escapular e eletromiografia foram obtidos de modo sincrônico, no qual a voluntária permaneceu em posição de sedestação, com os pés apoiados no chão e os ombros em abdução de noventa graus, juntamente com flexão de cotovelos e ambas as mãos segurando o dinamômetro. A partir dessa posição, foi fornecida a orientação para a realização de movimento de adução das escápulas durante vinte segundos ininterruptos, realizando força isométrica máxima.

Posteriormente, foi realizada a coleta do sinal de dinamometria manual e eletromiografia também de modo síncrono. A coleta do sinal foi realizada com a voluntária em sedestação, a qual foi orientada a segurar o equipamento com a mão ipsilateral a cirurgia, e desde modo, realizar contração isométrica máxima com o movimento de preensão manual. Todos os registros foram realizados no membro superior ipsilateral ao procedimento cirúrgico.

Os sinais obtidos de dinamometria e eletromiografia foram processados pelo software MATLAB® R2015a utilizando-se rotina e funções específicas, e obtendo-se deste modo, os valores de RMS (*Root Mean Square*).

A Escala Numérica de Dor foi utilizada para mensuração da intensidade dolorosa, a qual consistiu em uma linha horizontal numerada, de 0 a 10, com as extremidades indicando “ausência de dor” e a “pior dor possível”. As voluntárias foram orientadas a classificar a dor em notas dentro do valor existente na escala, de acordo com a intensidade da sensação.

A goniometria para mensuração da amplitude articular de ombro, foi realizada com o goniômetro da marca ISP® de plástico transparente com duas réguas de vinte centímetros e transferidor de zero a trezentos e sessenta graus, constituído por braço fixo, braço móvel e eixo. As voluntárias permaneceram em ortostatismo e realizaram movimentos de flexão e abdução de ombro.

O protocolo de tratamento fisioterapêutico foi constituído por dez sessões, realizados três vezes por semana com duração de quarenta minutos. As voluntárias foram submetidas ao treinamento funcional assistido por meio do exoesqueleto *Armeo® Spring* da marca Hocoma, utilizado para o treinamento do membro superior afetado.

O braço do equipamento foi ajustado à altura da voluntária, posicionada em sedestação, o qual permitiu suporte contra a ação da gravidade do braço e antebraço, sustentando 45° de flexão de ombro, de modo a facilitar a movimentação do membro (figura 1).



Figura 1: Posicionamento da voluntária no exoesqueleto.

Antes do início da terapia os exercícios foram mapeados no software em um espaço cúbico 3D, e calibrados individualmente de acordo com seguintes parâmetros: esquerda, direita, topo, fundo, pronação, supinação e força de preensão.

Os exercícios funcionais foram adicionados ao plano terapêutico de acordo com a calibração inicial e o nível de dificuldade, foram repetidos três vezes, com intervalo de dois minutos de descanso entre eles:

- Jogo 1 - Chuva no copo: movimentos de flexo-extensão de cotovelo e adução e abdução de ombro.
- Jogo 2 - Limpeza fogão: movimentos de flexo-extensão de cotovelo, adução e abdução de ombro e preensão.
- Jogo 3 - Limpar a janela: com movimentos de flexo-extensão de cotovelo, flexão, extensão, adução e abdução de ombro, pronação, supinação e preensão
- Jogo 4 - Captura de peixe: movimentos de flexo-extensão de cotovelo, flexão, extensão, adução e abdução de ombro e preensão.
- Jogo 5 - Compra de frutas: movimentos de flexo-extensão de cotovelo, flexão, extensão, adução e abdução de ombro.
- Jogo 6 - Moorhuhun: movimentos de flexo-extensão de cotovelo, flexão, extensão, adução e abdução de ombro, pronação, supinação e preensão.
- Jogo 7 - Alcance vertical: movimentos de flexo-extensão de cotovelo, flexão, extensão, adução e abdução de ombro.

- Jogo 8 - Alcance horizontal: movimentos de flexo-extensão de cotovelo, flexão, extensão, adução e abdução de ombro.

Foi realizada análise estatística por meio do software *BioEstat®* versão 5.0, utilizando o teste estatístico Anova, considerando o nível de significância de 5%.

Resultados

A partir dos resultados obtidos pode-se observar aumento da força de preensão manual na quinta sessão ($p=0,08$) e após as dez sessões de tratamento ($p=0,06$), entretanto, não significativo. Nota-se uma diminuição no recrutamento de fibras musculares do músculo deltóide médio na quinta sessão ($p=0,99$), entretanto os valores obtidos após o tratamento fisioterapêutico demonstraram o aumento significativo no valor do RMS ($p=0,03$). Em relação ao músculo trapézio superior observa-se uma diminuição significativa do recrutamento de fibras na quinta sessão ($p=0,004$), e após o protocolo fisioterapêutico ($p=0,006$).

Os dados obtidos por meio do dinamômetro escapular demonstram aumento significativo da força muscular na quinta sessão ($p=0,001$), e após o tratamento fisioterapêutico ($p=0,01$). Em relação ao recrutamento de fibras observa-se um aumento significativo no valor de RMS do músculo deltóide médio, na quinta sessão ($p=0,01$), e após o término das dez sessões de tratamento fisioterapêutico ($p=0,002$). Nota-se uma diminuição no recrutamento de fibras do músculo trapézio superior na quinta sessão ($p=0,94$) e após o tratamento ($p=1$), entretanto, esses valores não foram significativos.

Os resultados obtidos em relação a intensidade dolorosa demonstram que na quinta sessão houve uma atenuação não significativa do quadro algico ($p=0,94$). Entretanto após o tratamento proposto a intensidade dolorosa diminuiu significativamente ($p=0,01$).

Em relação à amplitude articular de ombro, nota-se um aumento significativo no movimento de flexão na quinta sessão ($p=0,002$) e após o protocolo fisioterapêutico ($p=0,0008$). Foi possível observar um aumento significativo no movimento de abdução de ombro na quinta sessão ($p=0,0005$), e após o término do protocolo fisioterapêutico ($p=0,0003$).

Discussão

A terapia robótica associada a realidade virtual proporcionam efeitos positivos, capazes de melhorar a atividade sensorio motora. A associação entre esses recursos garante segurança e profunda imersão do paciente, e fornece feedback, em tempo real, sobre o desempenho dos movimentos integrados nos cenários de realidades virtuais projetadas [6, 7].

Segundo o estudo de Samuel *et al.* [8] as consequências primárias do tratamento oncológico relatadas pelas mulheres estão vinculados a fadiga, ansiedade, depressão, perda de apetite, diminuição da

amplitude articular, dor, sedentarismo e intolerância ao exercício.

Outros sintomas que contribuem na limitação da amplitude articular do ombro são comuns após a cirurgia de câncer de mama, como desuso, dor, dormência e diminuição de força. Na segunda semana pós cirurgia 40% das pacientes apresentam redução do movimento de abdução do ombro, 37% apresentam redução do movimento de flexão e 17% a 33% diminuição da força muscular [5, 9, 10].

Os dados obtidos mostraram os resultados positivos do processo de reabilitação nas voluntárias do estudo, como a atenuação da intensidade dolorosa e aumento dos movimentos de flexão e abdução de ombro. Johnson e Coxon [11] afirmaram que o uso de tecnologias associadas com realidade virtual são eficazes na atenuação da dor aguda, pois o ambiente interativo e imersivo minimiza a percepção da dolorosa devido a distração cognitiva, o que facilita a execução dos movimentos.

Houve aumento da força escapular e de preensão manual, assim como aumento no recrutamento de fibras do músculo deltóide, e diminuição no recrutamento de fibras do músculo trapézio, o que provavelmente promoveu o sinergismo muscular. Segundo Pironcini *et al.* [12] a reabilitação baseada em movimentos repetitivos orientados para a tarefa têm mostrado melhora da força muscular e coordenação do movimento, devido a atividade muscular e plasticidade motora. Os autores afirmaram que para o indivíduo alcançar os objetivos da tarefa proposta pelo robô, é necessário o recrutamento de vários grupos musculares, que podem ocorrer por ajustes posturais e/ou compensação de movimentos.

De acordo com estudos realizados por Caimmi *et al.* [13] houve melhora na função das mãos e dos membros superiores em relação a sensação somática e destreza manual, associado com aumento na força muscular e melhora do controle motor do ombro e cotovelo do membro afetado após reabilitação robótica.

Os benefícios promovidos pela reabilitação robótica incluem a restauração da função motora, o que proporciona melhora nas atividades de vida diária por meio dos mecanismo de neuroplasticidade e aprendizagem motora [6]. Os resultados apresentados nesta pesquisa são promissores no âmbito da reabilitação, pois não há na literatura relatos sobre o emprego da robótica no processo de reabilitação pós-cirúrgico de câncer de mama.

Conclusão

Conclui-se que a reabilitação robótica foi benéfica no tratamento das disfunções clínicas pós câncer de mama, como melhora da força muscular, sinergismo muscular, atenuação da dor e melhora dos movimentos do ombro. Portanto, acreditamos que esse recurso terapêutico pode ser utilizado nos programas de reabilitação de mulheres que tiveram câncer de mama.

Agradecimentos

A. O. Andrade agradece às agências de fomento que têm fornecido apoio financeiro às pesquisas realizadas na Faculdade de Engenharia Elétrica da Universidade Federal de Uberlândia, em particular à FAPEMIG, ao CNPq e à CAPES.

Referências

- [1] Brown LC, *et al.* Benefits, risks, and safety of external beam radiation therapy for breast cancer. *Journal of Women's Health*. 2015; 7: 449–458.
- [2] Ministério da Saúde. Instituto Nacional de Câncer José Alencar Gomes da Silva (INCA). Estimativa 2016 – Incidência de Câncer no Brasil. Rio de Janeiro: INCA; 2015.
- [3] Assis MR, *et al.* Late morbidity in upper limb function and quality of life in women after breast cancer surgery. *Brazilian Journal of Physical Therapy*. 2013 May-June; 17(3):236-243.
- [4] Cortés C, *et al.* Upper Limb Posture Estimation in Robotic and Virtual Reality-Based Rehabilitation. *BioMed Research International*. 2014; 18. p.18.
- [5] Morone G, *et al.* Effects of a multidisciplinary educational rehabilitative intervention in breast cancer survivors: the role of body image on quality of life outcomes. *Scientific World Journal*. 2014; 2014:1-5.
- [6] Iosa M, *et al.* The Three Laws of neurorobotics: a review on what neurorehabilitation robots should do for patients and clinicians. *Journal of Medical and Biological Engineering*. 2016; 36:1–11.
- [7] Yu N, *et al.* Fusion of haptic and gesture sensors for rehabilitation of bimanual coordination and dexterous manipulation. *Sensors*. 2016; 16(395): 1-20.
- [8] Samuel SR, *et al.* Exercise- based interventions for cancer survivors in India: a systematic review. *Springer Plus*. 2015; 4(655): 1-16.
- [9] Adriaenssens N, *et al.* Early contralateral shoulder-arm morbidity in breast cancer patients enrolled in a randomized trial of post-surgery radiation therapy. *Breast Cancer (Auckl)*. 2012; 6:79–93.
- [10] Gritsenko V, *et al.* Feasibility of Using Low-Cost Motion Capture for Automated Screening of Shoulder Motion Limitation after Breast Cancer Surgery. *Plos One*. 2015, 10(6):1-9.
- [11] Johnson S, Coxon M. Sound can enhance the analgesic effect of virtual reality. *R. Soc. Open Sci*. 3(150567):1-6.
- [12] Pironcini E, *et al.* Evaluation of the effects of the arm light exoskeleton on movement execution and muscle activities: a pilot study on healthy subjects. *J Neuroeng Rehabil*. 2016; 13:9.
- [13] Caimmi M, *et al.* Predicting functional recovery in chronic stroke rehabilitation using event-related desynchronization-synchronization during robot-assisted movement. *Biomed Res Int*. 2016; 2016:1-16.

TERAPIA ROBÓTICA APÓS CÂNCER DE MAMA: CORRELAÇÃO ENTRE DOR, ATIVIDADE MIOELÉTRICA E FORÇA ESCAPULAR

I. S. Mendes^{1*}, G. A. S. Souza^{2*}, P. L. Prado^{3*}, T. P. Sene^{4*}, G. M. L. Alves^{5*}, T. B. Akutsu^{6*}, T. N. M. Yamasaki^{7*}, F. P. S. Lima^{8*}, A. O. Andrade^{9**}, M. O. Lima^{10*}

*Laboratório de Engenharia de Reabilitação Sensorio Motora/Universidade do Vale do Paraíba, São José dos Campos, Brasil.

**Laboratório de Engenharia Biomédica/Universidade Federal de Uberlândia, Uberlândia, Minas Gerais.

E-mail: izabela@univap.br

Resumo: o objetivo deste estudo foi avaliar a correlação entre a intensidade dolorosa, atividade mioelétrica e força muscular de mulheres pós câncer de mama, antes e após reabilitação robótica. Foi realizado um estudo clínico longitudinal e duplo cego, constituído por dez mulheres. Foram realizadas dez sessões de fisioterapia utilizando o exoesqueleto de membros superiores. As voluntárias foram avaliadas antes e após o término do tratamento, considerando-se os seguintes parâmetros: atividade elétrica do músculo deltóide médio, intensidade da dor e força escapular, avaliados pelo eletromiógrafo, escala numérica de dor e dinamômetro escapular, respectivamente. Os resultados mostraram aumento da força escapular ($p=0,05$), aumento da atividade mioelétrica ($p=0,01$) e atenuação do limiar de dor, porém não significativo ($p=0,06$). Foi possível observar forte correlação da dor em relação ao recrutamento de fibras musculares do deltóide médio ($r=-0,84$), e média correlação ($r=0,56$) do deltóide médio e dinamômetro escapular. Porém, a correlação entre a intensidade dolorosa e dinamômetro escapular foi fraca ou inexistente ($r=-0,21$). Conclui-se que a reabilitação robótica pode ser utilizada na prática clínica após o câncer de mama, visto que apresenta efeitos positivos nas complicações clínicas do câncer de mama.

Palavras-chave: câncer de mama, reabilitação robótica, dor, dinamômetro, eletromiografia.

Abstract: the objective of this study was to evaluate the correlation between the intensity of pain, myoelectric activity and muscle strength before and after robotic rehabilitation applied to women post breast cancer. We conducted a longitudinal and double blind clinical study, consisting of 10 women, which held 10 sessions using the upper limbs exoskeleton. The volunteers were evaluated before and after the treatment, considering the following parameters: myoelectric activity of middle deltoid muscle, intensity of pain and shoulder strength, respectively evaluated by electromyography, numeric pain rating scale and scapular dynamometer. The results showed increased shoulder strength ($p=0.05$), increased myoelectric activity ($p=0.01$) and decreased but not significant intensity of pain, ($p=0.06$). It was

possible to observe a strong correlation of pain in relation to the recruitment of muscle fibers of the deltoid ($r=-0.84$), and mean correlation ($r=0.56$) between the middle deltoid myoelectric activity and the scapular strength. However, the correlation between the pain intensity and scapular strength was weak ($r=-0.21$). We concluded that the rehabilitation Robotics can be employed in clinical practice after breast cancer since it presents positive effects on clinical complications of breast cancer.

Keywords: breast cancer, rehabilitation robotics, pain, dynamometer, electromyography.

Introdução

Atualmente o câncer de mama é um problema de saúde pública e a maior causa de morte, por câncer, na população feminina nos países em desenvolvimento. Segundo o Instituto Nacional do Câncer (INCA) a sobrevida tem aumentado nos últimos 40 anos, o que varia entre 50% a 60%, e consequentemente, houve aumento das morbidades dessa doença [1].

Comumente, as abordagens conservadoras e não conservadoras no tratamento do câncer de mama resultam em morbidades, incluindo dor e diminuição de força muscular dos membros superiores, e a associação de fatores como radioterapia, quimioterapia e esvaziamento axilar aumentam a incidência de morbidades, como neuropatias, desuso, dor, dormência e diminuição de força, que iniciam dentro de alguns dias após a cirurgia e tendem a aumentar com o tempo. Segundo a literatura, na segunda semana após cirurgia, 17% a 33% das mulheres apresentam diminuição de força muscular, amplitude articular do ombro e alteração do padrão de ativação dos músculos da cintura escapular [2, 3, 4, 5].

Evidências afirmam que a reabilitação se tornou parte integrativa nos cuidados clínicos após o câncer de mama, por meio de exercícios fundamentais na melhora motora [6, 7]. Recentemente, a reabilitação robótica ou terapia funcional assistida por robô, passou a constituir um recurso inovador para o tratamento das disfunções motoras, o qual caracteriza-se pela

assistência robótica prestada ao indivíduo, associado a *softwares* de realidade virtual com avatares animados, o que contribuem na melhora da qualidade e especificidade do *feedback* fornecido ao indivíduo. A reabilitação robótica proporciona melhora da movimentação ativa, fortalecimento e coordenação motora, minimiza as deficiências e incapacidades físicas, com melhorias significativas na recuperação das habilidades [8, 9].

Sicuri, Porcellini e Merolla [10] afirmaram que a reabilitação robótica, contribui positivamente nas desordens motoras dos membros superiores, como rigidez articular e muscular, fraqueza muscular, espasmos, assim como alterações nos padrões de sinergismo muscular da cintura escapular, as quais podem ser associadas a métodos quantitativos de avaliação. Não foram encontrados na literatura relatos da aplicabilidade da reabilitação robótica nas complicações do câncer de mama, portanto trata-se de um estudo original. O objetivo do estudo foi avaliar a correlação entre a intensidade da dor, atividade elétrica e força muscular de mulheres pós câncer de mama, antes e após a reabilitação robótica.

Materiais e métodos

Trata-se de um estudo clínico longitudinal e duplo cego. A amostra foi constituída por dez mulheres com idade média de $54,8 \pm 10,1$ anos, que realizaram cirurgia para retirada do câncer de mama. O estudo foi realizado no Laboratório de Engenharia de Reabilitação Sensório Motora da Universidade do Vale do Paraíba, após aprovação pelo Comitê de Ética em Pesquisa (CEP) sob o número CAAE 41887715.0.0000.5503. Após receber as informações sobre o estudo, todas as voluntárias assinaram o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (TCLE).

O recrutamento das voluntárias seguiu os critérios de inclusão pré estabelecidos, como: mulheres que realizaram procedimento cirúrgico conservador ou não conservador para retirada de câncer de mama no período de até três meses e aquelas que concordaram e assinaram o TCLE. Entre os critérios de exclusão foram considerados: aquelas que apresentam aversão ao ambiente virtual.

Após a inclusão das voluntárias foi realizado o cegamento do estudo entre as pesquisadoras, na qual, a pesquisadora 1 ficou responsável pela avaliação e tratamento fisioterapêutico, e a pesquisadora 2 ficou responsável pelo processamento dos dados e análise estatística, a qual não teve acesso aos nomes das voluntárias, de modo a não influenciar nos resultados.

Após o cegamento do estudo foi realizada a avaliação fisioterapêutica e as coletas dos dados, baseadas na avaliação da intensidade dolorosa, atividade mioelétrica e força muscular. Essa última etapa foi realizada em dois momentos distintos: antes de iniciar o tratamento e ao completar dez sessões de tratamento fisioterapêutico. Os instrumentos de avaliação utilizados na pesquisa foram:

- Eletromiógrafo de superfície da marca EMG System do Brasil Ltda, modelo EMG830 WF de 8 canais, composto por um conversor A/D (conversor analógico-digital) de 16 bits de resolução, que coletou a atividade mioelétrica. Os sinais foram amostrados a uma taxa de 2.000 Hz.

Para aquisição de sinais foram utilizados eletrodos reutilizáveis de prata/cloreto de prata, untados com gel condutor, aderidos à pele após higienização da área com algodão embebido de álcool a 70%.

Os eletrodos de superfície foram colocados aos pares sobre o músculo deltóide fibras médias, conforme o protocolo *Surface-EMG for the on Invasive Assessment of Muscle* (SENIAM), acompanhando o sentido longitudinal da fibra muscular. O eletrodo de referência do tipo pregador, untado com gel, foi posicionado sobre o processo estilóide da ulna no lado contralateral ao membro que sofreu intervenção cirúrgica.

- Dinamômetro escapular portátil, da marca EMG System do Brasil, modelo dinamômetro escapular DFE021115/200, conectado ao eletromiógrafo e este, a rede do computador. Esse equipamento foi utilizado para mensuração da força escapular. Os sinais foram amostrados a uma taxa de 2.000 Hz.

A coleta do sinal de dinamometria escapular e eletromiográfico foi obtida de modo sincrônico, no qual a voluntária permaneceu em posição de sedestação, com os pés apoiados no chão e os ombros em abdução de noventa graus, juntamente com flexão de cotovelos e ambas as mãos segurando o dinamômetro. A partir dessa posição, foi fornecida a orientação para a realização de movimento de adução das escápulas durante vinte segundos ininterruptos, realizando força isométrica máxima. Todos os registros foram realizados no membro superior ipsilateral ao procedimento cirúrgico.

Os sinais obtidos de dinamometria e eletromiografia foram processados pelo *software* MATLAB[®] R2015a utilizando-se rotina e funções específicas, e obtendo-se deste modo os valores de RMS (*Root Mean Square*).

O valor de RMS corresponde matematicamente à obtenção da raiz quadrada da média dos quadrados dos valores instantâneos. O RMS está relacionado ao recrutamento de unidades motoras, sendo que o aumento do sinal significa maior ativação destas unidades.

- Escala visual numérica de dor: foi utilizada para mensuração da intensidade dolorosa, a qual consistiu em uma linha horizontal numerada, de 0 a 10, com as extremidades indicando “ausência de dor” e a “pior dor possível”. As voluntárias foram orientadas a classificar a dor em notas dentro do valor existente na escala, de acordo com a intensidade da sensação.

O protocolo de tratamento fisioterapêutico foi constituído por dez sessões, realizados três vezes por semana (segunda, quarta e sexta feiras), com duração de 40 minutos.

As voluntárias foram submetidas ao treinamento funcional assistido por meio do exoesqueleto *Armeo[®]Spring* da marca Hocoma,

utilizado para o treinamento do membro superior afetado.

O braço do equipamento foi ajustado à altura da voluntária, posicionada em sedestação, o qual permitiu suporte contra a ação da gravidade do braço e antebraço, sustentando 45° de flexão de ombro, de modo a facilitar a movimentação do membro. Antes da voluntária iniciar a terapia os exercícios foram mapeados no *software* em um espaço cúbico 3D, e calibrados individualmente de acordo com seguintes parâmetros: esquerda, direita, topo, fundo, pronação, supinação e força de preensão.

Os exercícios funcionais foram adicionados ao plano terapêutico de acordo com a calibração inicial e o nível de dificuldade. Os exercícios selecionados estão descritos na Tabela 1, os quais foram repetidos três vezes, com intervalo de aproximadamente dois minutos de descanso entre cada atividade.

Tabela 1: Descrição dos movimentos e jogos do *software* Armeo® Control.

Exercício	Movimento
	Chuva no copo: Flexo-extensão de cotovelo e adução e abdução de ombro.
	Limpeza fogão: Flexo-extensão de cotovelo, adução e abdução de ombro e preensão.
	Limpar a janela: Flexo-extensão de cotovelo, flexão, extensão, adução e abdução de ombro, pronação, supinação e preensão.
	Captura de peixe: Flexo-extensão de cotovelo, flexão, extensão, adução e abdução de ombro e preensão.
	Compra de frutas: Flexo-extensão de cotovelo, flexão, extensão, adução e abdução de ombro.
	Moorhuhn: Flexo-extensão de cotovelo, flexão, extensão, adução e abdução de ombro, pronação, supinação e preensão.
	Alcance vertical: Flexo-extensão de cotovelo, flexão, extensão, adução e abdução de ombro.
	Alcance horizontal: Flexo-extensão de cotovelo, flexão, extensão, adução e abdução de ombro.

Foi realizada análise estatística por meio do *software* BioEstat versão 5.0, utilizando o *Test t Student*, considerando o nível de significância de 5% e correlação de *Pearson*. Os valores de correlação de *Pearson* (r) foram classificados da seguinte forma: forte correlação $0,75 \leq r \leq 1$; moderada $0,50 \leq r < 0,75$; fraca $0,25 \leq r < 0,50$ e correlação inexistente $0 \leq r < 0,25$, considerando tanto os valores positivos como os valores negativos.

Resultados

A amostra foi caracterizada de acordo com as variáveis: faixa etária, tipo e tempo cirúrgico. A faixa etária considerada foi de 33 a 71 anos ($n=10$); em relação ao tipo de cirurgia, foram consideradas a cirurgia conservadora ($n=9$) e não conservadora ($n=1$) e, o tempo após cirurgia variou de três dias à três meses.

A Figura 1 representa os dados da atividade mioelétrica do músculo deltóide médio e dinamometria escapular. Em relação a eletromiografia do músculo deltoide médio, foi possível observar aumento significativo ($p=0,01$) no recrutamento de fibras musculares. Os dados referentes a dinamometria escapular foram estatisticamente significativos ($p=0,05$), mostrando aumento da força escapular depois do tratamento fisioterapêutico.

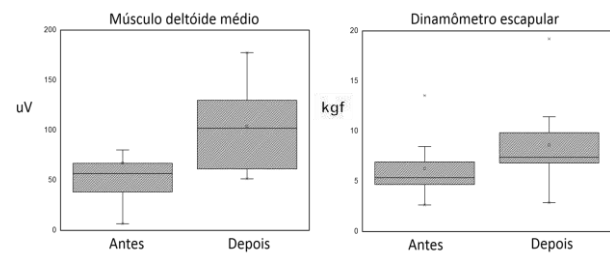


Figura 1: *Boxplot* dos valores de eletromiografia do músculo deltoide médio e dinamometria escapular antes e depois do tratamento fisioterapêutico.

Ao comparar a intensidade dolorosa antes e ao término do tratamento fisioterapêutico, foi observado que houve atenuação do limiar de dor, porém com valores não significativos ($p=0,06$).

Foi possível observar forte correlação nos valores obtidos de dor em relação ao recrutamento de fibras musculares do deltóide médio ($r=-0,84$), no qual houve atenuação da dor e aumento no recrutamento de fibras musculares. Na comparação do músculo deltóide médio e o dinamômetro escapular, foi possível observar correlação média ($r=0,56$), no qual houve aumento no recrutamento de fibras e força muscular. Porém, verificou-se correlação fraca ou inexistente ($r=-0,21$) entre a intensidade dolorosa e dinamômetro escapular, entretanto, foi possível notar atenuação da dor e aumento da força escapular.

Discussão

O uso de dispositivos robóticos incorporados ao processo de reabilitação têm aumentado ao longo da última década em virtude principalmente das limitações das abordagens convencionais e por alcançarem resultados em curto e longo prazo. A reabilitação assistida por robô geralmente é combinada com a realidade virtual, o que, além de permitir o treinamento de inúmeras tarefas, aumenta a motivação do indivíduo em todo o processo de recuperação [11].

A lesão do nervo torácico longo é uma complicação comum após a cirurgia do câncer de mama,

Essa lesão causa a redução da força do músculo serrátil anterior, gerando instabilidade do complexo articular do ombro e morbidade do músculo deltóide médio, responsáveis pela estabilização escapular [12].

Após reabilitação por meio da terapia robótica houve aumento dos valores de RMS para o músculo deltóide médio e na dinamometria escapular. Estudos afirmam que a terapia robótica melhora o sinergismo muscular, além de aumentar o recrutamento de fibras musculares, visto que o dispositivo exige que o praticante realize os movimentos de maneira fisiológica [13].

Os resultados obtidos no estudos demonstram que ocorreu atenuação do quadro algico após o tratamento por meio da robótica. Segundo a literatura associação entre a terapia robótica e a realidade virtual é uma forma de intervenção muito utilizada com o objetivo de reduzir o limiar de dor, pois os jogos se tornam meios atrativos para a realização dos movimentos e o robô auxilia na realização das tarefas, pois o membro superior fica apoiado ao dispositivo [14].

Os resultados obtidos neste estudo mostraram que a intensidade dolorosa influencia diretamente no recrutamento de fibras, ou seja, após o tratamento houve redução do quadro algico, assim os movimentos dos membros superiores foram realizados com mais facilidade, obtendo aumento no recrutamento de fibras musculares e consequentemente aumento da força escapular.

Evidências sugerem que a terapia robótica proporciona melhora da movimentação ativa, fortalecimento e coordenação motora, minimizando as deficiências e incapacidades físicas, com melhorias significativas na recuperação das habilidades [8, 9].

A reabilitação robótica é promissora na reabilitação imediata pós cirurgia de câncer de mama, por meio de exercícios de membros superiores destinados a prática motivadora e repetitiva para o treino das atividades funcionais, desde modo, trata-se de um estudo em fase de desenvolvimento, o qual não foi encontrada na literatura a aplicabilidade desta terapia na recuperação imediata após câncer de mama. Os autores darão continuidade no estudo para que sejam alcançados um número maior de voluntários.

Conclusão

Conclui-se que existe correlação entre a atenuação da intensidade dolorosa e no aumento no recrutamento de fibras musculares e força escapular após a reabilitação robótica. Portanto, acredita-se que esse recurso terapêutico, que apresenta um aspecto inovador e motivador, possa acelerar o processo de reabilitação na condição clínica estudada.

Agradecimentos

A. O. Andrade agradece às agências de fomento que têm fornecido apoio financeiro às pesquisas realizadas na Faculdade de Engenharia

Elétrica da Universidade Federal de Uberlândia, em particular à FAPEMIG, ao CNPq e à CAPES.

Referências

- [1] Ministério da Saúde. Instituto Nacional de Câncer José Alencar Gomes da Silva (INCA). Estimativa 2016 – Incidência de Câncer no Brasil. Rio de Janeiro: INCA; 2015.
- [2] Smoot B. et al. Upper extremity impairments in women with or without lymphedema following breast cancer treatment. *J Cancer Surviv.* 2010; 4:167–178.
- [3] Adriaenssens N. et al. Early contralateral shoulder-arm morbidity in breast cancer patients enrolled in a randomized trial of post-surgery radiation therapy. *Breast Cancer (Auckl).* 2012; 6:79–93.
- [4] Morone G. et al. Effects of a multidisciplinary educational rehabilitative intervention in breast cancer survivors: the role of body image on quality of life outcomes. *Sci. World J Journal.* 2014; 2014:1-11.
- [5] Gritsenko V, et al. Feasibility of using low-cost motion capture for automated screening of shoulder motion limitation after breast cancer surgery. *Plos One.* 2015; 10(6): 1-9.
- [6] Morone G, et al. Effects of a multidisciplinary educational rehabilitative intervention in breast cancer survivors: the role of body image on quality of life outcomes. *Scientific World Journal.* 2014; 2014:1-5.
- [7] Gokal K, et al. Can physical activity help to maintain cognitive functioning and psychosocial well-being among breast cancer patients treated with chemotherapy? A randomised controlled trial: study protocol. *BMC Public Health.* 2015; 15(414):1-8.
- [8] Costés, C. et al. Upper limb posture estimation in robotic and virtual reality-based rehabilitation. *BMC Res Int.* 2015; 2014:1-18.
- [9] Santis D, et al. Robot-assisted training of the kinesthetic sense: enhancing proprioception after stroke. *Front Hum Neurosci.* 2015; 8(1037): 1-12.
- [10] Sicuri C, Porcellini G, Merolla G. Robotics in shoulder rehabilitation. *Muscles Ligaments Tendons J.* 2014; 4(2): 207-213.
- [11] Novak D, et al. Increasing motivation in robot-aided arm rehabilitation with competitive and cooperative gameplay. *J Neuroeng Rehabil.* 2014; 11(64): 1-15.
- [12] Pereira, TB, et al. Padrão da atividade mioelétrica dos músculos da cintura escapular após linfadenectomia axilar no câncer de mama. *Rev. Bras. Ginecol. Obstet.* 2009; 31(5): 224-229.
- [13] Elvira, P, et al. Evaluation of the effects of the Arm Light Exoskeleton on movement execution and muscle activities: a pilot study on healthy subjects. *J Neuroeng Rehabil.* 2016; 13(9): 1-21.
- [14] Mends, IS. Estudo da aplicabilidade clínica da manta vibratória e da realidade virtual nas complicações secundárias ao câncer de mama [dissertação]. São José dos Campos; 2013.

EFETIVIDADE DA TERAPIA DE VIBRAÇÃO APÓS O CÂNCER DE MAMA: CORRELAÇÃO ENTRE A FORÇA MUSCULAR E PERIMETRIA

I. S. Mendes^{1*}, T. B. Akutsu^{2*}, T. N. M. Yamasaki^{3*}, G. A. S. Souza^{4*}, T. P. Sene^{5*}, G. M. L. Alves^{6*}, F. P. S. Lima^{7*}, A. O. Andrade^{8**}, M. O. Lima^{9*}

*Laboratório de Engenharia de Reabilitação Sensorio Motora – Universidade do Vale do Paraíba, São José dos Campos, Brasil.

** Laboratório de Engenharia Biomédica/Universidade Federal de Uberlândia, Uberlândia, Minas Gerais.
e-mail: izabela@univap.br

Resumo: O objetivo deste estudo foi analisar a força escapular, força de preensão manual e a circunferência do membro superior de mulheres que realizaram procedimento cirúrgico para retirada do câncer de mama, tratadas por meio da terapia de vibração. Foi realizado um estudo piloto experimental, constituído por quatro mulheres pós câncer de mama. A terapia de vibração foi realizada em ambos os membros superiores, nas quais foram mensuradas a força escapular, força de preensão manual e a circunferência do membro superior de mulheres antes, na quinta sessão e ao término do tratamento. Foi possível observar aumento da força escapular, força de preensão manual e diminuição da circunferência do membro superior acometido. Os resultados mostraram forte correlação entre a força de preensão manual em relação a perimetria ($r=-0,91$), no entanto, houve fraca correlação ($r=-0,30$) entre a força escapular e perimetria. Conclui-se que existe correlação entre a diminuição do linfedema e o aumento da força muscular após a terapia de vibração, desse modo, a terapia de vibração pode ser considerada um método eficaz na atenuação do linfedema e melhora da força muscular pós câncer de mama.

Palavras-chave: Câncer de mama, terapia de vibração, força muscular, linfedema.

Abstract: *The aim of this study was to analyze the scapular strength, handgrip strength and the circumference of the upper limb of women who underwent surgery to remove the breast cancer and were treated by vibration therapy. It was an experimental pilot study, consisting of four women after breast cancer. Vibration therapy was performed in both upper limbs (affected and contralateral), which were evaluated scapular strength, handgrip strength and circumference of the upper member of women before, at the fifth session and after the end of vibration therapy treatment. We observed increased scapular strength and handgrip strength, as well as the decreased circumference of the affected upper limb. The results showed a strong correlation between handgrip strength relative perimetry ($r=-0.91$), however, there was a weak correlation ($r=-0.30$) between the scapular strength*

and perimetry. Therefore, we could conclude that there was a correlation between decreased lymphedema and increased muscular strength after vibration therapy, thus vibration therapy can be considered an effective method for attenuation of lymphedema and improved muscle strength after breast cancer surgery.

Keywords: *Breast cancer, vibration therapy, muscle strength, lymphedema.*

Introdução

Atualmente, existem duas modalidades de tratamento cirúrgico devido ao câncer de mama: a terapia conservadora da mama, que inclui a tumorectomia ou excisão local, seguida da dissecação dos nódulos linfáticos com ou sem a realização da radioterapia, ou a mastectomia, que consiste na excisão de todo o tecido mamário, a qual é dividida de acordo com a dissecação axilar e muscular [1].

Independente da técnica cirúrgica empregada, a quimioterapia, radioterapia e terapias endócrinas são associadas ao tratamento, o que levam ao desenvolvimento de alterações biomecânicas na articulação do ombro como fraqueza muscular, restrição dos movimentos e o desenvolvimento de linfedema [2, 3].

Os problemas enfrentados pelas mulheres submetidas a esta intervenção cirúrgica aumentam a necessidade da realização de programas de reabilitação a longo prazo, que devem ser iniciados precocemente com o objetivo de prevenção e tratamento de complicações [4]. Recentemente a terapia por vibração ou terapia vibratória constitui um novo recurso para reabilitação, a qual é baseada em mecanismos neurofisiológicos, responsáveis por gerar padrões normais de atividade motora, com o intuito de promover a contração muscular e auxiliar no bombeamento linfático [5, 6].

Portanto, o objetivo deste estudo foi analisar a força escapular, força de preensão manual e a circunferência do membro superior de mulheres que realizaram procedimento cirúrgico para retirada do câncer de mama, tratadas por meio da terapia de vibração.

Materiais e métodos

Foi realizado um estudo piloto do tipo experimental. A amostra foi constituída por quatro mulheres com idade média de $55 \pm 10,03$ anos submetidas a cirurgia para retirada do câncer de mama. Inicialmente a amostra era composta por oito mulheres, entretanto apenas quatro mulheres deram continuidade ao tratamento fisioterapêutico.

O estudo foi realizado no Laboratório de Engenharia de Reabilitação Sensório Motora da Universidade do Vale do Paraíba, após aprovação pelo Comitê de Ética em Pesquisa (CEP) sob protocolo nº CAAE 41887715.0.0000.5503. As voluntárias assinaram o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (TCLE) após receber as informações sobre o estudo.

A seleção das voluntárias seguiu critérios de inclusão, tais como: mulheres com faixa etária entre 40 a 60 anos, que realizaram procedimento cirúrgico conservador ou não conservador devido o câncer de mama e linfadenectomia axilar em período superior a seis meses. Considerou-se critérios de exclusão: mulheres que apresentavam outros tipos de carcinomas, que apresentaram um número superior a duas faltas no protocolo de terapia de vibração, aquelas sob tratamento quimioterápico ou radioterápico.

Os parâmetros utilizados na avaliação inicial, na quinta sessão e na avaliação final foram: força escapular, força de preensão manual e perimetria.

A mensuração da força muscular escapular e manual foi realizada por meio do dinamômetro escapular portátil da marca EMG System do Brasil, modelo dinamômetro escapular DFE021115/200 e dinamômetro manual modelo NS_00719, conectados ao sistema de aquisição e este a rede do computador. Os sinais foram amostrados a uma taxa de 2.000 Hz.

Primeiramente, foi realizada a coleta dos sinais de dinamometria escapular, com a voluntária posicionada em sedestação e com os pés apoiados no chão, na qual a voluntária permaneceu com os ombros em abdução de 90° , flexão de cotovelos e as mãos segurando o equipamento na altura dos ombros. Desse modo, foi solicitado a realização de adução das escápulas, durante vinte segundos ininterruptos, realizando força isométrica máxima.

A coleta do sinal de dinamometria manual foi realizada em posição de sedestação, com os pés apoiados ao chão, na qual a voluntária foi orientada a segurar o equipamento com a mão ipsilateral a cirurgia, e desse modo, realizar contração isométrica máxima com o movimento de preensão manual.

Os sinais obtidos de dinamometria escapular e manual foram processados no *software EMGWorks Delsys®*, nos quais foram considerados o tempo total da coleta de vinte segundos, obtendo-se o valor médio quadrático RMS – *Root Mean Square*, os quais foram tabulados em planilha para posterior análise estatística.

A perimetria do membro superior foi mensurada por meio de uma fita antropométrica inelástica. A voluntária foi avaliada na posição de

sedestação com o membro despido e em pronação. As medidas foram realizadas em seis pontos específicos, descritos abaixo:

Braço: Ponto 1 - Medida entre centro da cabeça do úmero e epicôndilo lateral, obtendo-se o ponto central; Ponto 2 - Ponto médio entre o centro da cabeça do úmero e ponto central; Ponto 3 - Ponto médio entre o epicôndilo lateral e ponto central.

Antebraço: Ponto 4 - Medida entre o epicôndilo lateral e processo estilóide da ulna, obtendo-se o ponto central; Ponto 5 - Ponto médio entre o epicôndilo lateral e o ponto central; Ponto 6 - Ponto médio entre o processo estilóide da ulna e ponto central.

Protocolo de terapia de vibração: Os autores deste estudo em parceria com a fabricante Nissan Físio – Indústria e Comércio de Produtos Fisioterapêuticos Ltda desenvolveram um protótipo da manta de vibração para membros superiores, a qual foi utilizada neste estudo. O equipamento é constituído por controle remoto, cabo de alimentação e células de vibração distribuídas por todo o equipamento, apresentando tamanho de setenta e dois centímetros de altura e cinquenta e dois centímetros de largura. A intensidade da vibração pode ser ajustada ao nível mínimo de um e máximo de oito, o que corresponde à frequência de 35 Hz a 80 Hz.

Com base na literatura e estudos que corroboram a confiabilidade e a validade dos parâmetros utilizados neste estudo, foram utilizados estímulos vibratórios com baixa intensidade (oscilações senoidais $<1g$, sendo g = aceleração da gravidade ($9,8 \text{ m/s}^2$)), frequência de 40 Hz e amplitude de 1,8 milímetros para a aplicação deste protocolo de tratamento [7, 8, 9].

O protocolo foi constituído por dez sessões de tratamento fisioterapêutico apenas por meio da terapia de vibração, não foram realizadas outras intervenções fisioterapêuticas. A voluntária foi posicionada em decúbito dorsal, no qual, primeiramente, o membro contralateral ao procedimento cirúrgico foi envolvido pela manta de vibração, e posteriormente, o membro ipsilateral. O protocolo foi composto por quinze minutos ininterruptos de vibração em cada membro, com frequência de 40 Hz e intensidade de acordo com a tolerância da voluntária.

A análise estatística foi realizada por meio do *software BioEstat®* versão 5.3, utilizando o *Test t Student*, considerando estatisticamente significativo valor de $p \leq 0,05$ e correlação de *Pearson*.

Os valores de correlação de *Pearson* (r) foram classificados da seguinte forma: forte correlação $0,75 \leq r \leq 1$; moderada $0,50 \leq r < 0,75$; fraca $0,25 \leq r < 0,50$ e correlação inexistente $0 \leq r < 0,25$, considerando tanto os valores positivos como os valores negativos.

Resultados

A Figura 1 representa os valores de RMS obtidos por meio da dinamometria manual (1A) e dinamometria escapular (1B). Observou-se aumento

significativo da força de preensão manual nas seguintes condições: antes e ao completar cinco sessões de tratamento ($p=0,03$), e na comparação de antes e ao término do tratamento ($p=0,02$). Porém, foi observada uma diminuição não significativa ($p=0,07$) da força de preensão manual na comparação da quinta sessão e após o tratamento.

Na Figura 1B verificou-se aumento da força escapular antes em comparação a quinta sessão de tratamento, porém, os valores não foram significativos nas comparações: antes e após o término do tratamento ($p=0,34$) e na comparação da quinta sessão e após o tratamento ($p=0,45$).

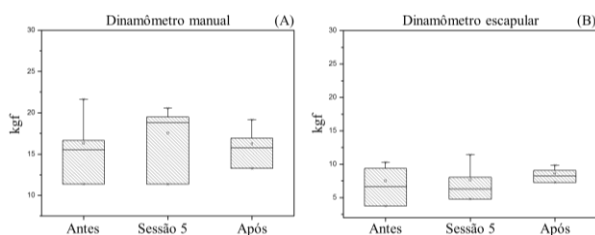


Figura 1: *Boxplot* dos valores de força muscular durante contração isométrica máxima realizada por meio do dinamômetro. (A) dinamômetro manual (B) dinamômetro escapular.

Ao comparar os resultados referentes a perimetria antes e após a terapia de vibração, verificou-se que houve diminuição significativa ($p=0,005$) da circunferência do membro superior ipsilateral.

Constatou-se uma forte correlação entre os dados obtidos de força de preensão manual em relação a perimetria ($r=-0,91$). No entanto, a comparação entre força escapular e perimetria foi observada fraca correlação ($r = -0,30$).

Discussão

Os avanços na detecção precoce e tratamento adjuvante do câncer de mama proporcionaram aumento da sobrevida em cinco anos de 88% das mulheres, desse modo, novas modalidades terapêuticas devem ser implementadas para prevenir e/ou minimizar as complicações comumente relatadas pelas mulheres, como a diminuição da força muscular e o desenvolvimento de linfedema [10].

A remoção dos gânglios linfáticos axilares pode estar presente em ambos os procedimentos cirúrgicos, conservador ou não conservador, entretanto, este procedimento pode desencadear o linfedema, o qual é definido como aumento de linfa e proteínas no tecido intersticial, que ocorre devido ao aumento do volume de linfa que excede as capacidades de transporte do sistema linfático, deste modo, gera um inchaço crônico e irreversível nos membros superiores, agravando a intensidade dolorosa e o diminuição dos movimentos [11].

A alteração da força muscular após o tratamento cirúrgico de câncer da mama é comum, devido principalmente a resposta miotóxica dos músculos, o que danifica o músculo, diminuindo a

capacidade na geração de força, levando a fraqueza muscular e declínio funcional [12].

Verificou-se, neste estudo, o aumento dos valores de RMS durante a contração isométrica escapular máxima e preensão manual máxima. Segundo Foti *et al.* os estímulos vibratórios são responsáveis por provocar a ativação dos receptores do fuso que inervam os músculos agonistas e antagonistas quando ambos atuam em sincronia. Desse modo, os estímulos vibratórios promovem o aumento do disparo dos neurônios, e, posteriormente da aumento na excitabilidade dos fusos musculares e força muscular [13].

Os dados obtidos no estudo demonstraram redução da perimetria do membro superior ipsilateral a cirurgia, possivelmente devido ao aumento do recrutamento de fibras musculares proporcionados pela terapia de vibração. A vibração promove ativação dos motoneurônios alfa resultado do início das contrações musculares, que desencadeia o Reflexo Tônico de Vibração [5].

O reflexo tônico de vibração (RTV) ocorre por meio das contrações musculares devido a ativação dos motoneurônios alfas, por meio dos sinais aferentes [14]. Os mecanismos neurofisiológicos são responsáveis por gerar padrões normais de atividade motora decorrente da modulação da excitabilidade de motoneurônios e da via corticoespinal. No ventre muscular estão situados os fusos musculares e receptores sensoriais que são estimulados por meio de estímulos mecânicos transmitidos por caminhos neurais [5].

Segundo a literatura, a frequência de 40 Hz, a qual foi utilizada neste estudo, promove melhorais na coordenação motora, aumento da força muscular e recrutamento de fibras musculares [9]. As contrações musculares aumentam o retorno linfático, confirmando a hipótese que quanto mais forte o músculo, ou seja, quanto mais fortes forem as contrações, mais eficiente será o retorno linfático o que irá amenizar o linfedema [15].

Neste estudo, verificou-se a redução do linfedema após a terapia vibratória. Isso pode ter ocorrido devido ao aumento do recrutamento de fibras musculares que facilitam o bombeamento da linfa para os capilares. Segundo Godoy *et al.* o retorno venoso-linfático ocorre principalmente por meio das contrações musculares, proporcionando a redução do linfedema [15].

Há uma forte relação entre o desenvolvimento do linfedema, sensação de peso nos braços e a limitação dos movimentos. Algumas mulheres relatam sensação de peso decorrente do aumento do linfedema dificultando assim a realização dos movimentos biomecânicos [16]. Contudo, a diminuição do linfedema gera uma melhora da força muscular, e conseqüentemente a melhora da amplitude de movimento, promovendo melhora das atividades de vida diária [17].

Não foram encontrados na literatura artigos relacionados à utilização da terapia de vibração após câncer de mama. Desse modo, foi desenvolvida uma nova forma de utilizar este recurso, que pode auxiliar na minimização das morbidades de mulheres com essa condição clínica. Por ser um estudo recente, o número

da amostra foi baixo, portando estudos futuros serão realizados com um número maior de voluntárias, utilizando o mesmo protocolo de tratamento fisioterapêutico.

Conclusão

Conclui-se que existe relação entre o aumento da força muscular e a diminuição da circunferência do membro superior acometido após a terapia de vibração, ressaltando que a diminuição do linfedema promove aumento da força muscular. Desse modo sugere-se que a terapia de vibração pode ser considerada um método promissor na atenuação do linfedema e melhora da força muscular pós câncer de mama, o que pode influenciar positivamente nas atividades de vida diária das voluntárias que participaram desse estudo.

Agradecimentos

A. O. Andrade agradece às agências de fomento que têm fornecido apoio financeiro às pesquisas realizadas na Faculdade de Engenharia Elétrica da Universidade Federal de Uberlândia, em particular à FAPEMIG, ao CNPq e à CAPES.

Referências

- [1] Tovar JR, Zandonade E, Amorim MH. Factors associated with the incidence of local recurrences of breast cancer in women who underwent conservative surgery. *International Journal of Breast Cancer*. 2014; 2014: 1-9.
- [2] Springer BA, Levy E, McGarvey C, Pflazer LA, Stout NL, Gerber LH, Soballe PW, Danoff J. Pre-operative assessment enables early diagnosis and recovery of shoulder function in patients with breast cancer. *Breast Cancer Research and Treatment*. 2010; 120(1): 135–147.
- [3] Londen GJ, Beckjord EB, Dew MA, Cooper, KL, Davidson NE, Bovbjerg DH, Donovan HS, Thurston RC, Morse JQ, Nutt S, Rechis R. Associations between adjuvant endocrine therapy and onset of physical and emotional concerns among breast cancer survivors. *Support Care Cancer*. 2013; 21(206):1-9.
- [4] Lin YH, Pan PJ. The use of rehabilitation among patients with breast cancer: a retrospective longitudinal cohort study. *BMC Health Services Research*. 2012; 12(282):1-7.
- [5] Mikhael M, Orr R, Amsen F, Greene D, Singh MA. Effect of standing posture during whole body vibration training on muscle morphology and function in older adults: a randomised controlled trial. *BMC Geriatrics*. 2010 Oct 15; 10:74.
- [6] Kim J, Park Y, Seo Y, Kang G, Park S, Cho H, Moon H, Kim M, Yu J. The effects of whole-body vibration exercise on isokinetic muscular function of the knee and jump performance depending on squatting position. *Journal of Physical Therapy Science*. 2016; 28:159–161.
- [7] Rauch F, Sievanen H, Boonen S, Cardinale M, Degens H, Felsenberg D, Roth J, Schoenau E, Verschueren S, Rittweger J. Reporting whole-body vibration intervention studies: Recommendations of the International Society of Musculoskeletal and Neuronal Interactions. *Journal of Musculoskeletal and Neuronal Interactions*. 2010; 10(3):193-198.
- [8] Silva JM, Lima MO, Paula Junior AR. Efeito agudo da estimulação vibratória em hemiparéticos espásticos pós-acidente vascular encefálico. *Revista Brasileira de Engenharia Biomédica*. 2011; 27(4):224-230.
- [9] Kim SS, Ju SB, Park GD. Changes in stress hormone levels with the application of vibrations before resistance exercises at different intensities. *Journal of Physical Therapy Science*. 2015; 27(9):2845–2847.
- [10] Singh C, Vera M, Campbell KL. The effect of prospective monitoring and early physiotherapy intervention on arm morbidity following surgery for breast cancer: a pilot study. *Physiotherapy Canada Journal*. 2013; 65(2); 183–191.
- [11] Atalay OT, Özkir A, Çalik BB, Baskan E, Taşkin H. Effects of phase I complex decongestive physiotherapy on physical functions and depression levels in breast cancer related lymph edema. *Journal of Physical Therapy Science*. 2015 Mar; 27(3): 865–870.
- [12] Vardar-Yagli N, Sener G, Saglam M, Calik-Kutukcu E, Arikan H, Inal-Ince D, Savci S, Altundag K, Kutluk T, Ozisik Y, Kaya EB. Associations among physical activity, comorbidity, functional capacity, peripheral muscle strength and depression in breast cancer survivors. *Asian Pacific Journal of Cancer Prevention*. 2015; 16 (2), 585-589.
- [13] Foti C, Laurini A, Tiberti S, Carli L, Tsarpela O, Adamidis K, Bonifazi M, Giombini A, Tihanyi J, Duvillard S, Vita M, Bosco C. Leg extension test, semg and vibratory stimuli to assess functional recovery following knee joint surgery. *Muscles Ligaments Tendons Journal*. 2012; 2 (2):127-132.
- [14] Mahieu NN, et al. Improving strength and postural control in young skiers: whole-body vibration versus equivalent resistance training. *Journal of Athletic Training*. 2006; 41(3): 286–293.
- [15] Godoy MFG, Pereira MR, Oliani AH, Godoy JMP. Synergic Effect of Compression Therapy and Controlled Active Exercises Using a Facilitating Device in the Treatment of Arm Lymphedema. *International Journal of Medical Sciences*. 2012; 9(4):280-284.
- [16] Jeong HJ, et al. Causes of shoulder pain in women with breast cancer-related lymphedema: a pilot study. *Yonsei Medical Journal*. 52(4):661-667.
- [17] Galiano- Castillo N, et al. Telehealth system (e-CUIDATE) to improve quality of life in breast cancer survivors: rationale and study protocol for a randomized clinical trial. *BioMed Central Trials*. 2013; 14(187):1-10.

EVALUATION OF DIFFERENT PARENTS SELECTION METHODS IN A GENETIC ALGORITHM WRAPPER FOR P300 BCI

M. Pacheco¹, Y. V. Atum¹, R. C. Acevedo¹, H. L. Rufiner^{2,3}

¹LIRINS – Facultad de Ingeniería, Universidad Nacional de Entre Ríos, Argentina

²Lab. de Cibernética – Facultad de Ingeniería, Universidad Nacional de Entre Ríos, Argentina

³SINC – CONICET, Facultad de Ingeniería y Ciencias Hídricas, Universidad Nacional del Litoral, Argentina

e-mail: marianelapacheco3@gmail.com

Abstract: A brain computer interface (BCI) is a system that uses brain signals to allow a direct communication between a person and the outside world. In this work the P300 paradigm based on event related potential was used. A dataset of EEG signals of healthy people was used to train and test the proposed configuration. The feature selection method implemented was Genetic Algorithm before the Fisher's Linear Discriminant Analysis (LDA) used for the classification stage. Two fitness functions and different methods of selection of parents in AG were analyzed, also considering the amount of average characteristics used by each way. To evaluate the performance of the system in these different cases, accuracy, sensibility and specificity were calculated. For fitness (1), it was obtained an accuracy of $(83.6 \pm 4.9)\%$ for method of Competition, $(83.4 \pm 5.2)\%$ for Windows and $(82.8 \pm 5.5)\%$ for Roulette wheel. For fitness (2), accuracy of Competition was $(82,8 \pm 6)\%$, of Windows was $(83,5 \pm 5,4)\%$ and of Roulette wheel was $(82,3 \pm 5,9)\%$. Because the difference between the indices of performance is not significant, the results indicated that the best method was Competence using only accuracy in the fitness function.

Keywords: Brain Computer Interface, Features Selection, Genetic Algorithm, Selection of parents.

Introduction

Brain Computer Interfaces (BCI) are devices that provide a direct connection between brain and computer [1]. Currently BCI systems are considered a tool with enormous potential to establish communication alternatives, restore functions and provide rehabilitation process for patients with neuromotor disabilities [2].

One of noninvasive BCI paradigms is based on events related potentials (ERP). The ERP are evoked potentials with latencies higher than 100 ms which expression depends on psychological and behavioral processes. When infrequent visual or auditory stimuli are mixed with frequent stimuli, the first ones evoke a potential in the EEG that is typically recorded by the electrodes covering the parietal cortex with a peak located around the 300 ms called P300 [3].

Figure 1 shows the different blocks that compose a BCI: data acquisition, features extraction, classification and device control. It is essential that the stages of feature extraction and classification are performed efficiently. It seeks to extract the maximum amount of information of interest to the problem presented.

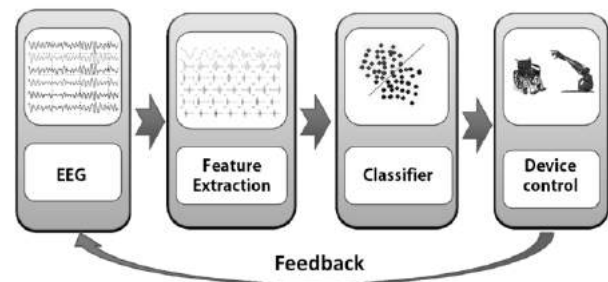


Figure 1: BCI general architecture for device control.

A configuration for the feature extraction and classification blocks using Genetic Algorithms (GA) wrapper over the temporal representation and a Fisher's Linear Discriminant Analysis respectively, were proposed in this work. The objective of this study was to evaluate two different fitness functions and different methods of parents selection in GA, so that performance indexes were calculated to determine which method was more appropriate to use for the analysis block. Previous investigations have been realized where different feature extraction methods and classifiers were used in order to make a portable BCI, but so far had not delved too in the possible variants of the different stages of GA.

Materials and methods

P300 Paradigm – In 1988 *Donchin et al.* designed a speller based on the P300 component of the ERPs, which consists in 6 x 6 matrix that has letters and numbers [4]. One row or column is random intensified with a predefined frequency during the experiment. In a complete block of 12 intensifications, each row or column flashes once. To make a selection, the user focuses on the character that she/he wants and when it is intensified an ERP is evoked. As a result, there will be two epochs with P300 and ten epochs without it for each block. Typically the block of intensifications must be

repeated to be sure that it is the character that the user is focusing on. To detect which intensification elicits an ERP, the system must be able to classify in signals with ERP and signals without ERP.

Database – The Neuroimaging Research Laboratory at Universidad Autónoma Metropolitana (UAM) [5] generated an EEG database containing the recordings of 18 healthy subjects using the P300 Speller application of the BCI2000 system based on the speller proposed by Donchin and Farwell [4]. The registers were sampling at 256 Hz using a sixteen channel amplifier (model GUSBamp, g.tec Medical Engineering GmbH, Austria). The recorded channels were ten: Fz, C3, Cz, C4, P3, Pz, P4, PO7, PO8 and Oz. An eighth order Chebyshev pass band filter and a notch filter at 60 Hz were applied to their signals, which also were downsampling at 64 Hz. Each pattern that constitutes the input signal was obtained by concatenating 10 segments of 64 samples corresponding for each of ten EEG channels after stimulation. For this reason the obtained database is formed by 3780 patterns of 640 features, in which 630 of them presented a P300 response. To represent both classes by the same amount of examples 630 patterns that did not contain P300 response were randomly selected. Therefore, the set with 1260 patterns was divided in 80% for training and the remaining 20% for testing. Each pattern was randomly selected for one of the group.

Feature Selection – Feature subset selection algorithms can be classified into two main categories: the wrapper approach and the filter approach. The first one is computationally more involved, but takes into account the dependence of feature subset on the learning algorithm on the classifier [6]. In this paper the proposed algorithm was based on the wrapper model, in which a subset of the features is selected, a classifier was trained, its performance was evaluated and the process is iterated until a set of features generate an acceptable performance of the classifier [7]. In our approach, a GA was used to choose a relevant subset of temporal features from the set to generate the patterns to be classified. There was a feedback from the output block because the feature selection was modified based on the classifier performance.

Four principal aspects of GA to consider are: codification, population, operators and fitness. The GA manipulates a population of possible solutions to a problem with coded binary chains. This set of chain represents the genetic material of the population of individuals [8]. This is a method for moving from one population of “chromosomes” (strings of ones and zeros or bits) to a new population by using a kind of “natural selection” together with the genetics-inspired operators of selection, cross and mutation. The selection operator chooses those chromosomes in the population that will be allowed to reproduce, and on average the fitter chromosomes produce more offspring than the less fit ones. Cross exchanges subparts of two individuals and mutation randomly changes the bit value of some locations in this [9]. Each potential solution has a fitness

value that measures how good this solution is compared to the other solutions of the population. The individuals are randomly initialized and then the fitness is calculated. It simulates the environment pressure of the Darwin’s natural evolution. In Fig. 2 is showed the paradigm of the GA.

1. Initialization of population
2. Evaluation of population
3. *While Better fitness < Fitness Required do*
 Selection of parents
 Crosses and mutations
 Evaluation of population
 End While

Figure 2: A simplified GA pseudo-code structure.

For this work, the initial population was formed by 50 individuals (chromosomes) of 64 bits, where each active bit indicates the presence of the feature in the pattern. The initial state of the bits was randomly assigned. The same individual was used to mask the samples of each of the segments of the ten channels that integrated the pattern. A fitness function was used to get the best individual of the population. The individual with higher fitness is assumed to extract the most discriminative features from the signal representation. It was considered that the probability of cross was 0.95 and the probability of mutation was 0.05. In the next sections the different methods proposed to realize the selection of parents were analyzed.

Competition – Two or more individuals are randomly selected and they compete with their fitness, being the winner which has the highest fitness value. So this chromosome will be one of the parents which will form the next population. Generally between two and five individuals are used depending on the size of the population. This method is widely used because of its simple implementation [10].

Windows – Firstly individuals are sorted by descending fitness. N windows or selection ranges $[0, qi]$ are performed, being qi the upper limit of the window that grows to reach the entire population. For each window is randomly chosen an individual who is selected to be a father. The highest probability of being parent is assigned to the first individuals in the ordination because they are in all selection windows. The last individuals (less fitness) are only found in a position to be chosen when the window selected reaches the entire population [8].

Roulette wheel – This method assigns to each individual a portion of the wheel that is proportional to its fitness. Then the roulette is spun, the favored chromosome is selected to be parent in the next generation. The selection of the roulette wheel usually generates a slow convergence for GA [8]. The assigned area for good individuals is proportionately but there are so many mediocre individuals that their area is significant. The selection does not sufficiently favor the good chromosomes [10].

Fitness function – In this paper two different function of fitness combined with the three methods of

parents selection were proposed to use. The first fitness function only considered the accuracy of the classifier, as in Equation 1:

$$fitness = accuracy \quad (1)$$

The second fitness function also contained the normalized error which was obtained when the individual is used to mask the pattern, as Equation 2:

$$fitness = w_a * accuracy + w_b * normalized\ error \quad (2)$$

where w_a was the weight assigned for the accuracy and w_b was the weight assigned to the normalized error. The values of w_a and w_b were fixed to 0.8 and 0.2 respectively.

Classifier – A linear classifier was used because the problem contains two classes that were supposed linearly independent, so a Fisher’s Linear Discriminant Analysis (LDA) was implemented [11]. The aim of the LDA is to find the transformation that maximizes the distance between classes and minimizes the distance between the elements of the same class in a transformed space [12]. This classifier uses a linear function of the characteristics of the patterns, being one of its main advantages the simplicity computational that it has [13]. Also it is one of the most widely used classifier in BCI problems.

Performance indexes – The chosen indexes to evaluate the performance of classification were the accuracy, sensitivity and specificity defined in equations 3, 4, 5:

$$Accuracy = \frac{Correctly\ classified\ patterns}{Total\ of\ patterns} \quad (3)$$

$$Sensitivity = \frac{TP}{TP+FN} \quad (4)$$

$$Specificity = \frac{TN}{TN+FP} \quad (5)$$

where TP is the amount of correct classified patterns of the class with P300 response, FN is the amount of patterns misclassified of the class with P300 response, TN is the amount of correct classified patterns of the class without P300 response and FP is the amount of patterns misclassified of the class without P300 response.

Results

The values of the performance indexes of accuracy, sensitivity and specificity for the eighteen subjects are shown in Table 1. Within it can be observed the results obtained with the different methods that were implemented, for all the combinations of fitness functions and selection of parents in the GA. Accuracy values with the whole temporal patterns and different selection methods used of GA for fitness (1) and fitness (2) are displayed in Figure 3 and Figure 4 respectively. For these two cases it is exhibited in Figure 5 and Figure 6 the mean and standard deviation of the amount

of features. Finally in Figure 7 is shown the comparison realized about accuracy with the best methods of selection of parents for fitness (1) and (2).

Table 1: Performance indicators.

Patterns	Accuracy (%)	Sensitivity (%)	Specificity (%)
Temporal only	69,5 ± 5,5	69,5 ± 5,3	69,6 ± 6,1
GA with fitness (1) and Competition	83,6 ± 4,9	83,7 ± 5,2	83,7 ± 5,1
GA with fitness (1) and Windows	83,4 ± 5,2	83,5 ± 5	83,5 ± 5,9
GA with fitness (1) and Roulette wheel	82,8 ± 5,5	83,0 ± 5,9	82,7 ± 5,5
GA with fitness (2) and Competition	82,8 ± 6	82,7 ± 6,1	83,0 ± 6,2
GA with fitness (2) and Windows	83,5 ± 5,4	83,6 ± 5,8	83,6 ± 5,3
GA with fitness (2) and Roulette wheel	82,3 ± 5,9	82,7 ± 6,4	82,1 ± 5,9

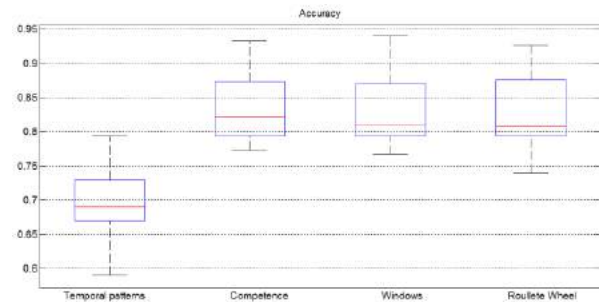


Figure 3: Accuracy obtains with different methods of selection of parents using fitness (1).

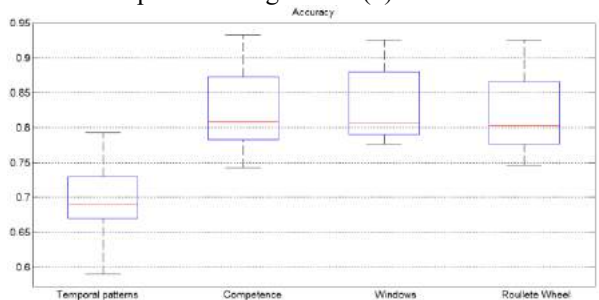


Figure 4: Accuracy obtains with different methods of selection of parents using fitness (2).

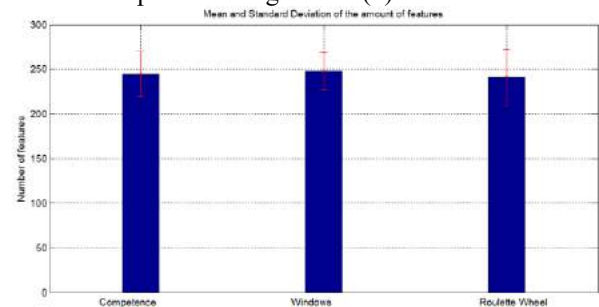


Figure 5: Mean and Standard Deviation of the amount of features obtains with fitness (1).

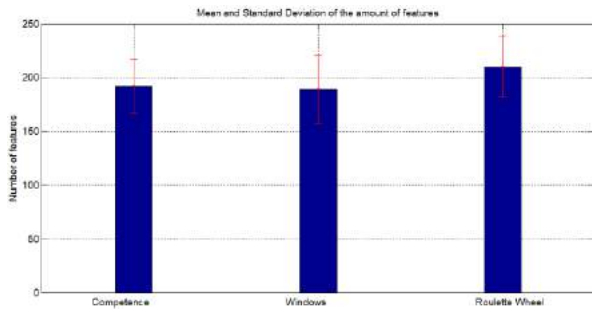


Figure 6: Mean and Standard Deviation of the amount of features obtains with fitness (2).

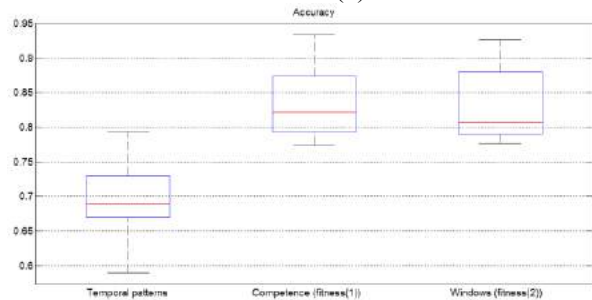


Figure 7: Accuracy comparison between the best methods of selection of parents for fitness (1) and (2).

Discussion

Results showed a significant improvement in accuracy, sensitivity and specificity and a reduction in the number of samples required when GA was used with respect to the whole temporal patterns, in which accuracy was $(69.5 \pm 5.5)\%$, sensitivity was $(69.5 \pm 5.3)\%$ and specificity was $(69.6 \pm 6.1)\%$. There was not an important difference between the values of the performance indexes obtained with the different methods that were implemented to realize the parent selection but all of them produced better results than the whole temporal patterns. It was observed that when fitness (2) was used the same results were obtained with less amount of features, so the classification was done with only 200 samples (in the worst case) instead of the 640 of the original temporal input signal. For the first fitness function proposed the best performance was for the Competence method with $(83.6 \pm 4.9)\%$ of accuracy and for the second fitness function was for the Windows method with $(83.5 \pm 5.4)\%$ of accuracy, so their accuracy values were compared and a small but not yet significant difference was obtained in favor of fitness (1) Competence method. Also it should be noted that, computationally speaking, the Competence method is simpler.

Conclusion

In this work the performances of different methods of parent selection for two fitness function for temporal feature selection in GA were evaluated. As part of a P300-BCI detection in which the classifier used was an LDA. From the results analysis, it could be concluded

that from the performance point of view the best choice was the Competence method and from the computational load was the Competence method.

References

- [1] Wolpaw JR, Birbaumer N, McFarland DJ, Pfurtscheller G, Vaughan TM. Brain Computer Interfaces for communication and control. *Clinical Neurophysiology*. 2002; 113 (6): 767-791.
- [2] Gutiérrez-Martínez J, Cantillo-Negrette J, Cariño-Escobar RI, Elías-Viñas D. Los sistemas de interfaz cerebro-computadora: una herramienta para apoyar la rehabilitación de pacientes con discapacidad motora. *Investigación en Discapacidad*. 2013; 2 (2): 62-69.
- [3] Gentiletti G, Taberning C, Acevedo R. Interfaces Cerebro Computadora: Definición, Tipos y Estado Actual. *Proceedings of CLAIB 2007*. 2007; 18: 1117-1121.
- [4] Farwell LA, Donchin E. Taking off the top of your head: toward a mental prosthesis utilizing event-related brain potentials. *Electroencephalography and clinical Neurophysiology*. 1988; 70: 510-523.
- [5] Ledesma-Ramirez C, Bojorges-Valdez E, Yáñez-Suarez O, Saavedra C, Bougrain L, Gentiletti GG. An Open-Access P300 Speller Database. *Fourth International BCI Meeting*. Monterrey, California; 2010.
- [6] Van Dijck G, Van Hulle MM, Wevers M. Genetic Algorithm for Feature Subset Selection with Exploitation of Feature Correlations from Continuous Wavelet Transform: a real case Application. *Proceedings of World Academy of Science, Engineering and Technology*. 2005; 1: 20-24.
- [7] Citi L, Poli R, Sepulveda F. An evolutionary approach to feature selection and classification in P300-based BCI. *Proceedings of the second International BCI workshop and Training Course*; 2004 Sep; Graz, Austria.
- [8] Milone D, Rufiner H, Acevedo R, Persia L, Torres H. *Introducción a las Señales y los Sistemas Discretos*. Entre Ríos: EDUNER; 2006.
- [9] Mitchell M. *An introduction to genetic algorithms*. London: Mit Press – Cambridge; 1999.
- [10] Mallea Lobera DI. *Extracción y selección de características para un sistema de brain computer interface (BCI) mediante algoritmos genéticos (AG)*. España: Universidad de Zaragoza; 2012.
- [11] Duda R, Hart P, Stork D. *Pattern Classification*. 2th ed. Wiley-Interscience: ISBN-10: 0471056693; 2000.
- [12] Webb AR, Copsey K. *Statistical pattern recognition*. Chichester, Inglaterra; Wiley 2011.
- [13] Elisondo D. *The Linear Separability Problem: Some Testing Methods*. *IEEE Transactions on Neural Networks*. 2006; 17 (2).

TWO-CLASS MOTOR IMAGERY BCI BASED ON THE COMBINED USE OF ICA AND FEATURE SELECTION

L.F.S. Uribe^{*}, T.B.S. Costa^{*}, S.N. Carvalho^{*,**}, D.C. Soriano^{***}, R. Suyama^{***} and R. Attux^{*}

^{*} School of Electrical and Computer Engineering / Universidade Estadual de Campinas (UNICAMP), Campinas – SP, Brazil.

^{**} Universidade Federal de Ouro Preto (UFOP), João Monlevade – MG, Brazil.

^{***} Universidade Federal do ABC (UFABC), São Bernardo do Campo - SP, Brazil.
e-mail: lfsuarezu@gmail.com

Abstract: The use of Independent Component Analysis (ICA) for pre-processing or selecting features of EEG signals derived from motor imagery tasks has been the benchmark option in the literature. In this work the combined use of ICA and feature selection techniques was capable of enhancing task imagery responses in Brain-Computer Interface (BCI) systems, which implied in overall better classification performance for the two class motor imagery system proposed for our group.

The results show that using wrappers for feature selection, LDA classifier and ICA-JADE filter a mean classification performance of 91.4% was obtain, very close to the 90.7%, when using instead CAR filter, one of the surest options used for filtering artifacts and noise in BCI systems.

Keywords: brain-computer interface, motor imagery, independent component analysis, pattern recognition, feature selection, spatial filter.

Introduction

To enable communication between man and machine without making use of conventional paths, a well-known class of Brain-Computer Interface (BCI) based on the modulation of sensorimotor rhythm (SMR) amplitudes stands as a classical proposal. SMR are typically characterized as 8–13 Hz (μ) and 13–20 Hz (beta) oscillations in the electroencephalography (EEG) recording over sensorimotor areas of the brain. In the absence of any movement or sensation, μ and beta amplitudes increase, in contrast to small amplitudes observed under motor imagery (MI) [1]. In a BCI based on SMR, the analysis of this event related synchronization and desynchronization phenomenon allows the classification of different states from MI, as observed, for instance, the movement of either on left or right hand imagery.

In order to find the spatial and time-frequency properties of EEG signals recorded in the context of MI it is usually necessary to consider subject-specific characteristics and experimental variables, which requires a robust adaption process of spatial filters and classifiers, demanding the adoption of machine learning techniques [2].

In this context, Common Spatial Patterns (CSP) stands as a classical pre-processing, technique in MI,

aiming to transform the data using a filter designed to match components with maximum difference in variance for distinguishing classes with good classification results, being the *a priori* selection of a specific set of electrodes frequently required in this case [2]. Alternative approaches may seek for the regions where there is evidence of SMR activity, a line of reasoning convenient to be tested using Independent Component Analysis (ICA), previous studies have shown that ICA is able to find robust motor components, which have characteristic features in the spatial and frequency domains [3].

In this work, the use of ICA as a spatial filtering methodology for separating motor sources from other states and brain components is proposed. A novel feature is that the entire BCI cycle also includes the test of different techniques for feature selection in order to obtain a correct discrimination of the sources obtained from ICA. Moreover, different types of classifiers and feature extraction methods based on spectral analysis were used. The comparison between these different signal processing scenarios will allow the analysis of the paradigm from distinct standpoints, including that of classification.

Materials

Experiment setup– Six healthy subjects (age 19 – 30 years) contributed as volunteers for this study, approved by the Ethics Committee of the University of Campinas (UNICAMP) (n. 791/2010). Data acquisition started with each subject seated in front of a monitor placed two meters ahead with relaxed arms and hands. The sequence of events that characterizes each trail is shown in Figure 1, which includes: 2 s for task preparation - cross at the center of monitor changes color -, task imagery – cross highlighted at the right (right hand movement imagery) or at the left (left hand imagery) for 6 s. The experiment comprised 20 left and 20 right trials per subject.

Data recording – The EEG was recorded using the Gtec g.USBamp amplifier with a sample rate of 256 Hz, with a 16 channels dry-electrode cap. The electrodes were distributed on the subject scalp, aiming to capture the electrical activity of the sensorimotor region and

also of the occipital and frontal regions.

Figure 2 shows the arrangement of the electrodes at FC3, FC4, Fz, POz, Pz, C4, C3, CP4, CP3, C6, C5, Cz, C1, C2, CPz, FCz, according to the international 10-20 system [2].

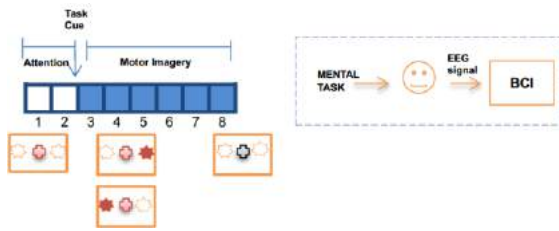


Figure 1: Experimental paradigm of motor imagery-based BCI used.

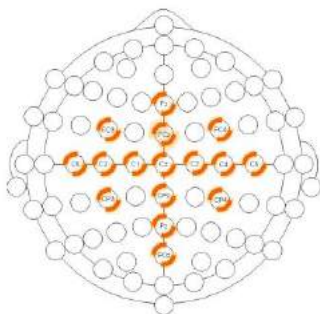


Figure 2: Cap configuration with 16 electrodes.

Methods

The signal processing framework proposed here is shown in Figure 3. The raw EEG recorded signal was pre-processed by the amplifier with an analog band-pass filter (5 – 60 Hz) and a notch filter at 60 Hz.

The performed analysis included: (1) use of spatial filters comparing common average reference (CAR) and ICA-based spatial filters; (2) feature extraction using spectral analysis by means of FFT, Welch method and autoregressive model (AR); (3) feature selection using filters Davies-Bouldin (DB) index and Receiver Operating Characteristics (ROC) curve and a progressive wrapper; (4) classification based on linear discrimination analysis (LDA) [4], extreme learning machines (ELMs) [4] and support vector machines (SVM) [4]. The filters that will be mentioned first (CAR and our ICA proposal) could be considered preprocessing too, since their use reduces the impact of artifacts such as blink interference that is common to all electrodes.

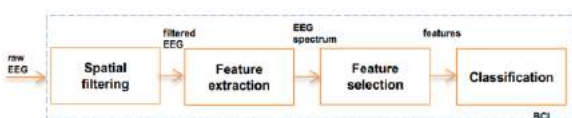


Figure 3: BCI processing pipeline.

CAR filtering – Spatial filtering usually defines a crucial step in the whole BCI performance, being the CAR filtering one of the most used approaches to

combine electrodes aiming to increasing signal to noise ratio (SNR) [2]. This method consists in subtracting of each electrode the global mean, which is performed trial by trial as detailed commented in [5].

Independent component analysis – ICA is very often employed as a Blind Source Separation (BSS) method. The goal of BSS is to recover sources from mixtures (observations) of signals with no information about the mixing matrix, considering only certain assumptions and conditions [6]. For an N -dimensional unknown vector of independent sources $S_N = [s_1, \dots, s_N]^T$, the measured multi-channel EEG signals $X_N = [x_1, \dots, x_N]^T$ are assumed to be the following linear mixture of sources.

$$X_N = AS_N \tag{2}$$

in which A is an unknown mixing matrix. The goal of ICA aims to obtain the latent sources with a separating matrix W obeying the following matrix transformation.

$$U_N = WX_N \tag{3}$$

being the unmixed signals U_N an estimate of S_N . Each row of W is a spatial filter for estimating independent components (ICs) [6]. These ICs can be estimated by different ICA algorithms in order to achieve the condition of statistical independence for the estimated sources U_i ($i = 1, 2, \dots, N$).

The obtained ICs will be considered the filtered signals. Figure 4 shows the scheme used for the ICA spatial filter in the training stage, and, afterwards, in the stage of validation. ICA was performed on data jointly over the two states, concatenating all trials to reach 160 s for each class. ICA was performed using: Logistic Infomax algorithm with natural gradient [7]; Second Order Blind Identification (SOBI) [8]; and Joint Approximate Diagonalization of Eigenmatrices (JADE) [9].

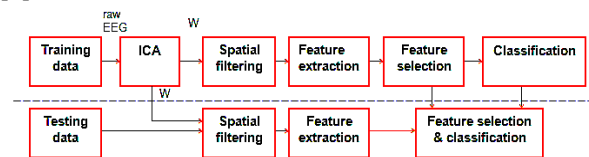


Figure 4: Using ICA for spatial filtering in MI-based BCI experiments.

Feature extraction – The oscillations in the alpha and beta band are particularly important to discriminate between different brain states during IM activity. Thus, the use of methods to spectral estimation was employed in this study, which refers to: classic FFT; Welch’s method; Burg method for AR spectral estimation. The signals were windowed at 3 seconds with 1 second of overlap. Hamming window was used for the Welch method.

Feature selection and Classification – Each method of spectral analysis generates two different features related to two frequency bands in every one of the 16 channels used. Although it is not a large number,

a feature selection algorithm was used to find the best combination of them.

Two approaches for feature selection were used: filters and wrappers [4]. For the filter case, the DB Index was used to rank the features according to their estimated ability in discriminating the classes. This measure combines in a single expression two main relevant aspects of data clustering: the minimization of the intra-class distance and the maximization of the distance between the classes [10]. The other filter method used was the ROC curve that works with the probability density functions describing the distribution of a feature in two classes [4].

The employed wrapper was based on forward selection [4]. The algorithm is based on a “bottom-up” approach, which means that it starts with an empty feature set. In each step, one feature is added until 24 features are reached.

The classification was based on an LDA classifier, ELMs and SVMs. The total data set was divided into two sets of 70% for training and 30% for test. This division was done ten times, every time the elements that were part of the two sets changed.

Results

Spatial Patterns – On the imagination of left or right hand movement, the reduced amplitude of sensorimotor rhythms appear over primary sensorimotor area related to hand movement, and it is contralateral [1]. This corresponds to a spatial response centered mainly at channel C3 (left hemisphere) for right hand movement imagination and channel C4 (right hemisphere) for left hand movement imagination. Figure 5 shows for one of the subjects the estimation of band power for these channels using CAR filtering for a clear enhanced SNR condition.

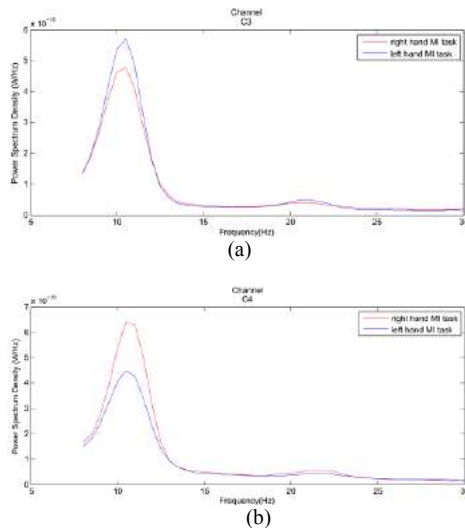


Figure 5: PSD for Subject 1, using CAR filtering. (a) Channel C3 (b) Channel C4.

Alternatively, when ICA is used, different components had a similar kind of spectral band power

associated with MI. The IC 2 and IC 6 had band power characteristics of right hand imagination (Figure 6 (a) and (b)). In the case of IC5 and IC16 the band power characteristics are from left hand imagination (Figure 6 (c) and (d)).

To exploring the relation of the IC and the original channels for reveal the spatial response associated with MI activity, the matrix W^{-1} is used. Each column of W^{-1} consists of electrode weights of an independent component. Observing the figure 7 can be seen the relation of the components IC 2 and IC6 with channels CP3 and C3. For IC5 and IC16 the relation comes from C6 and C4. These correspond to a contralateral response of MI activity.

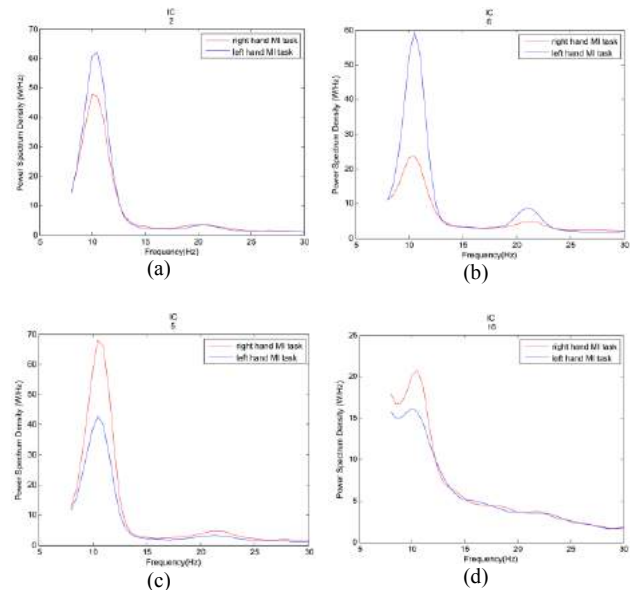


Figure 6: PSD for Subject 1 using ICA-Infomax. (a) IC2, (b) IC6, (c) IC5, (d) IC16.

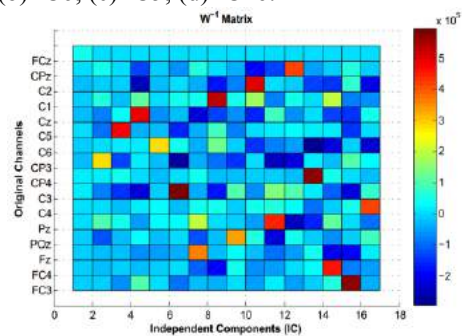


Figure 7: Matrix W^{-1} for Subject 1.

A comparison between the figures of the power spectrum obtained with the CAR and the ICA filter, show that the C3 channel associated with IC6 has is power enhanced more strongly on the IC compared when using CAR filter But in the case of C4 channel occurred just the opposite and it was a generally loss of power in their associated component IC16, the large desynchronization in fact, was associated with IC5 that is related with C6. This could mean that according to the ICA filter the real desynchronization was concen-

trated in a neighboring electrode and not specifically in C4.

Classification of left- and right-hand imagery movements – Tables 1 and 2 present the results of mean accuracy of classification between subjects for the tested cases. Table 1 shows the different cases of spatial filtering on each line: No filter, CAR Filter, ICA filter with JADE, INFOMAX and SOBI.

The best value for classification was 91.4% using ICA-JADE in combination with LDA, FFT and wrappers. But it can be observed that the use of different kind of strategies for feature selection presents a similar behavior, the results with DB-index usually lie below wrappers and ROC below DB-index. The difference between FFT and Welch method is distinct for each case and for each subject.

Table 1: Total mean accuracy classification for the different case tested

		LDA			SVM			ELM		
		FFT	Wel	AR	FFT	Wel	AR	FFT	Wel	AR
Nfilter	Wra	85.4	86.3	86.0	77.5	76.5	75.8	83.1	76.2	71.9
	DB	82.2	84.3	85.8	73.2	71.9	70.5	63.6	62.0	62.5
	ROC	81.6	84.1	84.3	72.7	71.2	72.0	59.8	60.7	61.7
CAR	Wra	90.4	90.7	89.6	80.7	80.6	77.9	88.6	79.1	78.2
	DB	88.7	87.4	86.2	76.2	76.0	65.8	68.8	63.8	64.2
	ROC	87.3	85.8	84.8	74.6	72.4	74.0	67.2	64.9	63.9
JADE	Wra	91.4	90.9	90.3	85.8	85.7	84.2	77.5	81.0	77.6
	DB	89.3	87.8	86.3	82.4	80.5	80.3	67.9	69.1	66.3
	ROC	87.2	85.2	86.2	79.2	77.3	78.5	69.6	70.8	69.0
INFO	Wra	89.6	89.0	87.8	84.4	84.7	82.6	75.4	80.9	76.2
	DB	87.9	86.3	86.1	78.7	78.5	77.4	68.9	69.6	68.3
	ROC	87.4	85.8	83.9	78.5	77.3	75.8	68.8	71.3	70.1
SOBI	Wra	89.4	85.6	86.4	81.9	81.7	78.2	74.1	83.0	79.7
	DB	85.2	84.0	84.4	79.0	75.3	75.4	62.5	62.2	64.5
	ROC	84.6	83.3	83.6	76.1	75.8	70.8	61.4	62.0	62.2

Table 2 shows the mean classification accuracy for the three specific cases of no filter, CAR and ICA-JADE using a wrapper for feature selection. The results are the best found for each one of the subjects who took part in this experiment.

Table 2: Mean classification accuracy - best case for each subject using feature selection with wrappers

S	No Filter			CAR			ICA-JADE		
	LDA	SVM	ELM	LDA	SVM	ELM	LDA	SVM	ELM
1	0.9	0.78	0.86	0.97	0.78	0.89	0.99	0.96	0.9
2	0.85	0.68	0.8	0.9	0.82	0.84	0.93	0.83	0.76
3	0.86	0.77	0.76	0.9	0.78	0.83	0.88	0.88	0.77
4	0.94	0.93	0.91	0.96	0.95	0.98	0.96	0.93	0.89
5	0.83	0.75	0.84	0.9	0.72	0.87	0.91	0.79	0.82
6	0.9	0.78	0.83	0.9	0.83	0.94	0.87	0.87	0.74

Discussion

In some cases the recovered ICs were comparable or superior in their MI activity to the signal found with CAR filters, especially on subjects with a clear MI activity where it is possible to say that the IC enhanced the response of the raw EEG signals. Despite this, some subjects were the exception with no evident MI activity even in the ICs, in these cases maybe the strategy to select attributes explores at maximum the components achieving improvements on the classification rates. The lower mean classification accuracy obtained for a subject in the best strategy of signal processing was 87%, for subject s6.

Further steps include verifying the performance of these filters in an online session with feedback, trying to take into account the adaptation of each subject to the system and the influence of a process of continuous training on the improvement of MI response.

Acknowledgements

The authors thank CAPES, CNPq and FAPESP for the financial support.

References

- [1] Pfurtscheller G, Neuper C. Motor imagery and direct brain-computer communication. In: Proc. of the IEEE; 2001; 89(7), p. 1123-1134.
- [2] Ramoser H, Muller-Gerking J, Pfurtscheller G. Optimal spatial filtering of single trial EEG during imagined hand movement. In: IEEE Trans. on Rehab. Eng.; 2000; 8(4); p. 441-446.
- [3] Brunner C, Naeem M, Leeb R, Graitmann B, Pfurtscheller G. Spatial filtering and selection of optimized components in four class motor imagery EEG data using independent components analysis. Pattern Recognition Letters; 2007; 28(8); p. 957-964.
- [4] Theodoridis S, Koutroumbas K. Pattern Recognition, Fourth Edition. Academic Press; 2008.
- [5] McFarland DJ, McCane LM, David SV, Wolpaw JR. Spatial filter selection for EEG-based communication. Electro. and Clinical Neuro.; 1997; 103(3); p. 386-94.
- [6] Wang Y, Wang YT, Jung TP. Translation of EEG Spatial Filters from Resting to Motor Imagery Using ICA. PLoS ONE; 2012; 7(5); e37665.
- [7] Bell A, Sejnowski TJ. Fast blind separation based on information theory. In: Proc. Intern. Symp. On Nonlinear Theory and App. (NOLTA); 1995; Las Vegas, USA. p. 43-47.
- [8] Jing M, Sanei S. A novel constrained topographic independent component analysis for separation of epileptic seizure signals. Intell. Neuroscience; 2007.
- [9] Cardoso JF. High-order contrasts for independent component analysis. Neural Computation; 1999; 11: 157-192.
- [10] Davies DL, Bouldin DW. A cluster separation measure. Pattern Analysis and Machine Intelligence In: IEEE Trans. on; 1979; PAMI-1(2); p. 224-227.

REABILITAÇÃO DO EQUILÍBRIO DE PACIENTES HEMIPARÉTICOS POR AVC UTILIZANDO UM JOGO SÉRIO

F. Noveletto*, A. V. Soares**, B. A. Mello**, C. N. Sevegnani**, P. Bertemes-Filho*

* Universidade do Estado de Santa Catarina, Joinville/SC, Brasil

**Faculdade Guilherme Guimbala, Joinville/SC, Brasil

e-mail: fabricio.noveletto@udesc.br

Resumo: O Acidente Vascular Cerebral (AVC) é a principal causa de incapacidade em adultos e a segunda principal causa de morte no mundo. Em geral, as pessoas que sobrevivem ao AVC apresentam sequelas que comprometem sua capacidade funcional e exigem longos períodos de reabilitação. Nesse sentido, o uso de jogos digitais de entretenimento tem se mostrado um importante aliado no processo de reabilitação, apesar de suas limitações terapêuticas. Uma alternativa para essas limitações é o desenvolvimento de jogos com propósito específico, também chamado de Jogos Sérios (JS), e interfaces de controle direcionadas às necessidades dos pacientes. Neste trabalho são apresentados os resultados preliminares relativos ao uso de um JS desenvolvido para reabilitação do equilíbrio em pacientes hemiparéticos por AVC. O sistema completo é composto por uma prancha de equilíbrio instrumentada com uma unidade de sensores inerciais, um sistema microcontrolado e um sistema computacional que executa o JS. Participou deste estudo um grupo de seis pacientes hemiparéticos por AVC. O tratamento experimental consistiu de um programa de exercícios utilizando o JS, 2 vezes por semana, durante 10 semanas. Foram avaliados o equilíbrio (EEB), a mobilidade funcional (TUGT) e a pontuação do jogo em duas tarefas distintas (JS-M e JS-S). Os resultados mostraram ganho nas variáveis controladas (EEB=12,1%, TUGT=20,4%, JS-M=259,8% e JS-S=411,0%), indicando que o JS desenvolvido tem potencial para a reabilitação do equilíbrio em pacientes hemiparéticos por AVC.

Palavras-chave: Jogo Sérió, Equilíbrio Postural, AVC.

Abstract: Stroke is the major cause of disabilities in adults and the second major cause of deaths worldwide. People that survive a stroke present deficits that affect their functional capacities and require rehabilitation for long periods. The use of digital entertaining games has shown to be a helping ally to the rehabilitation process, despite its therapeutic limitations. An alternative to these limitations is the development of specific purpose games, the so called Serious Games (SG), and control interfaces targeted the needs of patient. In this paper is presented the preliminary results of a SG for training and evaluation of balance in hemiparetic stroke patients. A balance board with inertial sensors instrumentation, a microcontroller system and a computer system that runs the game composes the system. A group of six

hemiparetic patients from stroke participated in this study. The experimental treatment was consists of an exercise program using the SG, 2 times per week for 10 weeks. The balance (BBS), the functional mobility (TUGT) and the game score in 2 distinct tasks (SG-M and SG-S) it was evaluated. Results showed that there was a gain in the controlled variables (BBS=12,1%, TUGT=20,4%, SG-M=259,8% and SG-S=411,0%), indicating that the game has a potential to rehabilitate the balance in hemiparetic stroke patients.

Keywords: Serious Games, Postural Balance, Stroke.

Introdução

O acidente vascular cerebral (AVC) é uma das principais causas de morte no mundo e representa a mais importante patologia causadora de incapacidade física e mental em adultos [1]. Um sintoma bem evidente é o comprometimento do hemicorpo caracterizado pela hemiparesia. Ocorre uma inabilidade em transferir o peso para o lado comprometido evidenciando limitações, principalmente em relação ao equilíbrio e mobilidade normais [2].

Para manter-se de pé, andar e interagir com o ambiente de forma segura e eficiente é necessário uma boa orientação postural e um bom equilíbrio, conseguidos através do controle postural adequado. Em condições normais, esse controle requer a integração dos sistemas somatossensorial, visual e vestibular, que geram informações aos comandos centrais que interpretam as mensagens e devolvem uma resposta motora permitindo a manutenção do equilíbrio [3]. A orientação é o ajuste que permite o posicionamento e o alinhamento do corpo. Já o equilíbrio mantém o corpo na posição e orientação adequada durante ações motoras [4]. Portanto, deficiências nos processos de integração dos diferentes sistemas envolvidos, decorrentes do AVC, tanto neurais quanto musculoesqueléticas, irão afetar diretamente o controle postural [5], comprometendo as atividades de vida diária, gerando maior fadiga [6] e aumentando o risco de quedas destes indivíduos [7].

Estratégias para a reabilitação do equilíbrio vêm sendo pesquisadas para a recuperação desses pacientes. O uso de realidade virtual e jogos digitais têm se mostrado uma estratégia eficiente na reabilitação neurológica, promovendo a motivação para a realização de tarefas e, conseqüentemente, favorecendo o processo de reabilitação [8]. Embora os jogos digitais sejam uma

estratégia interessante do ponto de vista motivacional, os mesmos são desenvolvidos para o entretenimento de pessoas saudáveis e precisam ser adaptados para o uso terapêutico. Em geral, isto pode aumentar os riscos nos procedimentos, além de não apresentarem ajustes de jogabilidade adequados para os diferentes graus de comprometimento dos pacientes. Jogos desenvolvidos especificamente para a reabilitação possibilitam maior segurança no tratamento e melhor adequação dos exercícios para as condições individuais dos pacientes. Estes jogos, que visam aspectos específicos como educação e saúde, combinados com o aspecto lúdico do entretenimento, são chamados de Jogos Sérios [9].

Assim, o objetivo deste trabalho foi investigar as propriedades métricas do Jogo Sérico (JS) *My Balance*, desenvolvido para a reabilitação do equilíbrio em pacientes hemiparéticos por AVC.

Materiais e métodos

O projeto de pesquisa foi aprovado pelo Comitê de Ética e Pesquisa em Seres Humanos da UDESC, registrado sob o número 45881615.9.0000.0118 (CAAE). Foram selecionados para o estudo 6 participantes (2 homens e 4 mulheres) com média de idade de $54,5 \pm 9,7$ anos e tempo médio de lesão de $55,0 \pm 38,4$ meses. Os participantes foram submetidos a protocolos de avaliação de equilíbrio (estático e dinâmico), mobilidade funcional e ao próprio JS desenvolvido para reabilitação do equilíbrio. O equilíbrio estático e dinâmico foi avaliado pela Escala de Equilíbrio de Berg (EEB), que envolve a realização de tarefas relacionadas ao dia a dia do indivíduo [10]. A mobilidade funcional foi avaliada usando o *Timed Up and Go Test* (TUGT), onde é mensurado o tempo que o indivíduo realiza a tarefa [11]. Para a avaliação e reabilitação do equilíbrio foram desenvolvidos software e hardware específicos, composto por uma prancha de equilíbrio, uma unidade de sensores inerciais acoplado a prancha, um sistema microcontrolado e um sistema computacional que executa o JS *My Balance* [12].

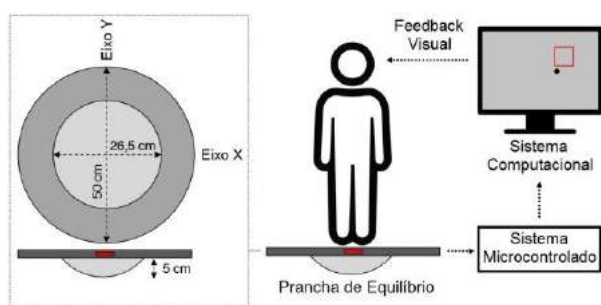


Figura 1: Diagrama geral do sistema utilizado, com destaque para as dimensões da prancha.

Hardware— É composto por um sistema microcontrolado (Atmel) e uma unidade de sensores inerciais MPU-6050 (Invensense). Os dados dos ângulos de inclinação da prancha são enviados ao

sistema computacional para controlar o JS.

O Jogo Sérico— Os aspectos visuais do JS *My Balance* foram projetados para que o paciente mantenha o foco apenas na tarefa de posicionar a bola dentro do alvo, a qual se desloca em função dos ângulos de inclinação da prancha. A dinâmica do jogo é baseada na teoria de fluxo [13], que estabelece uma relação entre o nível do desafio e o nível de habilidade do jogador. Para manter a condição de fluxo do jogo, várias configurações podem ser definidas pelo terapeuta em função da condição física de cada paciente. O jogo possui um sistema de pontuação (score) baseado em um modelo empírico que relaciona as variáveis do jogo com o grau de dificuldade para o paciente posicionar a bola no alvo. Algumas vantagens do JS desenvolvido em relação aos jogos comerciais usados terapeuticamente são: a) customização de parâmetros do jogo como: tamanho da bola, tamanho do alvo, tempo de permanência no alvo, tempo de mudança de posição do alvo; b) tarefas específicas para avaliar e treinar o equilíbrio (mudança da posição do alvo de forma aleatória, sequencial concêntrica e manual); c) armazenamento de dados do jogo para investigação de propriedades métricas. O sistema de scores com base

Procedimentos— Foram feitas 3 avaliações antes de iniciar o programa de reabilitação (pré-teste) e 3 reavaliações (pós-teste) ao final do programa. Para realização dos testes e das sessões de reabilitação, a prancha é posicionada em frente à projeção de multimídia a uma distância de 3 m, com o sujeito em pé e descalço sobre a prancha, olhando para a tela posicionada à altura dos olhos. Os pés ficam afastados em uma posição natural e confortável, não ultrapassando a largura dos ombros [14]. A Figura 2 mostra a tela do jogo visualizada pelo paciente e a numeração das posições do alvo.

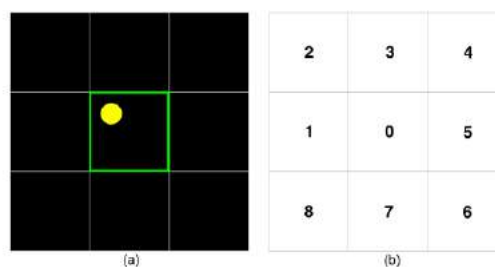


Figura 2: (a) Tela do jogo visualizada pelo paciente com destaque para a bola e o alvo na posição 0. (b) Numeração das posições do alvo na tela.

A etapa de avaliação usando o JS consiste de 2 tarefas. Na primeira, o alvo permanece fixo (modo manual) no centro da tela (posição 0) durante 30 s. Na segunda tarefa, o alvo se desloca de forma sequencial (da posição 0 até a posição 8), permanecendo 5 s em cada posição. Cada tarefa é repetida 2 vezes, sendo registrada a melhor pontuação de cada tarefa.

O programa de reabilitação com o JS consiste de 2 tarefas com 3 minutos de duração cada, onde cada tarefa é repetida 2 vezes. Na primeira, o alvo se desloca de

forma sequencial, continuamente, da posição 0 até a posição 8. Na segunda tarefa, o alvo se desloca de forma aleatória. Em ambas as tarefas o alvo permanece 5 s em cada posição. A partir da segunda metade do programa de reabilitação, o tempo de duração de cada tarefa foi aumentado para 5 minutos.

Os participantes foram submetidos ao tratamento experimental com o JS *My Balance* durante 10 semanas, com 2 sessões semanais em dias alternados, totalizando 20 sessões.

Resultados

Na Tabela 1 são mostrados os resultados das avaliações (média e desvio padrão) dos pré e pós-testes.

Tabela 1: Valores de pré e pós-testes das variáveis avaliadas, onde: ID = Índice de Desempenho ($p < 0,05$); TUGT = *Timed Up and Go Test*; EEB = Escala de Equilíbrio de Berg; JS-M = Escore do JS no modo Manual; e JS-S = Escore do JS no modo Sequencial.

Avaliação	Pré	Pós	ID(%)	Valor p
TUGT [s]	21,2±10,2	17,1±8,6	20,4	0,005
EEB	46,0±6,6	51,2±5,2	12,1	0,009
JS-M	24,8±16,0	72,4±9,8	259,8	<0,000
JS-S	13,9±12,4	47,3±8,0	411,0	<0,000

O TUGT mostrou que os pacientes conseguiram reduzir o tempo para realização da tarefa, melhorando o seu desempenho. Na EEB também houve melhora no desempenho dos pacientes, onde a pontuação máxima pode chegar a 56 pontos. Uma melhora expressiva também foi observada nos escores do jogo, tanto no modo manual quanto no modo sequencial, onde o escore máximo pode chegar a 100 pontos.

A Figura 3 mostra os dados coletados em uma das sessões de pré e pós-teste em um teste no modo manual.

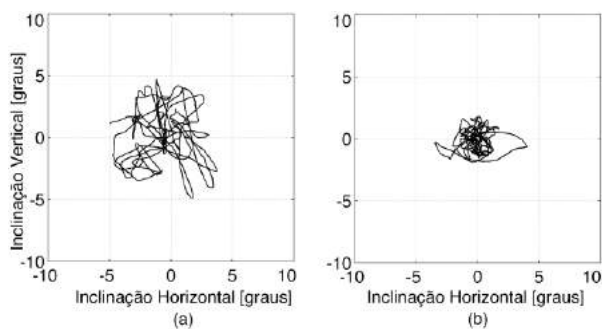


Figura 3: Ângulos de inclinação da prancha (avaliação no modo manual). (a) Pré-teste e (b) pós-teste.

A Figura 3 (b) mostra uma melhora significativa no controle motor do paciente na tarefa de se equilibrar na prancha, mantendo a bola dentro do alvo, na posição central da tela. Pode-se observar também que a

oscilação da prancha é consideravelmente menor que a oscilação mostrada na Figura 3 (a).

A Figura 4 mostra os dados coletados em uma sessão de pré e pós-teste de um paciente em um teste no modo sequencial, onde o alvo se desloca concentricamente da posição 0 até a posição 8. No pré-teste mostrado na Figura 4 (a) não é possível identificar um padrão para a movimentação da prancha. Entretanto, nos dados do pós-teste mostrado na Figura 4 (b), é possível observar um padrão bem definido no deslocamento da prancha, possibilitando identificar um padrão de oscilação em cada uma das posições, principalmente no lado esquerdo.

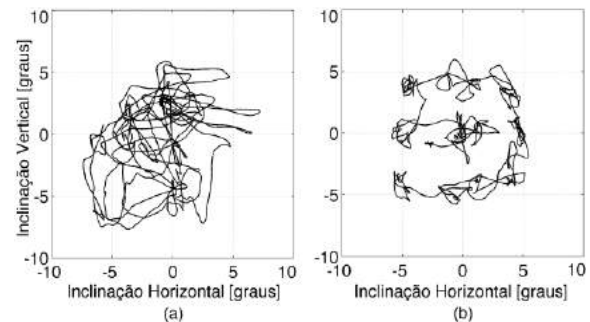


Figura 4: Ângulos de inclinação da prancha (avaliação no modo sequencial). (a) Pré-teste e (b) pós-teste.

A Figura 5 mostra a evolução de todos os pacientes em ambos os modos de avaliação.

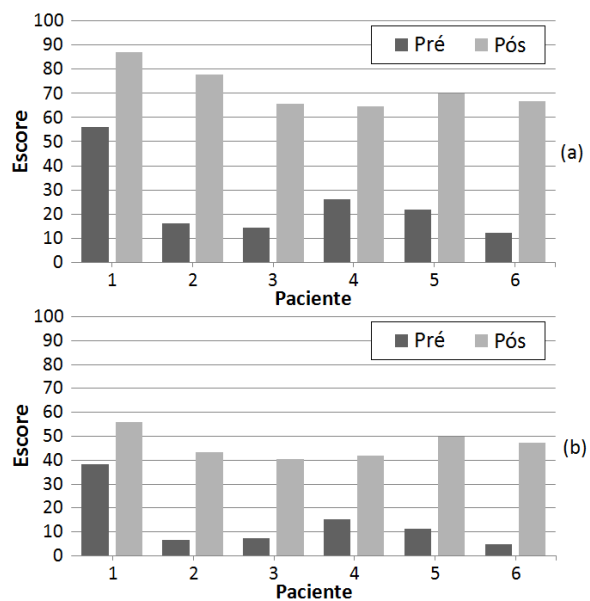


Figura 5: Valor médio do escore das três avaliações pré e pós-teste de cada paciente. (a) Modo manual e (b) Modo sequencial.

Discussão e Conclusões

Mesmo na fase crônica, o treinamento específico do equilíbrio em hemiparéticos pós-AVC parece resultar em alterações plásticas significativas no sistema nervoso central [15]. Uma revisão sistemática analisou 11

estudos que avaliaram um total de 274 pacientes crônicos pós-AVC, sendo 180 deles alocados em grupos experimentais. Desses, 7 estudos analisaram o equilíbrio estático e dinâmico através de tarefas que alcançassem metas. Os outros 4 estudos investigaram os efeitos do treinamento do equilíbrio através de exercícios, como: sentar, andar, ficar de pé, subir escada, treino intensivo de mobilidade ou utilizando um sistema específico para modificar a superfície e condições sensoriais em pé. Assim, concluíram que o treinamento do equilíbrio em indivíduos pós-AVC é benéfico, porém a dose ótima de treinamento não é conhecida. A maior parte dos estudos utilizou programas de treinamento de 8 a 9 semanas, com frequência de 2 vezes semanais, algo semelhante ao utilizado nesse estudo (10 semanas) [16].

Um estudo conduzido por Soares *et al.* [17] utilizou uma prancha de equilíbrio instrumentada semelhante a utilizada neste estudo, com o objetivo de verificar os efeitos terapêuticos da biorretroalimentação no treinamento do equilíbrio em pacientes hemiparéticos por AVC. Essa pesquisa [17] é semelhante ao presente estudo no que diz respeito à metodologia e os resultados também mostraram melhoras significativas para os participantes. Entretanto, o sistema biomédico atual possui um módulo de avaliação aprimorado e novas opções de treinamento, possibilitando ao paciente e ao fisioterapeuta um recurso ainda mais versátil para essa finalidade.

Os resultados obtidos neste estudo indicam o potencial de uso do JS *My Balance* para a avaliação e reabilitação do equilíbrio, onde o grupo de pacientes apresentou melhora em todas as variáveis avaliadas. Os escores projetados para avaliação têm um caráter inovador, possibilitando correlacionar a pontuação do jogo com escalas clínicas clássicas, elevando o sistema ao patamar de instrumento de avaliação.

Também é viável que o sistema proposto seja estendido para outras populações, como em idosos frágeis, parkinsonianos, crianças com paralisia cerebral, dentre outros, o que aumentaria significativamente o impacto desta tecnologia. Como trabalhos futuros sugerem-se uma amostra maior de participantes, randomização de grupos e comparação desta técnica com outras modalidades terapêuticas, melhorando a compreensão dos potenciais efeitos terapêuticos desta técnica.

Agradecimentos

Os autores agradecem o apoio da UDESC, CAPES, FITEJ e Faculdade Guilherme Guimbalá.

Referências

[1] Garritano CR, Luz PM, Pires MLE, Barbosa MTS, Batista KM. Análise da tendência da mortalidade por acidente vascular cerebral no Brasil no século XXI. *Arq Bras Cardiol*; 2012. 98(6):519-527.
 [2] Barcala L, Colella F, Araujo MC, Salgado ASI, Oliveira CS. Análise do equilíbrio em pacientes

hemiparéticos após o treino com o programa Wii Fit. *Fisioter Mov*; 2011. 24(2):337-43.

- [3] Kerdoncuff V et al. Intérêt de la rééducation par biofeedback visuel sur plateforme de stabilométrie dans le prise en charge des troubles posturaux des hémiplésiques vasculaires. *Ann Readapt Med Phys*; 2004. 47:169-76.
 [4] Horak FB. Postural orientation and equilibrium: what do we need to know about neural central of balance to prevent falls. *Age and Ageing*; 2006. 35:117-121.
 [5] Oliveira CB et al. Balance control in hemiparetic stroke patients: main tools for evaluation. *J Rehabil Res Dev*; 2008. 45(8):1215-1226.
 [6] Houdijk H et al. Energy expenditure of stroke patients during postural control tasks. *Gait Posture*; 2010. 32(3):321-326.
 [7] Giriko CH et al. Capacidade funcional de hemiparéticos crônicos submetidos a um programa de fisioterapia em grupo. *Fisioterapia e Pesquisa*; 2010. 17, (3): 214-219.
 [8] Lloréns R et al. Improvement in balance using a virtual reality-based stepping exercise: a randomized controlled trial involving individuals with chronic stroke. *Clin Rehabil*; 2014, 23.
 [9] Alvarez J, Djaouti D. An introduction to Serious Game Definitions and Concepts. In *Proceedings of the Serious Games & Simulation for Risks. Management Workshop*; 2011. 11-15.
 [10] Tyson SF, Souza LH. Reliability and validity of functional balance tests post stroke. *Clin Rehabil*; 2004. 18: 916-923.
 [11] Silva A et al. Equilíbrio, Coordenação e Agilidade de Idosos Submetidos à Prática de Exercícios Físicos Resistidos. *Rev Bras Med Esporte*. 2008;14(2).
 [12] Noveletto F, Bertemes-Filho P, Hounsell MS, Soares AV. A Serious Game for Training and Evaluating the Balance of Hemiparetic Stroke Patients. *World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering*. 2015; IFMBE Proceedings 51.
 [13] Csikszentmihalyi M. *Flow: The psychology of optimal experience*. Harper Perennial; 1991.
 [14] Duarte M, Freitas SMSF. Revisão sobre posturografia baseada em plataforma de força para avaliação do equilíbrio. *Rev Bras Fisioter*. 2010;14(3):183-92
 [15] Scalzo PL et al. Efeito de um treinamento específico de equilíbrio em hemiplégicos crônicos. *Rev Neurocienc*. 2011; 19(1):90-97.
 [16] Lubetzky-Vilnai A, Kartin D. The Effect of Balance Training on Balance Performance in Individuals Poststroke: A Systematic Review. *J Neurol Phys Ther*. 2010; 34(3):127-37.
 [17] Soares AV, Hochmüller ACOL, Silva P, Fronza D, Woellner SS, Noveletto F. Biorretroalimentação para treinamento do equilíbrio em hemiparéticos por acidente vascular encefálico: estudo preliminar. *Fisioter Pesq*. 2009; 16(2):132-6.

JOGO SÉRIO BASEADO EM SINAL DE FORÇA PARA REABILITAÇÃO MOTORA DE HEMIPARÉTICOS POR ACIDENTE VASCULAR CEREBRAL

F. Noveletto*, A. V. Soares**, P. Bertemes-Filho*, M. S. Hounsell*, F. L. F. Eichinger*, S. C. Domenech*

* Universidade do Estado de Santa Catarina, Florianópolis /SC, Brasil

**Faculdade Guilherme Guimbala, Joinville/SC, Brasil

e-mail: fabricio.noveletto@udesc.br

Resumo: A hemiparesia resultante de um Acidente Vascular Cerebral (AVC) é caracterizada pela redução da força muscular de um dos lados do corpo e é considerada a principal incapacidade crônica nos pacientes vítimas dessa doença. Assim, a reabilitação da força muscular se torna fundamental para a recuperação da capacidade funcional e da qualidade de vida desses pacientes. Dentre as diversas abordagens terapêuticas utilizadas para a reabilitação da força muscular, o uso de Jogos Sérios (JS) vem se destacando pelo efeito motivador nas sessões de tratamento, e assim, aumentando a adesão dos pacientes aos programas de reabilitação. Neste sentido, este trabalho apresenta um sistema biomédico como interface de controle de um JS para reabilitação da força muscular em pacientes hemiparéticos por AVC. Foi desenvolvido um JS inspirado no clássico videogame chamado *Pong*, onde o objetivo é controlar uma raquete de tênis por meio da força muscular. O JS foi projetado para uso em reabilitação e possibilita diversos ajustes de acordo com as limitações de cada paciente. Um aparelho de Bonnet foi adaptado com uma célula de carga e dispositivos de ajuste para medição da força dos músculos extensores e flexores do joelho em contração isométrica. Adicionalmente, o JS possibilita avaliar a força muscular do paciente por meio de um protocolo proposto neste estudo. Os resultados preliminares indicam que o sistema desenvolvido possui potencial para avaliação e treinamento da força muscular de pacientes hemiparéticos por AVC.

Palavras-chave: Jogo Sérioso, Força Muscular, AVC.

Abstract: *The resulting hemiparesis from a Stroke reduces muscular strength of one side of the body and is considered the main chronic disability in patients suffering from this disease. Thus, the rehabilitation of muscle strength becomes critical to the recovery of functional capacity and the quality of life of patients. Among the various therapeutic approaches used for the rehabilitation of muscle strength, the use of Serious Games (SG) has been highlighted because of its motivating effect on treatment sessions that increases adherence and duration of treatment. This work presents a biomedical system as a control interface to a SG for the muscle strength rehabilitation in patients with stroke hemiparesis. A SG inspired by the classic video game called Pong has been developed, where the goal is to*

control a tennis racket by muscle strength. The SG was designed to be used in rehabilitation and allows adjustments according to the limitations of each patient. The SG enables the assessment and training of the patient's muscle strength through a protocol proposed in this study. A Bonnet apparatus has been adapted to measure knees' extensors and flexors muscle strength with isometric contraction. Preliminary results suggests that the system has potential for assessment and training of muscular strength in hemiparetic stroke patients.

Keywords: *Serious Games, Muscle Strength, Stroke.*

Introdução

O Acidente Vascular Cerebral (AVC) é um problema de saúde pública global, sendo considerada a segunda maior causa de morte [1]. Uma preocupação emergente é o aumento significativo no número de adultos jovens afetados por AVC [1] e, embora a hipertensão arterial sistêmica seja o principal fator de risco [2], observa-se que ocorre um aumento substancial de outros dois importantes fatores de risco: a obesidade [3] e o diabetes mellitus [4].

Em geral, a lesão encefálica decorrente do AVC provoca deficiências físicas e cognitivas [5], onde a hemiparesia é o quadro clínico clássico resultante de um AVC [6]. Este quadro compromete predominantemente o lado contralateral à lesão encefálica, onde o déficit de força muscular pode variar da perda parcial da força muscular (paresia) a sua perda total (plegia) [7].

Sabe-se que a fisioterapia é imprescindível para o tratamento de indivíduos hemiparéticos por AVC, sendo uma tarefa desafiadora para os profissionais da área, especialmente porque esses pacientes, na sua maior parte, necessitam de acompanhamento por longos períodos.

Estratégias para a reabilitação das habilidades motoras em pacientes hemiparéticos por AVC vêm sendo pesquisadas no campo da neuroreabilitação, sendo fundamental para tornar o processo de reabilitação mais motivador para o paciente. Uma estratégia que vem sendo incorporada nesta área é o uso de Jogos Sérios (JS). Os JS são jogos computacionais que extrapolam a ideia do entretenimento e oferecem outros tipos de experiências, como aquelas voltadas ao aprendizado ou treinamento [8]. Na área da

neurorreabilitação os JS são desenvolvidos para atender às necessidades de indivíduos conforme suas limitações funcionais. Essa é a principal característica que diferencia os JS de jogos digitais comerciais, que pode potencializar o tratamento convencional e proporcionar ao paciente um ambiente atrativo e motivador.

Neste contexto, este trabalho descreve um sistema biomédico como interface de controle de um JS para reabilitação motora em pacientes hemiparéticos por AVC. O principal objetivo é explorar os potenciais deste sistema biomédico por meio da investigação das propriedades métricas e terapêuticas que podem ser extraídas do JS proposto.

Materiais e métodos

Para aquisição dos dados de força do paciente foram desenvolvidos *hardware* e *software* específicos [9]. O sistema biomédico é composto por um condicionador de sinal para a célula de carga e um sistema microcontrolado para processamento do sinal digitalizado. A Figura 1 ilustra o diagrama geral do sistema usado para medir a força do membro inferior.

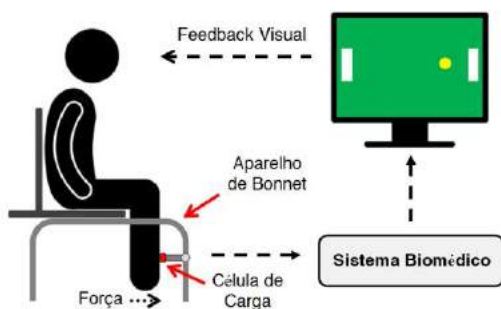


Figura 1: Diagrama geral do sistema proposto.

Características gerais do hardware– O valor da força é obtido através de uma célula de carga de compressão com capacidade máxima de 100 kg (980 N) e sensibilidade de 2 mV/V. O sinal, proveniente da célula de carga, é amplificado pelo amplificador de instrumentação INA125 da Texas Instruments, que possui características especiais para este tipo de aplicação. O sinal amplificado é digitalizado com uma resolução de 12 bits e processado em uma placa de desenvolvimento baseada no microcontrolador ARM Cortex-M3 de 32 bits (Atmel). A programação do microcontrolador inclui rotinas para comunicação com o computador, filtro digital para atenuação de ruídos elétricos, ajuste de escala, entre outras. A função de transferência da célula de carga foi calibrada com pesos padrão de 1, 5 e 10 kg. A resolução do sistema é de 100 gramas.

O JS Mim Pong– Os aspectos visuais do jogo são simples e focam o paciente na tarefa de rebater a bola. A Figura 2 mostra a tela principal do JS *Mim Pong*. O jogador (paciente) joga contra si mesmo, daí a origem do prefixo *Mim*. As raquetes se deslocam simultaneamente nas laterais verticais da tela em função da força exercida na célula de carga.

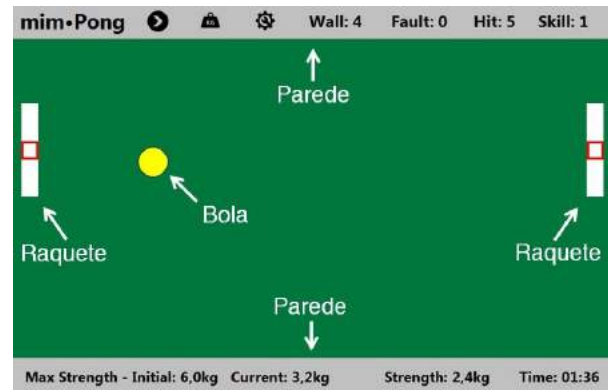


Figura 2: Tela principal do JS *Mim Pong*.

As paredes horizontais da área verde rebatem a bola. Quando não é aplicada força na célula de carga, as raquetes se encontram na parte inferior da tela. O limite superior das raquetes é função da força exercida pelo paciente. É possível configurar parâmetros do jogo como tamanho da raquete, tamanho e velocidade da bola, entre outros. Também é possível configurar as características do hardware conectado ao jogo, como a função de transferência da célula de carga, o que possibilita utilizar diferentes células de carga de acordo com a limitação de força do paciente. Os dados da sessão do jogo podem ser armazenados em arquivo texto, onde são gravados: posição do centro da bola (eixos x e y), posição do centro da raquete (eixo y), valor da força (kg), parâmetros do jogo e pontuação. Uma função específica do jogo possibilita ao terapeuta visualizar esses dados na forma de gráficos.

Procedimentos usando o JS– Um aparelho de Bonnet (Figura 3) foi adaptado com a célula de carga e dispositivos de ajuste mecânico para medição da força dos músculos extensores (quadríceps femoral) e flexores do joelho (ísquiotibiais) em Contração Isométrica Voluntária Máxima (CIVM).

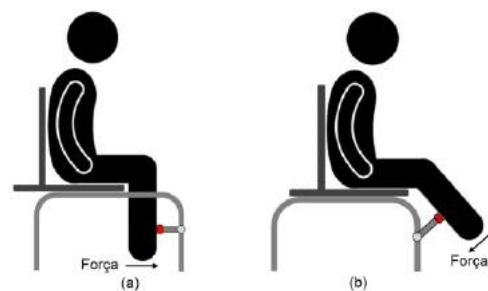


Figura 3: Aparelho de Bonnet adaptado para mensurar bilateralmente a força dos grupos musculares quadríceps femoral (a) e ísquiotibiais (b).

Antes de iniciar o jogo é necessário calibrar o sistema, pois cada paciente têm diferentes níveis de força muscular. É solicitado ao paciente que faça a maior força possível em CIVM sobre a célula de carga, durante 5 segundos, usando o grupo muscular de interesse. O valor de pico é usado como referência de força para os modos de avaliação e treinamento do JS.

Para o modo de treinamento é possível configurar o limite superior da raquete com base na CIVM obtida na calibração. Neste trabalho foi utilizado o limiar de 50% da CIVM, seguindo as diretrizes gerais para prática de exercícios resistidos para estes pacientes [10].

Propriedades métricas– O JS possibilita avaliar (modo avaliação) e treinar (modo treinamento) o membro parético do paciente. Um sistema de pontuação (score) possibilita ao terapeuta e paciente, acompanhar de forma prática a evolução do tratamento. Os dados das sessões de jogo de cada paciente também podem ser armazenados para análise posterior do terapeuta.

Avaliação de desempenho– O score para avaliar o desempenho do paciente (modo treinamento) considera os aspectos relacionados à jogabilidade. A equação 1 (*Setup*) relaciona as variáveis de configuração do jogo: velocidade da bola (*BallSpeed*), tamanho da raquete (*PadSize*) e tamanho da bola (*BallSize*). Na equação 2 (*Performance*) as variáveis representam a dinâmica do jogo, onde: *GameHit* é o número de acertos em qualquer parte da raquete, *GameSkill* é o número de acertos na área central da raquete (quadrado vermelho no centro da raquete), *GameFault* é o número de erros de rebatida na raquete e *GameWall* é o número de toques nas paredes horizontais. A precisão do acerto na raquete determina o ângulo de rebatida da bola. O acerto próximo ao centro da raquete diminui o ângulo de rebatida da bola, reduzindo também o número de toques nas paredes horizontais. O score total da sessão do jogo (*GameScore*) é mostrado na equação 3 e seu valor máximo varia de acordo com o tempo da sessão.

$$Setup = 10 \left(\frac{BallSpeed}{2} + \frac{4}{PadSize} + \frac{1}{BallSize} \right) \quad (1)$$

$$Performance = 10(GameHit + GameSkill) - 3GameFault - GameWall \quad (2)$$

$$GameScore = Setup \times Performance \quad (3)$$

Avaliação da força muscular– Foi proposto um protocolo para análise da força muscular em uma tarefa que tem o objetivo de rebater a bola em 5 diferentes níveis de força (Figura 4).

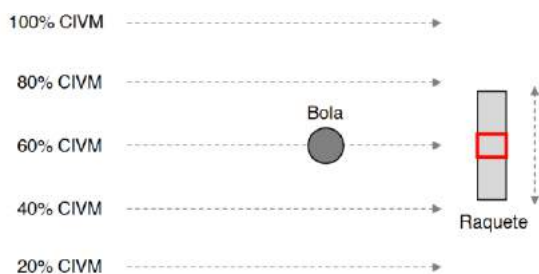


Figura 4: Protocolo para avaliação da força muscular.

Cada nível é baseado nos percentuais de força em CIVM obtida na calibração. A bola se desloca da lateral esquerda da tela em direção a lateral direita, onde se encontra a raquete, em diferentes níveis (linhas

pontilhadas na Figura 3), que representam os percentuais da CIVM. Uma bola sai a cada 10 segundos, iniciando pelo menor nível de força (20% da CIVM) até o nível máximo (100% da CIVM).

O score para o modo de avaliação é mostrado na equação 4, onde: *EvalHit* é acerto na raquete, *EvalSkill* é o acerto no centro da raquete e *EvalTime* representa o tempo que o paciente consegue manter a parte central da raquete no nível da bola.

$$EvalScore = \sum_{i=0}^4 (10 + 5i)(20EvalHit_i + 30EvalSkill_i + 50EvalTime_i) \quad (4)$$

As variáveis da equação 4 são binárias, onde 0 representa a tarefa não concluída e 1 representa a tarefa concluída, para cada nível. Os níveis inferiores exigem menor força e, portanto, representam um percentual menor na composição do score. O peso das variáveis tem relação com o nível de dificuldade. Por exemplo, é mais fácil rebater a bola na raquete em qualquer parte (*EvalHit*) do que no centro (*EvalSkill*). Da mesma forma, caso o paciente mantenha a raquete ao nível da bola por mais de 1 segundo, a variável *EvalTime* é computada. Isso minimiza o fator casualidade para o acerto no centro da raquete. O score máximo no modo de avaliação é igual a 100.

As equações apresentadas nesta seção são empíricas e definidas com base nas orientações do terapeuta.

Resultados

O foco deste trabalho foi o desenvolvimento de um dispositivo biomédico e um jogo sério para reabilitação motora em hemiparéticos por AVC. Os testes iniciais foram focados no uso da interface de controle com o jogo e nas propriedades métricas que podem ser extraídas do mesmo. Os testes foram feitos por um sujeito do sexo masculino (autor principal deste trabalho), sem histórico de disfunções neuromusculares, 46 anos de idade, 1,80 m de altura e 80 kg de peso corporal. A Figura 5 mostra os dados de força extraídos de sessões de avaliação e treinamento do músculo quadríceps femoral esquerdo. Na Figura 5a é mostrada a curva de força obtida durante a calibração, onde foram extraídos os valores de força máxima (384,1 N), taxa de desenvolvimento da força (541,5 N/s) e taxa de declínio da força (33,4 N/s). A Figura 5b mostra a resposta temporal da força para o protocolo de avaliação proposto, cujo score foi igual a 82, indicando um bom desempenho no teste. O limite superior da raquete foi limitado a 50% da CIVM (192,1 N). As Figuras 5c e 5d mostram respectivamente uma sessão de treinamento e a distribuição das ocorrências de força. Para minimizar a fadiga muscular, é recomendado ao sujeito que mantenha o grupo muscular relaxado sempre que a bola rebater na raquete. Nesse teste o sujeito manteve o quadríceps femoral relaxado durante 23,5% do tempo da sessão.

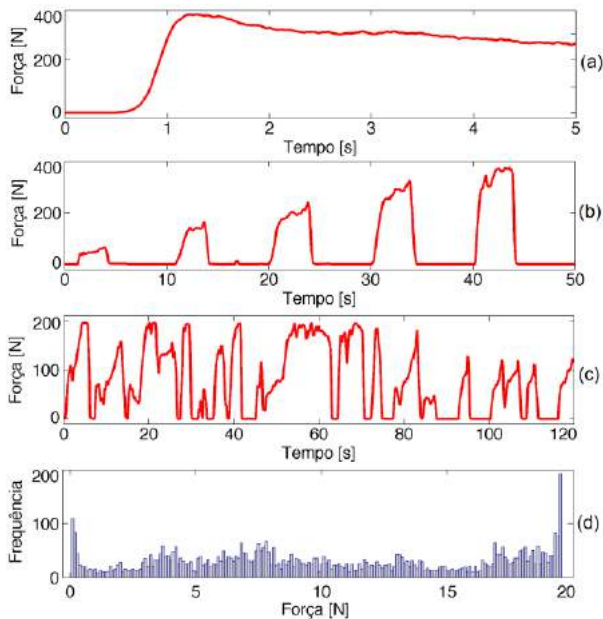


Figura 5: Análise da força do músculo quadríceps femoral. Respostas temporais da força: (a) no processo de calibração; (b) no protocolo de avaliação da força; (c) durante a sessão. (d) Distribuição das ocorrências dos valores de força (0,98 a 192,1 N) durante a sessão.

Discussão e Conclusões

O déficit de força é o fenômeno mais incapacitante nos pacientes hemiparéticos por AVC [11]. De fato, a hemiparesia causa um impacto negativo sobre a capacidade funcional dos pacientes e dificulta a execução das atividades de vida diária e a qualidade de vida dessas pessoas [12]. Uma vez que, a estimulação da recuperação da força muscular nesses pacientes deve ser uma meta no plano de tratamento [11], conhecer a gravidade do déficit motor é fundamental no planejamento do programa de reabilitação.

Os testes com o sistema biomédico desenvolvido indicam potencial de utilização. O sistema de escore possibilita de forma simples e objetiva avaliar o progresso do paciente. A curva de força, obtida durante a calibração, pode fornecer informações como: força máxima e as taxas de desenvolvimento e declínio da força. A representação gráfica das sessões com o jogo é um componente inovador que traz diversas informações ao terapeuta, que possibilita identificar informações como, limites de força, condição de fadiga, estratégia de controle muscular, entre outras. O armazenamento dos dados da sessão do jogo amplia as possibilidades de análise desses dados.

Embora não tenha sido utilizado por pacientes, o sistema foi desenvolvido e avaliado por especialistas das áreas da engenharia, computação e saúde, o que potencializa o indicativo de sua eficácia.

Este projeto de pesquisa foi submetido ao Comitê de Ética e Pesquisa em Seres Humanos e, na fase experimental com pacientes, será investigado o potencial terapêutico do JS, onde os escores serão

correlacionados com escalas clínicas clássicas de recuperação motora, mobilidade funcional e equilíbrio.

Embora este projeto seja focado na hemiparesia por AVC, o sistema pode ser adequado ao uso por pacientes com patologias associadas ao déficit de força muscular, tanto de membro inferior, quanto de membro superior.

Agradecimentos

Os autores agradecem o apoio da UDESC, FITEJ, CAPES e Faculdade Guilherme Guimbala.

Referências

- [1] Feigin VL et al. New strategy to reduce the global burden of stroke. *Stroke*; 2015. v.46, n.6, p.1740-7.
- [2] Martins Junior ANN et al. Frequency of stroke types at an emergency hospital in Natal, Brazil. *Arquivos de Neuro-Psiquiatria*; 2007. v.65, n.4, p. 1139-43.
- [3] Ng M et al. Global, regional, and national prevalence of overweight and obesity in children and adults during 1980-2013: a systematic analysis for the Global Burden of Disease Study 2013. *The Lancet*; 2014. v.384, p.766-81.
- [4] Alberti KG, Zimmet P. Global burden of disease—where does diabetes mellitus fit in? *Nature Reviews Endocrinology*; 2013. v.9, n.5, p.258-60.
- [5] Terranova TT et al. Acidente vascular cerebral crônico: reabilitação. *Acta Fisiátrica*; 2012. v.19, n.2, p.50-9.
- [6] Trindade AP et al. Influência da simetria e transferência de peso nos aspectos motores após acidente vascular cerebral. *Revista Neurociências*; 2011. v.19, n.1, p.61-7.
- [7] Lundy-Ekman L. *Neurociências: fundamentos para reabilitação*; 3.ed. Rio de Janeiro: Elsevier, 2008.
- [8] Machado LS, Moraes RM, Nunes FLS. Serious games para saúde e treinamento Imersivo. In: *Abordagens práticas de realidade virtual e aumentada. XI Symposium on Virtual and Augmented Reality SRV*; 2009.
- [9] Noveletto F, Bertemes Filho P, Da Silva Hounsell M, Soares, AV. Biomedical Control Interface for a Physical Rehabilitation Serious Game. *Revista IEEE América Latina*; 2016, v.14, p.38-44.
- [10] Billinger AS et al. Physical Activity and Exercise Recommendations for Stroke Survivors. 2014, v.45, p.2532-53.
- [11] Ada L, Dorsch S, Canning CG. Strengthening interventions increase strength and improve activity after stroke: a systematic review. 2006, v.52, n.4, p.241-8.
- [12] Trevisan CM, Trintinaglia V. Efeito das terapias associadas de imagem motora e de movimento induzido por restrição na hemiparesia crônica: estudo de caso. 2010, v.17, n.3, p.264-69.

STERNOCLEIDOMASTOID AND PLATYSMA ELECTROMYOGRAPHY SIGNAL VALIDATION FOR HUMAN – MACHINE INTERFACE FEEDBACK

O. Valle-Casas*, J. Sánchez-Galego* and A. Balbinot*

* Electro-Electronic Instrumentation Laboratory (IEE), Electric Engineering Department of Rio Grande do Sul University – UFRGS, Porto Alegre, RS, Brazil
e-mail: omar.casas@ufrgs.br

Abstract: Human – Machine Interface systems are wide used as assistive technology for palsy patient's care and environment adaptation. This research proposes a case of study for four healthy subjects with 35 ± 10.23 years (mean \pm standard deviation), two females and two males. Assays were conducted for surface electromyography (sEMG) measure in sternocleidomastoid and platysma muscles, aiming its validation for a posterior Human – Machine Interface feedback system. Methodology proposed includes signal acquisition and processing with feature extraction of rms, mean and variance. Data were acquired with the AD board NI USB-6009, interfaced with LabView and processed in MatLab. An uncertainty analysis was made obtaining a Combined Uncertainty of ± 2.06 mV by classic approach, bigger than modern Monte Carlo method, ± 1.69 mV. ANOVA analysis was done, with a Randomized Complete Block Design experiment. Results showed that the obtained sternocleidomastoid muscle signal was stronger than platysma's.

Keywords: Electromyography, Feature extraction, Uncertainty, Statistical analysis, Factor's interaction.

Introduction

Human – Machine Interface (HMI) or Brain Computer Interface (BCI) system, allows communicating humans and devices without need of sensors in others parts of the body or the muscular system. Although, they are a promising tool for patients with severe palsy conditions like neurodegenerative. Myoelectric signals are formed by physiological variations in the state of muscle fiber membranes, which smallest functional unit of the muscular contraction process is called a Motor Unit (MU). A group of MU sums up a Motor unit action potential (MUAP), which differs in form and size depending on the geometrical fiber orientation in relation to the electrode position [1].

Facial Electromyography (EMG) contamination of the electroencephalography (EEG) signals is a largely unsolved. Mu and beta rhythms are widely used in the literature and they lay in the frequency range that is susceptible to EMG contamination [2, 3]. Furthermore, signals from muscles related to movement developed when HMI interfacing, can provide feedback to system, as precious information for signal enhancement and

interference cancelation. That's why main objective of this research is to measure the EMG signal of the sternocleidomastoid (SCM) and platysma (PM) muscles in order to validate the possibility of its use as HMI feedback.

The MUAPs within the pick-up area of electrodes can be observed non-invasively using surface electrodes. These signals are stochastic in nature and can be represented by a Gaussian distribution function. Signal amplitude goes from 0 to 10 mV (peak to peak). The usable energy of signal is in the range of 10 – 500 Hz, with dominant energy on 50 – 150 Hz range [4]. Literature recommends band pass filtering settings from 10 Hz high-pass up to at least 500 Hz low pass; most of the surface EMG frequency power is located between 10 and 250 Hz. After this, other techniques are applied to prepare the signal for feature extraction; therefore these characteristics are introduced in computational intelligence systems (e.g.: Support Vector Machines, Artificial Neural Networks and Linear Discriminant Analysis) that turns the signal information into the movement that is been performing [5, 6]. Vehicle and driving simulator experiments were carried out to evaluate SCM muscle activity of a passenger in response to a car's lateral acceleration while slalom driving, using surface EMG [7] as used in our research. Facial EMG has been used for HMI systems, as hands-free control of an intelligent wheelchair [8, 9, 10].

The aim of this research is to develop, characterize and validate studied system for its use in HMI as feedback. In characterization process, uncertainty analysis was done and experiments proved measured sEMG signals feasibility for feedback use.

Materials and methods

A case of study for four healthy subjects with 35 ± 10.23 years, two females and two males having no history of muscle problems, is proposed. Informed consent was obtained from subjects according to approved project with CAAE: 11253312.8.0000.5347, by the UFRGS university ethics committee.

Experimental Methodology – A factorial experiment is proposed in order to validate if EMG characteristics obtained by feature extraction techniques, change in presence of factors: Paradigm (A), Subject (B) and electrode Position (C). A

Randomized Complete Block Design (RCBD) experiment is proposed, in which we fix the B factor and produce a complete randomization for each block, containing all treatments [11]. Paradigm factor has four levels corresponding to the movements of the neck: A1 (Right), A2 (Left), A3 (Ahead) and A4 (Back); and related with the basics actions that a wheeling chair user (end user of a BCI system) has to accomplish. The factor Position of the electrodes has four levels because the interest is to validate different positions related to the head's movement like: C1 (PM – Right), C2 (PM – Left), C3 (SCM – Left) and C4 (SCM – Right). Factor Subjects is blocked because the lack of time between measures that could compromised the veracity of the experiment, that's why this factor was blocked and the trials randomized for each subject: B1, B2, B3 and B4. Experiment methodology is proposed in Figure 1.

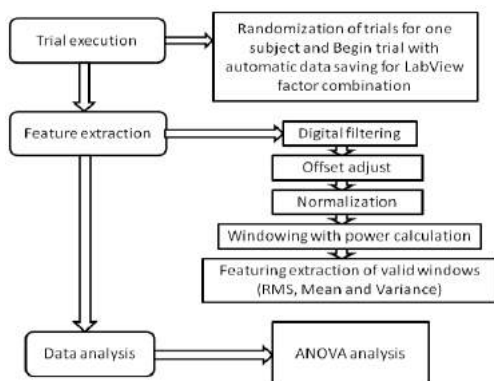


Figure 1. Block diagram of assay proposed for EMG measurement.

Materials description – Signal is captured with surface electrodes to be introduced to active electrodes with differential amplification (Instrumentation Amplifier) for more than 500 times before the analogue filtering stage (Electromyograph), also containing other amplification stages. At this moment, signal is digitalized by an A/D board for the computer acquisition controlled by a interface application (Figure 2).

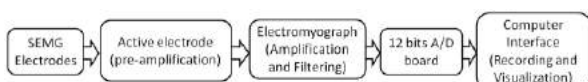


Figure 2. Block diagram of sEMG measuring channel.

Eight electrodes were located at interest muscles, two at right and two at left by muscle (SCM, PM), with reference electrode in the forehead (Figure 3).



Figure 3. Subject's head and neck showing electrode positions.

When recording, only the channel of combination that is acquired. The application interface is set to a sampling frequency of 1000 Hz (Nyquist Criteria) and about nine seconds of time are recorded (9000 samples).

Using a function implemented in MatLab, the measuring combinations are rearranged inside a single subject's trial, granting the randomization inside the block of subject's trial (e.g.: A1C3: Paradigm Right with SCM – Left Position measuring). The movement to be follow by the subject is displayed in the centre of the interface, and the muscle reaction is recorded.

Data processing – All data is recorded in archives *.lvm and processed later by a MatLab function created for data processing. This function loads the archive containing the register and filters it with a FIR filter band pass with butter approximation. Spectrum before and after filtering is shown at Figure 4(a).

Register offset component is eliminated by its calculation and subtraction in (1). Mean is obtained and used for the threshold's determination.

$$X = Xdc - \sum_{i=1}^N \frac{Xdc}{N} \quad (1)$$

Depending of the value of register maximum, the threshold is establish and used *a posteriori* for valid windows determination by comparing the window's power with the threshold. After eliminate offset and normalize, a clear register is obtained (Figure 4(b)).

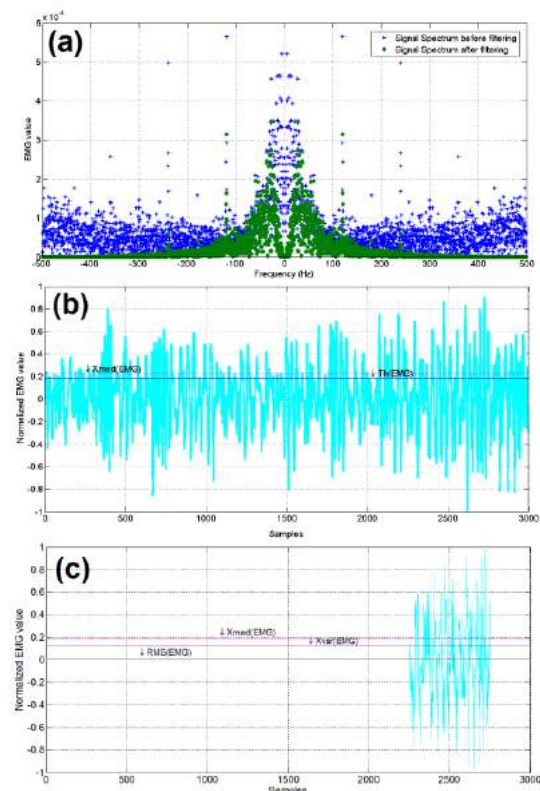


Figure 4. SEMG Register processing in MatLab, (a) spectrum before and after filtering, marked in different colours, (b) sEMG register normalized with *mean* (Xmed) and *threshold* (Th) metrics and (c) windows of sEMG with possible MUAPs with *rms*, *mean* (Xmed) and *variance* (Xvar) metrics.

For windowing method a window of 250 ms was selected, comparing the threshold with the power calculated in (2). Then, rms, mean and variance are obtained from the valid windows of EMG (Figure 4(c)).

$$Pwin = \sum_{i=1}^{Nwin} \frac{X_{emg}^2}{Nwin} \quad (2)$$

Uncertainty Estimation – Uncertainty analysis for the measuring channel is done taking into account the principals sources and a classical and modern analysis by Monte Carlo method (MCM) is proposed. An estimation of the majority of sources is represented in the Cause-effect diagram (Figure 5). Combined uncertainty was obtained by (3).

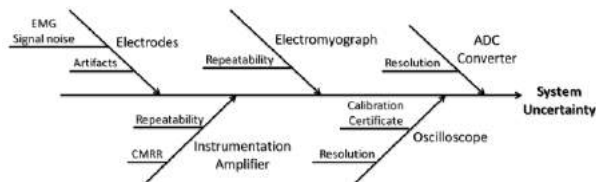


Figure 5. Cause-effect diagram of the uncertainty sources from the sEMG measuring system.

$$U_C = \sqrt{U(ELECT)^2 + U(IA)^2 + U(EMGH)^2 + U(OSC)^2 + U(AD)^2} \quad (3)$$

$$U_C = 2.06 \text{ mV}$$

To estimate uncertainty by MCM a probability density function (PDF) for each of the sources of uncertainty is used with a probability of $p = 0.95$ and a coverage factor $k = 1.96$ is obtained M . This information allows estimating the output of a Gaussian PDF as the normal. With this objective is created M vectors by random sampling of PDFs for N inputs or sources [12]. Using the analytical function that relates the input with the output, the amount of output and associated standard uncertainty is estimated as the arithmetic mean and standard deviation of the model values (Figure 6). Values from computational model result smaller than classic method calculations, with an output tendency to normal distribution, $U_C = 1.69 \text{ mV}$. As coverage factor is 1.96, results from system measurements can be expressed with an Expanded Uncertainty of $\pm 3.31 \text{ mV}$.

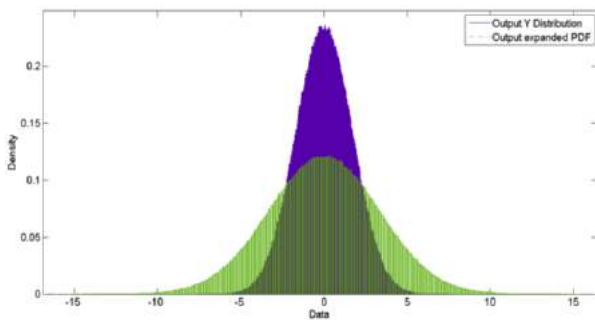


Figure 6. Output distributions from Monte Carlo propagation of Uncertainty.

Results

Data followed a normal distribution. According with the obtained data from the feature extraction tables for the three characteristics was formed. This analysis allows determining which factors and combinations of they, are related. To have a better picture of data behavior, residual plots are obtained (Figure 7).

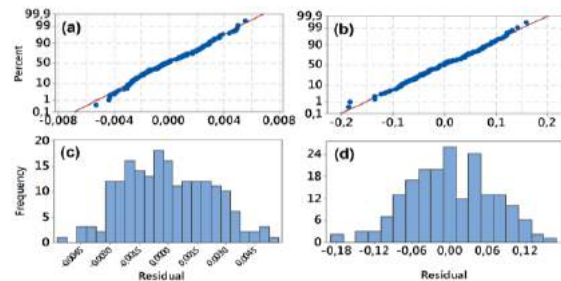


Figure 7. Residual plots for the EMG extracted features, (a) normal distribution fitting plot for *rms* and (b) for *mean* variable. (c) Residue histogram for *rms* and (d) for *mean* variable.

Using a F-distribution table of $\alpha = 0.25$, it was obtained that response variables rms, mean and variance, change with the A, C and AC factor's combination, that means, A, C factors and their interactions are significant, and further statistical analysis can be taking for the three characteristics obtained as interaction plots (Figure 8).

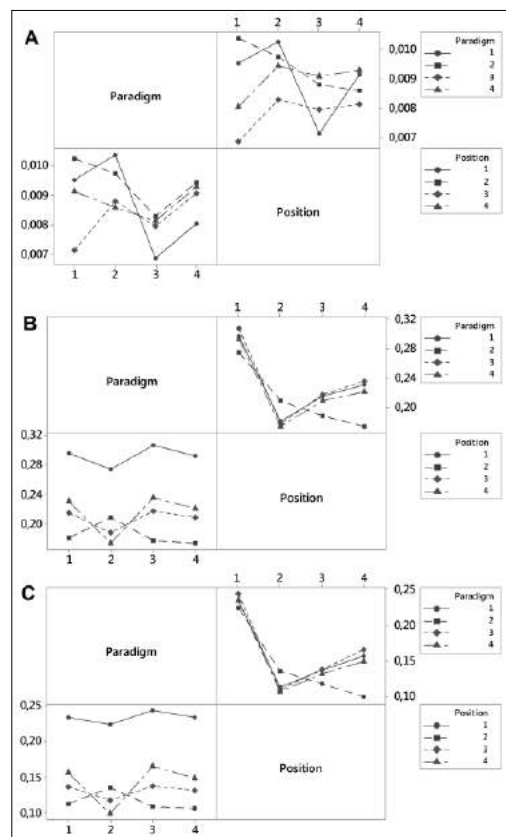


Figure 8. Interactions plots between Paradigm and electrode Position for the (a) *rms*, (b) *mean* and (c) *variance* EMG extracted features.

Discussion

Figure 8(a) shows that Paradigm's level: 3 and 4, to move Ahead and Back respectively, doesn't interact, changing equally with the position; opposed to the behaviour of the others two Paradigm's level: move Right - 1 and Left - 2, showing variation with the electrode's position. It means that the lateral movements (Right and Left) are more influents than the other two (Ahead and Back). Muscle activation was also observed when analyzing SCM and PM in [13] and for Digastrics and other facial muscles at [14]. Another system with forehead sEMG data processing used eye closing and jaw clench for the same four patterns assessed at this work but adding speed control and movement stop for wheelchair control [8, 9]. It can be appreciated how the Positions 1 (PM – Right) and 2 (PM – Left), change equally with the four paradigms, contrary to the other two: 3 (SCM – Left) and 4 (SCM – Right) that interact with all the paradigms. This last aspect was appreciated in Figure 8 (b) and Figure 8 (c). It could indicate that SCM muscle is most influent for EMG signal acquisition for the Paradigm's translation, than PM.

Conclusion

This work validates the use of sEMG for the study muscles and the paradigms tested. A new interface for signal acquisition was developed, as well as a code implemented, for feature extraction. Uncertainty analysis provided low values by MCM method. Instead, influence of the Paradigm and Position factors over the three response variables was significant and results showed that the obtained SCM muscle signal is stronger than PM muscle. Lateral movement paradigms had more interaction than other levels, suggesting a Paradigm's change. Further trials with paradigms including lateral movement's studies are recommended and the use of SCM muscle for HMI feedback.

Acknowledgements

This research was supported by the Project: Smart Inertial Sensors and Electromyography: fusion techniques and computational intelligence for the movement's characterization of the segment hand-arm submitted for MCTI/CNPQ/Universal 14/2014.

References

- [1] Merletti R, Parker P. *Electromyography: Physiology Engineering, and Non- Invasive Applications*. Hoboken, NJ: Wiley, 2004.
- [2] Yong X, Ward RK, Birch GE. Facial EMG contamination of EEG signals: characteristics and effects of spatial filtering. In: 3rd International Symposium on Communications, Control and Signal Processing ISCCSP 2008; 2008 March. p. 729-34.
- [3] Ma W, Tran D, Le T, Lin H, Zhou SM. Using EEG artifacts for BCI applications. In: 2014 International Joint Conference on Neural Networks (IJCNN); 2014 July. p. 3628-35.
- [4] George T, Shalu GK, Sivanandan KS. Sensing, processing and application of EMG signals for HAL (Hybrid Assistive Limb). In: Second International Conference on Sustainable Energy and Intelligent System (SEISCON 2011); 2011 July. p. 749-53.
- [5] Kiguchi K, Hayashi Y. Motion Estimation Based on EMG and EEG Signals to Control Wearable Robots. In: 2013 IEEE International Conference on Systems, Man, and Cybernetics (SMC); 2013 October. p. 4213-8.
- [6] Corbett EA, Sachs NA, Perreault EJ. EMG control of robotic reaching by people with tetraplegia improved through proprioceptive and force feedback. In: 2013 6th International IEEE/EMBS Conference on Neural Engineering (NER); 2013 November. p. 1178-81.
- [7] Zheng R, Nakano K, Okamoto Y, Ohori M, Hori S, Suda Y. Evaluation of Sternocleidomastoid Muscle Activity of a Passenger in Response to a Car's Lateral Acceleration While Slalom Driving, IEEE Transactions on Human-Machine Systems. 2013; 43, p. 405-15.
- [8] Wei L, Hu H. EMG and visual based HMI for hands-free control of an intelligent wheelchair. In: 2010 8th World Congress on Intelligent Control and Automation (WCICA); 2010 July. p. 1027-32.
- [9] Wei L, Hu H. A multi-modal human machine interface for controlling an intelligent wheelchair using face movements. In: 2011 IEEE International Conference on Robotics and Biomimetics (ROBIO); 2011 December. p. 2850-5.
- [10] Yi Z, Lingling D, Yuan L, Huosheng H. Design of a surface EMG based human-machine interface for an intelligent wheelchair. In: 2011 10th International Conference on Electronic Measurement & Instruments (ICEMI). 2011; 3. p. 132-6.
- [11] Montgomery DC. *Randomized Blocks, Latin Squares, and Related Designs*. In: *Design and analysis of experiments*, 8th ed. John Wiley & Sons, 2013. P. 139-46.
- [12] JCGM 101:2008. *Evaluation of measurement data – Supplement 1 to the guide to expression of uncertainty in measurement; Propagation of distributions using a Monte Carlo method*. 1st ed., 2008. p. 1-39.
- [13] Yu S, Lee T, Ng ML. Surface electromyographic activity of non-laryngeal neck muscles in Cantonese tone production. In: 2014 9th International Symposium on Chinese Spoken Language Processing (ISCSLP). 2014 September. p. 304-7.
- [14] Pau JW, Xie SSQ, Xu WL. Neuromuscular interfacing: A novel approach to EMG-driven multiple DOF physiological models. In 2013 35th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC). 2013 July. p. 6631-4.

JOGOS SÉRIOS PARA REABILITAÇÃO MOTORA DE PACIENTES PÓS-AVE

Nicolás Valencia*, Vivianne Cardoso**, Janaína Lyra**, Berthil Longo**, Gustavo Glasgio***, Anselmo Frizera*, Teodiano Freire-Bastos*

* Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica, Universidade Federal do Espírito Santo. Vitória, Brasil

** Programa de Pós-Graduação em Biotecnologia, Universidade Federal do Espírito Santo. Vitória, Brasil

*** Departamento de Engenharia Elétrica, Universidade Federal do Espírito Santo. Vitória, Espírito Santo, Brasil

e-mail: nicolasvalenciajimenez@gmail.com

Resumo: O acidente vascular encefálico (AVE) é uma causa importante de deficiência em todo o mundo. Um objetivo comum na recuperação motora por meio da fisioterapia é promover e melhorar a simetria nos padrões motores envolvidos nas tarefas funcionais diárias, visando prevenir os desusos aprendidos do lado parético. O objetivo deste trabalho é o desenvolvimento de um conjunto de jogos sérios para a reabilitação dos membros superiores e inferiores em pessoas pós-AVE. Esta tecnologia assistiva é composta por uma câmera RGB-D (Kinect v2) e um sensor de sinais mioelétricos de superfície (sEMG). É apresentada uma abordagem integrada que inclui três fatores principais: (a) ambiente virtual totalmente imersivo com a representação do corpo virtual; (B) interação com objetos virtuais; e (c) biofeedback de movimentos do paciente por meio de sEMG. A importância deste sistema reside na facilidade de observar detalhadamente, durante a terapia, os movimentos do paciente e seus parâmetros cinemáticos, permitindo obter um melhor diagnóstico ao disponibilizar ao profissional de saúde uma ferramenta de análise médica. Os resultados mostram que os ambientes de realidade virtual aqui propostos são capazes de promover a ativação muscular em movimentos de flexão-extensão de cotovelo e na transição da postura sentada para de pé (ST-DP).

Palavras-chave: AVE, Neuroreabilitação, Jogos sérios, Realidade Virtual.

Abstract: Stroke is an important cause of disability worldwide. A common goal in physical therapy for motor recovery is to promote and enhance symmetry in motor patterns involved in daily functional tasks, aiming at preventing learned nonuse of the paretic side. The aim of this work is the development of a serious game for rehabilitation of upper and lower limbs in stroke persons. This assistive technology is composed of a Kinect v2 device combined with sEMG. We propose an integrated approach that includes three key factors: (a) fully immersive virtual environment including the representation of virtual body; (b) interaction with

virtual objects; and (c) a biofeedback of movements of the patient based on sEMG data. The importance of this system is the easiness for a detailed observation of the patient's movements and their kinematic parameters during therapy, allowing a better diagnosis by providing to the health professional a medical analysis tool. The results show that the virtual reality environment here proposed is able to promote muscle activation in elbow flexion-extension movements and for transition "sit down - stand up" (ST-DP).

Keywords: Stroke; Neurorehabilitation; Serious game; Virtual reality.

Introdução

Certas funções neurológicas podem ser afetadas pelo AVE, como é o caso da mobilidade no hemisfério contrário do corpo [1]. No membro superior de pacientes pós-AVE é comum que haja espasticidade nos músculos flexores do cotovelo e joelho, prejudicando seus movimentos de extensão e flexão, limitando assim suas funcionalidades, sendo que esses movimentos proporcionam um meio para ajustar o alongamento funcional geral dos membros superiores e inferiores [2].

A hemiparesia afeta 8 de cada 10 sobreviventes de AVE, causando fraqueza ou a impossibilidade de mover um lado do corpo [3]. Tratamentos de neuroreabilitação, exercícios em casa, e dispositivos de assistência podem ajudar a recuperar a mobilidade [4]. Entretanto a fraqueza unilateral pode causar perda de equilíbrio, dificuldade para caminhar, diminuição da capacidade de agarrar objetos, diminuição na precisão de movimento, fadiga muscular, falta de coordenação, etc. [1].

Vários jogos comerciais que combinam entretenimento com exercício foram desenvolvidos recentemente e são muito aceitos pela população em geral. Em alguns casos a utilização de tais jogos sérios tem mostrado resultados superiores em comparação com outros tipos de terapia [5]. Além disso, para obter melhores resultados nas terapias de pacientes pós-AVE,

as técnicas de reabilitação devem ser orientadas aos déficits motores específicos de cada paciente [1].

Com isto em mente, torna-se necessário desenvolvimento de ferramentas assistivas que permitam a supervisão automatizada de exercícios físicos, ajudando na reabilitação física dos movimentos das extremidades do corpo. Neste trabalho apresenta-se um conjunto de sistemas de realidade virtual (RV) que possibilita ao paciente a sua recuperação motora através de jogos. Além de ajudar ao paciente, o sistema desenvolvido também é uma ferramenta eficaz para terapeutas, medindo parâmetros da amplitude angular da articulação do cotovelo e joelho, e também mostra a ativação muscular nos movimentos realizados na terapia, tudo isso em tempo real.

Materiais e métodos

Foram desenvolvidos dois Ambientes Virtuais (AV), sendo que a instrumentação completa necessária para o funcionamento do sistema é composta por um computador pessoal (com periféricos básicos), o dispositivo Kinect v2 e o sistema de aquisição BrainNet BNT 36 da empresa EMSA, com a finalidade de auxiliar a terapia, como mostrado na Figura 1.

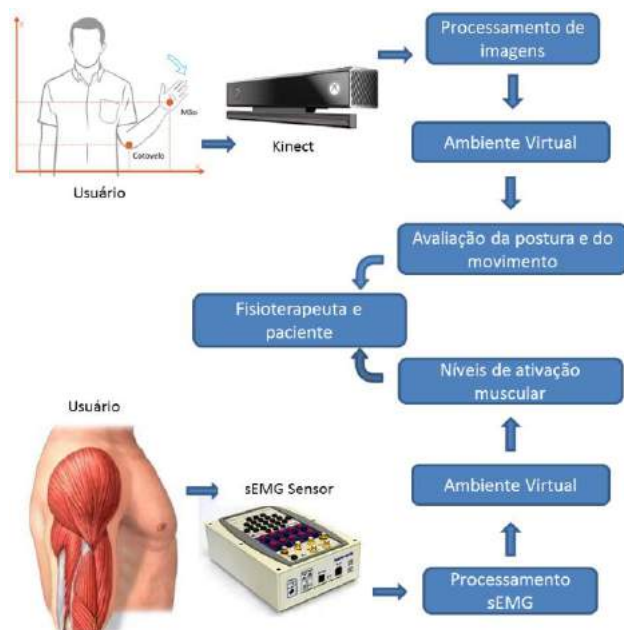


Figura 1: Diagrama geral do sistema desenvolvido.

Na Figura 1 é apresentado um diagrama geral, onde cada um dos dispositivos utilizados adquire os sinais (imagens e sEMG, respectivamente), com o qual é feito um processamento para exibir os movimentos e a atividade muscular para o usuário e para o terapeuta. Primeiramente, o paciente deve estar posicionado em frente ao sensor Kinect, com os eletrodos de sEMG em seus braços ou pernas, segundo a terapia. Cada um dos dispositivos de medição captura informações simultaneamente, as quais são processadas para obter as características do sinal sEMG, além dos padrões corporais necessários para gerar as informações

estabelecidas pelo AV. Com essas informações é gerado o biofeedback em tempo real para o paciente durante a terapia.

Atividades físicas propostas – Flexão e extensão são movimentos encontrados em quase todas as articulações móveis do corpo, incluindo joelho e cotovelo [6]. A amplitude máxima do movimento passivo do cotovelo vai de 5 graus de extensão até 145 graus de flexão. Contudo, diversas atividades comuns do dia-a-dia usam apenas um arco limitado de movimento, ou seja, um arco funcional normalmente entre 30 e 130 graus [1]. Assim, para que um jogo seja útil na terapia de reabilitação de membros superiores de indivíduos pós-AVE, é necessário que uma de suas características seja a recuperação destes movimentos. Os alvos virtuais do jogo sério para neuroreabilitação foram posicionados no nível do arco de movimento normal (30 a 130 graus durante a flexão e extensão do cotovelo e antebraço). Na Figura 2.a apresenta-se o movimento de flexão e extensão sugerido ao usuário.

Por outro lado, um dos movimentos mais relevantes na locomoção humana é a transição de sentado para de pé (ST-DP), pois este movimento é realizado inúmeras vezes na rotina diária. Desta forma, a presença de limitações em sua realização traz sérias repercussões funcionais às atividades de vida diária do indivíduo [7]. Para uma melhor compreensão, alguns autores dividem o movimento ST-DP em fases. A divisão em três fases é uma das mais utilizadas, a qual envolve: a fase de preparação, que parte do início do movimento de flexão anterior do tronco até a sua máxima flexão; a fase de transição, que inicia-se no momento de máxima flexão anterior do tronco e finaliza-se no início do levantar, quando as nádegas começam a se desprender da cadeira; e a fase de extensão, que vai do levantar até o estar em pé, em uma condição quase estacionária, ou seja, aparentemente imóvel [7]. Na Figura 2.b apresenta-se o movimento sugerido ao usuário.

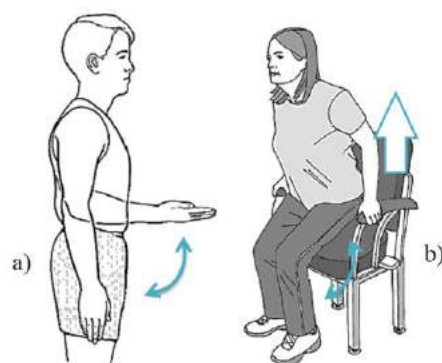


Figura 2: Movimentos desempenhados pelos usuários dos jogos. a) Flexão e extensão do antebraço. b) Transição de sentado para de pé.

Ambientes Virtuais (AV) – O ambiente virtual criado também permite mostrar ao paciente os movimentos realizados e a atividade muscular atingida, oferecendo ao paciente pós-AVE uma ferramenta terapêutica de motivação para realizar tarefas específicas de movimento. Por outro lado, o sistema

desenvolvido permite ao fisioterapeuta ter uma ferramenta para análise dos movimentos do paciente e sua ativação muscular, enquanto o paciente realiza as tarefas de reabilitação usando os jogos sérios.

O AV desenvolvido para a reabilitação dos movimentos de articulação do cotovelo possui um avatar que imita os movimentos do braço do paciente. Consiste em um personagem no estilo homem espacial, cujo propósito é destruir asteroides quando são atingidos com a mão, no menor tempo possível, a partir do movimento do braço afetado pelo AVE. Na esquina superior esquerda da tela é mostrada a pontuação acumulada dos asteroides destruídos, gerando um resultado do desempenho do usuário. Ao lado da pontuação aparece o *biofeedback* de sEMG, mostrando os diferentes níveis de atividade muscular obtidos (nas cores vermelha a azul). Por outro lado, na parte inferior são mostrados os ângulos de movimento das articulações dos cotovelos. O AV desenhado e o usuário em terapia são apresentados na Figura 3.

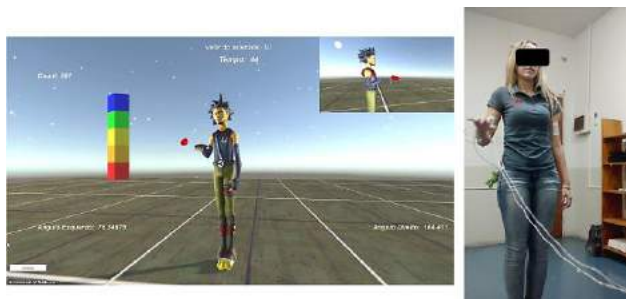


Figura 3: AV desenhado para reabilitação de membros superiores, no momento da ativação muscular máxima (*Biofeedback* alcançando nível azul).

Por outro lado o AV desenvolvido para a reabilitação da transição ST-DP possui um esquiador saltando obstáculos. O ambiente virtual detecta o movimento de transição ST-DP do usuário, o que faz o esquiador saltar em tempo real. Segundo o momento do salto, o avatar pode conseguir moedas como prêmio ou esbarrar no obstáculo, gerando um resultado do desempenho do usuário. O sistema também detecta a atividade muscular na perna afetada pelo AVE, mostrando os níveis de atividade: baixo ou alto, gerando uma mensagem de “Ok” e “Perfeito”, respectivamente. O ambiente virtual e o usuário em terapia são apresentados na Figura 4.



Figura 4: AV desenhado para reabilitação de membros inferiores, no momento de atividade muscular baixa.

Protocolo experimental – A amostra foi composta por indivíduos sem acometimento motor ou

neurológico. Os critérios de inclusão para o uso dos AV foram: indivíduos de ambos os sexos que não apresentem problemas auditivo ou visual, que possuam habilidades cognitivas e de linguagem suficientes para entender e seguir as instruções. Todos os voluntários assinaram o termo de consentimento livre e esclarecido. O estudo teve a aprovação dada pelo Comitê de Ética da UFES, CAAE 41291314.0.0000.5060.

No protocolo experimental do AV para membros superiores participaram 28 indivíduos. Cada um dos participantes permaneceu em pé a uma distância entre 1,5 e 3,5 metros do Kinect. O sinal mioelétrico foi adquirido no músculo bíceps braquial (BB), e o eletrodo de referência foi posicionado no olecrano da ulna (cotovelo).

No protocolo experimental do AV para membros inferiores participaram 12 indivíduos. Cada um dos participantes permaneceu sentado a uma distância entre 1,5 e 3,5 metros do Kinect. O sinal mioelétrico foi adquirido no músculo reto femoral e o eletrodo de referência foi posicionado na rótula (joelho).

Ao final de cada um dos experimentos os usuários responderam uns questionários para avaliar o sistema desenvolvido, sua aplicabilidade, funcionalidade e usabilidade no ambiente clínico. Os questionários são os seguintes:

- Questionário *System Usability Scale* (SUS) [8], o qual é usado para avaliar a facilidade de uso dos AVs e a necessidade de auxílio profissional aos usuários. A pontuação média do SUS é 68, assim, uma pontuação acima de 68 classifica o sistema como ‘útil’.
- Questionário *Goal Attainment Scale* (GAS) [9], o qual é usado para avaliar a medida do alcance dos objetivos individualizados de cada usuário durante a terapia. Quando o valor do método GAS é $T = 50$, significa que os objetivos foram atingidos como esperado; $T < 50$ indica que o resultado foi pior que o esperado, e $T > 50$ que o resultado foi melhor do que o esperado.

Resultados

No AV para membros superiores, segundo os valores do SUS obtidos para cada usuário, 21,42% dos participantes pontuaram o sistema abaixo da média. Para os demais voluntários (78,58%) o valor ficou acima de 75, indicando que o protótipo do sistema de reabilitação foi classificado como “útil”. A análise do questionário GAS revelou que o valor de T foi superior a 50 em todos os testes, indicando que os objetivos pré-determinados foram alcançados de uma forma melhor do que a esperada para todos os voluntários.

No AV para membros inferiores, os resultados pelo questionário SUS mostraram que o sistema foi avaliado positivamente pela maioria dos usuários (80%), o que revela a facilidade de aplicação e utilidade do sistema para seus usuários. Por sua vez, a análise do questionário GAS, apresenta um índice T superior a 50 em todos os casos, o que implica que o sistema tem um

grande potencial para aplicações em um ambiente clínico.

Discussão

Através da imersão proporcionada pela RV, é possível motivar o paciente a realizar uma maior quantidade de movimentos de forma correta e segura, resultando em uma reabilitação mais rápida, como em [3] y [4]. Este sistema foi baseado em paradigmas de aprendizagem motora e concebido a partir das necessidades dos fisioterapeutas de contar com uma ferramenta de análise de movimentos de flexão e extensão de cotovelo, e transição ST-DP, durante a reabilitação motora em pacientes com hemiparesia.

O biofeedback é proporcionado de forma visual ao paciente, mediante um processo de detecção dos níveis de atividade muscular, sendo que o sistema consegue distinguir entre 5 diferentes níveis (Figura 5), que são apresentados no AV para membros superiores pelas cores vermelha (atividade mínima) até azul (atividade máxima). No AV para membros inferiores, são apresentados dois níveis de atividade muscular (baixa e alta).

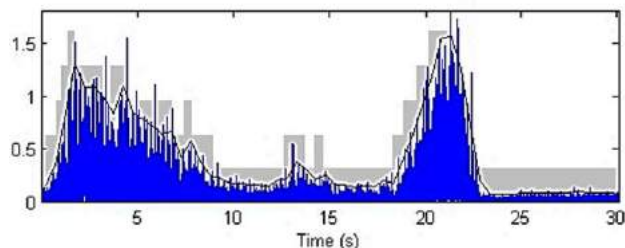


Figura 5: Sinais típicos de sEMG gravados pelo sistema de reabilitação para análise após a terapia.

Adicionalmente, para que um jogo seja útil na terapia de reabilitação de membros superiores de indivíduos pós-AVE, é necessário que uma de suas características seja a recuperação dos movimentos da articulação de cotovelo. Assim, na Figura 6 é apresentada a curva do ângulo desenvolvida por um dos participantes com seu braço, tentando alcançar os sete asteróides fluando no AV.

Conclusão

O sistema aqui proposto, que integra um biofeedback de sinais sEMG e RV, permite fornecer uma estimativa quantitativa da ativação muscular do membro parético do paciente pós-AVE, fazendo que ele possa regular e controlar a atividade muscular voluntária referente à flexão e extensão do cotovelo ou referente ao movimento de transição ST-DP. Com isso, tem-se um sistema que permite um melhor acompanhamento da terapia pelo fisioterapeuta, permitindo também o acesso aos padrões de movimento e evolução do tratamento do paciente a partir dos resultados numéricos gerados. Com o software desenvolvido para o sistema, é possível monitorar todo

o processo de reabilitação do paciente através de dados como: ativação muscular, duração da sessão, frequência e execução dos exercícios. Além disso, através da imersão proporcionada pela RV, é possível motivar o paciente a realizar uma maior quantidade de movimentos de forma correta e com segurança.

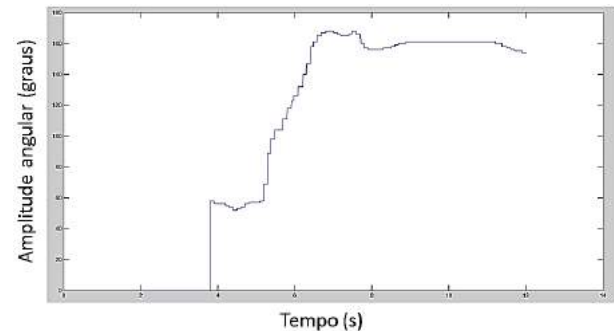


Figura 6: Comportamento do ângulo da articulação do cotovelo durante o experimento de um dos participantes.

Agradecimentos

O primeiro autor agradece a CAPES pela bolsa de estudos concedida.

Referências

- [1] O'Sullivan SB; Schmitz TJ; Fulk G. Physical Rehabilitation. 1st ed. 2014.
- [2] Chan MKL; Tong RKY; Chung KYK. Electric Stimulation in Patients With Chronic Stroke. p. 357–365, 2009.
- [3] Sin H; Lee G. Additional Virtual Reality Training Using Xbox Kinect in Stroke Survivors with Hemiplegia. American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation, p. 871–880, 2013.
- [4] Perez-Marcos D et al. A fully immersive set-up for remote interaction and neurorehabilitation based on virtual body ownership. Frontiers in Neurology, JUL, n. July, p. 1–9, 2012.
- [5] Popovic MD et al. Feedback-mediated upper extremities exercise: increasing patient motivation in poststroke rehabilitation. BioMed research international, v. 2014, p. 520374, 2014.
- [6] Carr J; Sheperd R. Stroke Rehabilitation. 1st ed, 2003.
- [7] Da Costa CSN, Savelsbergh G, Rocha NACF. Sit-to-stand movement in children: A review. Journal of Motor Behavior, 42 (2), 2010.
- [8] Brooke. SUS: a retrospective. Journal of Usability Studies, vol. 8, issue 2, 2013.
- [9] Krasny-Pacini A.; J. Hiebel; F. Pauly; S. Godon; M. Chevignard. Goal Attainment Scaling in rehabilitation: A literature-based update. Annals of Physical and Rehabilitation Medicine 56, 2013.

ANÁLISE DO SINAL DE TRENDELENBURG COM SENSORES INERCIAIS APÓS INTERVENÇÃO CIRÚRGICA DO QUADRIL

L. C. V. FERREIRA*, M. J. F. ZARUZ*, A. G. RABELO*, M. F. VIEIRA**, A. A. PEREIRA*, ANDRADE, A. O.*

*Núcleo de Inovação e Avaliação Tecnológica em Saúde (NIATS), Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica e Biomédica, Faculdade de Engenharia Elétrica, Universidade Federal de Uberlândia, Uberlândia, Brasil

**Laboratório de Bioengenharia e Biomecânica, Universidade Federal de Goiás, Goiânia, Brasil

e-mail: lev.ferreira@yahoo.com.br

Resumo: A artroplastia total do quadril (ATQ) é um procedimento cirúrgico no quadril indicado em casos de pacientes com coxartrose. Uma alteração da degeneração muscular em pacientes com coxartrose é o sinal de Trendelenburg (ST). O ST quando relacionado a patologias do quadril é frequentemente avaliado de forma subjetiva pelo especialista por meio de um exame físico. Para um diagnóstico mais preciso é necessário avaliações quantitativas, que apresentem resultados que indicam a presença ou ausência da patologia. Tendo em vista a dificuldade nessa avaliação da marcha, este estudo discriminou um grupo com ATQ quanto a presença do ST por meio de sensores inerciais fixados à pelve. Utilizou-se um grupo de 13 indivíduos submetidos à intervenção cirúrgica (ATQ) no quadril direito. Após análise das características extraídas dos dados obtidos pelos sensores, observou-se um maior coeficiente de variação dessas características para os indivíduos com ST, sugerindo alterações da funcionalidade do músculo glúteo médio que é capaz de alterar a variabilidade da marcha.

Palavras-chave: sinal de Trendelenburg, artroplastia do quadril, sensores inerciais, marcha.

Abstract: *The Trendelenburg Sign (TS) related to hip pathologies has been often assessed subjectively by the specialist. The use of inertial sensors can assist in the identification and monitoring of patients with TS after hip replacement (HR). This study discriminated a group of subjects with HR in relation to the presence of the TS by using features extracted from two gyroscopes from inertial measurement units fixed on the pelvis. We observed higher coefficient of variation of these characteristics for individuals with TS, probably resulting of the gluteus medius muscle atrophy which changes the gait variability.*

Keywords: *Trendelenburg sign, hip replacement, inertial sensors, gait*

Introdução

A artroplastia total do quadril (ATQ) consiste na substituição do quadril natural por outro protético no qual permite alívio da dor e melhora funcional nos

pacientes com coxartrose. A coxartrose é uma doença degenerativa crônica e progressiva que provoca atrofia e degenerações da musculatura adjacente ao quadril com alterações persistentes da marcha, as quais não se recuperam totalmente com a ATQ.

Uma alteração característica resultante da degeneração muscular em pacientes com coxartrose é o sinal de Trendelenburg (ST). Esse padrão de marcha está associado à insuficiência do músculo glúteo médio (MGM), considerado um dos principais estabilizadores da pelve durante a fase de apoio unipodal da marcha. O MGM com função normal impede o infradesnivelamento da pelve no lado oposto à contração muscular durante a fase de balanço do membro contralateral na marcha [1].

O ST é estabelecido visualmente pelo examinador, solicitando ao paciente que se sustente apenas pelo membro afetado; é dito positivo quando ocorre a queda da pelve contra-lateralmente no plano frontal. Esse exame muitas vezes gera dúvidas ou divergências entre examinadores[2]. Para melhor identificação e visualização dessas alterações durante a marcha é possível recorrer a testes realizados em laboratórios de marcha. Contudo, o custo e o espaço requeridos para uma análise quantitativa são elevados o que dificulta o acesso à pacientes, pesquisadores e profissionais [3].

Considerando a subjetividade para avaliação da marcha em pacientes com ST e a dificuldade em realizar o teste quantitativo em um espaço adequado, esse trabalho propõe uma avaliação quantitativa da marcha em pacientes com ATQ unilateral, por meio da identificação do ST a partir de sinais de giroscópios fixados à pelve [3,4].

Material e métodos

Este estudo foi conduzido na Universidade Federal de Uberlândia (UFU) com aprovação do comitê de ética local (CAAE: 49801115.4.0000.5152). Participaram desse estudo 13 (treze) pacientes do Hospital de Clínicas da UFU. Todos assinaram o consentimento para participação no estudo.

Todos foram submetidos à intervenção cirúrgica (ATQ) no quadril direito no período de janeiro de 2013 a janeiro de 2015 com um período pós-operatório médio de $23,30 \pm 5,08$ meses. O quadril esquerdo, assim como as demais articulações dos membros inferiores apresentavam-se em condições normais. Os participantes foram divididos em 2 grupos (GP e GN), conforme a presença ou ausência do ST. No GP foram incluídos 4 pacientes com presença do ST com idade média $62,75 \pm 6,90$ anos. O GN foi composto por 9 pacientes sem o ST com idade média de $63,00 \pm 5,17$ anos.

Instruiu-se cada paciente a caminhar na esteira com velocidade constante de 2 km/h, durante 1 minuto, utilizando um cinturão contendo duas Unidades de Medidas Inerciais (UMIs - LSM303D e L3GD20H, STMicroelectronics, Suíça). A velocidade foi escolhida como uma média entre as velocidades autoselecionadas de cada participante. As UMIs contendo giroscópios e acelerômetros, foram posicionadas sobre as espinhas ilíacas anterosuperiores (EIASs) da pelve, denominadas de UMI-D e UMI-E, localizadas à direita e à esquerda respectivamente, conforme a Figura 1. Os sinais das UMIs eram visualizados e armazenados por meio do software TREMSEN® em um notebook para posterior análise no ambiente Matlab.

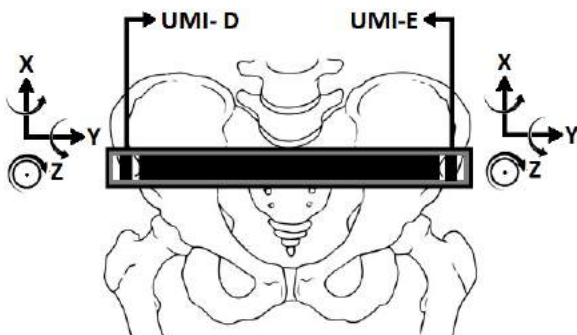


Figura 1: Cinturão com 2 UMIs posicionadas sobre as EIASs, mostrando a orientação dos eixos.

Todo o sistema utilizado para a detecção e gravação dos movimentos da pelve foi desenvolvido por pesquisadores do Programa de Pós-Graduação em Engenharia Biomédica da Universidade Federal de Uberlândia (INPI BR 10 2014 023282 6).

Esse sistema de análise da marcha é composto por três unidades principais: (i) um hardware e um software customizados para a detecção dos movimentos, visualização e armazenamento dos dados; (ii) uma ferramenta para detectar automaticamente os intervalos de passo e passada, e remoção de *outliers*; (iii) processamento dos dados.

Foi utilizada a componente Z (direção ântero-posterior) do acelerômetro para reconhecimento do contato inicial da marcha (toque do calcanhar). Criou-se um algoritmo no ambiente Matlab para identificação desses instantes e identificação dos eventos do passo direito e esquerdo. O passo era reconhecido como o

intervalo entre o toque do calcanhar de um lado e o toque do calcanhar do outro lado.

Após identificação dos intervalos do passo direito e esquerdo, utilizamos a componente Z do giroscópio para obter a variação da velocidade angular dos movimentos da pelve no plano frontal por meio das informações das UMI-D e UMI-E, durante cada passo. Em seguida, foram extraídas as características, MAV, MAVFDN e MAVSDN [4] das informações da componente Z do giroscópio correspondente para cada passo e para cada indivíduo e posteriormente reagrupadas em uma planilha conforme o grupo e lado correspondentes. Estas características estão relacionadas à amplitude do sinal, sendo MAVFDN e MAVSDN estimativas a partir da primeira e segunda derivadas, conforme definido abaixo.

- MAV - valor absoluto médio;

$$MAV = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N |x_i|$$

Onde, x_i representa o sinal registrado no tempo discreto i e N denota o número total de amostras.

- MAVFDN - média dos valores absolutos da primeira diferença do sinal normalizado (subtraída a média e dividido pelo desvio padrão);
- MAVSDN - média dos valores absolutos da segunda diferença do sinal normalizado (subtraída a média e dividido pelo desvio padrão).

Em seguida, calculou-se para cada grupo, a média, o desvio-padrão (DP), o coeficiente de variação (CV – razão entre o desvio padrão e a média), e a mediana de cada uma das características acima, com os valores obtidos nos passos direitos (PD) e com os valores obtidos nos passos esquerdos (PE).

Para comparação entre as medianas obtidas para o PD e o PE em cada grupo, foi utilizado o teste não paramétrico de Wilcoxon ($\alpha < 0,05$), visto que as variáveis não apresentaram uma distribuição normal (teste de Shapiro-Wilk, $\alpha > 0,05$). Foi utilizado a técnica de bootstrap com 1000 reamostragens para o cálculo do intervalo de confiança de 95% (Tabela 3). A análise estatística foi realizada por meio do software Minitab.

Resultados

Observou-se na análise estatística que em relação aos grupos o coeficiente de variação foi maior no grupo GP para todas as características extraídas, exceto para MAVFDN que foi maior durante o passo direito para o grupo GN.

As Tabelas 1, 2 e 3 apresentam os resultados encontrados. Apenas a MAVFDN apresentou menor CV para o lado direito no grupo GP. Já no grupo GN todos os CVs foram maiores para o lado direito.

O teste de Wilcoxon das medianas de MAV, MAVFDN e MAVSDN entre o passo direito e o passo esquerdo mostrou diferença significativa para o grupo GP em todas as características, contudo, não houve diferença significativa para nenhuma das características avaliadas no grupo GN.

Os intervalos de confiança de 95% calculados para as características dos passos direito e esquerdo, foram mais amplos para o grupo GP.

Tabela 1: Resultados do CV, média, DP e mediana para as características extraídas do sinal da componente Z do giroscópio no grupo GP para os movimentos da pelve durante o passo direito (PD) e passo esquerdo (PE).

GRUPO GP							
	MAV		MAVFDN		MAVSDN		
	PD	PE	PD	PE	PD	PE	
CV	67,83	52,57	83,49	100,41	28,42	27,85	
MÉDIA	13,198	13,404	0,02943	0,02567	0,43208	0,39392	
DP	8,952	7,046	0,02457	0,02578	0,12278	0,1097	
MEDIANA	9,957	12,357	0,02133	0,01632	0,43196	0,35885	

Tabela 2: Resultados do CV, média, DP e mediana para as características extraídas do sinal da componente Z do giroscópio no grupo GN para os movimentos da pelve durante o passo direito (PD) e passo esquerdo (PE).

GRUPO GN							
	MAV		MAVFDN		MAVSDN		
	PD	PE	PD	PE	PD	PE	
CV	46,41	43,37	100,96	85,67	26,46	25,97	
MÉDIA	10,343	9,977	0,032164	0,030906	0,4141	0,40753	
DP	4,8	4,327	0,032473	0,026478	0,10956	0,10585	
MEDIANA	9,64	9,093	0,022361	0,022701	0,38929	0,38211	

Tabela 3: Resultado do teste de Wilcoxon. São mostrados o intervalo de confiança (IC) de 95% e o valor *p* na comparação das características tomadas a direita e a esquerda para cada grupo.

Teste de Wilcoxon						
	GRUPO GP			GRUPO GN		
	MAV	MAVFDN	MAVSDN	MAV	MAVFDN	MAVSDN
IC 95%	-1,868; -0,039	0,00183; 0,00518	0,02897; 0,05959	-0,0738; 0,6431	-0,00152; 0,00083	-0,00289; 0,01412
Valor p	0,0412	0,000	0,000	0,1196	0,561	0,1945

Discussão

O uso de 2 UMIs aplicadas a pelve mostrou-se útil para identificar os movimentos pélvicos, determinar os intervalos dos passos e discriminar os passos direito e esquerdo. Por meio da componente Z do acelerômetro foi possível, identificar os intervalos dos passos, etapa fundamental para relacionar o movimento da pelve com o ST, visto que o intervalo do passo do membro em estudo compreende também a sua fase de balanço, na qual o ST é identificado. Empregar as características no sinal do eixo Z dos giroscópios auxiliou a identificar o grupo com ST positivo visto que a principal alteração do movimento ocorre no plano frontal.

De acordo com Chal et al. [5] condições patológicas afetam a variabilidade da marcha. Assim, observamos que o CVs maiores do lado direito na maioria das análises deve-se provavelmente à disfunção do músculo glúteo médio desse lado em ambos os grupos [6]. Por sua vez, os valores maiores do CV para GP em relação a GN podem estar relacionado a maior variabilidade da marcha ocasionada pela deficiência do músculo glúteo médio com ST. É possível observar pela Tabela 3 que o grupo GP apresentou intervalos de confiança maiores em relação ao GN, provavelmente devido a maior assimetria ocasionada pela deficiência do MGM com presença do ST.

Quando avaliado cada característica, considerando todos os participantes do grupo (Tabela 3), foi observado diferença significativa entre os movimentos da pelve durante o PD e o PE para o grupo com ST positivo (GP). O mesmo não ocorreu com GN. Possivelmente, todos os participantes, apresentam deficiência do MGM [6], entretanto os participantes com ST positivo, apresentem maior assimetria dos movimentos (Tabela 3), contudo, uma análise individual seria necessária para confirmar essa situação.

Apesar de Kendall et al [2], afirmarem que o ST somente deve ser utilizado como triagem em indivíduos com acentuada fraqueza do MGM, a classificação dos grupos pelo ST nesse estudo, esteve de acordo com as características empregadas na análise. Todas as características foram relevantes em discriminar os grupos GP e GN, além de reforçar que indivíduos com ST podem apresentar maior assimetria que indivíduos sem o ST no plano frontal da marcha.

Conclusão

De acordo com os resultados apresentados os métodos empregados nesse estudo podem ser considerados como uma alternativa para acompanhar a evolução dos pacientes submetidos a ATQ.

As análises das características extraídas dos giroscópios posicionados sobre as EIAs de indivíduos com ATQ à direita, apresentaram maior variabilidade

para os movimentos da pelve no plano frontal para o grupo GP.

Os intervalos de confiança mais amplos do grupo GP sugerem haver maior assimetria dos movimentos da pelve entre o PD e o PE, para o grupo dos participantes apresentando o ST. Contudo, esse estudo é limitado, ou seja, para uma identificação confiável e automática do ST seria necessário dispor de uma amostra maior utilizando-se diferentes examinadores na avaliação do ST.

Agradecimentos

Os autores agradecem as entidades governamentais nacionais (CNPq, FAPEMIG e CAPES) que não têm medido esforços para apoiar as pesquisas realizadas em nossos laboratórios.

Referências

- [1] P. Hardcastle and S. Nade, "The significance of the Trendelenburg test," *Journal of Bone & Joint Surgery, British Volume*, vol. 67, pp. 741-746, 1985.
- [2] K. D. Kendall, C. Patel, J. P. Wiley, M. B. Pohl, C. A. Emery, and R. Ferber, "Steps toward the validation of the Trendelenburg test: the effect of experimentally reduced hip abductor muscle function on frontal plane mechanics," *Clinical Journal of Sport Medicine*, vol. 23, pp. 45-51, 2013.
- [3] R. E. Mayagoitia, A. V. Nene, and P. H. Veltink, "Accelerometer and rate gyroscope measurement of kinematics: an inexpensive alternative to optical motion analysis systems," *Journal of biomechanics*, vol. 35, pp. 537-542, 2002.
- [4] J. Chou and Z. Huaibei, *Bioinformatics and Biomedical Engineering: New Advances: Proceedings of the 9th International Conference on Bioinformatics and Biomedical Engineering (iCBBE 2015), Shanghai, China, 18-20 September 2015*: CRC Press, 2015.
- [5] T. Chau, S. Young, and S. Redekop, "Managing variability in the summary and comparison of gait data," *Journal of neuroengineering and rehabilitation*, vol. 2, p. 1, 2005.
- [6] A. Rasch, A. Byström, N. Dalen, N. Martinez-Carranza, and H. Berg, "Persisting muscle atrophy two years after replacement of the hip," *Journal of Bone & Joint Surgery, British Volume*, vol. 91, pp. 583-588, 2009.

MERGING TECHNIQUE FOR INERTIAL SENSOR FUSION ATTITUDE DETERMINATION HUMAN GAIT

D. Corrêa*, O. Valle-Casas* and A. Balbinot*

* Electro-Electronic Instrumentation Laboratory (IEE), Electric Engineering Department of Rio Grande do Sul University – UFRGS, Porto Alegre, RS, Brazil
e-mail: omar.casas@ufrgs.br

Abstract: Various types of systems and sensors are proposed to assess and monitor neuromuscular disorders, musculoskeletal behaviour monitoring, among others. This paper presents an inertial wireless unit module containing tri-axial accelerometer, gyroscope and magnetometer whose data feed a virtual model and are recorded for future clinical assessment. Data obtained from sensors is processed inside the unit determining attitude by merging three techniques: Direction Cosine Matrix Inertial Measurement Unit (DCM IMU), eCompass and Kalman filter. A wireless sensor star network using XBee transceivers was created. Techniques are evaluated statistically by static and dynamic trials. Results showed angle errors smaller than commercial inertial systems. According to ANOVA performed, Algorithm and Rotation Axis factors were significant for RMS and Correlation features with $p < 0.001$. DCM correlation for Attitude determination was high for all features and presented a low and stable RMS and Mean error values for all the rotation angles.

Keywords: Sensor fusion algorithm, inertial sensors, attitude measurement.

Introduction

Most commonly used clinical method for assess human movement is goniometry. Motion analysis systems have been developed, potentially offering better alternatives to measure movement patterns in clinical assessment [1]. Inertial sensors such as accelerometers, magnetometers and gyroscopes can assess human movement in several environments. Micro-electromechanical Systems (MEMS) and Nano-electromechanical Systems (NEMS) sensors has opened up a wide range of inertial sensor applications, with multi-axial sensors (usually two-axial or three-axial) in human activity monitoring using sensor fusion [2, 3]. Inertial units signal processing is done applying mathematical algorithms like: Kalman filters, eCompass among others with sensor fusion process for human kinematic understanding [4].

DCM or rotation matrix describes the attitude of a rigid body globally and uniquely, unlike parameterisations of the DCM, such as Euler angles, Rodrigues parameters, modified Rodrigues parameters (MRPs) or unit-length quaternion's (referred to as quaternion's for simplicity) [5]. Many research articles have considered the use of DCM parameterisations for

control of rigid bodies [6, 7]. Novel sensor fusion architecture is proposed to provide complete navigational solution for micro aerial vehicles (MAV) using low cost sensors and micro controller. The approach uses a nonlinear complementary filter (NCF) to estimate DCM. Estimated attitude and heading from DCM are used in turn to predict MAV position in North and East Direction (NED), and a two state extended Kalman filter (EKF) based estimator for altitude and vertical speed [8].

This research presents the development of a low cost academic tool for motion tracking study, aiming to demonstrate that a DCM algorithm can be used in combination with Kalman filter and eCompass algorithms, in an Inertial Unit based system, to provide attitude measurements during dynamic human activity. The employed method was demonstrated taking a series of static and dynamic trials.

Materials and methods

Kinematic variables determined by the wireless inertial system were based on the determination of attitude with the fusion and the adaptation of three algorithms based on previously studies [4, 9-12].

Direction Cosine Matrix Method – DCM algorithm was proposed by Premerlani and Bizard in 2009 for aircrafts using GPS [4]. In this work, GPS was replaced by a tri-axial gyroscope to generate the DCM, and two sensors (accelerometer and magnetometer) were used to correct the numerical error due to integrations computed at the time of DCM creation.

Gyroscope is used as the main source of information on the spatial orientation, were integration of angular velocity is performed to find angular displacement and current orientation is updated with this information. An orthogonal correction is performed on matrix elements due to numerical errors of the integration performed in the previous step (this fix should satisfy the constraints of orthogonality for DCM); and vector references (roll, pitch and yaw) are used to detect numerical errors due to offset and drift of gyroscope. A proportional integral (PI) controller provides a feedback error, detected between the input and gyroscope.

Reference vectors roll (ϕ) and pitch (θ) are obtained from the accelerometer reading respect to gravity, while the reference vector yaw (ψ) is obtained from the magnetometer reading relative to Earth's magnetic axis,

as block diagram main steps of the developed algorithm in Figure 1 represent.

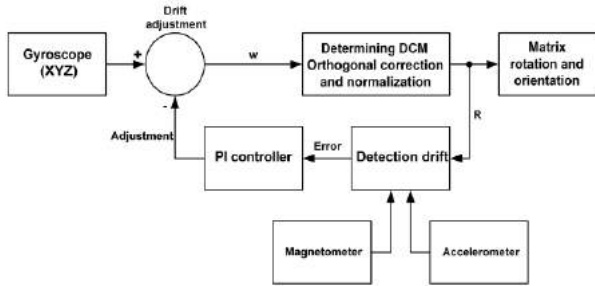


Figure 1: DCM IMU Algorithm Block Diagram proposed for rotation matrix generation from Magnetometer, Accelerometer and Gyroscope data processing and controlling.

eCompass Algorithm – An electronic compass (eCompass) using a tri-axial accelerometer and a tri-axial magnetometer based on the work of Ozyagcilar in 2012 and Tanaka in 2015 was developed [9, 10]. Considering the position of the accelerometer and magnetometer, having as reference the Earth's gravity and the magnetic pole respectively, reconstruct rotation matrix with reference NED can be obtained (1).

$$C_n^i = \begin{bmatrix} \cos \theta \cos \psi & -\cos \theta \sin \psi & \sin \theta \\ \cos \phi \sin \psi + \cos \psi \sin \phi \sin \theta & \cos \phi \cos \psi - \sin \phi \sin \theta \sin \psi & -\cos \theta \sin \phi \\ \sin \phi \sin \psi - \cos \phi \cos \psi \sin \theta & \cos \phi \sin \psi + \cos \psi \sin \theta \sin \psi & \cos \theta \cos \phi \end{bmatrix} \quad (1)$$

As we use the Yaw component with the reference of the original position, the first reading is acquired and generated the inverse matrix of the same. Following this, the inverse matrix is rotated in the resulting matrix to plot the result.

Kalman Filter Algorithm – Kalman filter algorithm development is based on studies of Sabatelli et al. in 2011, where method determines the attitude through accelerometer measures and the estimated state generated by the gyroscope [11]. However, this algorithm is limited only to the use of gravity as reference input. Then, applying the idea that Kim developed for use as input the attitude generated by other sensors, such as eCompass [12]. Thus, the Kalman filter using the attitude of the eCompass and the estimated state generated by the gyroscope, will determine the best estimate of attitude, as Figure 2 diagram shows.

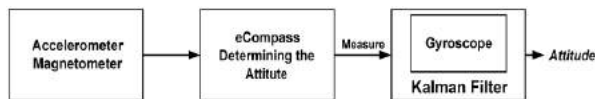


Figure 2: Kalman filter block Diagram.

Experimental Protocol – Sensors are installed on members that determine the attitude in relation to the environment. Model convert attitude obtained to angles of members to generate similar movement to the user. The sensor network consists in small wireless devices or modules, where each module is positioned in a voluntary body segment.

The module consist of transceiver (Xbee with IEEE 802.15.4 protocol), a microcontroller (Atmega/328), sensors (accelerometer, magnetometer and gyroscope), and a battery. The microcontroller and sensors are integrated into a single board ArduIMU-V3. The development of internal routines was done using Blender Python language. Information flow system diagram is presented at Figure 3.

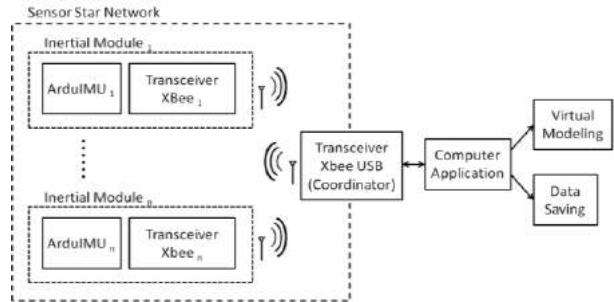


Figure 3: System Functional Diagram.

For all angles to be read and to provide no packet lost, a sensor fusion method was implemented so that the information was validated and attitude determined on ArduIMU device. With the plastic chassis used, the size of the device reached dimensions of 40 mm × 32 mm × 20 mm. A Butterworth low-pass third order filter of 30 Hz was applied on readings.

Packet is assembled and sent to serial port where is received and returned by Xbee transceiver as an API package for virtual model representation. Blender Game Engine receives information of attitude from transceiver of the main Bone. The algorithm then looks for the father Bone (Bone that connects joints with the main Bone), and request its position with the global reference. At this time, Equation (2) is applied to determine the main Bone rotation relative to model articulation, and then it is applied to form the member on virtual model.

$$R_n^b = Rotation_{Main\ Bone} = (Bone_{Father\ Bone})^T \times Sensor_Attitude_{Global} \quad (2)$$

Results

Fusion methods validated were: Kalman filter, eCompass and DCM IMU. To evaluate system measurement error, a commercial reference goniometer (small goniometer, resolution 2°) was used. A goniometer arm follows the movement while the other remains fixed, the axis must remain over the joint being evaluated. Results for Roll, Pitch and Yaw for the three methods in time are shown in Figure 4.

To develop the tests, one module was fixed with a double side tape on the free goniometer arm and set in a table in order to perform system actions. The tests were performed by varying the angle in the direction of the arm. During short-term trials (less than 5 minutes), was observed that DCM IMU algorithm behave better than eCompass and Kalman, i.e., he followed better movement measured in goniometer. In several trials, eCompass algorithm showed differences in the

transition of the axes, which generated erroneous rotations. As the Kalman filter algorithm uses eCompass algorithm to determine the attitude, it was also affected by this transition, but this algorithm compensated quickly using the estimated attitude coming from the gyroscope.

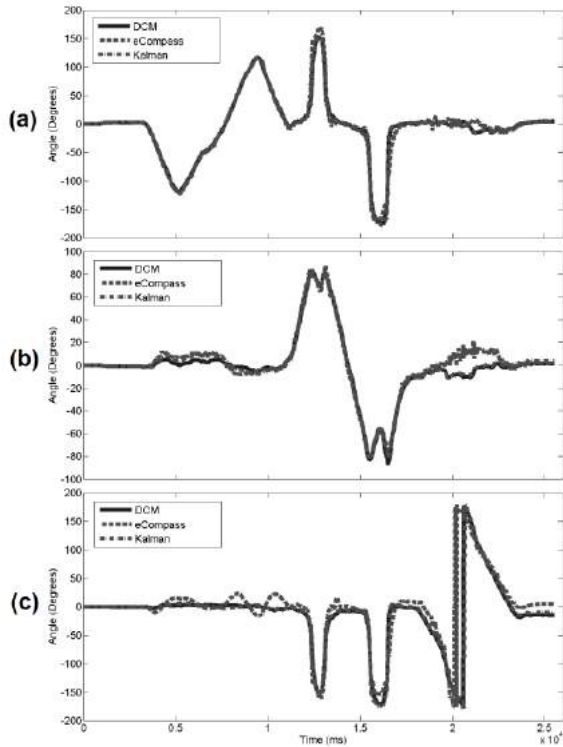


Figure 4: Graph with attitude in Euler XYZ representation for the three methods: DCM, eCOMPASS and Kalman filter. (a) Roll, (b) Pitch and (c) Yaw.

Discussion

Dynamic tests were a set of movements aimed at comparing the developed system results with the commercial system Xsens (MTi-G-700 Xsens) as used by Zihajehzadeh, 2014 [13]. This inertial unit has a 2 kHz output frequency (being 120 Hz by each sensor: accelerometer, gyroscope and magnetometer). All processing is done inside the IMU using a Kalman filter to merge the information and compute attitude. Tests performed consisted in making random movements with the units (Xsens and developed module) fixed on a surface and compare its results. Trials lasted a maximum of 30 seconds and results from sensors measurement comparison when using the three algorithms studied are presented in the Interaction Plots at Figure 5 after perform an Analysis of Variance (ANOVA).

Better performance was obtained by DCM. Data obtained follows a Normal distribution due to probability plot like normal distribution. Curves likeness to normal distribution was considered sufficient to perform ANOVA, as Anderson-Darling statistic was small (<4.99) and the p-value less than 0.005 (Figure 6).

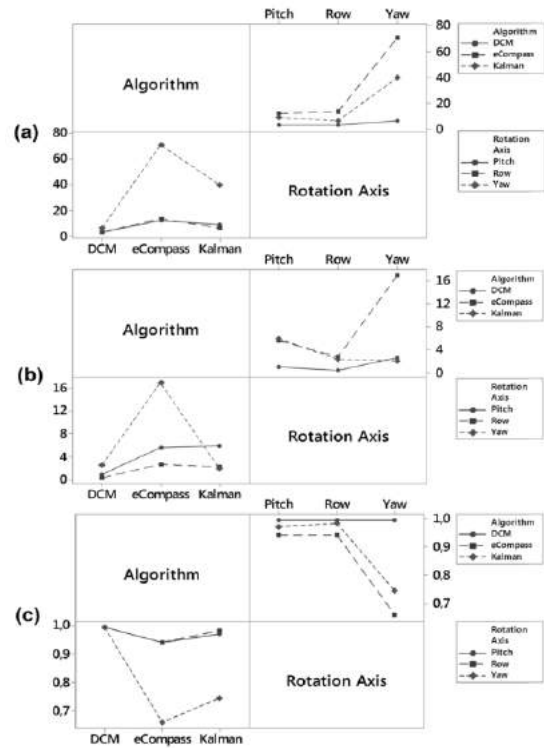


Figure 5: Interaction Plots for Algorithms and Rotation Axis factors, for features. (a) Angle RMS, (b) Mean Angle Error and (c) Angle Correlation.

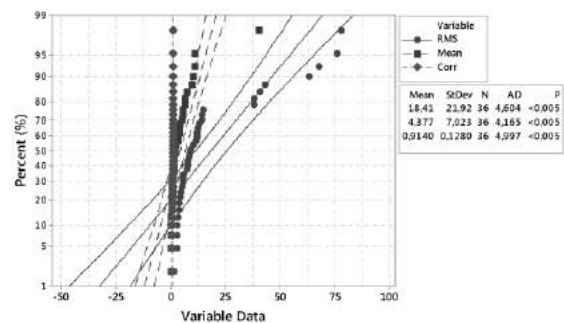


Figure 6: Probability Plot for RMS, Mean Angle Error and Angle Correlation datasets.

Algorithm and Rotation Axis factors resulted significant for RMS and Correlation features $p < 0.001$ and Algorithm Mean analysis was significant for $p < 0.05$, nor for Rotation Axis Mean $p > 0.05$. However, as the tests performed were evaluated for transition points on axes, the results of the eCompass algorithm were not good (high RMS and Error Mean values and low Correlation). In consequence, the Kalman filter results were also inferior to the results of DCM algorithm. DCM correlation was always high, presenting a low and stable RMS and Mean values for all the rotation angles. Yaw tests verified the presence of noise in the magnetometer signal ArduIMU approaching the Xsens (possible interference between the systems). Thus, this fact does not influence the findings of the experiment, as in the other axes (Row and Pitch) the difference between the ArduIMU and Xsens were high and did not suffer from such noise. This reinforces the

improvement provided by the Kalman algorithm when exposed to a noisy input. To improve the comparison of the algorithms and to isolate this problem, new testing was done using only developed Yaw inertial unit and DCM algorithm as reference. The results presented a high difference between the algorithms, being significant for RMS and Correlation features, $p < 0.001$. Average error for Row remained between the values of 0.06° and 0.52° and Pitch between 0.12° and 1.67° , approaching the studies of Martínez-Solis et al. 2014, where the average error was 0.75° [14]. Maintaining its correlation in Row and Pitch over 0.97 compared to the reference system and its maximum RMS error 5.09° (Row), system resembles the Djurić-Jovičić et al. 2011 studies, which error in RMS was 6.00° and Correlation was 0.97 (when comparing with reference system) [15]. System was also close to Kun et al. 2011 [4], where the error in RMS was among 0.92° and 4.13° , with close correlation of 0.97, while the developed system provided the RMS errors in Row between the values of 1.60° and 5.09° and Pitch between 2.88° and 3.72° . Comparing the best results found, with errors in RMS of $X=1.60^\circ$, $Y=2.88^\circ$ and $Z=4.58^\circ$, the results were close to To and Mahfouz 2012, with results of $X=3.86^\circ$, $Y=4.51^\circ$ and $Z=4.09^\circ$, also close to others researchers and applicable in biomechanical human tests [16].

Conclusion

The development of a system for the study of human movement using wireless modules with inertial sensors as well as a virtual model of the human body that allows visualization of the movement generated was successfully achieved. A wireless sensor network using the XBee transceivers in shape of a star network was created. The attitude of each member was calculated by merging the information from sensors tested at present work (DCM, eCompass and Kalman) and remarking the DCM algorithm as the best choice.

Acknowledgements

This research was supported by the Project: 457671/2013-0 – Inertial sensors and Virtual Reality as Support System for Postural Rehabilitation of CNPq.

References

- [1] Saber-Sheikh K, Bryant EC, Glazzard C, et al. Feasibility of using inertial sensors to assess human movement, *Manual therapy*. 2010; 15 (1). p. 122-5.
- [2] Altun K, Barshan B, Tunçel O. Comparative study on classifying human activities with miniature inertial and magnetic sensors, *Pattern Recognition*. 2010; 43 (10). p. 3605-20.
- [3] Ketteringham LP, Western DG, Neild SA, et al. Inverse dynamics modelling of upper-limb tremor, with cross-correlation analysis, *Health. Technol. Lett.* 2014; 1 (2). p. 59-63.
- [4] Premerlani W, Bizard P. Direction Cosine Matrix IMU: Theory, DIY DRONE: USA. Tech. Rep. 2009 May. p. 1-30.
- [5] Chaturvedi N, Sanyal AK, McClamroch NH. Rigid-body attitude control, *Control Systems, IEEE*. 2011; 31 (3). p. 30-51.
- [6] Joshi SM, Kelkar AG, Wen JT-Y. Robust attitude stabilization of spacecraft using nonlinear quaternion feedback, *IEEE Trans. Autom. Control*. 1995; 40 (10). p. 1800–3.
- [7] Forbes J.R. Direction-cosine-matrix-based attitude control subject to actuator saturation, *Control Theory & Applications, IET*. 2015; 9 (11). p. 1653-61.
- [8] Ailneni S, Kashyap SK, Kumar NS. Real time sensor fusion for micro aerial vehicles using low cost systems. In: 2015 10th Asian Control Conference (ASCC); 2015 May. p. 1-6.
- [9] Tanaka T, Mizunaga H. Development of Measuring Instruments for Fluid Flow Electromagnetic Method to Monitor Geothermal Fluid Flow. In: *Proceedings World Geothermal Congress 2015*. Melbourne, Australia; 2015 April. p. 1-7.
- [10] Ozyagcilar T. Implementing a tilt-compensated eCompass using accelerometer and magnetometer sensors, *Freescale semiconductor, Application Note AN4248, Rev. 3*; 2012 January.
- [11] Sabatelli S, Sechi F, Fanucci L, et al. A sensor fusion algorithm for an integrated angular position estimation with inertial measurement units. In: *Design, Automation & Test in Europe Conference & Exhibition (DATE)*; Grenoble, France; 2011 March. p. 1-4.
- [12] Kim P. Kalman Filter for Beginners: With MATLAB Examples, A-JIN Publishing Company, 2010, CreateSpace edn. 2011.
- [13] Zihajehzadeh S, Loh D, Lee M, et al. A cascaded two-step Kalman filter for estimation of human body segment orientation using MEMS-IMU. In: 2014 36th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC); Chicago, USA; 2014 August. p. 6270-3.
- [14] Martínez-Solís F, Claudio-Sánchez A, Rodríguez-Lelis JM, et al. A portable system with sample rate of 250 Hz for characterization of knee and hip angles in the sagittal plane during gait, *Biomedical engineering online*. 2014; 13 (1). p. 13-34.
- [15] Djurić-Jovičić MD, Jovičić NS, Popović DB. Kinematics of gait: new method for angle estimation based on accelerometers, *Sensors*. 2011; 11 (11). p. 10571-85.
- [16] To G, Mahfouz M.R. Design of wireless inertial trackers for human joint motion analysis, In: 2012 IEEE Topical Conference on Biomedical Wireless Technologies, Networks, and Sensing Systems (BioWireless); California, USA; 2012 January. p. 49-52.

CONTROLE DA POSIÇÃO DA PERNA UTILIZANDO CONTROLADOR LQG/LTR

S. F. S. Mendes*, R. F. Kozan*, C. F. de Paula*, R. A. Jerônimo*, L. H. V. Felão**, M. A. A. Sanches**, R. T. Gouveia**, A. A. Carvalho**

*Universidade Federal de Itajubá, UNIFEI, *Campus Itabira*, Itabira, Brasil

**Universidade Estadual Paulista, “Júlio de Mesquita Filho”, Faculdade de Engenharia, Campus de Ilha Solteira.

e-mail: sam.filipe92@gmail.com

Resumo: A lesão medular espinhal é um dos mais graves acometimentos que pode afetar o ser humano, causando-lhe transtornos físicos, psicológicos e sociais. A Estimulação Elétrica Funcional (FES) vem sendo altamente aplicada no auxílio do reestabelecimento de funções motoras. O presente trabalho visa propor uma plataforma de controle da posição da perna utilizando FES em malha fechada e um controlador robusto LQG/LTR. O processo de desenvolvimento do controlador foi dividido entre a identificação do modelo matemático muscular, a definição dos modelos nominal e real, a modelagem das incertezas, considerações e ponderações a cerca da recuperação do Filtro de Kalman e análise das propriedades de robustez para validação do controlador proposto.

Palavras-chave: LQG/LTR, FES, Perna, Robustez.

Abstract: *Spinal cord injury is one of the worst bouts that can affect humans, causing them physical, psychological and social disorders. The Functional Electrical Stimulation (FES) has been highly applied in the reestablishment of the aid of motor functions. This paper aims to propose a leg position control platform using FES closed loop controller LQG/LTR. The controller development process was partitioned between identification muscle mathematical model, the definition of the nominal and real models, modeling the uncertainty considerations and weights about the recovery of the Kalman Filter and analyzing the robustness properties for validation the proposed controller*

Keywords: LQG/LTR, FES, Leg, Robustness.

Introdução

O estudo do controle do movimento de pacientes paraplégicos com o uso de estimulação elétrica neuromuscular é um assunto relevante na engenharia de reabilitação, onde a reabilitação utilizando Estimulação Elétrica Funcional (FES – *Functional Electrical Stimulation*) aplicada através de controle em malha fechada é utilizada como uma forma de tratamento que utiliza a corrente elétrica para provocar a contração de músculos [1].

Utilizando controladores de malha fechada, os parâmetros do sinal de estimulação elétrica podem ser

ajustados [2], propiciando um melhor controle dos movimentos e retardando a fadiga dos músculos envolvidos no processo [3].

Por meio da FES, alguns pacientes que perderam as funções motoras, mas que apresentam nervos periféricos intactos, tem chances de recuperar ou melhorar os movimentos perdidos [4]. Há alguns casos de pacientes que recuperaram a sensibilidade e o movimento dos membros paralisados após sessões de estimulação neuromuscular [3].

O presente trabalho visa contribuir com a proposta de um controlador para aplicação de FES, com controle em malha fechada da posição da perna. O controlador desenvolvido foi o Linear Quadrático Gaussiano via Princípio da Recuperação da Malha (LQG/LTR), para que se tenha um controle robusto com relação às incertezas do modelo matemático muscular.

Materiais e métodos

Modelo Matemático do Músculo – Dentre as etapas para a geração do estímulo, é no estágio de geração que são definidos os parâmetros desejados da forma de onda a ser aplicada ao músculo. É o principal estágio de um estimulador elétrico neuromuscular funcional [4].

Law e Shields [5] propuseram uma equação diferencial de segunda ordem para prever a força muscular $f(t)$ decorrente da aplicação de um trem de pulsos de estimulação $r(t)$ na entrada [3]. A representação deste modelo aproximado é apresentada na equação 1, onde o coeficiente β é o ganho estático do sistema, ζ o coeficiente de amortecimento e ω_n a frequência natural.

$$\frac{d^2f(t)}{dt^2} + 2\omega_n\zeta \frac{df(t)}{dt} + \omega_n^2 f(t) = \beta\omega_n^2 r(t) \quad (1)$$

Os parâmetros da equação (1) não possuem significado físico, mas podem ser relacionados com coeficientes da teoria de sistema linear de segunda ordem.

Neste trabalho, adotou-se o modelo de segunda ordem (1), considerando a relação do trem de pulsos de estimulação aplicado com o deslocamento angular da perna, uma vez que dentro do estudo do movimento

para posteriores trabalhos envolvendo a geração de marcha, faz-se necessário o controle de posição.

Obter um modelo satisfatório é importante no processo da FES, pois para que o controle seja bem sucedido é necessário que o modelo matemático consiga descrever com certo rigor a dinâmica envolvida. Embora existam outros modelos que descrevem a relação entre um estímulo e a resposta obtida no músculo no trabalho realizado por Law e Shields [5] o modelo obtido é mais simples e apresentou resultados equivalentes a modelos não lineares já propostos.

Controle LQG/LTR – O problema de otimização LQG consiste em determinar as matrizes de ganhos K_C do Regulador Linear Quadrático (LQR – *Linear Quadratic Regulator*) e K_F e do Filtro de Kalman-Bucy (FKB), de maneira a minimizar a função de custo LQG.

Tanto o LQR quanto o FKB possuem boas propriedades de robustez isoladamente, porém, a união dos dois resulta em degradação destas propriedades, de modo que no LQG elas não são garantidas [6].

O Princípio da Recuperação da Malha (*Loop Transfer Recovery - LTR*) foi desenvolvido originalmente por Kwakernaak [7] e Doyle and Stein [8]. Este consiste em um procedimento sistemático para a aplicação do controle LQG que permite recuperar as propriedades dinâmicas do FKB como comportamento global da malha de controle [9].

A função de transferência do controlador LQG/LTR segue descrita em (2) onde $K(s)$ é a função de transferência do controlador, s é o operador de Laplace, I é uma matriz identidade com a mesma dimensão da matriz A e A , B , C , e D são as matrizes do sistema representado em variáveis de estado.

$$K(s) = K_C(sI - A + BK_C + K_FC)^{-1}K_F \quad (2)$$

Pelo princípio da separação, o problema LQG pode ser dividido entre encontrar primeiro a matriz de ganhos K_C do LQR e a matriz de ganhos K_F do FKB

$$K_C = \rho^{-2}B^T X \quad (3)$$

$$K_F = \mu^{-2}Y C^T \quad (4)$$

Onde X e Y são as matrizes simétricas obtidas através da solução das seguintes Equações Algébricas de Riccati Generalizadas

$$A^T X + XA - \rho^{-2}XBB^T X + H^T H = 0 \quad (5)$$

$$Y A^T + AY - \mu^{-2}Y C^T C Y + LL^T = 0 \quad (6)$$

No controle LQG/LTR os parâmetros H , L , ρ e μ são designados como um meio para um fim, sem interpretações físicas [8]. Tais parâmetros são o meio utilizado para que sejam utilizadas as propriedades de *loop shaping* com as quais são delimitadas as curvas de sensibilidade e rastreamento.

Para a aplicação do Princípio de Recuperação da Malha, é necessário que o sistema seja quadrado, de fase-mínima, controlável e observável. Se tais condições são respeitadas, então fazendo-se $H = C$ e $\rho \rightarrow 0^+$,

então a malha aberta $G(s)K(s)$, onde $G(s)$ é a planta e $K(s)$ é o controlador, tende ao FKB [9].

$$\lim_{\rho \rightarrow 0^+} G(s)K(s) = C(sI - A)^{-1}K_F \quad (7)$$

Sendo assim, uma vez que a malha tende ao FKB, suas propriedades de robustez são recuperadas.

Resultados e Discussão

Identificação do Modelo Matemático – Para o desenvolvimento deste trabalho, utilizou-se os dados de um teste realizado em 4 de julho de 2015 na UNESP – Ilha Solteira, onde foram coletados dados de 10 testes consecutivos em um indivíduo do sexo masculino, com 24 anos de idade, hígido e que pratica exercícios regularmente.

Os testes realizados com voluntários foram autorizados e aprovados por meio do parecer favorável 775.310 do projeto de pesquisa CAAE 15283613.0.0000.5402 intitulado “Equipamentos para promoção de melhor qualidade de vida de pessoas com deficiência motora”, emitido pelo Conselho Nacional de Ética em Pesquisa (CONEP), em que parte dos autores deste trabalho são pesquisadores vinculados.

Para a coleta dos dados, aplicou-se um sinal de estimulação bifásico, simétrico e equilibrado com frequência fixa de 50Hz e amplitude de 120mA aumentando a largura de pulso gradualmente até que se tenha uma variação da posição da perna superior a 40° com relação a posição de descasando, na qual a perna se encontra perpendicular a coxa, tomando este ponto como 0°. As respostas obtidas com os 10 testes seguem na Figura 1

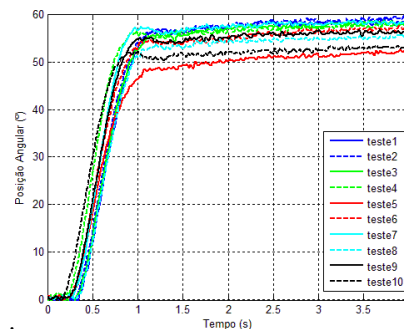


Figura 1 – Resposta dos Testes Realizados

Considerou-se apenas as respostas com maior e menor amplitude durante os 10 testes, neste caso os testes 1 e 5. Tal medida foi tomada para que o controlador seja projetado considerando incertezas entre estes resultados.

Tomando-se o teste 5, que apresenta menor amplitude final da resposta, e realizando uma simplificação no mesmo, desconsiderando o atraso presente, utilizou-se o *System Identification Toolbox* do software MATLAB da *Mathworks* para realizar a identificação de um modelo de segunda ordem. Na Figura 2, observa-se a resposta do sistema modelado a uma entrada equivalente à aplicada no teste.

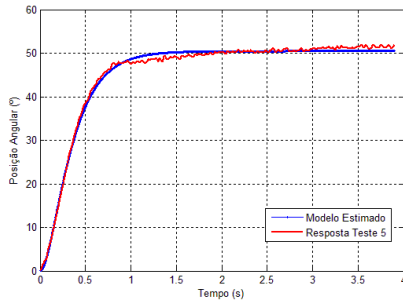


Figura 2 – Identificação para Teste 5

Através da identificação, obteve-se o modelo em função de transferência apresentado na equação (8).

$$G_N(s) = \frac{8061}{s^2 + 11.97s + 31.95} \quad (8)$$

O modelo obtido apresentou correlação de 93.03%, erro de predição (FPE) de 0.6252 e erro quadrático médio (MSE) de 0.6237

Para o teste 1 (de maior amplitude) a identificação foi realizada considerando a resposta com atraso, para obter um modelo mais próximo da realidade. Na Figura 3 observa-se o resultado obtido pela modelagem.

Na equação (9), está representado o melhor modelo obtido dentre os propostos de segunda e terceira ordem: um sistema de terceira ordem com *delay* e um zero.

$$G_R(s) = \frac{-2330s + 24630}{s^3 + 7.801s^2 + 45.36s + 84.67} e^{-0.06s} \quad (9)$$

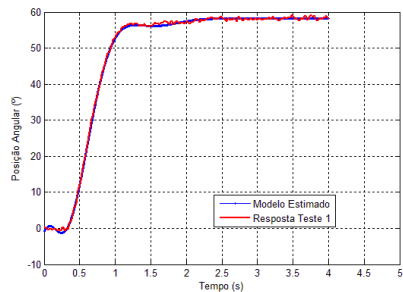


Figura 3 – Identificação para Teste 1

O modelo obtido apresentou correlação 97.81%, FPE de 1.281 e MSE de 1.274.

A escolha dos testes realizados foi tomada para que o controle apresente robustez para respostas dentro deste intervalo de variação entre os testes, bem como para variações entre a simplificação efetuada no modelo nominal e as considerações do modelo real.

Projeto do Controlador – Para realizar o projeto do controlador, considerou-se o modelo em (8) a planta nominal (G_N) e o modelo em (9) a planta “real” (G_R).

Como o modelo em (9) apresenta um atraso, é necessário realizar uma aproximação para representar este atraso. Para tal, utilizou-se a Aproximação de Pade de primeira ordem, obtendo assim o modelo representado em (10).

$$G_R(s) = \frac{-2330s^2 - 102300s + 821100}{s^4 + 41.13s^3 + 305.4s^2 + 1597s + 2822} \quad (10)$$

A partir de G_N e G_R é possível modelar as incertezas do modelo. Para os modelos adotados, a incerteza multiplicativa é

$$W_M = \frac{s^4 + 70.84s^3 + 485.4s^2 + 1173s - 1181}{s^4 + 41.13s^3 + 305.4s^2 + 1597s + 2822} \quad (11)$$

O modelo nominal é estável em malha aberta, com polos $s_{1,2} = -5.985 \pm j0.3602$.

Para que o sistema apresente erro nulo para uma entrada degrau, é adicionado um polo na origem em G_N através da expansão por polos na origem na representação do sistema em variáveis de estado.

Sendo o sistema (modelo nominal) quadrado (é SISO), de fase-mínima, controlável e observável, a malha objetivo (FKB) foi definida com os seguintes parâmetros:

$$L = \begin{bmatrix} 0.001 \\ 0 \\ 0 \end{bmatrix} \quad \mu = 0.1 \quad (12)$$

Os parâmetros da malha objetivo (FKB) foram ajustados de maneira a se obter na resposta ao degrau com 0% de *overshoot* e um tempo de acomodação entre 1,5 a 2 segundos. Para a recuperação da malha objetivo, o parâmetro ρ foi ajustado para $\rho = 0.0001$ de maneira a garantir uma recuperação da malha objetivo adequada.

Através dos ganhos obtidos, tem-se então o controlador representado em função de transferência (12) e a resposta a um degrau de 40° na Figura 4.

$$K(s) = \frac{s^2 + 12,86s + 44,3}{s^3 + 865,8s^2 + 3,748 \times 10^5s + 8,129 \times 10^7} \quad (12)$$

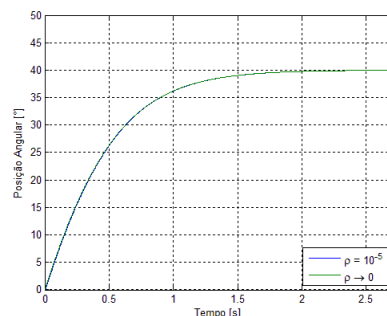


Figura 4 – Resposta do Sistema Controlado x Resposta Malha Objetivo

Na Figura 4 é possível observar que as respostas para a malha objetivo e a malha real são muito próximas, indicando que houve, de fato, a recuperação da malha objetivo.

Desempenho Nominal – No caso do controle LQG/LTR, as seguintes propriedades de desempenho são garantidas:

$$\bar{\sigma}(S(j\omega)) < 1, \forall \omega \quad (13a)$$

$$\bar{\sigma}(S(j\omega)) < \frac{\mu}{\bar{\sigma}(C(j\omega I - A)^{-1}L)}, \forall \omega \quad (13b)$$

onde $\bar{\sigma}$ denota módulo do maior valor singular. Através das equações (13) tem-se que para todas as

freqüências, a curva de sensibilidade deve estar abaixo da curva limitante de desempenho. Os valores para sensibilidade e o limitante são apresentados na Figura 5.

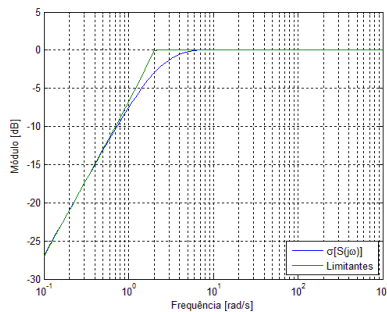


Figura 5 – Sensibilidade do Sistema Controlado

Através da Figura 5 é possível observar que o resultado apresentou-se satisfatório, garantindo assim o desempenho nominal do sistema.

Estabilidade Robusta – Para que o sistema apresente estabilidade robusta, é necessário que, pelo teorema do ganho pequeno, o sistema controlado cumpra o seguinte critério

$$\bar{\sigma}(T(j\omega)) < \frac{1}{\bar{\sigma}(W_M(j\omega))}, \forall \omega \quad (14)$$

Através da equação (14) tem-se que para todas as freqüências, a curva de rastreamento deve estar abaixo da curva limite formada pelo inverso dos valores singulares da incerteza multiplicativa. Na Figura 6 são apresentados os valores para rastreamento e os limitantes da malha objetivo e do inverso da incerteza multiplicativa.

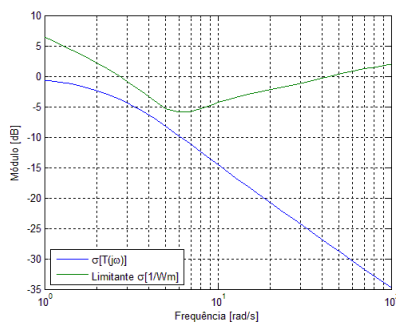


Figura 6 – Rastreamento do Sistema Controlado

Através da Figura 6 é possível observar que a curva de rastreamento do sistema encontra-se abaixo dos limitantes da malha objetivo e do inverso da incerteza multiplicativa. Sendo assim, para o sistema projetado fica garantida a estabilidade robusta.

Conclusão

A utilização da técnica de controle robusto LQG/LTR, ao considerar certo grau de incerteza quanto a modelagem do sistema, consegue suprir parte das variações que podem ocorrer na planta, onde, garantindo-se as propriedades de robustez, é possível controlar o sistema sujeito às variações dentro da faixa de incertezas.

Através dos critérios estabelecidos para a modelagem da planta nominal, da planta real, das incertezas do modelo e das ponderações de desempenho, mantendo-se as propriedades de robustez, onde foi possível garantir a estabilidade robusta, de modo que para a faixa de incertezas proposta o controle será sempre estável.

Tendo comprovado a viabilidade do controle proposto, será implementado um algoritmo para realizar a aplicação de FES com este controle em voluntários hígidos e posteriormente em voluntários paraplégicos.

Agradecimentos

Os autores deste trabalho agradecem ao apoio financeiro recebido pela FAPEMIG e à UNIFEI *Campus Itabira* pelo suporte.

Referências

- [1] Oliveira, TC et al. Controle LQR Aplicado ao Movimento da Articulação do Joelho de Pacientes Paraplégicos. Seminário: Ciência Exatas e Tecnológicas. Londrina. v. 35, n. 2, p. 231-246. Jul/Dez 2014. 10.5433/1679-0375.2014v35n2p231. Londrina, 2014.
- [2] Crago, PE, Peckham, PH; Thrope, GB. Modulation of muscle force by recruitment during intramuscular stimulation. IEEE Transactions on Biomedical Engineering, Piscataway, v. 27, n. 12, p. 679-684, 1980.
- [3] Kozan, RF. Controle da posição da perna de um voluntário utilizando um controlador PID. 2012. Dissertação (Mestrado) — Universidade Estadual Paulista "Júlio de Mesquita Filho", Ilha Solteira, 2012.
- [4] Faria, UC. Implementação de um sistema de geração de marcha para pacientes com lesões medulares. 2006. Tese (Doutorado em Engenharia Elétrica) - Faculdade de Engenharia, Universidade Estadual, Ilha Solteira, 2006.
- [5] Law, LAF, Shields, RK. Predicting human chronically paralyzed muscle force. Journal of Applied Physiology, Bethesda, v. 100, n. 3, p. 1027–1036, Nov. 2006.
- [6] Brito, JGF. Controle Robusto LQG/LTR Com Recuperação do Ganho da Malha de Transferência. 2006. Dissertação (Mestrado) — Universidade Federal do Maranhão, São Luís, 2006.
- [7] Kwakernaak, H. Optimal low sensitivity linear feedback systems, Automatica 5: 279-286. 1969.
- [8] Doyle, JC, Stein, G. Multivariable feedback design: Concepts for a classical/modern synthesis, IEEE Transactions on Automatic Control 24: 4-16. 1981.
- [9] Guaracy, FHD, Silva, DLF, Ferreira, LHC. Sobre a Expansão da Dinâmica de uma Planta Por Integradores no Controle LQG/LTR em Tempo Discreto. In: XX Congresso Brasileiro de Automática. 2014. Belo Horizonte. Anais...Belo Horizonte. 2014.

DATA ACQUISITION FOR THE ANALYSIS OF TEMPOROMANDIBULAR DYSFUNCTION

T. L. Amaral*, D. N. Lima*, A. S. F. Ribas*, D. O. Costa*, P. A. U. Abreu*, S. S. R. F. Rosa*,
*Laboratório de Engenharia e Biomaterial, BioEngLab® – FGA – Campus Gama, Universidade de
Brasília, Brasília, Brasil.
e-mail: thiagolopesamaral@gmail.com

Abstract: Temporomandibular dysfunction (TMD) is a cluster of disorders affecting the temporomandibular joint (TMJ) and muscles on the facial area. Thus, the present work aims to develop a device that uses biofeedback to warn the patient about an involuntary bite. For this first prototype, a force sensitive resistor was incorporated in an occlusal splint made of latex that is a biomaterial with growing use in medical applications. For the matter of characterization, thermic analysis were carried out on the latex splint and the sensor IxV curves were observed. For the analysis of the facial muscles, signals from electromyography were collected and studied. The prototype was presented with the expected functionality, low price and low complexity. In order to achieve a better effectiveness in electromyography analysis, it is necessary to carry out tests in a larger sample of individuals during the treatment.

Keywords: mathematical modeling; dysfunction temporomandibular; identification computing.

Introduction

The masticatory system is a functional unit composed by the teeth and their supporting structures, jaws, temporomandibular joints (TMJ), muscles jaw, lips, tongue and the vascular and nervous systems supplying these tissues [1]. The TMJ is characterize as a ginglymoarthrodial joint because it provides rotational and translational movements, which are performed by the jaw during chewing. The rotation is given by the spin of the condyle - the rounded end of the jaw - around its own axis.

Sleep bruxism is characterized by excessive jaw clenching, pressing the upper teeth against the lower and grinding the teeth involuntarily or semi-involuntary. The resulting activity of the masticatory muscles in these disorders can be analyzed through electromyography (EMG), a noninvasive method that uses surface bipolar electrodes for obtaining the signals of interest.

The use of resilient materials for producing occlusal splints is a common practice in dentistry, usually they are made of rubber. The natural latex, for instance, is extracted from the seringueira tree, *Hevea brasiliensis*, and may be used to obtain rubber through a vulcanization process. Furthermore, studies indicate that its use as a biomaterial (defined as any natural or synthetic substance that can be used as a treatment to replace part of a living system or to work in close contact with living tissue) has good performance due to its biocompatibility and biofunctionality [2,3].

Therefore, this work aims to develop an orthodontic prototype for the treatment of patients with dental clenching during the day (awake bruxism). This device will be responsible for detecting the pressure of an eventual bite and thereafter returning a feedback to the patient, so he/she will be aware of the habit and will be able to avoid it. Thus, a force sensitive resistor (FSR), which is a sensor that varies its resistance according to the pressure applied, was placed inside of a latex occlusal splint. In order to investigate the characteristics of this splint, a thermogravimetric analysis (TGA) and a differential scanning calorimetry (DSC) were carried out.

The module responsible for the feedback will be used as a necklace and will vibrate, blink a LED and beep every time a pressure is detected. With this device, it is believed that the pain caused by parafunctions may be monitored and reduced, bringing benefits for the treatment of TMD. Moreover, data collected from an EMG during clenching will be modelled and submitted to a dynamic analysis, so the prototype could be produced, characterized, adjusted and presented. In this context, the contribution of this paper is to develop a data collection system to TMD.

The proposed device works as follows: The patient will use in the mouth an intraoral splint, in which the pressure sensor will be incorporate. A standby circuit is activated when an involuntary bite occurs. In this way, the circuit behaves as a biofeedback, vibrating, blinking a LED and emitting a sound while the pressure is applied. Hence, the patient has a way to recognize and avoid the unconscious habit.

Materials and methods

The methods and materials section was divided into three parts. The first deals with the preparation and characterization of the occlusal splint where the sensor is fixed. The second part refers to the implementation of detection and warning system. Finally, in the last part the electromyography signals are analysed.

Occlusal Splint:

MATERIALS - In order to prepare the occlusal splint, it was used: 75ml of 15% potassium alginate in powder - for the negative mold; 300 ml of calcium sulfate hemihydrate plaster - for the positive mold; Glass containers with a capacity of one liter for mixing the alginate/water and plaster/water; a flat plastic 15cm-spatula with wide base mixing; plastic dental impression tray for adding the mixture of alginate and obtaining the

negative mold; plastic bottles for powder and liquid measuring ; and digital clock with second-half precision.

METHODS - Firstly, the glassware, spatulas, trays and bottles were washed with running water and soap. Right after that, the material was dried at ambient temperature. As long the material has dried, latex was prepared. 250 ml of latex was added to a beaker of 1000 ml capacity. By using the spatula, a homogeneous mixture was obtained, what, later, was then stored in a place without incidence of light, and at room temperature (about 26°C).

ALGINATE NEGATIVE MOLD - The alginate was used to make the dental arch mold. This powder is commonly used in orthodontic procedures such as making dentures and orthodontic appliances. When mixed with water, it rapidly hardens, allowing the negative impression of the patient's teeth. For its preparation, a beaker was filled with 100ml of water, in which 75ml of alginate powder was slowly added, always stirring with a spatula.

PLASTER POSITIVE MOLD - After obtaining the alginate negative mold, plaster was used to make the positive mold of the dental arch. For its preparation, a beaker was filled with 100ml of water and 300ml of plaster powder was slowly added, stirring with a spatula until it formed a mixture with pasty texture, almost solid.

LATEX OCCLUSAL SPLINT - After finishing the dental cast and have waited for approximately one hour and twenty minutes the latex stands in a Petri dish, it was necessary to remove a skim of latex that will eventually appear on its surface. After that, the dental cast is dipped in the Petri dish containing latex until the desired height. Finally, the wet cast is stored in a place without incidence of light and at room temperature. The sensor fixing was performed in two steps. At first held vulcanization two latex layers in dental impression. Afterwards the sensors have been positioned in the molar teeth of the mold and immersed in latex.

Characterizations:

TGA is a technique used to monitor the weight change of a specimen when submitted to increasing temperature at rate constant. This analysis was carried out along with the DSC, which is used to detect physical or chemical changes resulting from heat flow. In these analyses, a simultaneous thermal analyser from TA Instruments, SDT Q600 model, was used; temperature ranges from ambient temperature up to 700°C, under N₂ atmosphere (50 ml.min⁻¹ flow), by using about 10 to 12mg of latex layer, and heating rate of 10°C min⁻¹ in an alumina crucible.

Acquisition System:

MATERIALS - To build the proposed circuit, the following materials were used: glossy paper for circuit printing; electric clothes iron to transfer the printed circuit from paper to 10 x 15cm copper board; iron perchlorate to the board etching; acetone for removing ink remaining after etching; hand held drill for drilling the board at all the positions of the through-hole components; 37% tin solder wire for attaching components to the board; varnish to prevent oxidation of

the printed circuit board (PCB); 555 integrated circuit (IC) from Texas Instruments; ON / OFF switch to turn on and off the device; J4 plug to load the circuit by an external 5 volt supply; vibracall motor phone; red high-brightness light emitting diode (LED); 5 volt buzzer; 3.7 volts rechargeable battery; 470 nF capacitor; 62, 100, 560, 1,8K, 180K Ohms resistors; plastic case for board protection; 40W soldering iron and FSR sensor.

THE CIRCUIT - In this first moment, the sensor force sensitive resistor (FSR), flexiforce 25 pounds model, is connected to the circuit through a ultra-wispy wire, with diameter of the 0,22 mm. In order to make the circuit smaller, it was built on PCB so that it could be placed inside a plastic case and be used by the patient like a necklace.

According with the components used and the connections made in the 555 IC, it is said to be in astable mode operation. This means that square wave pulses are generated at the output of the IC, allowing it to be used as an oscillator.

The pulses generated are used to activate the three elements responsible for warning the patient about a bite. The signal frequency is not important for motor or LED operation o, but the buzzer needs to generate sounds not uncomfortable for the patient, and in a range of audible frequency. Thus, the frequency to be generated by 555 IC was calculated by using the following equation:

$$f = \frac{1,45}{(R_1 + 2R_2) \times C} \quad (1)$$

A frequency of 8 Hz was chosen because it sounds more pleasant and not too high - at the point of not being heard by some patients. To ensure that the circuit will beep, with the time that the output remains at a high level equals to the time that it remains low, the following relation between the resistance values were chosen:

$$R_2 = 100R_1 \quad (2)$$

In order to ensure that the device will last longer and the patient will not have to change batteries periodically, a rechargeable high amperage battery (1200mAh) was used, along with a small circuit to accomplish this recharge. Thereby, if the user connects a 5V charger to the circuit jack connector, the battery will be recharged. This circuit was built to ensure that it will continue working normally while charging.

EMG ANALYSIS - The assessment of muscle activity was performed by electromyography recording of the left (LM) and right (RM) masseter. An electromyography Delsys Bagnoli-2 (DeLSYS Inc., Boston, MA, USA) was used for data acquisition, providing a gain of 1000V / V and band pass filtering at the frequencies of 20-450Hz. These signals were converted to the digital domain and interfaced to a computer with Windows XP operating system (Microsoft, USA) through an analog-digital converter board USB-6009 DAQ Device (National Instruments, USA) 14-bit resolution and sample rate of 48k samples/s. The LabView® software (National Instruments) was used to record the data in a text file so

they could be further processed by Matlab software (The MathWorks, Natick, MA, USA). Active surface electrodes used were a DE-2.1 EMG Sensor (DelSYS Inc., Boston, MA, USA).

They were positioned approximately 2cm from the angle of the jaw, in the medial portion of the muscle and in the anteroposterior direction, parallel to the muscle fibres. The Ag/Cl passive bipolar surface electrode (Meditrace 100 - Kendall, Chicopee, MA) was placed on the prominence region of the seventh cervical vertebra as a reference.

Recordings were simultaneous and bilateral, with both of the EMG channels corresponding to the muscles studied. Subjects were asked to remain sitting on a chair with back support, in upright posture, arms resting on the legs, feet (entirely) on a rubber floor, relaxed and with jaw parallel to the ground. This procedure can be seen in Figure 1.

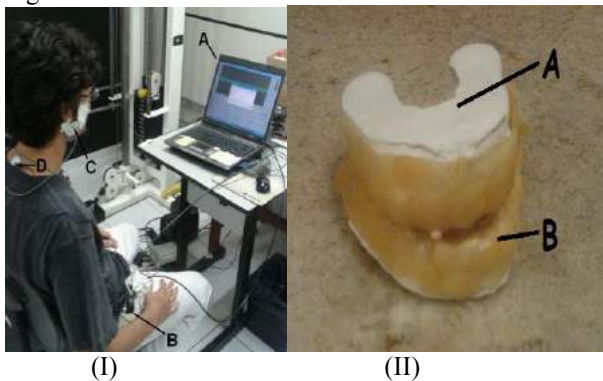


Figure 1. (I) Proceedings of acquisition of EMG signals. (A) computer for analysis and storage of the collected data. (B) Electromyograph Delsys. (C) electrode secured with tape. (D) electrode for reference located in the spine. (II) dental arch model with the latex mold. (A) positive mold in plaster. (B) plates made of latex.

Results

CHARACTERIZATION OF THE OCCLUSAL SPLINT: The splint obtained is shown in Figures 1 (B) and (C). It has presented a consistency similar to a conventional silicon splint, but more malleable. There was blistering in some areas, but no holes.

The results of the thermal analysis are shown in Figure 2 (I), obtained by the equipment used.

A weight loss of about 4% between 25 and 290°C can be observed in the TGA curve. Posterior, there is a significant loss, approximately 93.6%. In the end, it can be seen that the residue after complete degradation of the polymer is around 3%.

CIRCUIT FUNCTIONING - The average current consumption of the circuit is approximately 50mA, whereas the maximum value provided by the IC is 200mA.

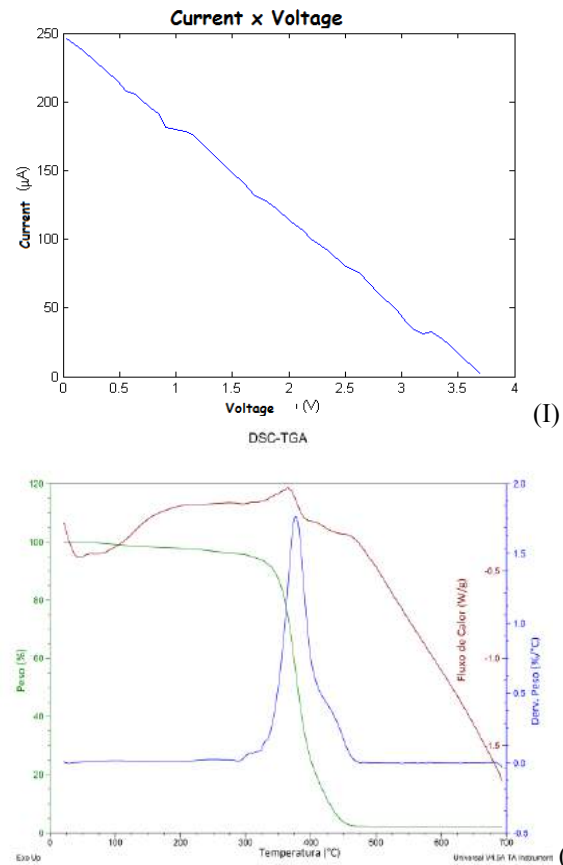


Figure 2. (I) Characteristic curve of FSR sensor used. At the first moment it presents an open circuit upon application of a pressure, its resistance decreases to the point that behaves as a short circuit. (II) Curves of results of DSC and TGA analyzes. TGA, in green, shows a decrease of 93.6% from 290°C, DTG, in blue, we have the variation of TGA, and DSC, in red, the positive peaks indicate an exothermic process.

To characterize and obtain the FSR curve, the circuit was implemented, so measurement of voltage and current on the sensor was possible. As a pressure variation on the sensor occurred, its current would increase and its voltage decrease [2]. Therefore, at first, the FSR were evaluated as an open circuit and a resistance exceeding 20MΩ was observed. An increase in the pressure on this sensor decreased its resistance, tending to zero. Hence, its voltage was also reduced and the current increased, behaving as a closed circuit. With the current and voltage data acquired using pressure variation, the characteristic curve from the FSR was obtained and it can be seen in Figure 2 (II).

The circuit was placed in a case with the following dimensions: 6.2cm length, 4.2cm width and 2.5cm height. As the device should not be used the whole time, there is an on/off switch to avoid battery waste.

MATHEMATICAL MODEL FROM SYSTEM IDENTIFICATION - The EMG signals used are shown in Figure 3 (I). Each window has a signal, with blue lines for RM and green lines for LM. Figure 3 (II) shows the 5 seconds clenching input signal (time domain, above) and the output corresponding to both EMG of right and left side. A simple average and normalization were applied to them. In Figure 3 (III), the period gram of the signals is

shown, providing an estimate of its power spectral density (PSD).

Accordingly, the area under the PSD curve within a certain frequency band provides the signal power in that interval. Figure 3 (IV) presents the frequency response graph of the signals through an empirical transfer function estimate (ETFE).

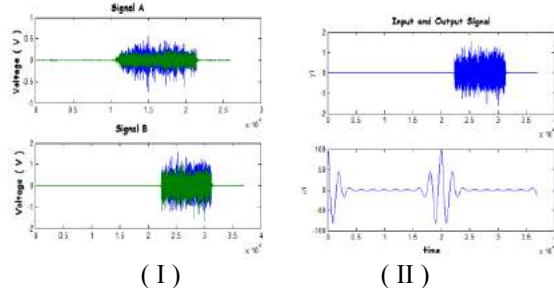


Figure 3. (I) EMG signals - each window is a signal (A and B), with the lines in blue to green to MD and ME. (II) Input signals for clenching, for 5 seconds, to collect output signal EMG for the left and right side.

The period gram is a non-parametric method for PSD estimation which becomes erratic as the number of signal samples increases. Therefore, other estimates are presented. In Figure 4 (I), a result using modified covariance method is shown. This parametric method tries to model the signal as an autoregressive (AR) model for estimating its parameters, always minimizing the prediction errors. Figure 4 (II) presents the results of a subspace method, which is based on the estimation of frequency components. It is noteworthy that such method, despite providing a good way to identify frequency components, does not represent a real estimate of the PSD. However, as it can be seen, these methods provide a smoother estimate of the PSD signal.

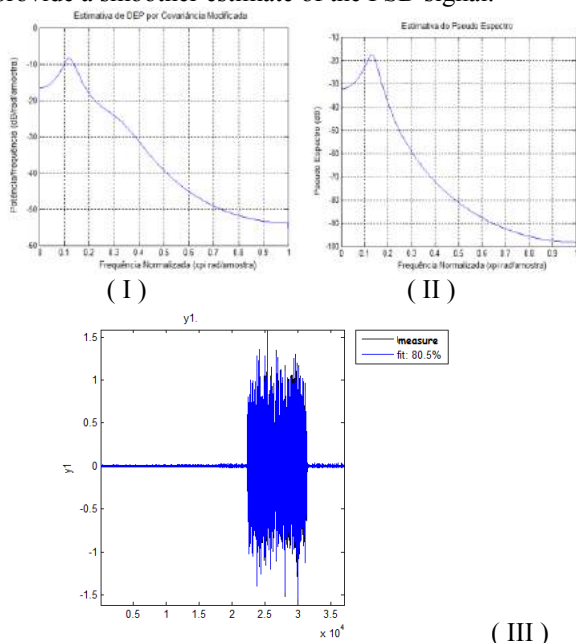


Figure 4. (I) Results for the parametric method modified covariance. (II) It was used a subspace method, which is based on the estimation of frequency components, these methods provide a smoother estimate of the signal CSP. (III) Output of the model obtained (in blue), compared with the actual measured data.

Discussion

As seen in Figure 2 (I), the TGA analysis between 25 and 290°C have shown low weight loss. This weight change was smooth, as seen in the low range variation in the DTA. This may occur due to heat treatment of the latex, wherein the low thermal stability of components could have evaporated or bonded to rubber particles more strongly. The fact that the latex used was bi-centrifuged also contributes to this behavior [4].

The endothermic peak, observed at the beginning of the DSC curve, can be used to determine the crystallization level of an elastomer (latex in the case). In this temperature range, the crystals begin to melt, providing important information on size and perfection level of the crystal and level of elastomer crystallinity.

The circuit presents low complexity, thus facilitating reproduction. Low consumption and a long lifetime, resulting from the battery used, were also observed. The fact that the circuit starts to vibrate when the battery is below a certain value can be used to indicate the moment when it should be recharged [5].

The latex splint, because of its flexibility, can be used without discomfort. It is believed that such solution will help the patient to be reeducated.

Acknowledgements

Laboratory of Engineering and Biomaterial (BioEngLab) at the University of Brasilia for supporting the implementation all the activities.

References

- [1] Ramfjord S, Ash MM. Oclusão. 3rd ed. Rio de Janeiro: Interamericana; 1984.
- [2] Rodrigues SS. Desenvolvimento de um sistema físico de controle de fluxo esofágico para o tratamento da obesidade [MSc dissertation]. Brasília: Universidade de Brasília; 2008.
- [3] Reis MC. Sistema Indutor de Neoformação Tecidual para Pé Diabético com Circuito Emissor de Luz de LEDs e Utilização do Látex Natural [MSc dissertation]. Brasília: Universidade de Brasília; 2013.
- [4] Reaz MBI, Hussain MS, Mohd-Yasin F. Techniques of EMG signal analysis: detection, processing, classification and applications. Biological Procedures Online. 2006; 8(1):11-35.
- [5] Tomacheski D, Barboza V, Fernandes M, Fernandes F. Disfunção têmporo-mandibular: Estudo introdutório visando estruturação de prontuário odontológico. Publicatio UEPG: Ciências Biológicas e da Saúde. 2009; 10(2):17-25.

DESENVOLVIMENTO DE UM DISPOSITIVO MICROCONTROLADO DE APOIO PARA USO DE *TABLET* POR PESSOAS COM TETRAPLEGIA

E.C. Guimarães*, F.L. Lopes** e M.E. Kunkel*

*Universidade Federal de São Paulo UNIFESP, São José dos Campos, Brasil

** Universidade Federal do ABC UFABC, Santo André, Brasil

e-mail: biomecanica.unifesp@gmail.com

Resumo: A tetraplegia é uma deficiência motora severa que leva à perda total ou parcial da sensibilidade e/ou movimento dos membros e tronco. O *tablet* é um dispositivo que pode auxiliar na reabilitação da pessoa com deficiência através de jogos e aplicativos. O tetraplégico em casos mais graves que só possui movimento de cabeça depende de uma pessoa para utilizar um *tablet*, pois precisa que ele seja posicionado no seu campo de visão. São disponíveis hoje dispositivos como braços robóticos que visam dar esse auxílio, porém possuem custos elevados ou necessitam de procedimentos invasivos. O objetivo deste projeto foi desenvolver um dispositivo de baixo custo para apoio de *tablet*, que possa ser controlado por uma pessoa com tetraplegia somente com movimentos de cabeça e pescoço. Tubos de policloreto de vinil (PVC) foram usados para a montagem da estrutura mecânica e o controle eletrônico foi feito com uma plataforma Arduino®. O dispositivo de baixo custo mostrou ótimo desempenho em testes funcionais, onde foi passível de ser controlado com apenas movimentos de cabeça e pescoço. O projeto possui alto potencial para ampliar a autonomia e independência da pessoa com tetraplegia.

Palavras-chave: Tetraplegia, tecnologia assistiva, Arduino®.

Abstract: *The quadriplegia is a severe motor disability that leads to total or partial loss of sensation and/or movement of the limbs and trunk. The tablet is a device that can assist in the rehabilitation of disabled people through games and applications. The quadriplegic in serious cases that only have head movement depends on a person to use a tablet because it needs it be placed in your field of vision. They are now available devices such as robotic arms that aim to give such aid, but have high costs or require invasive procedures. The aim of this project was to develop a low-cost device for tablet controlled by a person with tetraplegia only with head and neck movements. Polyvinyl chloride (PVC) was been used for the mechanical structure and the electronic control was made with an Arduino® platform. The low cost device showed great performance in functional tests. The device was easily controlled with only head and neck movements. The project has high potential to increase the autonomy and independence of people with quadriplegia.*

Keywords: *Quadriplegia, assistive technology, Arduino®.*

Introdução

A tetraplegia é caracterizada pela perda total ou parcial do movimento e/ou sensibilidade dos membros superiores, inferiores e tronco. Essa patologia é ocasionada por lesão medular, que pode ser traumática ou não [1]. As causas traumáticas mais comuns são por acidentes automobilísticos, arma de fogo, mergulho em águas rasas e queda, enquanto as não traumáticas são decorrentes de doenças hemorrágicas, tumores e infecções por vírus [2]. O comprometimento das funções do corpo depende da localização e extensão da lesão medular, graduada por meio da escala *American Spinal Injuries Association* (ASIA).

De acordo com o Instituto Brasileiro de Geografia e Estatística (IBGE), no Brasil há 13 milhões de pessoas com deficiência motora, dentre elas a tetraplegia [3]. Para Organização Mundial da Saúde (OMS), 3,8% da população mundial (190 milhões de pessoas) convive com uma deficiência severa, caracterizada por tetraplegia, depressão severa ou cegueira [2].

Indivíduos que adquirem a tetraplegia se tornam acamados ou dependentes de cadeira de rodas e passam a conviver com grandes mudanças. Essas mudanças causam incapacidades e limitam o uso de meios de comunicação, podendo gerar depressão, medo, ansiedade, entre outros [4]. O *tablet* é um computador ou dispositivo móvel utilizado para comunicação, entretenimento, educação, entre outros, que pode melhorar a capacidade de interação do tetraplégico com o mundo de modo geral. Este dispositivo tem sido usado em clínicas de terapia como meio alternativo de reabilitação e auxílio para diversas atividades da pessoa com deficiência (PcD). O uso do *tablet* pode aumentar a motivação, habilidades motoras e comunicação [4]. No entanto, para que um paciente acamado com tetraplegia consiga utilizar um dispositivo móvel se faz necessário o uso de um apoio. Tecnologia Assistiva é uma área que reúne produtos, práticas e serviços que promovam a funcionalidade e a participação da PcD, visando à sua autonomia, qualidade de vida e inclusão social. Para muitas pessoas, o uso de computadores representa parte essencial de sua vida profissional e pessoal, para lazer e trabalho. Nos dias atuais, a capacidade de usar um computador pode definir a diferença entre uma qualidade de vida boa ou uma vida limitada [5]. O objetivo deste estudo foi desenvolver um dispositivo de baixo custo de apoio para o uso de *tablet* por pessoas acamadas com tetraplegia.

Materiais e métodos

A metodologia a seguir foi adotada para o desenvolvimento de um dispositivo capaz de possibilitar o uso de um *tablet* por um tetraplégico acamado que possua pelo menos movimentos mínimos de cabeça e pescoço. Para isto, esse dispositivo deve oferecer uma estrutura que possa ser fixada em uma cama e ao mesmo tempo ser acionada e movimentada a partir de um comando dado pelo toque da cabeça do tetraplégico em uma chave. A partir desse acionamento, o *tablet* deve ficar posicionado na frente do rosto do tetraplégico de modo que ele possa ser visto e acionado com uma ponteira de boca ou outro sistema de reconhecimento de movimento para controle do cursor. Durante o acionamento da chave, o suporte deve realizar um movimento de rotação até que o *tablet* seja posicionado em frente ao usuário. Esse movimento de rotação é indicado na vista frontal do esboço, no qual o dispositivo é dividido em nove partes (Fig. 1).

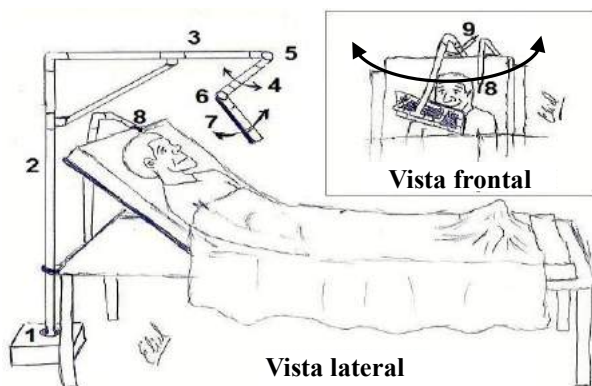


Figura 1: 1) Motor e circuito eletrônico; 2), 3) e 4) Hastes de policloreto de vinil (PVC); 5) e 6) Articulações de PVC; 7) Suporte para *tablete* em PVC e chapa de madeira *Medium Density Fiberboard* (MDF); 8) Chave de acionamento e 9) Chaves fim de curso.

Para a construção do dispositivo e realização de testes iniciais, considerou-se as dimensões de uma maca convencional de hospital, de aproximadamente 0,95m x 1,90m x 0,90m. Um dos autores do sexo masculino com altura de 1,76m que não possui deficiência simulou o posicionamento de uma pessoa com tetraplegia deitada na maca. Por medida de segurança, nesta fase da pesquisa, ainda não foram convocados voluntários tetraplégicos para a realização de testes com o dispositivo. Assim, para esta pesquisa não foi feita a submissão a um comitê de ética em pesquisa (CEP) já que os testes foram feitos com um dos autores. O suporte foi dimensionado para um *tablet* com tamanho de 9,6" modelo Samsung Galaxy Tab E (Samsung Eletrônica da Amazônia LTDA, Manaus, Brasil). A interface homem máquina entre o usuário e o *tablet* contou com a tela sensível do aparelho, acionada com o auxílio de uma caneta da mesma marca, apropriada para sensibilizar a tela. Foi feita uma adaptação na caneta com fita Adelbras 18mm (Adelbras Indústria e comércio de Adesivos LTDA, Vinhedo, Brasil) de modo que ela pu-

desse ser movimentada com a boca do usuário. A metodologia utilizada para a construção do dispositivo foi dividida em três etapas:

Estrutura mecânica – O material da estrutura foi constituído por tubos e conexões de PVC, fixados com parafusos e porcas. O PVC foi escolhido devido sua leveza, resistência mecânica e baixo custo. A espessura dos tubos e conexões foram de $\frac{3}{4}$ " e $\frac{1}{2}$ " da marca Amanco® (Amanco, São Paulo, Brasil).

Motorização – Para possibilitar o movimento de rotação do suporte para *tablet*, foi usado um motor DC modelo 12v FPG13082178 da marca Bosh (Bosh no Brasil, São Bernardo do Campo, Brasil) de eixo com engrenagem de 10 dentes (Fig.2).



Figura 2: Motor com engrenagem de 10 dentes utilizado para movimentar o dispositivo.

Para se conectar o motor ao tubo de PVC foi produzida uma bucha de resina para encaixar na engrenagem do motor. Para reproduzir o formato da engrenagem foi utilizada massa Alginato Dencrigel Tipo II - Dencril® (Dencril, Pirassununga, Brasil) que serviu como molde (Fig. 3a) para a produção de uma nova engrenagem (Fig. 3b) com o mesmo formato da original, utilizando a massa de modelar Soft - Acrilex® (Acrilex, São Bernardo do Campo, Brasil) na cor vermelha.

Utilizando a engrenagem de massa *soft* foi confeccionada a bucha de resina dentro da conexão de PVC. Em volta dessa conexão foi inserida massa *soft* para evitar o vazamento da resina (Fig. 3c). A resina líquida do tipo poliéster L120 Valglass (Valglass, São José dos Campos, Brasil) foi inserida dentro da conexão de PVC (Fig. 3d) com 10 gotas de catalizador da mesma marca. A bucha foi confeccionada utilizando a engrenagem de massa e não a engrenagem do motor para se evitar o risco de se danificar o mesmo.



Figura 3: Confeção de uma bucha de resina para acoplar a engrenagem do motor à conexão de PVC do dispositivo.

Controle eletrônico - O sistema eletrônico foi baseado na plataforma livre Arduino® Nano, que possui o microcontrolador ATmega328, com 14 pinos de entradas/saídas digitais, escolhido pelo baixo custo e tamanho reduzido. O sistema foi desenvolvido com três entradas e duas saídas digitais. Foram definidas como entradas as chaves S1 (acionada pelo usuário com a cabeça) e S2 e S3 que serviram como sinalização de fim de curso. As duas saídas foram programadas para controlar dois relés. De acordo com o acionamento dos relés o driver era acionado com o correto sentido de rotação do motor. A velocidade de rotação do mesmo foi ajustada por um potenciômetro na placa driver. Foi utilizado um circuito microcontrolado ao invés de um circuito discreto devido as vantagens de implementação da lógica por software (Fig. 4).

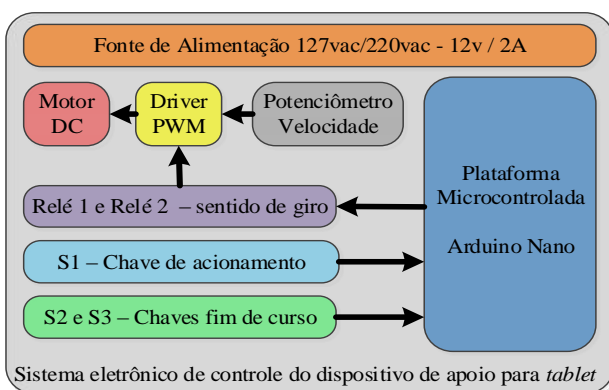


Figura 4: Diagrama em blocos do sistema eletrônico.

Resultados

O dispositivo para apoio de *tablet* foi montado utilizando-se tubo de PVC de $\frac{3}{4}$ " e $\frac{1}{2}$ ". Os tubos de menor espessura foram usados nas partes superiores, visíveis para o usuário, buscando um aspecto menos grosseiro. Foram necessários ajustes na angulação das articulações 5) e 6) de PVC (Fig. 1).

O método de confecção da bucha de resina obteve sucesso. A bucha confeccionada apresentou resistência mecânica suficiente para suportar o torque do motor girando e encaixe correto para a engrenagem do motor (Fig. 5). Foram inseridos parafusos com rosca soberba para evitar o deslizamento da resina dentro da conexão de PVC.



Figura 5: Bucha de resina desenvolvida para acoplar a conexão de PVC à engrenagem do motor DC.

A parte eletrônica foi acomodada dentro de uma caixa plástica, com aproximadamente 12 x 10 cm. Após a integração com o sistema mecânico foi necessário o ajuste da velocidade de rotação do motor através do potenciômetro. Depois de ajustada a velocidade, ela foi mantida fixa para a realização de testes.

O levantamento dos custos envolvendo os componentes mecânicos e eletrônicos necessários para a construção do dispositivo para uso de *tablet* por pessoas com tetraplegia resultou em R\$ 255,15 (Tabela 1). O *tablet* utilizado como referência para a montagem do protótipo custou R\$ 1.199,00.

Tabela 1: Custos de componentes utilizados para a montagem do protótipo.

Produto	Quantidade	Valor Unitário (R\$)	Valor Total (R\$)
1 metro de Cano PVC 3/4"	1	2,15	2,15
1 metro de Cano PVC 1/2"	3	1,90	5,70
Bucha de Redução	1	3,00	3,00
Cotovelo de PVC 1/2" 45°	2	1,00	2,00
Cotovelo de PVC 1/2" 90°	8	0,50	4,00
Tê de PVC 3/4"	7	0,80	5,60
100 gramas de Alginato	1	1,30	1,30
200 gramas de Massa de Modelar	1	2,30	2,30
100 gramas Resina Líquida	1	1,50	1,50
Arduino Nano	1	30,00	30,00
Placa Driver para Motor DC	1	50,00	50,00
Fonte 12v 2ª	1	22,00	22,00
Motor DC	1	80,00	80,00
Caixa plástica para circuito	1	7,00	7,00
Caixa de MDF para Motor	1	30,00	30,00
Placa de MDF para suporte <i>tablet</i>	1	3,00	3,00
Parafusos	16	0,35	5,60
TOTAL (R\$)			255,15

Foram realizados testes iniciais para se avaliar a funcionalidade do dispositivo desenvolvido. Um dos autores deste estudo, que não possui deficiência, ficou deitado em uma maca simulando um tetraplégico com a capacidade de realizar apenas movimento de cabeça e pescoço. Foram realizadas duas séries de testes. Para acionar o dispositivo de modo a posicionar o suporte para *tablet* na frente do seu rosto, o autor movimentava a cabeça levemente e fazia contato com a chave de controle pressionando a mesma durante o movimento do dispositivo. A posição desejada era alcançada no momento em que o autor deixava de fazer contato da sua cabeça com a chave de acionamento (Fig.1). Para fazer o dispositivo voltar para a posição inicial, ou seja, ficar atrás da maca, o autor pressionava novamente a chave com a cabeça de modo que o dispositivo se movimentasse até o limite de fim de curso. Este procedimento foi fácil de ser realizado pelo voluntário, mas após 20 tentativas houveram oito falhas (taxa de erro de 40%). A causa foi identificada como sendo uma falha eletrônica na chave de acionamento, o efeito *bouncing*. Para resolver este problema foi utilizada a técnica chamada *debounce* por *software*. Após o ajuste mencionado, foi realizada uma segunda bateria de testes, onde o procedimento anterior foi repetido. Na segunda bateria de testes a taxa de erro

diminuiu para 10%, sendo dois erros encontrados em 20 tentativas realizadas.

Discussão

Para a maioria dos usuários de computadores os meios de interface mais utilizados são o teclado, mouse e tela sensível ao toque. No entanto, digitar, clicar e tocar requerem um nível mínimo de habilidade e coordenação motora que é dependente de funções sensoriais e neuromotoras [5]. Entre os problemas ligados à tetraplegia se destacam a deficiência sensorial e motora. Por isso, essa patologia é um fator limitante para o uso de computador [6]. Em casos de tetraplegia onde o portador não pode sentar e permanece deitado restam poucas opções de comunicação, entretenimento, entre outros. Dispositivos de interação homem-máquina podem ser de grande ajuda nestes casos. São disponíveis hoje tecnologias que permitem a utilização de computadores sem o uso das mãos, através de comando de voz ou pelo reconhecimento do movimento dos olhos [7]. Entretanto, ainda assim, para usar um *tablet* o tetraplégico fica dependente de alguém para segurar ou posicionar o aparelho em plataformas fixas. Pesquisas indicam o desenvolvimento de braços robóticos que oferecem esse tipo de independência para tetraplégicos [8, 9, 10]. Porém, essas tecnologias possuem custos elevados e algumas vezes requerem procedimentos invasivos como é o caso do braço robótico acionado por interface cérebro-máquina [11].

Os testes realizados mostraram que é possível a construção de um dispositivo de baixo custo, para auxiliar o uso de *tablets* por pessoas acamadas, com tetraplegia severa. Através desse dispositivo estes indivíduos poderão interagir com outras pessoas em redes sociais, ler, estudar, assistir filmes, realizar ligações, se sentindo produtivos, aumentando dessa forma sua auto-estima e qualidade de vida. Apesar de existir uma limitação que é a necessidade de um terceiro para realizar a instalação e ajustes do suporte para *tablet* no primeiro uso, os resultados indicam que, após instalado, o dispositivo desenvolvido é passível de controle por tetraplégicos com autonomia, sem depender de terceiros.

Como etapa seguinte desta pesquisa será produzido um novo protótipo com aperfeiçoamento e testes funcionais mais criteriosos que viabilizem a submissão do projeto a um CEP para testes com voluntários tetraplégicos. Além disso, serão investigadas técnicas e *softwares* para uso do *tablet* aliado com o conceito de *smart-home* e IoT, que poderá ampliar o leque de possibilidades destas pessoas [12].

Conclusão

Um protótipo do dispositivo de apoio para uso de *tablet* por pessoas com tetraplegia foi desenvolvido e passou por testes funcionais. A metodologia proposta obteve sucesso para o desenvolvimento de um dispositivo de baixo custo, passível de replicação e de ser

controlado apenas com movimento de cabeça e pescoço, sem o auxílio de terceiros.

Agradecimentos

Ao Sr. José Geraldo do Porto Ayello pela doação de um *tablet*. À Sra. Helena dos Santos e EG Anatomia pela doação de material para a construção do protótipo. À CAPES pela bolsa de mestrado concedida.

Referências

- [1] Conceição MIG, Gimenes LS. Uso de biofeedback em paciente tetraplégica com sensação de membro fantasma. *Interação em Psicologia*. 2004; 8(1):123-128.
- [2] WHO. World report on disability. World Health Organization 2011: Geneva; 2011.
- [3] IBGE. Censo Demográfico 2010. 2012. Disponível em: <http://www.ibge.gov.br/>. Acesso em: 12 de mai. 2016.
- [4] Marchi JA, Silva RH, Mai LD. O cuidado domiciliar a indivíduo com tetraplegia: um relato de experiência. *Cienc Cuid Saúde*. 2012; 1(1):202-209.
- [5] França CR et al. Recursos de Acessibilidade para Educação Especial e Inclusiva dos Deficientes Motores. In: Simpósio Brasileiro de Informática na Educação; 2005 Nov 9-11; Juiz de Fora, 2005, p.1-10.
- [6] Medola FO et al. Experiences, Problems and Solutions in Computer Usage by Subjects with Tetraplegia. In *Design, User Experience, and Usability: Users and Interactions*. Springer International Publishing; 2015. p. 131-137.
- [7] Krein PF e Felber D. Uma arquitetura de software para ambientes domésticos baseados em visão computacional para auxílio a portadores de tetraplegia. *Revista Fema Gestão e Controladoria*. 2012:107-5.
- [8] Hairong J et al. 3D joystick for robotic arm control by individuals with high level spinal cord injuries. In: International Conference of IEEE in Rehabilitation Robotics; 2013 Jun 24-26; Seattle, WA, 2013, p. 1-5.
- [9] Hairong J et al. Integrated vision-based robotic arm interface for operators with upper limb mobility impairments. In: International Conference of IEEE in Rehabilitation Robotics; 2013 Jun 24-26; Seattle, WA, 2013, p. 1-6.
- [10] Kim D et al. How autonomy impacts performance and satisfaction: Results from a study with spinal cord injured subjects using an assistive robot. *IEEE Transactions on Systems, Man, and Cybernetics*. 2011. vol. 42, no. 1, pp. 2-14, Jan. 2012.
- [11] Christian K et al. Hand Shape Representations in the Human Posterior Parietal Cortex. *The Journal of Neuroscience*. Washington, 35 (46): 15466 –15476, 18 nov. 2015.
- [12] Panek P et al. Smart home applications for disabled persons-experiences and perspectives. In: Proceedings of the EIB Event 2001 (Munich, Alemanha. 2001). p. 71-80.

DESENVOLVIMENTO E APLICAÇÃO DE NOVAS CONFIGURAÇÕES DE ELETRODOS PARA AVALIAÇÃO DE FIBRAS SENSORIAIS PERIFÉRICAS

SOUZA, B.J.*, INFANTOSI, A.F.C.* TIERRA-CRIOLLO, C.J.*

* Universidade Federal do Rio de Janeiro, Rio de Janeiro, Brasil
e-mail: Souza.bj@peb.ufrj.br

Resumo: Neuropatias podem afetar as fibras sensoriais periféricas de diferentes maneiras, como na lesão de nervo derivada do *Diabetes mellitus* e da Hanseníase. Desta maneira, avaliar as fibras acometidas especificamente é muito importante para o diagnóstico precoce das mesmas. Corrente senoidal na frequência de 3.000 Hz pode estimular as fibras grossas (A β), enquanto frequências baixas (250, 5 e 1 Hz) as fibras mais finas (A δ e C), sendo a neuroseletividade ainda discutida. O objetivo deste trabalho foi investigar diferentes configurações de eletrodos para melhorar a seletividade para cada tipo de fibra. O limiar de sensibilidade (LS), e a resposta cognitiva (RCg) foram investigados utilizando os eletrodos planares concêntricos (*ring*), o eletrodo *Silver Spike Point* (SSP) e os eletrodos bipolares de disco de ouro (padrão), nas frequências de 3.000, 250, 5 e 1 Hz. O eletrodo *ring* apresentou o melhor resultado para frequência de 3.000 Hz, obtendo menor LS e maior RCg para fibras A β . Além disso, o eletrodo SSP foi mais seletivo para fibras finas (A δ e C). Os resultados sugerem novas configurações de eletrodos para a avaliação das fibras periféricas, abrindo perspectivas de paradigmas alternativos na pesquisa e no diagnóstico de neuropatias.
Palavras-chave: Eletrodos, estímulo senoidal, neuropatia periférica.

Abstract: *Neuropathies can affect the peripheral sensory nerve fibers differently, like the nerve injury caused by Diabetes mellitus and Leprosy. Thus, evaluating each type of fiber is important for the early diagnosis. Sinusoidal electrical stimuli at the frequency of 3,000 Hz can stimulate the thick fibers (A β), while the lower frequencies (250, 5 e 1 Hz) stimulates the thinner fibers (A δ e C); therefore the selectivity is still questionable. The aim of this study was investigate different electrode configurations to improve the selectivity for each fiber. The Sensitivity Threshold (LS) and Cognitive Response (RCg) were investigated using concentric ring electrodes, Silver Spike Point Electrodes (SSP) and the standard gold disc electrodes, at the frequencies of 3,000, 250, 5 e 1 Hz. Ring electrodes present the lower LS and higher RCg for A β fibers at the 3,000 Hz frequency. Besides that, the SSP electrode was the most selective to the thinner fibers (A δ e C), suggesting new electrode configurations to evaluate peripheral nerve fibers, opening perspectives of alternative paradigm in research and diagnosis of neuropathies.*

Keywords: *Electrodes, Sinusoidal electrical stimulus, peripheral neuropathies.*

Introdução

A neuropatia periférica é uma condição clínica que resulta de lesões no sistema nervoso periférico. Algumas neuropatias afetam as fibras nervosas periféricas sensitivas seletivamente, como ocorre no *Diabetes Mellitus* [1,2] e na Hanseníase [3]. Desta maneira, avaliar cada tipo de fibra especificamente seria uma importante ferramenta para a detecção precoce das mesmas, ou ainda como indicador evolutivo destas doenças.

Corrente elétrica senoidal pode estimular diferentes tipos de fibras, dependendo da frequência de estimulação. É descrito que a frequência de 2.000 Hz estimularia as fibras A β , 250 Hz as A δ e 5 Hz as fibras C, preferencialmente [4]. Outros trabalhos sugerem que 5 Hz poderia estimular também as fibras A β e A δ [5] e que a frequência de 3.000 Hz seria mais seletiva para fibras grossas (A β), enquanto 1 Hz seria mais seletiva para fibras finas. Configuração bipolar de eletrodos de disco de ouro (10 mm de diâmetro) tem sido frequentemente utilizada (Figura 1.a). para estimulação das fibras periféricas. Portanto, estes resultados relacionados à frequência de estimulação não são totalmente conclusivos, necessitando-se buscar novas alternativas para melhorar a seletividade, como investigar novas configurações de eletrodos.

Em modelo de simulação de Estimulação Transcraniana por Corrente (ETC), eletrodos planares concêntricos (*ring*) mostraram maior focalização do estímulo e densidade de corrente em relação aos eletrodos bipolares padrão [7]. Outro tipo de eletrodo, o *Silver Spike Point* (SSP), foi sintetizado para ser usado em acupuntura, com efeito de agulha porém de forma não invasiva.[8].

Neste contexto, o objetivo deste trabalho foi investigar a seletividade de novas configurações de eletrodos na estimulação de diferentes tipos fibras periféricas, por corrente senoidal.

Materiais e métodos

Amostra- Trinta e cinco voluntários saudáveis, com idade entre 20-60 anos, que não apresentassem diagnóstico de doença neurológica ou neurodegenerativa, além de não fazer uso de nenhum medicamento que interfe-

risse na percepção sensorial, foram selecionados. O estudo foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa do Hospital Universitário Clementino Fraga Filho (HUCFF/UFRJ) (Parecer: 1.130.442).

Protocolo experimental- Após a confecção das novas configurações de eletrodos - eletrodo planar concêntrico 11-9 mm (Figura 1.b), eletrodo planar concêntrico 9-7 mm e eletrodo *Silver Spike Point* (Figura 1.c) – avaliou-se o limiar de sensibilidade (LS) e a resposta cognitiva (RCg) dos voluntários, e comparou-se ao eletrodo disco de ouro (padrão). Os experimentos foram realizados no Laboratório de Processamento de Imagens e Sinais (LAPIS), do Programa de Engenharia Biomédica COPPE/UFRJ, em sala climatizada a 22-24°C. Os voluntários foram orientados a manterem-se relaxados durante todo o experimento. Antes do posicionamento dos eletrodos, foi feita a limpeza e abrasão da pele com álcool 70% e aplicou-se gel a base de água, para melhor condutividade. Os eletrodos foram posicionados na fossa radial da mão dominante do voluntário (Figura 2). O LS e RCg foram avaliados nas frequências de 3.000, 250, 5 e 1 Hz. As frequências foram alocadas de forma aleatória durante o experimento, para reduzir o risco de adaptação ao estímulo.

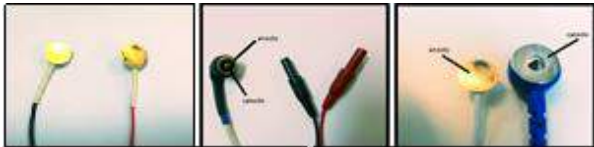


Figura 1: Eletrodos (a) disco de ouro (b) *ring* 9-7 mm e (c) *Silver Spike Point* (SSP).

Estímulo Senoidal- Foi utilizado um gerador de corrente senoidal, desenvolvido por MARTINS *et al.* (2013) [6]. Este sistema permite ao usuário controlar parâmetros envolvidos no procedimento, como a frequência, a amplitude, a duração do estímulo e o tempo entre os estímulos. Este sistema gera ondas nas frequências entre 1 e 5.000 Hz, e amplitudes entre 8 μ A e 8 mA.

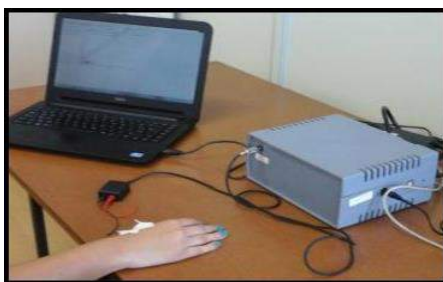


Figura 1: Estimulação com corrente senoidal na fossa radial da mão dominante, utilizando o Neurostim.

Limiar de sensibilidade (LS)- Para determinação do LS, primeiramente foi feito o protocolo rampa. Para cada frequência, ocorreu um crescimento linear da amplitude de estimulação, iniciando em 600 μ A (passo de 200 μ A) para 3.000 Hz, em 400 μ A (passo de 100 μ A) para 250 Hz e em 200 μ A (passo de 50 μ A)

para 5 e 1 Hz. O voluntário foi orientado a apertar o botão de percepção assim que percebesse o estímulo. O 50% da última amplitude de corrente foi utilizado como valor inicial para encontrar o LS com incrementos de 25% desta amplitude. Neste estudo, cada estímulo teve duração de 3s, com 3s de repouso entre estímulos. A cada novo período de estimulação que não fosse percebido pelo voluntário, o valor da amplitude recebia o incremento. Esse processo se repetia até a percepção do estímulo. Um novo incremento igual à metade do anterior era atribuído, até o incremento atingir o seu mínimo valor (8 μ A), sendo a amplitude do estímulo, nesse instante, o valor mais próximo do LS do indivíduo para aquela frequência.

Resposta Cognitiva- A Resposta Cognitiva (RCg) foi avaliada ao final de cada sessão de estimulação. Os voluntários receberam uma folha de papel contendo oito palavras dispostas aleatoriamente [9], quatro relacionadas a fibras finas (calor, agulhada, picada, coceira) e quatro relacionadas a fibras grossas (formigamento, contração, vibração, pressão) sendo orientados a marcar até três dessas palavras.

Análise estatística- Após realizar o teste de normalidade, foi feito o teste ANOVA two-way múltiplas comparações para analisar o LS, com pós-teste Tukey. O nível de significância foi de 5%.

Resultados

O LS na frequência de 3.000 Hz foi de $1.967,1 \pm 307,6 \mu$ A, utilizando os eletrodos padrão; $1.994,0 \pm 404,8 \mu$ A para os eletrodos SSP; $1.627,3 \pm 237,4 \mu$ A para os eletrodos *ring* 11-9 mm e $1.178,8 \pm 155,1 \mu$ A para os eletrodos *ring* 9-7 mm. Este último mostrou redução significativa ($p < 0,0001$) do LS para esta frequência (Figura 3).

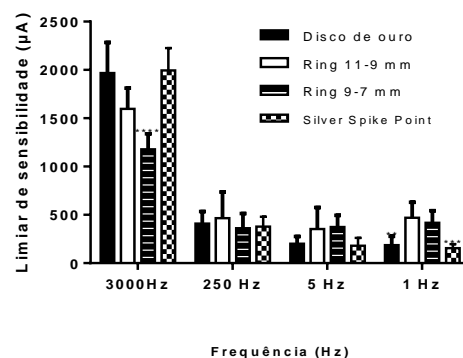


Figura 3: Avaliação do LS utilizando eletrodos bipolares padrão (Disco de ouro), eletrodos *ring* 11-9 mm e *ring* 9-7 mm) e eletrodos *Silver Spike Point* (SSP).

Não houve diferença significativa para o LS nas frequências de 250 e 5 Hz. Por outro lado, na frequência de 1 Hz, os eletrodos padrão ($186,5 \pm 91,1 \mu$ A) e os eletrodos SSP ($154,4 \pm 79,7 \mu$ A) mostraram redução significativa do LS ($p < 0,0045$ e $p < 0,0008$, respectivamente), em comparação com os eletrodos *ring* 11-9 mm

(469,2±150,0 μ A) e *ring* 9-7 mm (418,4±124,8 μ A). Na avaliação da Resposta Cognitiva (RCg), o eletrodo *ring* 9-7 mm mostrou maior seletividade para as fibras grossas (A β) (78,1%), na frequência de 3.000 Hz (Tabela 1). Além disso, este eletrodo apresentou a menor seletividade (6,2%) para fibra fina

Tabela 1: Resposta cognitiva (RCg) ao estímulo senoidal em diferentes configurações de eletrodos na frequência de 3.000 Hz.

Percepção	Disco de ouro	Ring 11-9 mm	Ring 9-7 mm	Silver Spike Point
Vibração, Pressão, Contração Formigamento	76,4%	70%	78%	59,2%
Agulhada Picada Calor Coceira	11,7%	8,2%	6,2%	27,2%
Relatos contendo palavras dos dois grupos	11,9%	21,8%	15,6%	13,6%
Não souberam descrever	0%	0%	0%	0%

Na frequência de 250 Hz (Tabela 2), observou-se que o estímulo com os eletrodos disco de ouro apresentaram proporção igual de respostas associadas a fibras grossas e finas (35,2%); entretanto, observa-se que o eletrodo SSP apresentou maior proporção de palavras associadas a fibras finas (46,2%), comparado aos demais.

Tabela 2: Percepção evocada por estímulo senoidal em diferentes configurações de eletrodos na frequência de 250 Hz.

Percepção	Disco de ouro	Ring 11-9 mm	Ring 9-7 mm	Silver Spike Point
Vibração, Pressão, Contração Formigamento	35,2%	32,8%	25,0%	27,2%
Agulhada Picada Calor Coceira	35,2%	19,4%	37,6%	46,2%
Relatos contendo palavras dos dois grupos	23,4%	40,6%	31,2%	20,1%
Não souberam descrever	6,2%	8,2%	6,2%	6,5%

Nas Tabelas 3 e 4, correspondentes a RCg para as frequências de 5 e 1 Hz, o eletrodo SSP destacou-se ao mostrar maior seletividade para fibras finas (A δ e C) (86,4%). Deve-se ressaltar a baixa seletividade para as baixas frequências deste eletrodo na estimulação de

fibras grossas (0%) para 1 e 5 Hz

Tabela 3: Percepção evocada por estímulo senoidal em diferentes configurações de eletrodos na frequência de 5 Hz.

Percepção	Disco de ouro	Ring 11-9 mm	Ring 9-7 mm	Silver Spike Point
Vibração, Pressão, Contração Formigamento	11,6%	8,2%	0%	0%
Agulhada Picada Calor Coceira	58,8%	67,2%	70,6%	86,4%
Relatos contendo palavras dos dois grupos	17,6%	16,4%	29,4%	13,6%
Não souberam descrever	12%	8,2%	0%	0%

Tabela 4: Percepção evocada pro estímulo senoidal em diferentes configurações de eletrodos na frequência de 1 Hz.

Percepção	Disco de ouro	Ring 11-9 mm	Ring 9-7 mm	Silver Spike Point
Vibração, Pressão, Contração Formigamento	0%	8,2%	6,2%	0%
Agulhada Picada Calor Coceira	52,0%	50,8%	50,4%	86,4%
Relatos contendo palavras dos dois grupos	29,4%	24,6%	31,2%	13,6%
Não souberam descrever	18,6%	16,4%	12,2%	0%

Discussão

No estudo do Limiar de Sensibilidade a estímulo senoidal, os eletrodos comumente utilizados são os de disco de ouro de 10 mm de diâmetro. O LS, obtido no presente estudo, com este tipo de eletrodo concorda com a literatura [4, 5, 6, 9, 10], i.e., maiores LS para maiores frequências.

Neste estudo, mostrou-se que na avaliação do LS, o eletrodo planar concêntrico *ring* 9-7 mm apresentou valor significativamente menor ($p < 0,0001$), para a frequência de 3.000 Hz, em comparação com o disco de ouro 10 mm, eletrodos *ring* 11-9 mm e eletrodos SSP. Junto a isso, para esta frequência, o eletrodo planar concêntrico *ring* 9-7 mm apresentou maior seletividade (78,1%) para fibras grossas (A β) e a menor seletividade para fibras finas (6,2%). Estes fatos confirmam que o eletrodo *ring* 9-7 mm é o mais indicado para avaliação de fibras A β .

Embora os eletrodos planares concêntricos (*ring*)

tenham sido desenvolvidos inicialmente para ativar especificamente a via dos nociceptores [10], simulações de ETC mostraram que o eletrodo *ring* focalizou melhor o estímulo a maiores profundidades do que os eletrodos bipolares padrão [7]. Além disso, num estudo realizado para avaliar a seletividade do eletrodo *ring* em fibras A β e A δ , comparando-se ao eletrodo bipolar padrão, utilizando pulso de corrente para estímulo de fibras A β e pulsos de laser para fibras A δ , mostrou-se que o eletrodo *ring* não ativou seletivamente a via nociceptiva, mas excitou axônios de grosso calibre [10]. Esses dados corroboram os bons resultados obtidos no presente estudo pelo eletrodo *ring* na estimulação de fibras A β (localizadas mais profundamente).

Na frequência de 250 Hz, observou-se que, para todas as configurações de eletrodos investigadas, houve uma distribuição equilibrada nas respostas associadas a fibras grossas, a fibras finas, e a relatos contendo ambos os tipos de fibras. O eletrodo SSP, no entanto, apresentou a maior associação a fibras finas nessa frequência (46,2%).

Nas frequências mais baixas (5 e 1 Hz), os eletrodos SSP e disco de ouro apresentaram diferença significativa em relação aos eletrodos planares concêntricos no estudo do LS, sugerindo que estes eletrodos seriam melhores para avaliação de fibra fina (A δ e C). Todavia, o eletrodo SSP apresentou seletividade muito superior a todas as configurações de eletrodos para fibras finas (dispostas mais superficialmente) (86,4%). Adicionalmente, não mostrou seletividade para fibras grossas (A β) (0%) nestas baixas frequências. É descrito que o formato cônico dos eletrodos SSP mimetize o efeito de agulha na estimulação elétrica transcutânea (TENS) [8]. Assim, os resultados obtidos na RCg, associado ao resultado do LS mostram que o eletrodo SSP é a melhor configuração para avaliação de fibras finas (A δ e C) das configurações estudadas.

A limitação do trabalho é a não garantia da especificidade na estimulação de cada tipo de fibra, porém há fortes indícios de que as fibras A β estão sendo estimuladas mais seletivamente a 3.000 Hz com o eletrodo *ring* (7-9mm) e as fibras A δ e C mais seletivamente com os eletrodos SSP a 5 e 1 Hz.

Conclusão

Por meio deste trabalho, concluiu-se que, das configurações de eletrodos investigadas, o eletrodo planar concêntrico (*ring* 9-7 mm) mostrou-se a melhor configuração de eletrodo para avaliação de fibras A β . Concluiu-se também que o eletrodo SSP é a melhor configuração de eletrodos para avaliação de fibras A δ e C, abrindo portas para futuros estudos relacionados à aplicação em neuropatias periféricas.

Agradecimentos

Ao professor Antônio Fernando Catelli Infantosi (*in memoriam*) pelos seus ensinamentos. À FAPERJ, CAPES, CNPq e FINEP pelo apoio financeiro.

Referências

- [1] MATSUTOMO R., TAKEBAYASHI K. Assessment of peripheral neuropathy using measurement of the current perception threshold with the neurometer[®] in patients with type 2 diabetes mellitus. **Journal of International Medical Research**. 2005; 33(4):442-53. PMID:16104448.
- [2] RICHERSON S. J., ROBINSON C. J., SHUM J. A comparative study of reaction times between type II diabetics and non-diabetics. **Biomedical Engineering Online**. 2005; 4:12.
- [3] VILLAROEL M.F., et al. Comparative study of the cutaneous sensation of leprosy-suspected lesions using Semmes-Weinstein monofilaments and quantitative thermal testing. **Leprosy Review**. 2007; 78(2):102-9. PMID:17824480.
- [4] KATIMS, J.J. *et al.* Constant current sine wave transcutaneous nerve stimulation for the evaluation of peripheral neuropathy. **Arch Phys. Med. Rehabil**. 1987. Apr 68(4):210-3.
- [5] FÉLIX, E.P.V. *et al.* Sensations and reaction times evoked by electrical sinusoidal stimulation. Elsevier Mansson. **Clinical Neurophysiology**, 2009, v. 39, p. 283-290.
- [6] MARTINS, H. R. *et al.* Current perception threshold and reaction time in the assessment of sensory peripheral nerve fibers through sinusoidal electrical stimulation at different frequencies. **Research on Biomedical Engineering**. v. 29, n. 3, p. 278–285, set. 2013.
- [7] DATTA A. *et al.*, Transcranial current stimulation focality using disc and ring electrode configurations: FEM analysis. **J. Neural Eng**. 2008, vol 5, 63–174.
- [8] CHEN, W.L. *et al.* Comparison of Intra-articular Hyaluronic Acid Injections With Transcutaneous Electric Nerve Stimulation for the Management of Knee Osteoarthritis: A Randomized Controlled Trial. **Arch. Phys. Med. and Rehabilitation**. 2013;94:1482-9.
- [9] PIMENTEL, J. M. *et al.* Perceptions and electric sinusoidal current stimulation. **Arquivos de Neuro-Psiquiatria**, v. 64, n. 1, p. 10–13, mar. 2006.
- [10] PERCHET, C. *et al.* Do we activate specifically somatosensory thin fibres with the concentric planar electrode? A scalp and intracranial EEG study: **Pain**, v. 153, n. 6, p. 1244–1252, jun. 2012.

SISTEMA DE NAVEGAÇÃO PARA CADEIRANTES ATRAVÉS DO RASTREAMENTO DO MOVIMENTO OCULAR (EYE-TRACKING)

DEPANNEMAECCKER, D. T.*^{1,2,3}; AGRA, A. L.*¹; SALLES, B. A.¹; FRANCO, M. S.¹; JOUEN, F.³, AMORIM; H. A.¹, FABER, J.^{1,2}.

¹ Instituto de Ciência e Tecnologia (ICT) - Universidade Federal de São Paulo (UNIFESP), Núcleo de Neuroengenharia e Computação/ Engenharia Biomédica, São José dos Campos, Brasil.

² Escola Paulista de Medicina (EPM) – Universidade Federal de São Paulo (UNIFESP), Depto de Neurologia e Neurocirurgia / Laboratório de Neurofisiologia, São Paulo, Brasil.

³ École Pratique des Hautes Études – PSL Research University, Paris, França.

E-mail: alexandre.loos@unifesp.br

Resumo: Deficiências motoras estão entre as maiores causas de cuidados a longo prazo no mundo todo. Para minimizar este questão, diferentes iniciativas vêm sendo propostas nas últimas décadas, incentivando o desenvolvimento de novos protocolos, terapias e tecnologias assistivas. Uma das possíveis soluções para pessoas acometidas por disfunções motoras ou danos cerebrais é o desenvolvimento de instrumentos que sejam capazes de oferecer alguma recuperação da mobilidade. Neste trabalho foi desenvolvido um protótipo funcional de navegação, para controlar uma cadeira de rodas motorizada a partir da identificação do movimento da pupila. Este sistema registra, em tempo real, imagens de um dos olhos do paciente e calcula as coordenadas da posição da pupila, bem como verifica se o olho registrado se encontra aberto ou fechado. Essas coordenadas são enviadas a um microcontrolador que aciona os motores da cadeira de acordo com as instruções desejadas. Este protótipo mostrou-se efetivamente utilizável, de baixo custo e com fácil adaptação para diferentes usuários e tipos de cadeiras de rodas.

Palavras-chave: Tecnologias assistivas, *Eye-tracking*, Cadeira de rodas motorizada, Controle em tempo-real.

Abstract. *Motor disabilities are one of the major causes of long-term care worldwide. In order, to minimize this point, different initiatives are been proposed in recent decades, encouraging the development of new protocols, therapies and assistive technologies. One of the possible solutions for people affected by motor dysfunction or brain damage is the development of instruments that allow some recovery of mobility. In this work, it was developed a functional prototype of navigation, in order to control a motorized wheelchair by means of the identification of the pupil movements. This system records, in real time, images of the patient eye and calculates the position coordinates of the pupil, and verify whether the recorded eye is open or closed. These coordinates are sent to a microcontroller that drives the motors of the wheelchair according to the desired directions. This prototype has shown to be effectively usable, low cost and with easy adaptation to different users and wheelchairs models.*

Keywords: *Assistive Technologies, Eye-tracking, Electric wheelchair, Real-time control.*

Introdução

As Tecnologias Assistivas (TAs) vêm ganhando grande avanço por propiciarem uma mudança na qualidade de vida de pessoas que se encontram acometidas com alguma dificuldade motora e/ou neurocognitiva. Esse avanço permite a criação de dispositivos cada vez mais específicos, com menor custo e com maior facilidade de adaptação pelo usuário, sem desconsiderar as necessidades pessoais de cada indivíduo. Desde a sua criação, as cadeiras de rodas motorizadas evoluíram consideravelmente e atualmente há diversos modelos e modos de controlá-las. Porém, os modos mais populares exigem a utilização dos braços e/ou das mãos [1] [2]. Deste modo, se faz necessária a criação de um sistema no qual o indivíduo acometido por alguma deficiência motora grave possa controlar este tipo de dispositivo. Neste trabalho apresentamos um protótipo para navegação autônoma de uma cadeira de rodas motorizada, a partir da captura de imagens do posicionamento da pupila do usuário. O registro das imagens da pupila é realizado através de um dispositivo de rastreamento do movimento ocular (*Eye-Tracking* - EyeT). Com a utilização de algoritmos de processamento de imagem adequados, infere-se as coordenadas da posição da pupila que, por sua vez, são utilizadas para ativar os motores da cadeira de rodas, analogamente a um controle joystick.

Para desenvolver o projeto com uma melhor arquitetura, considerando as diferentes situações do dia a dia, propusemos dois diferentes protocolos de mobilidade: (i) o primeiro foi projetado para ser utilizado em ambientes internos, onde os movimentos da cadeira são realizados com pequena amplitude e velocidade reduzida; (ii) o segundo foi projetado para ser utilizado em ambientes externos, possibilitando maior velocidade e fluidez de movimentação, rápida resposta em manobras e menor demanda de comandos do usuário. A implementação desses dois protocolos proporciona um maior desempenho nos controles, efetividade nos controles, muito mais conforto e estabilidade durante a navegação.

* Os dois primeiros autores contribuíram igualmente para a conclusão desse trabalho.

Material e Métodos

Neste projeto, utilizamos uma cadeira motorizada comercial modelo Zenith WL4025, produzida pela companhia Ortomix™. Visando atender os requisitos do projeto, o joystick foi substituído por nova estrutura que inclui: O sistema EyeT, um notebook i5, um microcontrolador (Arduino Uno™) e circuitos amplificadores. Além disso, um sistema de proteção baseado em sensores ultrassônicos foi construído. A Figura 1 mostra o esquema geral da construção do projeto. O sistema trabalha primariamente com a utilização de dois algoritmos em paralelo: um escrito na linguagem do microcontrolador Arduino e outro escrito no software Matlab™.



Figura 1: Protótipo do sistema desenvolvido. Cadeira de rodas motorizada controlada pelo rastreamento do movimento da pupila do usuário.

Sistema de rastreamento da pupila – Para capturar as coordenadas da pupila, utilizamos o dispositivo “Pupil Pro”, produzido pela Pupil Labs™ que possui duas câmeras fixadas em uma armação que se acopla ao rosto do usuário; uma das câmeras é direcionada a um dos olhos, permitindo registros de imagens da pupila sem a interferência dos movimentos do pescoço e cabeça, enquanto a segunda câmera é direcionada para o ambiente à frente do usuário. Na arquitetura utilizada neste projeto utilizou-se apenas a primeira câmera, uma vez que a o controle de navegação é baseado apenas na posição da pupila. Esta estratégia permite um considerável ganho de processamento computacional e baixo custo, uma vez que o aparato de captura não requer qualquer especificação da câmera de captação de imagens da pupila.

As imagens da pupila são capturadas a uma taxa de aproximadamente 30Hz, onde cada imagem é processada em tempo real pelo software comercial Matlab™, de acordo com os seguintes passos: (i) a imagem é convertida para a escala de cinza (8-bits), por um esquema de compressão RGB com a função já disponibilizada no Matlab (*im2bw(.)*). Além disso, um filtro mediano é aplicado na imagem pré-segmentada,

reduzindo o ruído da aquisição; (ii) a seguir a imagem é convertida a uma matriz binária (imagem em preto (0) e branco (1)), considerando o limiar obtido automaticamente a partir da intensidade de escala de cinzas produzida no estado de ‘olhos fechados’ pelo usuário.

Para de definição deste limiar, há uma etapa específica. Com os olhos fechados, a cada loop o limiar vai diminuindo recursivamente, até que a imagem apresente uma quantidade de pixels pretos mínima, eliminando assim o contraste dos cílios na imagem. A figura 2, abaixo, representa o esquema geral da etapa de definição do limiar de binarização das imagens.

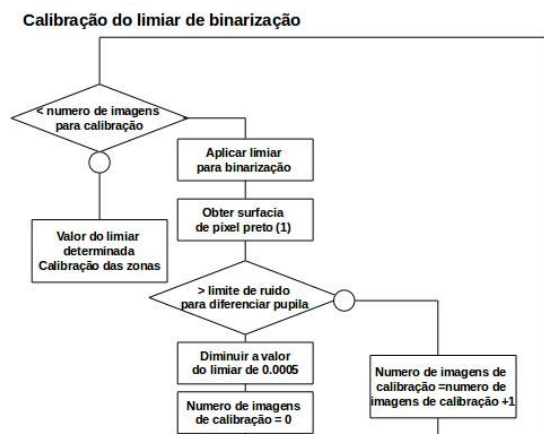


Figura 2: Etapas do algoritmo de tratamento da imagem e definição do limiar de binarização.

Deste modo, quando o usuário está com os olhos abertos, efetua-se uma binarização da imagem, onde somente pixels com valores acima do limiar determinado são computados como “1” e entram na contagem para o posicionamento da pupila.

A coordenada do centro da pupila é definida pela média das posições dos pixels representados pelo *bit 1*, para ambos os eixos x e y. O centroide informa ao sistema a intenção de movimento do usuário. Adicionalmente, o algoritmo é capaz de identificar piscadas (condição sem informação da pupila – na soma dos pixels “1”). As Figuras 3 e 4 mostram os estágios de tratamento da imagem e binarização, bem como da identificação

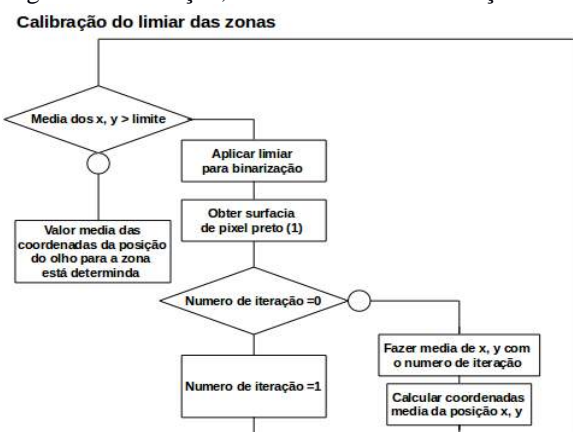


Figura 3: Etapas da definição da coordenada cartesiana do centro da pupila.

Adicionalmente, o algoritmo é capaz de identificar piscadas (condição sem informação da pupila – na soma dos pixels “1”). A Figura 4(A) mostra os estágios de tratamento da imagem, binarização e identificação da posição do centroide da pupila.

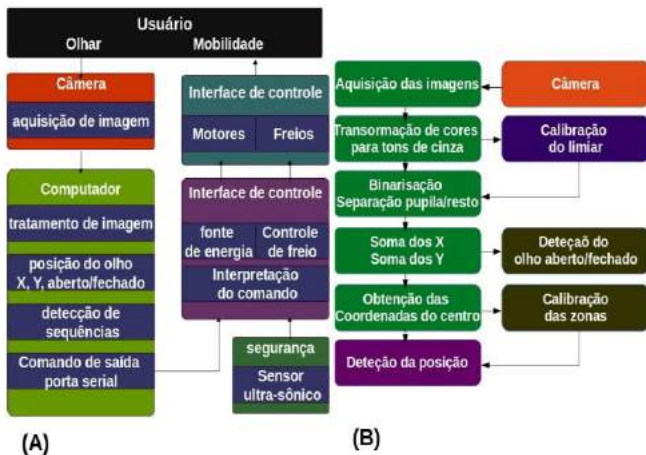


Figura 4: Protocolo Geral do acionamento da cadeira (4.A) e do processamento das imagens da pupila (4.B).

Sistema de controle e modos de utilização – Um dos aspectos mais importantes deste projeto é a ergonomia e estabilidade no controle, principalmente, da velocidade e direção da cadeira. O protocolo de navegação utiliza sequências de posicionamento da pupila e piscadas para navegar.

O algoritmo desenvolvido em Matlab envia, através da função *serial(.)*, um conjunto de caracteres e valores numéricos ao microcontrolador Arduino. Nesse conjunto de informações, são contidas os comandos de direção (frente, trás, esquerda, direita) e de velocidade. O algoritmo desenvolvido no ambiente de programação do Arduino interpreta e envia comandos para uma saída digital (0-5V), modulados por largura de pulso (Pulse Width Modulation - PWM) [3]. Essa saída está ligada a um circuito de amplificação, conectado às baterias da cadeira (0-24V) alimentando assim o acionamento dos motores. Para produzir um movimento suave, tanto em velocidade como aceleração (e parada), os motores da cadeira de rodas são ativados seguindo uma curva linear de resposta. Essa curva foi implementada no Arduino para controlar e modificar o tempo e a taxa de acionamento da PWM (ciclo de trabalho); e com isso, controlar a evolução do nível médio de tensão enviado aos motores.

Neste protocolo, foram definidas quatro posições de ação, que estão representadas na Figura 3: 1 – “acima”, 2 – “direita”, 3 – “esquerda” e 4 – “abaixo”. Essas posições estão calibradas seguindo o processo da figura 3. Há ainda a posição virtual denominada de posição “zero”, que corresponde aos olhos fechados (ou a ausência de pupila na imagem).

Cada uma dessas posições corresponde a um comando em potencial. O usuário precisa olhar para baixo e piscar por um segundo para ativar o controle correspondente à direção “para frente”. Para parar o movimento, basta piscar novamente por 500 milissegundos ou mais. Cada um dos lados das demais posições, 2 e 3, acionam os comandos de giro em torno do próprio eixo, respectivamente.

Para o modo de navegação em ambiente externo, foram desenvolvidas instruções que permitem realizar curvas com a cadeira em movimento. O usuário olha para uma das posições de ação, 2 ou 3, e a rotação no motor correspondente àquele lado diminui, fazendo com que a cadeira faça curvas suaves. A figura 5, abaixo, exemplifica a forma sequencial de ativação do sistema.

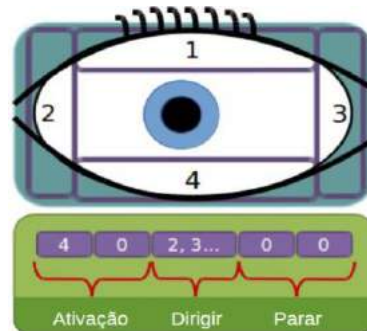


Figura 5: Esquema sobre o sistema de detecção da posição da pupila um exemplo das sequências de comando enviadas para o microcontrolador.

Para o modo de navegação em ambiente interno não há ativação do movimento por piscadas, pois estas podem comprometer a precisão dos movimentos. Neste modo, para maximizar a precisão de controle, o movimento intencionado é acionado de forma gradual enquanto o usuário estiver com a pupila na posição de ação. Desta forma, é possível realizar movimentos muito mais precisos, pois a aceleração da cadeira é gradual e com uma curva de inclinação pouco acentuada.

Para otimizar o sistema de navegação e auxiliar no desvio de possíveis obstáculos, foi também implementado um sistema de segurança. Esse mecanismo previne colisões e indica a presença de riscos em potencial nas proximidades da cadeira através de um *feedback* vibro-tátil. Através de sensores ultrassônicos, posicionados ao suporte dos pés do usuário, é possível medir a distância entre a cadeira e algum obstáculo potencial. Pequenos atuadores, representados por mini-motores de vibração, são fixados ao pescoço do usuário, gerando estímulos táteis em tempo real, de acordo com a posição do obstáculo. O controle desse sistema é realizado por um micro-controlador independente. A figura 4(B), abaixo, apresenta o esquema completo do sistema desenvolvido.

Existem outros sistemas de controle para cadeiras motorizadas com dispositivos EyeT [4, 5], no entanto, em nenhum outro existe a modulação do controle para tipos de ambientes diferentes, o mesmo procedimento de

identificação da imagem da pupila, tão pouco o sistema de detecção de obstáculo por *feedback* tátil.

Resultados

O sistema de navegação da cadeira de rodas motorizada, utilizando eye-tracking, é funcional e bastante adaptável. A ergonomia do sistema surge com a facilidade de uso e com o baixíssimo tempo de calibração do sistema para o usuário (em média de 25 segundos). O tempo de detecções e ativação para as ordens de direções, dados pelas piscadas, são em média de 2 segundos. Restam alguns refinamentos nas técnicas empregadas no processamento de sinais e imagens, porém o protótipo é um testável e totalmente funcional [6].

As avaliações até o momento mostraram um efetivo desempenho na avaliação do processamento e manufatura de hardware/software; nos algoritmos de processamento de imagens e de interfaceamento com os motores da cadeira.

Discussão

O sistema aqui desenvolvido pode ser facilmente adaptado para outras cadeiras motorizadas apenas trocando o sistema original de controle. O sistema opera independentemente do tipo de bateria e das características elétricas dos motores, uma vez que o movimento é controlado por um PWM que utiliza a bateria da própria cadeira como fonte de energia. A sensibilidade do sistema de resposta também pode ser facilmente modulada em função das necessidades das pessoas ou preferências de cada usuário.

Um aspecto importante deste método é que não há limitação permanente dos olhos do usuário em função do controle da cadeira. No modo de controle para ambiente externo, o usuário pode mover os olhos sem perder o controle da cadeira, graças ao sistema de ativação de curvas inserido no código. Tecnologias Assistivas que requerem treino a priori exibem uma dificuldade inicial na aprendizagem dos procedimentos de controles. Porém, uma vez aprendido os procedimentos, é possível ter um controle mais refinado com alta estabilidade durante a operação; gerando maior confiança, precisão e eficiência.

Conclusão

Este projeto apresentou um protótipo de navegação automática para cadeirantes com mobilidade

extremamente reduzida. Esse protótipo foi construído a partir da integração de uma cadeira de rodas motorizada com um sistema de rastreamento de pupila (eye-tracking), em tempo real. O sistema de navegação ainda possui um sistema de detecção automático de obstáculos.

O movimento da cadeira mostrou-se eficiente, estável e ergonômico para dois módulos de navegação: em ambiente externo e ambiente interno. Em testes preliminares, voluntários operaram o protótipo sem treinamento prévio e em ambientes com grande concentração de pessoas, alta taxa de ruído e obstáculos.

Agradecimentos

Projeto financiado pelo CNPq: CHAMADA Nº 84/2013 MCTI-SECIS/CNPq - TECNOLOGIA ASSISTIVA. Núcleos Nascentes. Processo 458855/2013-8.

Referências

- [1] Z. Zenn Bien, D. Stefanov. Advances in Rehabilitation Robotics: Human-friendly Technologies on Movement Assistance and Restoration for People with Disabilities (Lecture Notes in Control and Information Sciences). Springer, Ed. 1, vol. 306, 2014.
- [2] Dolan M. J., Henderson G. I. Control devices for electrically powered wheelchairs: prevalence, defining characteristics and user perspectives. Disability and Rehabilitation: Assistive Technology, vol. 19, p. 1-7, 2016.
- [3] J. Huang, K. Padmanabhan, O. M. Collins. The sampling theorem with constant amplitude variable width pulses, IEEE transactions on Circuits and Systems, vol. 58, p. 1178-1190, 2011.
- [4] P. S. Gajwani, S. A. Chhabria. Eye motion tracking for wheelchair control. International Journal of Information Technology and Knowledge Management, vol. 2, no. 2, p. 185-187, 2010.
- [5] Ke Liang, Youssef Chahir, Michèle Molina, Charles Tijus, François Jouen. Appearance-based Eye Control System by Manifold Learning. 9th International Joint Conference on Computer Vision, Imaging and Computer Graphics Theory and Applications IEEE, vol 3, p. 148-155, 2014.
- [6] <https://www.youtube.com/watch?v=K3SYtimBhP4>.

EFEITO DA ESTIMULAÇÃO ELÉTRICA SOMATOSENSORIAL NA EXCITABILIDADE CORTICOESPINHAL DE PACIENTES ESPÁSTICOS

A. S. C. Peres^{*,#}, V. H. Souza^{**}, J. M. Y. Catunda^{***}, K. C. Mazzetto-Betti[⊥], T. E. G. Santos-Pontelli[‡], C. D. Vargas[∇], O. Baffa^{**}, D. B. Araújo[#], O. M. Pontes-Neto[⊥], J. P. Leite[⊥] e M. A. C. Garcia[¥]

^{*}Instituto Santos Dumont, Instituto Internacional de Neurociências (ISD/IIN/ELS), Macaíba, Brasil

[#]Laboratório de Neuroimagem Funcional/Instituto do Cérebro, UFRN, Natal, Brasil

^{**}Departamento de Física/FFCLRP, USP, Ribeirão Preto, Brasil

^{***}Programa de Engenharia Biomédica/COPPE, UFRJ, Rio de Janeiro, Brasil

[⊥]Departamento de Neurologia, Psiquiatria e Psicologia/FMRP, USP, Ribeirão Preto, Brasil

[‡]Departamento de Neurociências e Ciências do Comportamento/FMRP, USP, Ribeirão Preto, Brasil

[∇]Laboratório de Neurobiologia II/IBCCF, UFRJ, Rio de Janeiro, Brasil

[¥]Departamento de Biociências e Atividades Físicas/EEFD, UFRJ, Rio de Janeiro, Brasil

e-mail: garcia@ufrj.br

Resumo: O objetivo do presente estudo foi avaliar os efeitos da eletroestimulação somatosensorial (SES) na excitabilidade corticoespinal de músculos espásticos do antebraço e no torque passivo da articulação do punho em pacientes acometidos por acidente vascular encefálico. Cinco pacientes e cinco indivíduos saudáveis (membro superior dominante) pareados por idade foram submetidos a uma única sessão de SES (3 Hz; 500 μ s) por 30'. Potenciais evocados motores (PEM) foram coletados a partir dos músculos flexor e extensor radial longo do carpo por meio de estimulação magnética transcraniana antes e imediatamente após a aplicação da SES. O torque passivo do punho foi medido por meio de um sistema isocinético. As amplitudes dos PEM ($P > 0,05$) sugerem comportamentos distintos (\uparrow e \downarrow em relação à condição pré SES) para ambos os músculos e grupos experimentais. O torque na flexão do punho pareceu aumentar ($P > 0,05$), enquanto a extensão do punho não mostrou qualquer tendência ($P > 0,05$), também em ambos os grupos. Os resultados mostraram efeitos divergentes da SES na excitabilidade corticoespinal. Não foram encontradas evidências de um possível efeito da SES no grau de espasticidade, embora, sugere-se que os parâmetros utilizados possam mascará-lo.

Palavras-chave: Eletroestimulação somatosensorial, espasticidade, excitabilidade corticoespinal, estimulação magnética transcraniana.

Abstract: *The aim of this study was to evaluate the effects of somatosensory electrical stimulation (SES) on the corticospinal excitability of spastic muscles and the passive torque of the wrist joint in chronic post-stroke patients. Five patients and five healthy (dominant forearm) subjects paired by age were submitted to SES (3 Hz; 500 μ s) for 30'. Motor evoked potentials (MEP) were collected from flexor and extensor carpi radialis with transcranial magnetic stimulation before and immediately after SES. The passive resistance of the*

wrist joint was measured by using an isokinetic system. MEP amplitudes ($P < 0.05$) presented distinct results (\uparrow and \downarrow) compared to values detected before SES in both muscles and subject groups. Torque measurements from wrist flexion seemed to increase ($P > 0.05$) while the wrist extension showed no trends ($P > 0.05$) also in both groups after SES. Our results showed controversial effects of SES on corticospinal excitability level. Thus, we found no clear evidence of a carry-over effect of SES on the degree of spasticity although, depending on the chosen parameters, it might be possible to mask further effects of that upon this sensorimotor disorder.

Keywords: *Somatosensory electrical stimulation, spasticity, corticospinal excitability, transcranial magnetic stimulation.*

Introdução

A fisiopatologia da espasticidade em pacientes acometidos por derrame cerebral (AVC) tem sido amplamente discutida nos últimos anos, embora haja evidências robustas de que ela seja causada por um desequilíbrio nos comandos neurais descendentes sobre as unidades motoras [1]. Sob esta perspectiva, alguns autores sugerem que um decréscimo na atividade GABAérgica (inibitória) e um subsequente aumento na glutamatérgica (excitatória) poderiam conduzir a uma redução na inibição intracortical, o que, por sua vez, poderia contribuir para a sua manifestação em pacientes pós AVC [2].

Diferentes estudos sugerem o uso da eletroestimulação somatosensorial (SES), em alternativa a outras abordagens terapêuticas, tais como a toxina botulínica, no tratamento da espasticidade [3-7], embora não haja clareza a respeito dos possíveis mecanismos envolvidos. Logo, com base na literatura, é possível sugerir a hipótese de que a modulação da via corticoespinal poderia minimizar o quadro espástico a partir dos mesmos comandos neurais. No entanto, foi

encontrado apenas um estudo [7] que investigou, de forma controlada, mas de maneira inconclusiva, os efeitos da SES sobre a excitabilidade corticoespinal e o nível de espasticidade, simultaneamente.

Assim, o objetivo deste estudo piloto foi avaliar se a SES aplicada sobre os músculos flexores do antebraço em pacientes espásticos conduziria a uma diminuição do torque passivo da articulação do punho e se este comportamento seria acompanhado por um aumento na excitabilidade corticoespinal destes músculos em pacientes pós AVC.

Materiais e métodos

Amostra – Cinco pacientes crônicos acometidos por AVC e com espasticidade (GP; Tabela 1) e cinco indivíduos assintomáticos para distúrbios neurológicos e motores (GC; 3♂), pareados por idade (48 - 72 anos), participaram do estudo. O protocolo foi aprovado pelo comitê de ética local (nº: 8728/10). A presença de espasticidade na articulação do punho (graus “1” a “3”, conforme escala de Ashworth [8]) compunha um dos critérios de inclusão.

Tabela 1: Informações básicas dos pacientes

Paciente	Idade	Sexo	EA	LL	rLM (HD) (%)	rLM (HE) (%)
P1	63	M	1	D	80	75
P2	48	M	1	E	90	67
P3	68	M	1+	A	60	70
P4	60	M	1+	D	*	87
P5	72	M	1+	E	100	65

EA: Escala de Ashworth; LL: Lado da Lesão; D = direita; E = esquerda; A = bilateral; rLM: Limiar Motor de Repouso; HD: Hemisfério Cerebral Direito; HE: Hemisfério Cerebral Esquerdo. *Dado não obtido.

Parâmetros da SES – Todos os indivíduos foram submetidos a uma única sessão de SES por 30' (onda quadrada bifásica e simétrica; 3 Hz; 500 µs) [4,7]. A SES foi aplicada por meio de um estimulador controlado por fonte de corrente e através de eletrodos superfície autoadesivos (5 x 5 cm; modelo: CF5050; AXELGAARD Manufacturing Co., LTD, Dinamarca) posicionados entre as articulações do punho e cotovelo e sobre a face ventral do antebraço (músculos flexores). Todos os indivíduos foram orientados a ficar relaxados e com o antebraço em pronação. A SES foi aplicada no lado hemiparético do GP, mas sobre a região ventral do antebraço (lado mais acometido em P3) e o antebraço dominante do GC. A intensidade da SES foi mantida constante e abaixo do limiar motor, mas sem qualquer ajuste a partir de múltiplos do limiar sensorial, o que representou uma das limitações do presente estudo. Os voluntários não relataram qualquer desconforto e/ou sensação de dor durante o tempo de aplicação da SES.

Excitabilidade Corticoespinal – Potenciais evocados motores (PEM) foram extraídos de

eletromiogramas de superfície adquiridos com o sistema BIOPAC (Modelo: MP1500 BIOPAC Systems, Inc., EUA; conversor A/D: 16 bits; faixa dinâmica: 10 V; frequência de amostragem: 15 kHz; filtro passa banda de 100-5000 Hz de 4ª ordem e ganho igual a 2000). Dois músculos foram avaliados: flexor (FRC) e extensor radial do carpo (ERC) dos lados hemiparético (GP) e dominante (GC). Eletrodos de superfície (Ag-AgCl, diâmetro: 8 mm) foram posicionados sobre os respectivos músculos conforme recomendações do SENIAM [9].

Os PEM foram evocados por meio de uma bobina em figura de oito, posicionada sobre o córtex motor primário (M1) contralateral ao lado monitorado. O *hot-spot* foi considerado como a coordenada sobre o couro cabeludo capaz de produzir PEM com a máxima amplitude e o limiar motor de repouso (rLM) como a intensidade mínima de estimulação magnética capaz de evocar cinco em dez PEM com amplitudes pico a pico superiores a 50 µV [10]. Pelo menos dez estímulos magnéticos foram aplicados com um estimulador MagPro R30 (MagVenture, Dinamarca) com um intervalo de tempo de 5-10s entre cada. A intensidade do estímulo foi ajustada a 20% acima do rLM do FRC.

A excitabilidade corticoespinal foi determinada a partir da média das amplitudes pico-a-pico dos PEM [11]. Os PEM foram registrados imediatamente antes e após a sessão de SES.

Torque Articular – A resistência passiva da articulação do punho envolvida na aplicação da SES foi medida por meio de um sistema isocinético nos movimentos de extensão e flexão desta articulação [12], antes e imediatamente depois da terapia. A raiz média quadrática (RMS) do sinal extraído dos torques foi calculada em uma velocidade angular de 10°/s para se evitar o reflexo de estiramento [13].

Análise Estatística – O modelo ANOVA de duas vias para medidas repetidas foi utilizado para verificar se a amplitude do MEP dos músculos FRC e ERC varia em função da aplicação da SES (instantes pré ou pós). Os valores RMS dos torques do punho em movimentos de flexão e extensão, obtidos antes e depois da SES, também foram avaliados pelo modelo ANOVA de duas vias para medidas repetidas. Os músculos e momentos da observação foram considerados como fatores de repetição. O modelo foi aplicado separadamente para os grupos assintomáticos e pacientes. O nível de significância adotado foi de 5%.

Resultados

A Figura 1 apresenta os resultados individuais dos PEM obtidos de cada sujeito e músculo antes e depois da SES e em ambos os grupos. A SES pareceu não promover efeitos estatísticos significativos sobre a excitabilidade corticoespinal em ambos os grupos e músculos (GP: P=0,179; GC: P=0,353). A Figura 2, por sua vez, apresenta os resultados por grupo ($\bar{x} \pm$ desvio padrão) das médias dos PEM de cada sujeito. Da mesma forma, não foram observados efeitos

estatisticamente significativos no torque passivo da articulação do punho nos movimentos de flexão e extensão após a aplicação da SES (GP: $P=0,996$; GC: $P=0,418$) (Figura 3). A Figura 4 também apresenta os resultados por grupo ($\bar{x} \pm$ desvio padrão) do torque.

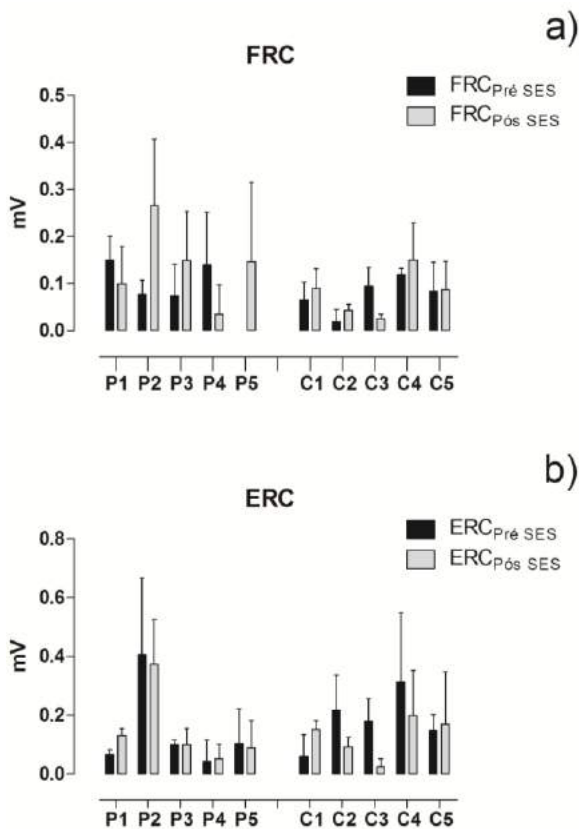


Figura 1: Amplitudes pico a pico dos PEM de cada sujeito ($\bar{x} \pm$ desvio padrão) extraídos antes (Pré SES) e após (Pós SES) a SES para os músculos FRC (a) e ERC (b) (P – pacientes; C – controles).

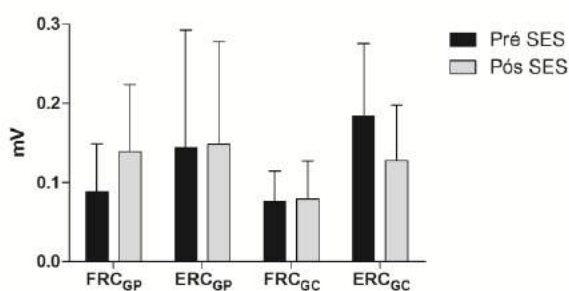


Figura 2: Amplitudes pico a pico dos PEM de cada grupo ($\bar{x} \pm$ desvio padrão) extraídos antes (Pré SES) e após (Pós SES) a SES para os músculos FRC e ERC (GP – pacientes; GC – controles).

Discussão

O presente estudo teve como objetivo investigar a hipótese de que a SES aplicada em baixa frequência poderia restaurar a excitabilidade corticoespinal nas áreas motoras afetadas e prover uma subsequente, mas aguda, minimização da espasticidade em pacientes pós

AVC. Entretanto, foram observados desvios positivos e negativos dos dados coletados anteriormente à SES em ambos os músculos e grupos. Por exemplo, indivíduos de ambos os grupos (P1, P3, P4, C2, C4 e C5) pareceram sofrer efeitos de inibição e facilitação recíproca de ambos os músculos estudados, cujos mecanismos subjacentes são discutidos na literatura [14]. Veldman et al. [15] e Garcia et al. [7] sugerem que o nível e o sentido dos efeitos da SES na excitabilidade de M1 dependem particularmente da intensidade de estimulação, o que pode variar consideravelmente a partir dos níveis de percepção do estímulo até o limiar motor. Isto significa que, dependendo do incremento do passo no ajuste da intensidade de aplicação da SES desde o limiar sensorial, a excitabilidade de M1 poderia variar entre a depressão e a facilitação. Assim, sugere-se que os desvios positivos e negativos dos PEM pós SES tenham sido provavelmente causados por um ajuste qualitativo na intensidade da SES, o que reforça a tese de uma falta de padronização no uso e definição dos parâmetros da SES.

Por sua vez, as medidas de torque não proveram pistas de qualquer efeito da terapia por SES em ambos os grupos. Além disso, não foi identificada qualquer evidência de uma possível associação entre o sentido do efeito da SES na excitabilidade corticoespinal dos músculos FRC e ERC e os torques na flexão e extensão do punho. Porém, mesmo que não se possa estabelecer uma associação entre a modulação corticoespinal e o nível de espasticidade, deve-se levar em conta que as propriedades musculares não neurais/biomecânicas, principalmente em pacientes crônicos, não devem ser afetadas pela SES e, portanto, poderia mascarar os possíveis efeitos desta sobre a espasticidade [16].

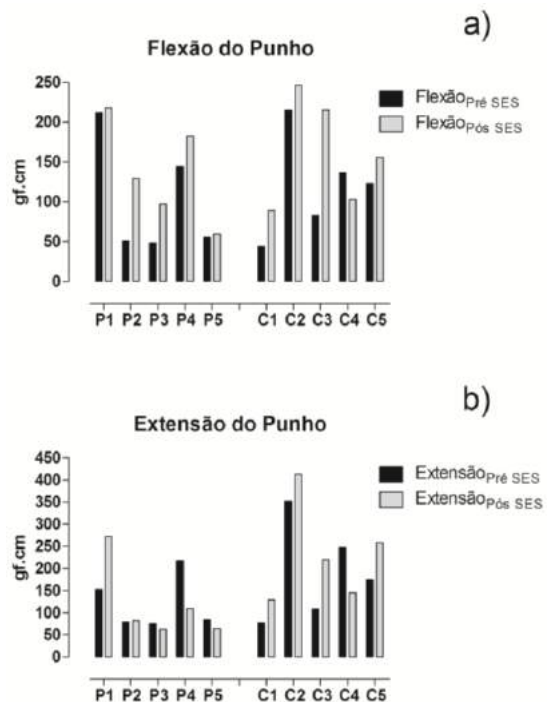


Figura 3: Valores RMS dos torques alcançados nos movimentos de flexão (a) e extensão (b) do punho de

cada sujeito (P – pacientes; C – controles) e extraídos antes (Pré SES) e após (Pós SES) a SES.

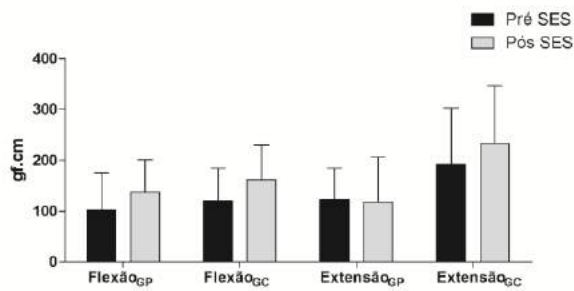


Figura 4: Valores RMS ($\bar{x} \pm$ desvio padrão) dos torques alcançados nos movimentos de flexão e extensão do punho de cada grupo (GP – pacientes; GC – controles) e extraídos antes (Pré SES) e após (Pós SES) a SES.

Conclusão

Embora a literatura [3-5] soe encorajadora em termos da SES como uma terapia coadjuvante no tratamento da espasticidade em pacientes pós AVC e sem as desvantagens da neurotoxina botulínica, os resultados do presente estudo não foram capazes de corroborar tal afirmativa. Além disso, é possível afirmar que outros aspectos metodológicos referentes à técnica, tais como a intensidade do estímulo ter sido determinada exclusivamente a partir da percepção do estímulo do voluntário e não a partir de múltiplos do limiar sensorial, podem mascarar um possível efeito da SES sobre o grau de espasticidade. No entanto, é necessário reconhecer que estes foram obtidos de duas pequenas amostras, o que exigiria uma investigação mais aprofundada.

Agradecimentos

Este trabalho foi parcialmente financiado pela CAPES [PROCAD 1389/2008], CNPq [306.817 / 2014-4 e 480.108 / 2012-9] e CEPID NeuroMat/ FAPESP [2013/07699-0]. CDV também é apoiada pela FAPERJ [E-26/110.526/2012] e FINEP [PROINFRA HOSPITALAR 18.569-8].

Referências

- [1] Burke D, Wissel J, Donnan GA. Pathophysiology of spasticity in stroke. *Neurology*. 2013;80:S20-S26.
- [2] Liepert J, Van Eirmeren GT, Münchau A, Weiller C. Motor excitability in a patient with somatosensory cortex lesion. *Clinical Neurophysiology*. 2003;114(3 Suppl 2):1003-8.
- [3] Dewald JP, Given JD, Rymer WZ. Long-lasting reductions of spasticity induced by skin electrical stimulation. *IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering*. 1996;4(4):231-42.
- [4] Sonde L, Fernaeus SE, Nilsson CG, Viitanen M. Stimulation with low frequency (1.7 Hz) transcutaneous electric nerve stimulation (low-tens) increases motor function of the post-stroke paretic

- arm. *Scandinavian Journal of Rehabilitation Medicine*. 1998;30(2):95-9.
- [5] Park J, Seo D, Choi W, Lee S. The effects of exercise with TENS on spasticity, balance, and gait in patients with chronic stroke: a randomized controlled trial. *Medical Science Monitor*. 2014; 20:1890-6.
- [6] Stein C, Fritsch G, Robinson C, Sbruzzi G, Plentz RDM. Effects of Electrical Stimulation in Spastic Muscles After Stroke: Systematic review and meta-analysis of randomized controlled trials. *Stroke*. 2015;46(8):2197-2205.
- [7] Garcia MAC, Catunda JMY, Souza MN, Fontana AP, Sperandei S, Vargas CD. Is the Frequency in Somatosensory Electrical Stimulation the Key Parameter in Modulating the Corticospinal Excitability of Healthy Volunteers and Stroke Patients with Spasticity? *Neural Plasticity*. 2016; Article ID 3034963, 11 pages.
- [8] Ansari NN, Naghdi S, Khosravian T and Jalaie S. The interrater and intrarater reliability of the Modified Ashworth Scale in the assessment of muscle spasticity: Limb and muscle group effect. *NeuroRehabilitation*. 2008;23(3):231-7.
- [9] Hermens HJ, Freriks B, Merletti R et al. *European Recommendations for Surface Electromyography – SENIAM*. 8th ed. Enchede: Roessingh Research and Development; 1999.
- [10] Kobayashi M, Pascual-Leone A. Transcranial magnetic stimulation in neurology. *Lancet Neurology*. 2003;2(3):145-56.
- [11] Hallett M. Transcranial magnetic stimulation and the human brain. *Nature*. 2000;406(6792):147-50.
- [12] Catunda JMY. Efeitos de diferentes frequências de estimulação elétrica no reflexo de Hoffmann e na oposição ao movimento passivo de punho em indivíduos saudáveis [dissertação]. Rio de Janeiro: Universidade Federal do Rio de Janeiro, 2009.
- [13] Malhorta S, Pandyan AD. Spasticity, an impairment that is poorly defined and poorly measured. *Clinical Rehabilitation*. 2009;23(7):651-8.
- [14] Tinazzi M, Zarattini S, Valeriani M et al. Long-lasting modulation of human motor cortex following prolonged transcutaneous electrical nerve stimulation (TENS) of forearm muscles: evidence of reciprocal inhibition and facilitation. *Experimental Brain Research*. 2005;161(4):457-64.
- [15] Veldman MP, Maffiuletti NA, Hallett M, Zijdwind I, Hortobágyi T. Direct and crossed effects of somatosensory stimulation on neuronal excitability and motor performance in humans. *Neuroscience and Biobehavioral Reviews*. 2014;47:22-35.
- [16] Welmer A-K, Widén Holmqvist L, Sommerfeld DK. Location and severity of spasticity in the first 1-2 weeks and at 3 and 18 months after stroke. *European Journal Neurology*. 2010;17(5):720-5.

SISTEMA DE CONTROLE MULTIMODAL PARA CADEIRAS DE RODAS MOTORIZADAS: UMA ALTERNATIVA AO JOYSTICK

F. R. Martins*, D. P. Salgado* e E. L. M. Naves*

*Núcleo de Tecnologias Assistivas – Faculdade de Engenharia Elétrica
Universidade Federal de Uberlândia, Uberlândia, Brasil.
e-mail: felipe.rmartins@outlook.com

Resumo: O presente trabalho mostra o desenvolvimento de um sistema multimodal com design centrado no usuário para controle de uma cadeira de rodas motorizada de forma autônoma, utilizando-se de comandos de entrada advindos de sinais de eletromiografia de superfície (sEMG), de sinais eletroencefalográficos (EEG) e rastreamento da direção do olhar (*eye tracking*). O objetivo é que o sistema possa se ajustar confortavelmente a diferentes graus e particularidades de deficiências motoras. Para testar a efetividade do mesmo, devem ser realizados testes tanto em ambiente virtual como numa cadeira real. Espera-se que o sistema se insira no cenário de tecnologias assistivas como uma alternativa válida para auxiliar pessoas com deficiências motoras severas incapazes de operar um *joystick* a adquirir maior autonomia e melhor qualidade de vida.

Palavras-chave: Mobilidade, sistema multimodal, sinais bioelétricos, tecnologia assistiva, dispositivos vestíveis, design centrado no usuário.

Abstract: *This work bring the proposal of development of a multimodal system with a user-centered design to control a motorized wheelchair independently, using input commands such as surface electromyography signals (sEMG), electroencephalographic signals (EEG) and gaze tracking. The objective is that the system proposed can adjust to diverse kinds and particularities of physical disabilities. To test the effectiveness of the system, tests should be performed, in both a virtual environment (control of a virtual wheelchair in a simulation) and with a real wheelchair. It is expected that the system can be part of the assistive technologies as a valid alternative to help people with severe motor disabilities to gain independence and improve their quality of life.*

Keywords: *Assistive Technology, mobility, multimodal system, bioelectric signals, wearable devices, user-centered design.*

Introdução

Segundo dados do último censo do IBGE realizado em 2010, o Brasil possui um número superior a 45 milhões de pessoas com algum tipo de deficiência, sendo que aproximadamente 3,7 milhões sofrem com dificuldades motoras severas. Diante desta realidade, é crescente a demanda por dispositivos de tecnologia

assistiva (TA), como sistemas de comunicação aumentativa e alternativa (CAA), cadeiras de rodas inteligentes (*smart wheelchairs*), próteses e órteses diversas, dentre outros. Nos últimos anos, com o rápido desenvolvimento tecnológico, os dispositivos vestíveis integrados na TA (dispositivos vestíveis assistivos, por exemplo na forma de sensores de sinais bioelétricos) são peças-chaves para auxiliar esses indivíduos [1], promovendo à acessibilidade, autonomia, reinserção na sociedade, autoestima e melhoria da qualidade de vida. Para casos em que o indivíduo perdeu quase a totalidade de seus movimentos voluntários, como tetraplegia e esclerose lateral amiotrófica, os sinais bioelétricos são, frequentemente, uma das únicas opções restantes para controle de um dispositivo de TA[2].

Sendo assim, o sinal eletromiográfico (EMG), derivado da atividade muscular utilizado por várias décadas para controlar próteses de membros, pode também constituir uma interface de comando de uma cadeira de rodas motorizada [3]. Em alguns casos de deficiência, a direção do olhar é o único elemento físico controlável, elemento este que pode ser explorado por meio de dispositivos de *eye tracking*, ou rastreadores de direção do olhar, ou também pela aquisição e tratamento de sinais eletrooculográficos (EOG). Por fim, a aquisição dos sinais eletroencefalográficos (EEG) também é um recurso plausível a ser utilizado.

A cadeira de rodas motorizada (CRM) é um dispositivo TA indispensável para auxílio à mobilidade de pessoas com deficiências motoras severas. Entretanto, alguns usuários apresentam dificuldades em conduzi-las adequadamente. Dessa forma, testes com cadeiras de rodas reais podem apresentar riscos à segurança [4]. No começo dos anos 90, alguns estudos se desenvolveram abordando a concepção de simuladores de condução de CRMs [5], permitindo a realização de experimentos e a avaliação em diversas situações da condução de CRMs de forma totalmente segura [6]. São diversas as aplicações dos simuladores, podendo ser utilizadas para o aprendizado da condução [7], desenvolvimento de funcionalidades automáticas de condução [8], entre outros.

O objetivo deste projeto foi o desenvolvimento de um sistema multimodal, a ser acionado por múltiplos métodos de controle de origem fisiológica, como sEMG, IROG (oculografia por infravermelho), EEG, sopro/sucção e sinais vocais. A interface do sistema é centrada no usuário, ou seja, o mesmo foi moldado

segundo as capacidades e necessidades específicas de cada um [9]. Além disso, o sistema foi projetado para ser usado em ambiente virtual (simulador) e em ambiente real.

Materiais e métodos

A arquitetura básica do sistema é mostrada na Figura 1, onde é possível observar os dados de entrada, o fluxo da informação e a resposta na saída.

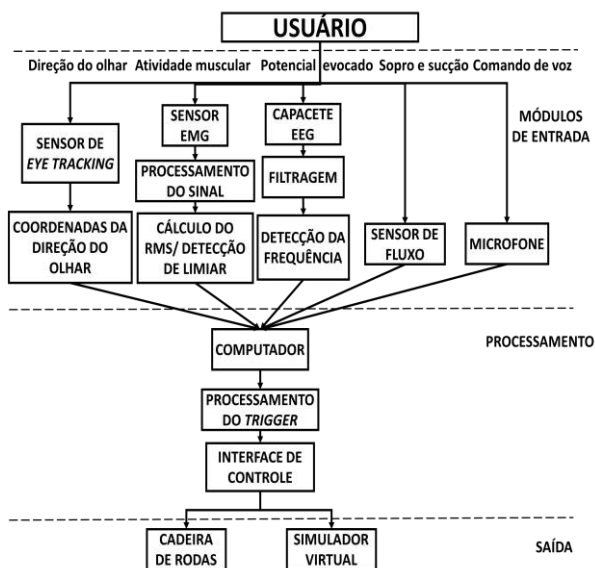


Figura 1: Arquitetura do sistema proposto.

Em [10] foi apresentado o circuito de controle da cadeira motorizada. Para desenvolvimento das várias interfaces foi utilizada a linguagem de programação em C#, usando a plataforma Microsoft Visual Studio® 2015.

A implementação do sistema envolve as seguintes etapas:

Implementação do módulo de controle por sinal sEMG – A detecção do sinal de eletromiografia de superfície é feita utilizando dois músculos diferentes, localizados na face. Foram pré-selecionados os músculos masseter e occipitofrontal, de forma que os eletrodos posicionados nestes músculos possam captar a atividade de contração dos mesmos.

O sinal captado é filtrado, processado e transformado em um comando do tipo *trigger* (gatilho) para uma interface apresentada para o usuário (Figura 2). Para o processamento do sinal, é utilizado um detector de limiar dinâmico, calculado a partir de uma janela de 200 amostras coletadas e armazenadas no microcontrolador.

A interface funciona a partir de um princípio de seleção indireta por varredura, primeiro pelas linhas e depois as colunas. Um primeiro gatilho é detectado pela contração voluntária do músculo da face e em seguida é utilizado para seleção da linha desejada (com os comandos para frente/trás ou esquerda/direita). Um segundo gatilho serve para confirmar a seleção do item

desejado pelo usuário, que recebe então um feedback visual indicando qual comando foi selecionado. Este comando é então enviado para a cadeira, que irá executá-lo até que um comando diferente seja recebido.

Foi desenvolvido para cadeira um sistema de anti-colisão, e caso a cadeira se aproxime de algum obstáculo, sensores ultrassônicos detectam tal aproximação e enviam um comando para parar a cadeira.

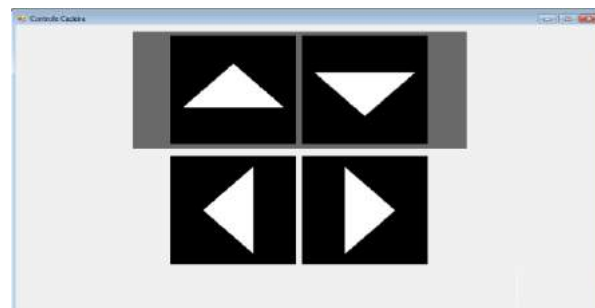


Figura 2: Interface proposta para o módulo sEMG.

Implementação do módulo de controle por oculografia por infravermelho – O desenvolvimento do módulo para controle da cadeira é feito utilizando o sensor The Eye Tribe® Tracker, um sensor de baixo custo capaz de detectar as coordenadas do olhar do indivíduo na tela, após um processo de calibração. A interface utilizada para o módulo de *eye tracking* é mostrada na Figura 3. As bibliotecas necessárias para funcionamento do sensor, disponibilizadas no website do fabricante, foram integradas ao sistema.

O comando é enviado para a cadeira por seleção direta, ou seja, enquanto o olhar do usuário estiver direcionado para um determinado comando, este é enviado pelo microcontrolador para a cadeira, sendo executada até que a direção do olhar se altere.

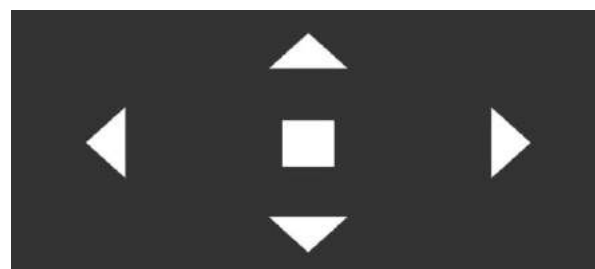


Figura 3: Interface de controle do módulo de *eye tracking*.

Implementação do módulo de controle por EEG – O controle da cadeira é baseado na detecção de potenciais evocados visualmente em regime estacionário (SSVEP), ou seja, sinais que podem ser considerados respostas naturais advindas de estimulações visuais em frequências específicas. A interface possui os itens de controle (setas direcionais e comando de parar), todos piscando em frequências específicas e distintas. O sensor capta o sinal provido do usuário e, após um processo de classificação, transforma o sinal em um comando a ser enviado para a cadeira. O

sensor utilizado nesse processo de detecção é o Emotiv® EPOC+.

Implementação do módulo de controle por sopro e sucção – Para controle da cadeira de rodas motorizada através de sopro e sucção, uma estratégia semelhante ao controle via sEMG de seleção indireta será aplicada. Neste caso, será utilizado um sensor de fluxo e cada um dos dois eixos de movimento será mapeado em um comando (sopro para frente e trás e sucção para esquerda e direita), onde um comando indica seleção do eixo e um segundo comando confirma a direção desejada. Após a seleção de um dos comandos, o comando para parar deverá ser executado logo em seguida, tanto por sopro quanto por sucção.

Implementação do módulo de controle através de comandos vocais – O módulo de controle para sinais vocais deverá ser construído em cima de uma interface semelhante à do módulo de *eye tracking*. Os cinco comandos básicos (frente, trás, esquerda, direita e parar) serão associados a seus respectivos representantes gráficos, de forma que após um reconhecimento bem-sucedido do comando este irá se destacar, a fim de dar um *feedback* visual para o usuário. O módulo também terá uma opção de descanso a fim de não obstruir o usuário em uma conversação caso este não deseje controlar a cadeira no momento.

Integração dos módulos no sistema embarcado – A última etapa de desenvolvimento do sistema multimodal consiste na integração de todos os módulos anteriores em um único sistema, que permita alternância dinâmica entre as diferentes formas de acionamento (sEMG, IROG, EEG, sopro e sucção e sinais vocais). O sistema será integrado à cadeira de rodas motorizada Seat Mobile SM2, a ser utilizada em conjunto com um dispositivo computacional (computador ou *tablet*).

Todas as atividades, pesquisas e resultados obtidos são devidamente documentados e registrados para posterior acompanhamento da trajetória do projeto, bem como pleno entendimento dos resultados obtidos ao final deste. Durante todo o processo de desenvolvimento são realizadas revisões e reavaliações de todas as etapas de construção já realizadas, de forma que, em conjunto com os testes de usabilidade feitos com usuários, seja possível se obter as melhores características possíveis do sistema multimodal como resultado final.

Testes em ambiente virtual – Fazendo uso do simulador de condução de cadeira de rodas ViEW [11], os usuários deverão utilizar essa plataforma virtual como forma de treinamento, avaliação e calibração dos módulos de controle da cadeira de rodas. Por meio desta ferramenta deverá ser possível avaliar o desempenho de cada módulo de controle para os voluntários de forma segura. Um cenário do simulador é mostrado na Figura 4.

Para que os testes possam ser realizados no ambiente virtual, é necessário existir uma correspondência do mesmo com o mundo real, ou seja, o sistema deve comunicar utilizando a mesma linguagem que o utilizador. Os comandos de controle deverão ser os mesmos que serão utilizados em ambiente real, a

resposta a esses comandos deverá se assemelhar à esperada no cenário real e as situações avaliadas no teste devem condizer com a realidade.



Figura 4: Simulador de cadeira de rodas ViEW.

Testes em ambiente real – Após a condução dos testes do sistema multimodal no simulador, deverão ser realizadas avaliações de desempenho a partir de testes feitos com usuários em ambientes reais, como mostrado na Figura 5. Para isso, um percurso será criado, onde os usuários deverão completá-lo no menor tempo possível, utilizando cada um dos métodos de controle. Deverão ser selecionados tanto voluntários sem deficiência quanto voluntários com diferentes graus de deficiência a fim de avaliar o desempenho do sistema com cada um deles.



Figura 5: Módulo sEMG em execução.

Resultados

Alguns dos módulos propostos para compor o sistema multimodal já se encontram desenvolvidos e funcionais. O módulo de controle por *eye tracking* pode ser executado em um ambiente de Windows (em um notebook, para portabilidade) e executa os processos de calibração e controle, interagindo adequadamente com a cadeira. O módulo sEMG, também executado na mesma plataforma, funciona em conjunto com a cadeira de rodas motorizada em um sistema *plug & play*, sendo necessário apenas rodar o programa após conectar o controlador no notebook. Por fim, tem-se também o módulo de potenciais evocados (EEG) pronto para ser integrado ao sistema multimodal.

Além disso, o módulo de controle por *eye tracking* foi desenvolvido visando compatibilidade com o simulador de cadeira de rodas virtual, de forma que é possível utilizá-los em conjunto para controle alternativo do simulador.

Discussão

Como ainda é virtualmente impossível desenvolver um único sistema que seja capaz de atender às necessidades de todas as particularidades das deficiências existentes, a utilização de sistemas multimodais é um dos modelos mais interessantes de se trabalhar, justamente por oferecer um maior número de soluções integradas de forma que seja possível abranger um maior número de usuários. Entretanto, é preciso identificar as limitações originadas dos diferentes tipos de deficiência e como elas influenciam nos métodos de acionamento para que o sistema se molde a partir dessas restrições e evite assim um esforço maior do usuário.

Todos os módulos já desenvolvidos foram testados em ambiente controlado a fim de se avaliar o desempenho de cada um no controle da cadeira de rodas. Dentre as observações feitas, percebeu-se que o módulo que utiliza o *eye tracking*, embora permita um controle mais preciso (por utilizar uma estratégia de seleção direta), é consideravelmente dependente do posicionamento da cabeça, sendo possível perder a posição dos olhos caso haja movimentos excessivos da cabeça, requerendo assim outra calibração.

Verificou-se também que o módulo do sEMG é mais simples de ser utilizado, por funcionar apenas por um gatilho (a detecção da contração muscular). Entretanto, o limiar de detecção do sinal EMG precisa ser bem ajustado de forma que não sejam detectados falsos positivos e nem haja perda de contrações realizadas.

Dentre esses dois módulos, percebeu-se que o controle por *eye tracking* é preferível em casos em que o usuário tem controle dos movimentos oculares e familiaridade com dispositivos de alta tecnologia, embora indivíduos que nunca tenham tido contato com esse tipo de dispositivo tenham sentido um estranhamento em relação a esse módulo. Já o módulo sEMG teve uma aprovação maior em função da simplicidade da estrutura do sistema, requerendo um período de treinamento e adaptação menor.

Conclusão

Tem-se, a partir do exposto ao longo deste trabalho, todas as ferramentas necessárias para alcançar o objetivo final, o desenvolvimento do sistema multimodal a ser utilizado pelos usuários de cadeira de rodas motorizadas.

Os módulos de controle por *eye tracking*, sEMG e por EEG, em seu atual estado, se encontram prontos para serem avaliados por usuários reais. Os módulos restantes (sopro e sucção e comandos vocais) estão em processo de desenvolvimento, para que seja possível então fazer a integração de todos os módulos em um sistema único e final.

Considerando o empenho no desenvolvimento de soluções em tecnologias assistivas que possam auxiliar pessoas com diversos níveis de deficiências motoras, o sistema aqui proposto deverá se tornar uma opção para esses indivíduos, não somente como uma forma de

permitir sua locomoção no ambiente, mas também como uma possibilidade para conseguirem mais autonomia, acessibilidade, e melhora em sua autoestima e qualidade de vida.

Agradecimentos

Os autores agradecem ao CNPq, a CAPES e a FAPEMIG pelo apoio financeiro necessário para a realização da pesquisa proposta, e à Ludymila Ribeiro Borges pelas contribuições dadas na pesquisa.

Referências

- [1] Velázquez, R. *Wearable assistive devices for the blind. Wearable and Autonomous Biomedical Devices and Systems for Smart Environment.* Springer Berlin Heidelberg; 2010. p.331-349.
- [2] Galvao C, Naves ELM, Pino P, Losson E, Andrade A, Bourhis G. *Alternative communication systems for people with severe motor disabilities: a survey.* *Biomedical Engineering Online*; 2011, 10:31, doi: <http://dx.doi.org/10.1186/1475-925X-10-31>.
- [3] Silva AN et al. *Virtual electric wheelchair controlled by electromyographic signals.* *4th ISSNIP Biosignals and Biorobotics Conference*; 2013. p.1-5.
- [4] Fehr L, Langbein W, Skaar S. *Adequacy of power wheelchair control interface for persons with severe disabilities: a clinical survey.* *Journal of Rehabilitation Research and Development*, vol.37(3); 2000.
- [5] Inma D et al. *Teaching orthopedically impaired children to drive motorized wheelchairs in virtual reality.* *Center on Disabilities Virtual Reality Conference*; 1994.
- [6] Erren-Wolters et al. *Virtual reality for mobility devices: training applications and clinical results: a review.* *International Journal of Rehabilitation Research*, vol. 30; 2007. p. 91-96.
- [7] Adelola IA, Cox SL, Rahman A. *Virtual environments for powered to wheelchair learner drivers: case studies.* *Technology and Disability*, vol. 21; 2009. p. 97-106.
- [8] Braga RAM, Petry M, Reis LP, Moreira AP. *IntellWheels: Modular development platform for intelligent wheelchairs.* *Journal of Rehabilitation Research & Development*, vol. 48(9); 2011. p. 1061-1076.
- [9] Endsley RM, Jones GD. *Design for situation awareness: an approach to user-centered design.* CRC Press, Second Ed.; 2011. p. 3-8.
- [10] Borges LR et al. *Sinais Eletromiográficos e eletrônica analógica aplicados ao controle de cadeira de rodas motorizadas.* XXIV Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica. 2014.
- [11] Morere Y, Bourhis G, Guilmois G, Taverne E, Coulombel L. *ViEW : a simulator for the training and the evaluation of the control of an electric wheelchair.* *AMSE Journals, Series Modelling C*, vol. 73(3); 2012. p.71-82.

RECONHECIMENTO DE PADRÕES EM SINAIS EMG COM REDE NEURAL PARA IMPLEMENTAÇÃO EM BRAÇO ROBÓTICO

E. L. Ferreira e M. M. Gouvêa Jr.

Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica, PUC Minas, Belo Horizonte, Brasil
e-mail: evelynelf@hotmail.com, maury@pucminas.br

Resumo: Pesquisas na área de Inteligência Artificial aplicada à Engenharia Biomédica têm buscado dispositivos que possam melhorar a qualidade de vida de portadores de deficiência física. O uso de sinais emanados da contração muscular (eletromiográficos), aplicados ao controle das próteses robóticas, tem facilitado a interação de deficientes físicos com o meio à sua volta. Este artigo apresenta um sistema inteligente capaz de processar sinais eletromiográficos e controlar movimentos básicos de um braço robótico. A classificação dos padrões dos movimentos foi feita por uma rede neural artificial do tipo *Multilayer Perceptron*, treinada pelo algoritmo *Backpropagation*. Os resultados mostraram que, para o reconhecimento dos padrões dos movimentos propostos, a rede neural artificial apresentou um acerto médio de 97%.

Palavras-chave: Reconhecimento de Padrões, Rede Neural Artificial, Sinal Eletromiográfico, Braço Robótico.

Abstract: *Research studies in Artificial Intelligence applied to Biomedical Engineering have sought to design devices which may improve the quality of life of people with physical disabilities. The use of signals from muscle contractions, applied to the control of robotic prostheses, has promoted the interaction between people with disabilities and their environment. This paper presents an intelligent system able to process electromyography signals and to control basic movements of a robotic arm. The pattern recognitions of the movements were performed by a multilayer perceptron artificial neural network, trained by the Backpropagation algorithm. The results showed that, for the pattern recognitions of the proposed movements, the artificial neural network presented an average success rate of 97%.*

Keywords: *Pattern Recognition, Artificial Neural Network, Electromyography Signal, Robotic Arm.*

Introdução

Pesquisas na área da Inteligência Artificial aplicada à Engenharia Biomédica buscam novos dispositivos inteligentes, para um melhor controle das próteses, melhorando a qualidade de vida do usuário por meio de maior independência e inclusão social. Os principais objetivos dessas pesquisas têm sido melhorar a integração homem-máquina e tornar esses dispositivos mais viáveis economicamente [1-2].

O uso de sistemas de controle, aplicados ao controle das próteses elétricas de membro superior, aumentam a mobilidade do portador de necessidades especiais e permitem que o mesmo controle a prótese com sinais do próprio corpo, fazendo com que a tarefa desejada seja alcançada de maneira eficaz [3-4]. Dessa forma, o desenvolvimento desses sistemas, gerenciados por sinais eletromiográficos captados dos músculos do braço que ainda possuem uma atividade detectável, tem permitido, por exemplo, replicar o movimento do antebraço, fazendo com que o controle do braço robótico siga a intenção do usuário [4-5].

O sinal eletromiográfico (EMG) é o sinal de controle muscular do corpo humano. Quando um portador de deficiência física contrai um músculo, ao realizar um determinado movimento, é possível captar sua intenção através da análise desse sinal. No estudo de reconhecimento e classificação de padrões dos movimentos, para o controle de próteses robóticas, o principal desafio é a estratégia utilizada para se transmitir para a prótese a intenção do movimento de seu usuário. Com o desenvolvimento dos sistemas baseados em Inteligência Artificial, várias técnicas vem sendo desenvolvidas e aperfeiçoadas, como Lógica Fuzzy e Redes Neurais Artificiais [6].

Uma Rede Neural Artificial (RNA) é um modelo computacional inspirado no neurônio biológico, muito utilizado para aproximação de funções de reconhecimento de padrões [7-8]. Uma RNA é uma boa alternativa para reconhecimento dos padrões dos movimentos via EMG, pois pode receber um sinal ainda não conhecido e generalizar a partir dos padrões treinados [6].

O objetivo deste trabalho é desenvolver um sistema inteligente baseado em RNA, para reconhecimento de padrões de sinais EMG, que será implementado em um braço robótico.

Materiais e métodos

A Figura 1 apresenta o diagrama de bloco simplificado do sistema proposto. Na etapa de captação do sinal, são usados eletrodos de superfície e a placa *MyoWare Muscle Sensor*, da *Advanced Technologies* para a detecção, condicionamento e aquisição do sinal EMG. É utilizada uma rede neural *Multilayer Perceptron* (MLP) para a classificação desses sinais em movimentos do braço robótico. Um microcontrolador Arduino é utilizado no sistema inteligente, onde, cada

signal de entrada é enviado à rede neural que faz a classificação dos movimentos de acordo com cada sinal e aciona o servomotor correspondente do braço mecânico.

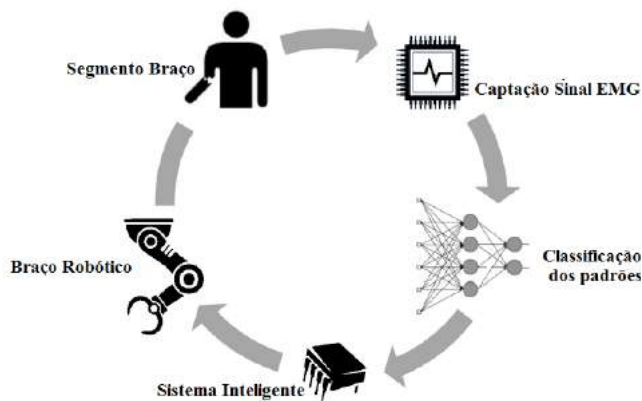


Figura 1: Diagrama de bloco do sistema proposto

Nesta pesquisa, são classificados cinco movimentos do braço: quatro movimentos simples (extensão e flexão do cotovelo, extensão e contração da mão) e um movimento composto (extensão do cotovelo e contração da mão), com apenas 2 canais de eletrodos, posicionados nos músculos Bíceps e Flexor Ulnar do Carpo.

Aquisição de dados EMG – Para avaliar o sistema proposto, decidiu-se trabalhar com um conjunto de sinais EMG coletados de 04 voluntários, idades entre 25-30 anos, sem antecedentes de lesão do aparelho locomotor. Todos os voluntários assinaram o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido, de acordo com o Comitê de Ética.

Para aquisição dos sinais EMG utilizou-se 6 eletrodos de superfície e 2 placas *MyoWare Muscle Sensor*. Três eletrodos são conectados na placa e este conjunto representa um canal de eletrodos, sabendo-se que eletrodos conectados à placa devem ser posicionados nos músculos de estudo, numa direção longitudinal em relação às fibras musculares e o eletrodo de referência posicionado em um grupo muscular distinto. Para a aquisição de um sinal adequado, fez-se a limpeza com álcool da região onde foram posicionados os eletrodos. A Figura 2 mostra o posicionamento dos canais dos eletrodos nos grupos musculares selecionados de um dos voluntários.



Figura 2: Posicionamento dos dois canais de eletrodos nos grupos musculares de estudo.

A placa *MyoWare Muscle Sensor* é responsável pelo condicionamento e aquisição do sinal EMG. O sinal

eletromiográfico possui baixa amplitude - *milivolts* - e, por esse motivo, é necessário o condicionamento do sinal. A placa possui um circuito condicionador composto de amplificadores e filtros responsáveis por eliminar os ruídos e amplificar o sinal desejado. Na saída da placa, o sinal já está retificado e integrado e é dado em *volts*.

Para a aquisição dos sinais, as placas foram conectadas ao microcontrolador Arduino e os dados enviados ao computador foram coletados através da *Arduino IDE* versão 1.6.7. A partir de testes de captação, foi adotado 50 *ms* de intervalo entre medições.

Para a etapa de extração das características dos sinais, utilizou-se a amplitude de tensão do sinal EMG. Essas características geram as entradas da Rede Neural Artificial. Ao todo, obteve-se 3.364 amostras do sinal EMG.

Classificação dos padrões – É nesta etapa que faz-se a associação das características extraídas do sinal EMG a um conjunto de classes previamente especificadas, onde cada classe representa um movimento. Adotou-se o método supervisionado e foram utilizadas as redes neurais artificiais, programadas no *software* Matlab R2013a.

Para tal, utilizou-se uma rede neural MLP, cuja arquitetura da rede contém 2 neurônios na camada de entrada, sendo que cada neurônio representa um canal de eletrodos, e 4 neurônios na camada de saída, onde foram utilizadas saídas binárias, em que apenas um neurônio é ativado para cada classe, sendo elas: cotovelo e mão em repouso, cotovelo flexionado, mão contraída e cotovelo flexionado e mão contraída.

No treinamento da rede neural, utilizou-se o algoritmo *Backpropagation* e definiu-se como condição de parada 1000 épocas de treinamento e erro médio quadrático (EQM) menor que 0.01.

Os dados da matriz característica foram divididos em: 60% para treinamento, 20% para validação e 20% para teste da RNA. E, então, os mesmos foram normalizados e embaralhados para serem enviados à entrada da rede neural.

Para determinar o número ideal de neurônio da camada oculta, foram realizados experimentos com três diferentes topologias da RNA, a saber, com 3, 5 e 10 neurônios na camada oculta. Como saída desse treinamento é gerado um vetor com os pesos ideais para a solução do problema, que é utilizado no sistema inteligente.

Sistema Inteligente – É constituído por um microcontrolador Arduino MEGA 2560 responsável por fazer a conversão do sinal EMG no movimento correspondente a partir da rede neural artificial, acionando o servomotor do braço mecânico.

Braço Robótico – Nessa pesquisa, utilizou-se 2 graus de liberdade do braço robótico OWI-535 para representar os movimentos propostos. O braço é acionado por servomotores de 5V, que estão acoplados a eixos, que por sua vez transmitem movimentos através de engrenagens. A saída do mesmo é então ligada ao microcontrolador Arduino. O sentido de giro do eixo

dos motores é controlado por meio de sinais de controles neurais.

Resultados

Para os experimentos com a RNA foram utilizadas topologias com 3, 5 e 10 neurônios na camada oculta. O objetivo foi encontrar a topologia com menor EQM de teste, melhor capacidade de generalização e processamento em tempo viável, uma vez que a rede neural é implementada em um microcontrolador Arduino.

A Figura 3 mostra a evolução do EQM do treinamento, para as diferentes topologias. Observa-se que na primeira topologia, com apenas 3 neurônios na camada oculta, em azul, o EQM oscila muito, não garantindo à RNA boa capacidade de generalização. Nas três topologias, os valores do EQM são muito baixos, em torno de 0,03. Pela análise gráfica, conclui-se que a topologia 10 possui menor EQM e é a mais estável.

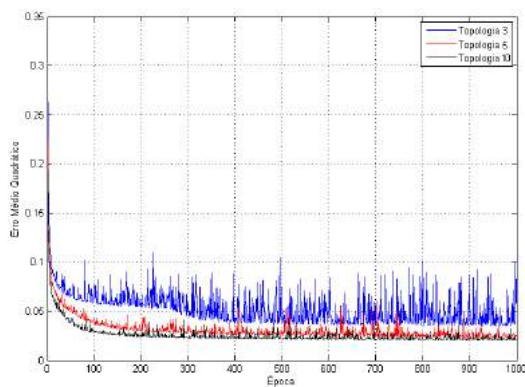


Figura 3: EQM do conjunto de treinamento para diferentes topologias.

A Tabela 1 mostra os EQMs obtidos de todas as topologias e o tempo gasto no treinamento da rede. Os dados apresentados comprovam a análise dos gráficos da Figura 3. Observa-se que os valores do EQM de treinamento e validação, para as topologias 5 e 10 são próximos e melhores do que o da topologia 3. Sendo que a topologia 10 é a que tem o menor EQM.

Tabela 1: Dados do treinamento das topologias propostas.

Topologia	EQM		Tempo de Treinamento
	Treinamento	Validação	
3	0,048954	0,045717	24,765 s
5	0,024380	0,022107	29,719 s
10	0,021106	0,020659	41,672 s

Quanto ao tempo de treinamento, o tempo de execução das redes são próximos e menor do que 1 minuto. Observa-se que, quanto maior o número de neurônios na camada oculta, maior o tempo de treinamento da rede neural.

A Tabela 2 mostra o EQM e a taxa de acerto para o conjunto de teste. Todas as topologias tiveram uma taxa de acerto superior à 96%, confirmando a capacidade de generalização da rede neural. A RNA com 10 neurônios na camada oculta se destacou das demais topologias com menor EQM e maior taxa de acerto.

Tabela 2: Dados do teste das topologias propostas.

Topologia	Taxa de acerto	EQM
3	97,62 %	0,0402035
5	96,14 %	0,0312474
10	98,95 %	0,0280948

Esses resultados mostram que a rede neural possui um ótimo desempenho para realizar a separação de classes e a generalização dos padrões dos sinais EMG.

Optou-se, então, por utilizar no sistema inteligente a topologia com 10 neurônios na camada oculta, uma vez que esta conseguiu mapear melhor os dados, por apresentar taxa de acerto superior às demais topologias.

Para a avaliação do sistema inteligente, foi implementada a RNA com 10 neurônios na camada oculta no Arduino. Os pesos sinápticos adquiridos na etapa de treinamento foram passados para a rede implementada. A RNA recebe em sua entrada os valores do sinal EMG captados das placas *MyoWare Muscle Sensor* em tempo real. A rede neural processa a informação e aciona o servomotor correspondente ao movimento executado. É informado em tela, através do *software* Arduino IDE, o resultado obtido pela rede. A Figura 4 mostra o resultado da RNA em tempo real para alguns padrões de sinais EMG.

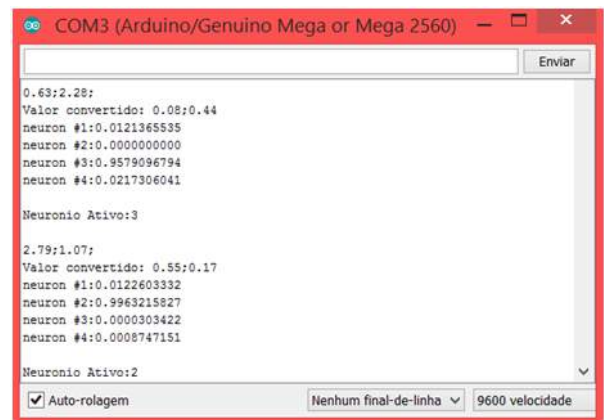


Figura 4: Saída da RNA do sistema inteligente em tempo real.

Para a realização do experimento foi escolhido um indivíduo, idade de 30 anos, sem antecedentes de lesão do aparelho locomotor. Analisou-se as cinco classes de movimentos do braço: extensão e flexão do cotovelo, extensão e contração da mão e flexão do cotovelo e contração da mão. Os movimentos foram realizados tendo em mente a naturalidade dos mesmos e de forma a evitar fadiga muscular.

A Tabela 3 mostra a taxa de acerto do sistema inteligente para o reconhecimento do sinal EMG e execução do movimento pelo braço robótico. Foram realizados 80 movimentos aleatórios no experimento. Os resultados indicam uma variação na resposta do sistema inteligente em função do tipo de movimento realizado, com taxa de acerto variando de 70% a 100%.

Tabela 3: Taxa de acerto do sistema inteligente.

Movimento	Taxa de acerto
Extensão do cotovelo	90 %
Flexão do cotovelo	70 %
Extensão da mão	90 %
Contração da mão	100 %
Flexão do cotovelo e contração da mão	85 %

Considerando outras pesquisas, na área de reconhecimento de sinais eletromiográficos do segmento do braço, é possível afirmar que os resultados deste trabalho apresentam um patamar igual ou superior aos demais encontrados na literatura. Exemplificando, Barros [6] desenvolveu um sistema dedicado à análise de sinais EMG, para a classificação de quadro padrões de movimentos do segmento mão-braço. A classificação dos padrões foi feita por uma rede neural MLP e obteve 93%-97% de acerto na classificação de movimentos dos sinais EMG previamente coletados de um voluntário. Momen et al. [9] apresentaram um classificador de movimento em tempo real. Na pesquisa foi utilizado a técnica *fuzzy c-means* para classificação dos padrões de quatro movimentos distintos do braço. O método proposto teve taxa de acerto de 92,7% \pm 3.2% para classificação dos padrões. Na pesquisa [10] foi utilizado uma RNA para classificação de cinco movimentos distintos do segmento mão-braço. Em um estudo *off-line*, foi obtido uma taxa de acerto média de 86%. Bermudez et al. [11] apresentaram um sistema para processamento do sinal EMG onde foi utilizado um eletromiógrafo para aquisição dos sinais e uma rede neural MLP para classificação de quatro movimentos do segmento mão-braço. Obteve-se uma taxa de acerto de 81%-100%.

Conclusão

Na primeira etapa da pesquisa, onde foram coletados os sinais EMG de 4 voluntários e classificados por uma RNA com diferentes topologias, obteve-se uma taxa de acerto média de 97% para classificação dos padrões. Com isto, concluiu-se que uma RNA é capaz de realizar a separação de classes e a generalização dos padrões dos sinais EMG.

Em relação à segunda etapa da pesquisa, concluiu-se que o sistema inteligente é capaz de reconhecer os padrões dos sinais EMG, em tempo real, para controlar um braço robótico com dois graus de liberdade.

Esta pesquisa proporciona um embasamento teórico e prático para que sistemas inteligentes baseados em RNA sejam utilizados no controle de uma prótese robótica com o intuito de proporcionar aos portadores

de deficiência física maior independência, qualidade de vida e inclusão social.

Agradecimentos

À CAPES, pelo apoio na forma de bolsa de estudos.

Referências

- [1] Lunardini F, et al. Robustness and reliability of synergy-based myocontrol of a multiple degree of freedom robotic arm. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*. 2015, 99: 1-12.
- [2] Puttasakul T, Sangworasil M, Matsuura T. Realization of robust real time robotic arm control system based on EMG signal. In: 8th Biomedical Engineering International Conference; 2015 Nov 25-27; Pattaya. 2015. p.1-4.
- [3] Caldwell P, Al-Bayaty R, Kellar C. Biomechanics: surface electromyography prosthesis control. In: 5th International Conference of the IEEE Biomedical Engineering and Informatics; 2012 Oct 16-18; Chongqing, China. 2012. p.786-9.
- [4] Shenoy P, et al. Online electromyographic control of a robotic prosthesis. *IEEE Transaction on Biomedical Engineering*. 2008, 3: 1128-1135.
- [5] Lamanna F L, et al. Controle de um braço robótico por sinal eletromiográfico. In: 10th Conferência de Estudo em Engenharia Elétrica; 2012 Sep 24-28; Uberlândia, Minas Gerais. 2012. p.1-5.
- [6] Barros K. Metodologia para classificação de sinais EMG para controle de próteses com baixo esforço computacional [dissertação]. Uberlândia: Universidade Federal de Uberlândia; 2005.
- [7] Gouvêa Jr. M M. A neural-based gradient optimization in large power systems. *WSEAS Transaction on Systems*. 2012, 11: 8.
- [8] Meireles M R G, Almeida P E M, Simões M G. A comprehensive review for industrial applicability of artificial neural networks. *IEEE Transaction on Industrial Electronics*. 2003, 50(3): 585-601.
- [9] Momen K, Krishnan S, Chau T. Real-time classification of forearm electromyographic signals corresponding to user-selected intentional movements for multifunction prosthesis control. *IEEE Transaction on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*. 2007, 4: 535-542.
- [10] Favieiro G, Balbinot A, Barreto M M. Decoding arm movements by myoelectric signal and artificial neural networks. In: Conference of the IEEE Biosignals and Biorobotics; 2011 Jan 6-8; Vitoria, Espirito Santo. 2011. p. 1-6.
- [11] Bermudez R, Balbinot A, Shuck A. Caracterização de movimentos do segmento mão-braço através de wavelets e redes neurais artificiais. In: 25th Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica; 2014.

AUTOMAÇÃO DE BAIXO CUSTO PARA UMA CADEIRA DE RODAS

S. R. Marcondes*, J. M. Maia**, L. A. K. de Andrade**

*IFPR - Instituto Federal do Paraná - IFPR, Telêmaco Borba, Brasil

**CPGEI - DAELN - Universidade Tecnológica Federal do Paraná - UTFPR, Curitiba, Brasil

e-mail: samuel.marcondes@ifpr.edu.br

Resumo: O desenvolvimento de tecnologias assistivas tem se tornado cada vez mais importante, sendo até mesmo objeto de políticas públicas que buscam promover uma maior participação através de medidas de acessibilidade. Partindo dessa premissa, esse trabalho realizou a automação de uma cadeira de rodas comercial, através da execução de um projeto eletrônico e mecânico. Para isso, foram utilizados materiais como: motores de corrente contínua, microcontrolador, placa de potência, baterias, etc. Na concepção inicial do projeto, buscou-se oferecer o menor custo possível, aumentando assim a acessibilidade implícita nesse desenvolvimento tecnológico, que tem como um de seus principais objetivos a inclusão de um maior número possível de pessoas. Os resultados de funcionamento do protótipo foram satisfatórios, pois o mesmo foi capaz de obter parâmetros similares (distância percorrida e velocidade média) de uma cadeira de rodas motorizada disponível comercialmente, com a autonomia de uma carga completa das baterias. Também apresentou um custo consideravelmente menor que o modelo mais comum de cadeira de rodas motorizadas e disponível comercialmente.

Palavras-chave: Tecnologia Assistiva, Automação, Cadeira de Rodas.

Abstract: *The assistive technologies development becomes more and more importance, being even object of public politics which promote a larger involvement through assistive actions. This work accomplished the commercial wheelchair automation through an implementation an electronic and mechanical project. To realize it was used materials such as DC motors, microcontrollers, power board, batteries, etc. The initial conception of this project was offering the lowest cost as possible, increasing the implicit accessibility of this technological development, which has as of the main objectives, the inclusion a bigger number of users. The operational prototype results were satisfactory, because similar parameters (final distance and mean velocity) found in a commercial wheelchair were obtained in this model with fully charged batteries. Also a lower construction cost compared to commercial wheelchair was achieved.*

Keywords: *Assistive Technology, Automation, Wheelchair.*

Introdução

A Tecnologia Assistiva é uma expressão utilizada para identificar todos os recursos e serviços que contribuem para proporcionar ou ampliar habilidades funcionais de pessoas com deficiências e, consequentemente, promover vida independente e inclusão. Como já citado, é dividida em duas classes: Recursos: são produtos ou equipamentos fabricados em larga ou baixa escala utilizados para otimizar as capacidades funcionais de pessoas que possuem alguma deficiência. Serviços são definidos como ações que auxiliam diretamente uma pessoa com deficiência a selecionar, comprar ou usar os recursos acima definidos, eles são oriundos de diferentes áreas e envolvem muitas pessoas [1].

A concepção e desenvolvimento de dispositivos de tecnologia assistiva têm características específicas quando são comparados aos projetos de produtos que usam o conceito da normalidade. Os itens produzidos em larga escala apresentam diversas conjunturas de mercado que conduzem para uma padronização e uma produção em linha, o que favorece diretamente no custo final do produto. O contrário ocorre quando a produção é voltada para a tecnologia assistiva, pois o público alvo desses recursos apresentam condições únicas que exigem novas soluções específicas, com projetos voltados para a sua utilidade e inclusão de um maior número de pessoas [2].

A cadeira de rodas é um recurso da tecnologia assistiva direcionado para a mobilidade do usuário, composto por uma estrutura de postura e rodas móveis, que somadas formam um conjunto dinâmico de assento [3]. O que diferencia as cadeiras de rodas motorizadas das cadeiras de rodas convencionais é o fato de que elas são constituídas por uma estrutura, um assento, além de toda a eletrônica embarcada. Esse último fator eleva o seu custo final, o que acaba inviabilizando esse recurso às pessoas que não tem condições físicas para utilizar uma cadeira de rodas convencional.

O presente trabalho visa desenvolver a automação de uma cadeira de rodas manual que atenda às necessidades de locomoção de seu futuro utilizador, almejando ter parâmetros, de velocidade média e distância percorrida, satisfatórios para o seu deslocamento no período diário, colaborando dessa forma com a sua funcionalidade de locomoção.

Materiais e métodos

O diagrama em blocos do projeto eletrônico desenvolvido é apresentado na figura 1.

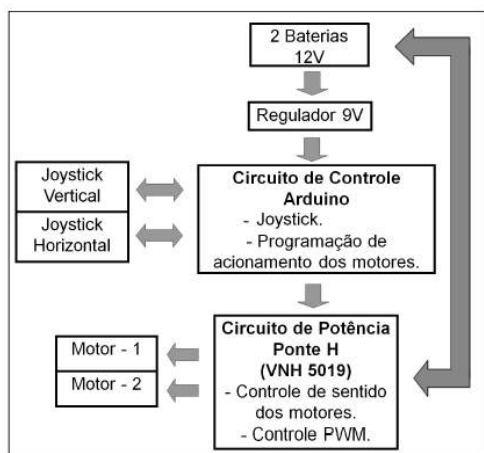


Figura 1: Diagrama em blocos do projeto eletrônico.

Circuito de Controle - O circuito de controle estabelece uma relação com um conjunto de entradas e saídas do sistema, ou seja, as entradas presentes para o controle do sistema caracterizam-se pelos sinais vindos do joystick (é a partir dele que são gerados os sinais analógicos de entrada), e as saídas são as conexões com a placa de acionamento dos motores, a VNH5019. Todas as entradas e saídas são interpretadas por um microcontrolador, que é responsável por desenvolver todas as lógicas através de uma programação em linguagem C elaborada em um ambiente de software livre. Conforme o diagrama do projeto eletrônico, existe a necessidade de implementar um regulador de tensão para estabilizar o nível de tensão de 24 VCC para 9 VCC, tendo em vista que a tensão nominal da placa do microcontrolador opera entre a faixa de 5 VCC e 12 VCC. O microcontrolador utilizado no sistema foi a plataforma Arduino UNO R3, que ofereceu a mais eficiente comunicação com os demais circuitos, além de sua fácil implementação e seu reduzido custo.

O Arduino UNO R3 possui um microcontrolador ATmega328 com memória flash de 32 kB, 14 entradas e saídas digitais das quais 6 podem ser utilizadas para controle PWM e 6 entradas analógicas, além dessas entradas existem algumas saídas para alimentação de algum dispositivo externo desejado, como as saídas de 5 VCC e 3,3 VCC junto a um GND para fechamento do circuito. Como exemplo, foi a saída de 3,3 VCC a responsável por alimentar o joystick para seu funcionamento. O circuito de controle é responsável pelo controle de movimento da cadeira, assim ele realiza consecutivas leituras dos sinais analógicos enviados pelo joystick para inseri-los na lógica de programação. O joystick utilizado possui em sua placa quatro pinos para conexão, dos quais dois são para sua alimentação com uma tensão de até 5 VCC, e os outros dois pinos são responsáveis pelo envio dos sinais analógicos, um pino para a saída da posição horizontal

(X) e o outro pino para a saída da posição vertical (Y). A ligação do joystick ao Circuito de Controle e Potência na fase de testes é apresentada na figura 2.

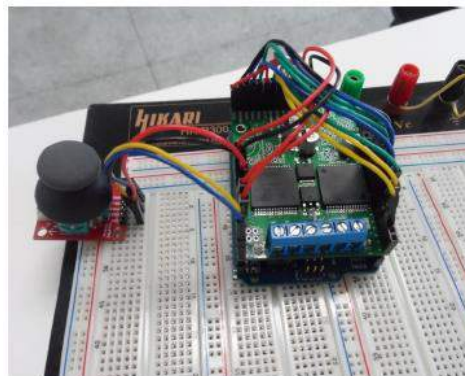


Figura 2: Comunicação do joystick com o Circuito de Controle e Potência.

Circuito de Potência - O circuito de potência é composto pela placa de potência VNH5019, essa alimentada por duas baterias de chumbo-ácido de 12 VCC - 45 Ah, ligadas em série totalizando um conjunto de 24 VCC, que irão alimentar o projeto eletrônico como um todo. Essa é uma bateria amplamente difundida e assim confere um melhor custo-benefício ao protótipo. Conforme a equação 1, as baterias fornecem a seguinte potência instantânea para o projeto eletrônico.

$$P = U \cdot i = (12.45) + (12.45) = 1080 \text{ Wh} \quad (1)$$

onde P representa a potência instantânea das baterias, U representa a tensão de alimentação das baterias e i representa a quantidade de energia armazenada pela bateria em ampère-hora - Ah.

A placa de potência utilizada no circuito possui duas pontes H responsáveis pelo controle do sentido de giro dos motores e pelo controle de suas velocidades, conforme o esquema apresentado na figura 3.

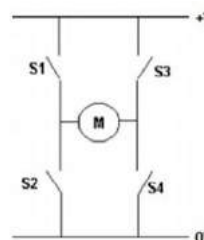


Figura 3: Pontes H utilizadas para o controle dos motores.

A ponte H tem a função de inverter o caminho da corrente que chega ao motor, ou seja, como mostra a figura acima ela pode trabalhar fechando os contatos S1 e S4 ou S3 e S2 e, dependendo do ciclo de fechamento, é caracterizado o sentido de rotação dos motores. As pontes H utilizadas no circuito são as VNH5019 da

marca ST, que operam na faixa de 5,5 VCC a 24 VCC e suportam até 12 A por entrada, com picos de 30 A por um pequeno período de tempo. A figura 4 apresenta o esquema de ligação da placa de potência.

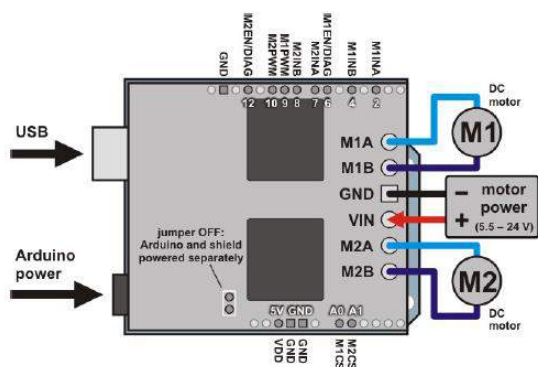


Figura 4: Esquema de ligação da placa de potência VNH5019 [4].

A placa de potência possui as conexões de alimentação em sua região central, e conexões de saídas para o comando das pontes H em suas laterais. A placa VNH5019 opera com a energia fornecida para os motores, dessa forma não é necessário alimentá-la individualmente. Todo projeto eletrônico foi instalado em uma carcaça de fonte de alimentação ATX, amplamente utilizada em desktops.

Segundo o *datasheet* dos motores utilizados [5], os mesmos possuem um torque de 506 Ncm, corrente nominal de 12,5 A trabalhando a uma tensão de 24 VCC e uma rotação de 2.600 RPM. A massa aproximada do conjunto (cadeira e pessoa) é de 130 kg (90 kg do usuário e 40 kg da cadeira), assim, calcula-se a força normal exercida sobre os pneus, conforme a equação 2.

$$N = m \cdot g = (130 \cdot 9,81) = 1275,3 \text{ N} \quad (2)$$

onde N representa o peso normal da cadeira, m representa a massa do conjunto (cadeira e pessoa) e g representa a aceleração da gravidade.

Com a cadeira em equilíbrio vertical (Normal = Peso), calcula-se a força de atrito, conforme a equação 3.

$$F_{at} = \mu \cdot N = (0,03 \cdot 1275,3) = 38,26 \text{ N} \quad (3)$$

onde F_{at} representa a força de atrito do conjunto, μ representa o coeficiente de atrito estático e N representa a força normal da cadeira.

Desse modo, a equação 4 apresenta o torque mínimo para o movimento do conjunto (cadeira e pessoa).

$$T = F_{at} \cdot r = 38,26 \cdot 25 = 956,5 \text{ Ncm} \quad (4)$$

onde T representa o torque mínimo, F_{at} representa a força de atrito do conjunto e r representa o raio (em cm) da roda da cadeira.

Logo, o torque mínimo será de 956,5 Ncm / 2 (número de motores) = 478,25 Ncm. Dessa forma, o

torque mínimo de cada motor em angulações retas é de 478,25 Ncm, visto que o torque nominal dos motores segundo o seu *datasheet* é de 506 Ncm, os mesmos atendem a demanda necessária de torque.

Sistema de Transmissão - A relação de transmissão escolhida para um bom desempenho do conjunto se trata de uma transmissão utilizada em bicicletas motorizadas, ou seja, é acessível, além de oferecer uma fácil instalação e manutenção. A mesma possui um conjunto de coroa e catraca, sendo acionada por uma corrente dentada, que pode ser facilmente regulada e alinhada. A coroa é acoplada diretamente ao eixo do motor, sendo responsável por transmitir o torque gerado pelo motor através da catraca. A relação utilizada foi de 1:5, diminuindo dessa forma a rotação do eixo do motor de 2.600 RPM para respectivos 520 RPM no eixo da roda da cadeira. A figura 5 apresenta o Sistema de Transmissão da Cadeira de Rodas Automatizada.



Figura 5: Sistema de Transmissão da Cadeira de Rodas Automatizada.

Suporte de Baterias - Para garantir a autonomia das baterias, o posicionamento correto das mesmas não poderia interferir diretamente na movimentação da cadeira, além de ser fundamental que as mesmas estivessem centralizadas para uma melhor distribuição de peso. Dessa forma, o local escolhido foi abaixo do acento, o que também garantiu uma maior sustentação, da estrutura. Para que o suporte de baterias fosse resistente o suficiente e oferecesse a maior segurança para o usuário da cadeira de rodas, o mesmo foi colocado com auxílio de duas barras paralelas entre si e uma chapa de pequena espessura para melhor sustentação. As barras de sustentação da chapa têm o comprimento de 440 mm x 40 mm de largura, e a chapa tem o comprimento de 420 mm x 20 mm de largura.

Materiais Utilizados - Considerando que o presente trabalho se trata de uma aplicação tecnológica de baixo custo, a tabela 1 apresenta a relação de materiais utilizados, bem como o custo total (material e frete) apresentado pelos mesmos. O item mão-de-obra foi inserido devido ao trabalho de usinagem que foi realizado por terceiro na implementação.

Tabela 1: Materiais Utilizados e Tabela de Custos.

Material	Custo
Plataforma Arduino UNO R3	R\$ 126,93
2 Motores CC - Modelo F006KM060N	R\$ 481,00
Ponte H - Modelo VNH 5019	R\$ 274,72
Joystick	R\$ 33,15
2 Baterias 12V - 45Ah	R\$ 320,00
Terminal de Conexão para Baterias	R\$ 20,00
Cabos de Conexão para Baterias	R\$ 150,00
2 Correntes	R\$ 110,00
2 Coroas	R\$ 40,00
2 Cubos de Rodas	R\$ 60,00
2 Câmaras de Pneu	R\$ 30,00
Pintura e Acabamento	R\$ 97,00
Mão-de-obra	R\$ 180,00
TOTAL	R\$ 1.922,80

Resultados

A cadeira de rodas foi submetida a testes objetivando verificar o seu funcionamento. Para isso foram considerados dois usuários com massas distintas, escolha essa visando encontrar diferenças nos resultados. Os testes foram feitos sob o plano, pois essa foi a concepção inicial do projeto, e ambos os testes foram realizados com a carga completa das baterias para não oferecer comprometimento aos resultados. Os resultados dos testes para as variáveis analisadas são apresentados na tabela 2.

Tabela 2: Resultados dos Testes da Cadeira de Rodas.

Usuário	Distância Percorrida	Velocidade Média
Mulher - 75 kg	15.230 m	2,6 m/s
Homem - 85 kg	14.590 m	2,4 m/s

Discussão

As variáveis analisadas nos testes da cadeira foram escolhidas com o objetivo de comparação com modelo disponível comercialmente [6]. Nos dois testes realizados, o conjunto manteve uma velocidade média aproximada de 2,5 m/s, o que demonstra que os 10 Kg existentes na diferença entre a massa dos usuários, não são suficientes para alterar significativamente a velocidade média do conjunto. Quanto à variável distância percorrida, os resultados também não apresentaram diferenças relevantes, indicando que, para usuários dentro da faixa de peso (75 kg e 85 kg), a cadeira de rodas é capaz de percorrer uma distância satisfatória no período de 24 horas. Quanto ao custo final do protótipo, o mesmo apresentou um valor consideravelmente menor (R\$ 2.000,00) quando comparado ao valor de venda de um modelo comercial

de uma cadeira de rodas motorizada (em torno de R\$ 8.000,00).

Conclusão

Desde o início do projeto, foi observado que o mesmo seria uma oportunidade de contribuição ao tema tecnologia assistiva, pois um projeto capaz de controlar os motores de uma cadeira de rodas com um custo menor quando comparado ao modelo comercial, é tido como um projeto viável financeiramente. Os resultados obtidos mostram que, para a concepção inicial do projeto, o protótipo elaborado atendeu às expectativas iniciais, pois os resultados apresentaram parâmetros próximos quando comparados a uma cadeira de rodas motorizada disponível no mercado. Surge como oportunidade futura, adaptações para que a cadeira de rodas seja capaz de transitar em terrenos com inclinação, nesse caso um circuito de potência mais robusto (com uma maior capacidade de drenagem de corrente) precisaria ser implementado em substituição ao atual.

Referências

- [1] Schirmer CR, et al. Atendimento Educacional Especializado: Deficiência Física. Editora Cosmos: Brasília; 2007.
- [2] Dong H. Shifting Paradigms in Universal Design. Universal Access in Human Computer Interaction. 2007. p. 66-74.
- [3] Alvarenga FB. Desenvolvimento de sistemas de motorização alternativa para cadeira de rodas convencionais [dissertação]. Campinas: Universidade Estadual de Campinas; 2002.
- [4] Pololu Dual VNH5019 Motor Driver Shield User's Guide. Disponível em <https://www.pololu.com/docs/pdf/0J49/dual_vnh5019_motor_driver_shield.pdf> Acesso em: 19 abr. 2016.
- [5] Catálogo de Motores Elétricos BOSCH. Modelo F006KM060N. Disponível em <http://www.kalatec.com.br/Motor_Bosch/catalogo2011_Bosch_ktc.pdf> Acesso em: 20 abr. 2016.
- [6] Manual do Proprietário. Cadeira de Rodas Motorizadas. Disponível em: <http://www.freedom.ind.br/arquivos/produto/manual_br/cadeiras_motorizadas.pdf> Acesso em: 22 abr. 2016.

APLICAÇÃO DE JOGOS SÉRIOS PARA REABILITAÇÃO DE PACIENTES COM DEFICIÊNCIA FÍSICA NOS MEMBROS SUPERIORES

F. G. Fernandes*, A. Cardoso* e E. A. Lamounier Jr.*

* Universidade Federal de Uberlândia - UFU, Uberlândia - MG, Brasil
e-mail: flavia.fernandes92@gmail.com

Resumo: O desenvolvimento de tecnologias da informação vem auxiliando inúmeras práticas na área da saúde, em atividades como diagnóstico, terapia, gerenciamento e educação, o que exige a necessidade de mudanças e desenvolvimento de novas habilidades pelos profissionais das áreas envolvidas. Nessa perspectiva, o objetivo deste trabalho é adaptar *serious games* para indivíduos com deficiência física nos membros superiores, principalmente crianças e adolescentes. Como metodologia, foram utilizados os recursos da Realidade Virtual, além das funcionalidades do dispositivo vestível *Myo* para controlar os *serious games*. Logo, espera-se contribuir na motivação de pacientes, através das inovações tecnológicas, gerando um ambiente de reabilitação mais interativo, lúdico e atrativo, também tornando mais fácil a aceitação da deficiência. Como resultados, também pretende-se impactar na melhoria da qualidade de vida dos pacientes que se encontram nessa categoria, além da promoção da acessibilidade no meio social.

Palavras-chave: deficiência física, jogos sérios, reabilitação.

Abstract: *The development of information technology has been helping numerous practices in health, in activities such as diagnosis, treatment, management and education, which requires the need for change and development of new skills by professionals of the areas involved. In this perspective, the objective of this work is to adapt serious games for individuals with physical disabilities in the upper limbs, especially children and adolescents. As methodology, the resources of the Virtual Reality were used in addition to the features of Myo wearable device to control serious games. Soon, we hope to contribute in motivating patients through technological innovations, creating an environment more interactive, playful and attractive rehabilitation, also making it easier acceptance of disability. As a result, also aims to impact on improving the quality of life of patients who are in this category, in addition to the promotion of accessibility in the social environment.*

Keywords: *disability, serious games, rehabilitation.*

Introdução

A reabilitação é um procedimento que exige o conhecimento sobre a enfermidade a ser tratada e as deficiências causadas no movimento. A cada dia, torna-

se mais evidente a necessidade de embasamento científico sobre o corpo humano e suas respostas fisiológicas para uma consistente tomada de decisão, visando a recuperação das funções motoras, prevenir e reduzir os riscos de novas lesões [1].

Assim, jogos de reabilitação abrem novas possibilidades, onde exercícios físicos de reabilitação podem ser realizados em casa pelo paciente, com ou sem a presença do fisioterapeuta. A ideia da reabilitação virtual é que o paciente siga as instruções de exercícios do jogo corretamente, realizando os exercícios em casa e retorne ao centro de reabilitação uma ou duas vezes por semana para monitorar a evolução do tratamento e receber novas orientações sobre exercícios, quando necessário [2].

Nessa linha de raciocínio, o objetivo deste trabalho é adaptar *serious games*, que utilizam Realidade Virtual e dispositivo vestível *Myo*, para crianças e adolescentes com faixa etária de seis a quinze anos com deficiência física nos membros superiores, a fim de que eles tenham maior acessibilidade a jogos, lazer e entretenimento e melhor aceitação da deficiência.

Enfim, espera-se que os resultados deste estudo possam contribuir, de alguma forma, com as discussões atuais e futuras em torno da temática sobre o uso de *serious games* utilizando Realidade Virtual e dispositivos vestíveis (*wearables*) para auxiliar no processo de reabilitação de pessoas deficientes.

Materiais e métodos

Neste trabalho, foi investigado se a tecnologia de Realidade Virtual juntamente com dispositivos vestíveis (*wearables*), aplicados ao contexto de *serious games* para pessoas com deficiência física, têm potencial para auxiliá-las na reabilitação e avaliar o comportamento das pessoas ao utilizarem o sistema.

As atividades e ferramentas utilizadas para o desenvolvimento deste trabalho foram: a pesquisa sobre os tipos de deficiência física nos membros superiores; o estudo e seleção de jogos para adaptá-los para pessoas deficientes; interação de jogos através do dispositivo vestível *Myo*; testes com os pacientes para coleta de dados; e análise estatística sobre os resultados obtidos.

Myo é um bracelete de reconhecimento de gestos, que permite o controle de aplicativos e dispositivos sem a necessidade de interagir com nenhum outro periférico. O *Myo* utiliza os mesmos parâmetros de sinais mioelétricos que são utilizadas em próteses de braços. Além do grande interesse na utilização da ferramenta

para diversas aplicações, vários conectores já foram desenvolvidos e podem ser baixados gratuitamente no *play store*. O mesmo é compatível com os mais populares sistemas operacionais e se comunica por *Bluetooth*, o que torna tal tecnologia propensa a ser rapidamente aceita e usada mundialmente [3].

Existem diversos tipos de deficiência física nos membros superiores. Na instituição pesquisada, foram encontrados pacientes com os seguintes diagnósticos, com os quais foram realizados testes, posteriormente:

Agnesia de mão: É a ausência completa ou parcial do membro [4], como pode ser visto pode ser observado na Figura 1.



Figura 1: Agnesia de mão.

Hemimelia de antebraço: Acontece quando há encurtamento do membro/ausência da extremidade distal do membro ou parte dele isoladamente [4], de acordo com a Figura 2.



Figura 2: Hemimelia de antebraço.

Hipoplasia de falange: Ocorre quando todo o membro (neste caso, os dedos) ou parte dele apresenta tamanho desproporcional (menor), ou quando há ausência deles [4], conforme pode ser visualizado na Figura 3.



Figura 3: Hipoplasia de falange.

Então, foram selecionados três *serious games* diferentes, que utilizam o dispositivo *Myo* como forma de interação, para realização dos testes.

Aircraft Maniac: É um jogo que motiva a concentração e atenção do usuário, incentivando-o ao costume de desviar de objetos, segundo Figura 4. Desse modo, o usuário faz uma viagem surreal através de uma dimensão sobrenatural, move-se em harmonia com a sua aeronave e evita blocos em seu caminho com a movimentação do seu próprio braço controlado pelo dispositivo *Myo*. Esta experiência requer foco, concentração e tempo, não só para viajar tão longe quanto possível, mas também evitar os blocos que estão em seu caminho.



Figura 4: Jogo *Aircraft Maniac*.

Drunk Painting Simulator: É um jogo que motiva a coordenação motora do usuário, incentivando-o a pintar/colorir na vida real. Dessa maneira, o usuário deve pintar o quadro com um braço virtual, controlado pelos movimentos do usuário por meio do dispositivo *Myo*. Quanto mais o quadro for pintado e em menor tempo, maior será a pontuação atingida, conforme Figura 5.



Figura 5: Jogo *Drunk Painting Simulator*.

Space Shooter for Stroke Patient: É um jogo que motiva a atenção e a coordenação motora do usuário, incentivando-o a pegar objetos na vida real. O usuário deve pegar as bolas coloridas que aparecem no cenário do jogo através de movimentos controlados pelo dispositivo *Myo* para ganhar maior pontuação e vencer o jogo, de acordo com Figura 6.

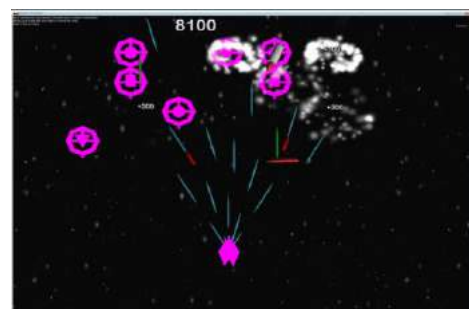


Figura 6: Jogo *Space Shooter for Stroke Patient*.

Resultados

Primeiramente, foi selecionada uma instituição que atende e acompanha o tratamento de crianças e adolescentes com deficiência física. Então, foram feitas várias reuniões com a equipe de pesquisa e profissionais da instituição com a finalidade de melhor desenvolver o projeto.

Além disso, também foram selecionados alguns *serious games* por uma terapeuta ocupacional habilitada da instituição para realizar a adaptação para pacientes com deficiência física nos membros superiores. A escolha foi baseada nos exercícios realizados durante a execução do jogo com a finalidade de trabalhar os movimentos necessários para reabilitação dos pacientes, com a finalidade de motivá-los a prosseguir com o tratamento e aceitar a sua limitação física.

Após aprovação do projeto pelo Comitê de Ética em Pesquisa (CEP), foram realizados os testes com crianças e adolescentes com deficiência física dessa instituição.

Para a realização dos testes, os pais e/ou responsáveis pelas crianças e adolescentes assinaram o Termo de Conhecimento Livre e Esclarecido (TCLE) autorizando a participação de seus filhos para a presente pesquisa.

Na Tabela 1, é apresentada a quantidade de pacientes que participaram dos testes da pesquisa por sexo, faixa etária e deficiência física, totalizando trinta indivíduos, no total, sendo dez pacientes de cada uma das três deficiências físicas abordadas nesse projeto: agenesia de mão, hemimelia de antebraço e hipoplasia de falange.

Tabela 1: Pacientes que participaram da pesquisa.

Quantidade	Sexo		Faixa Etária	
	Masculino	Feminino	6-10 anos	11-15 anos
Deficiência Física				
Agnesia de mão	6	4	6	4
Hemimelia de antebraço	5	5	5	5
Hipoplasia de falange	6	4	3	7

Dentre os jogos selecionados, foram realizados testes utilizando o *Myo* com crianças e adolescentes que possuem diversos tipos de deficiências físicas nos membros superiores da instituição que realiza o acompanhamento desses pacientes.

Assim, para a realização dos testes, o paciente coloca o dispositivo *wearable Myo* em seu braço para realizar os movimentos e gestos recomendados durante a execução do *serious game*, e se posiciona em frente a um computador ou *tablet*, conforme Figura 7.



Figura 7: Paciente jogando utilizando o *Myo*.

O *Myo* possui a habilidade de controlar aparelhos, sendo possível controlar jogos e vídeos, passar slides e manipular aeromodelos apenas com os movimentos do braço. Esta informação é enviada a um processador na braçadeira, e um algoritmo traduz os comandos, que são enviados via *Bluetooth* de baixo consumo energético para o *gadget* que o usuário está tentando controlar, como um *smartphone*.

Após a execução dos testes, foram disponibilizados questionários de avaliação para os pacientes responderem. O processo de testes foi acompanhado pela terapeuta ocupacional da instituição, a qual também auxiliou no estágio de escolha dos *serious games* a serem utilizados e avaliados na pesquisa.

Posteriormente, foi realizada uma análise estatística sobre os resultados encontrados comparando a eficácia dos *serious games* utilizados conforme faixa etária, gênero e tipo da deficiência física. Para isso, foram feitos gráficos comparativos para melhor apresentar os resultados obtidos.

Na Figura 8, é apresentado um gráfico de *pizza* comparativo sobre a eficácia dos jogos pelos pacientes que executaram os testes da pesquisa.



Figura 8: Eficácia dos jogos pelos pacientes.

Na Figura 9, é mostrado um gráfico de barras comparativo sobre a eficácia dos jogos pelos pacientes que executaram os testes da pesquisa de acordo com a faixa etária.

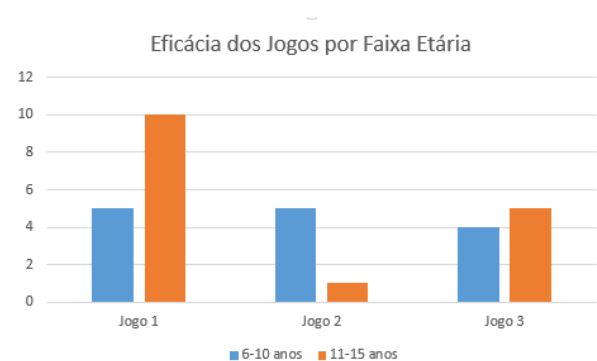


Figura 9: Eficácia dos jogos por faixa etária.

Na Figura 10, é exibido um gráfico de barras comparativo sobre a eficácia dos jogos pelos pacientes que executaram os testes da pesquisa conforme o gênero das crianças e adolescentes.

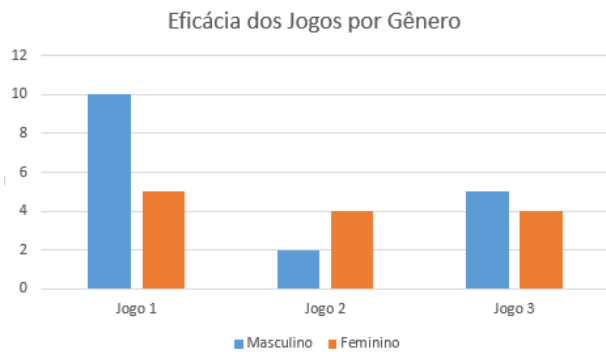


Figura 10: Eficácia dos jogos por gênero.

Na Figura 11, é apresentado um gráfico de barras comparativo sobre a eficácia dos jogos pelos pacientes que executaram os testes da pesquisa segundo o tipo de deficiência física das crianças e adolescentes.

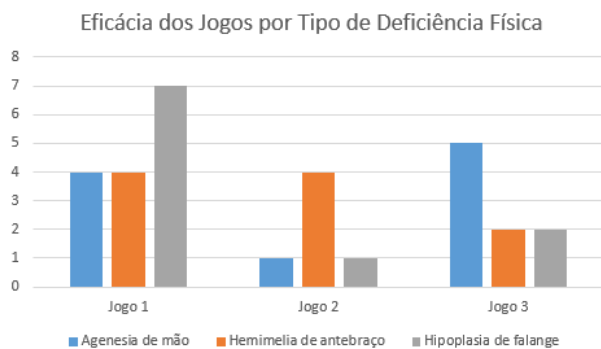


Figura 11: Eficácia dos jogos por deficiência.

Discussão

Dispositivos portáteis ou vestíveis, também conhecidos como *wearables*, são pequenos dispositivos eletrônicos que podem ser facilmente acoplados ao corpo do usuário. Eles possibilitam a presença da Realidade Virtual em diversas aplicações, visto que é uma tecnologia de interface avançada entre um usuário e um sistema computacional.

Myo destaca-se dentre tantas tecnologias de controle por gestos, muitas das quais dependem de câmeras ou exigem hardware volumoso para reconhecer os gestos do usuário e traduzi-los em ações em uma tela. Além de ocupar espaço, esses sistemas podem precisar ser calibrados ou exigir uma certa quantidade de luz para operar, todos fatores que podem limitar onde e como poder usá-los. E sabe-se o quanto os consumidores querem se desfazer de mouse, teclados e telas sensíveis ao toque para o controle por gestos.

As principais dificuldades encontradas na realização deste trabalho foram a modelagem para a construção do jogo e o reconhecimento dos movimentos pelo dispositivo *wearable Myo*, devido à sua complexidade e à diversidade de variáveis envolvidas neste processo.

Como trabalhos futuros, pretende-se prosseguir com a seleção de mais jogos com a finalidade de melhorar o incentivo ao uso de prótese em crianças com deficiência

física nos membros superiores. Além disso, deseja-se pesquisar dispositivos vestíveis para adaptar mais *serious games* para outros membros do corpo humano. E também realizar o desenvolvimento de um módulo de supervisão da aplicação, no qual o profissional habilitado poderia visualizar gráficos para acompanhar a evolução de determinado paciente, e também comparar os resultados obtidos por diferentes pacientes na execução dos jogos.

Conclusão

Portanto, observa-se que o objetivo principal desse trabalho foi alcançado, uma vez que possibilitou maior acessibilidade a jogos, lazer e entretenimento de crianças e adolescentes com deficiência física nos membros superiores por meio do dispositivo vestível *Myo*. Com isso, os pacientes passaram a ter uma maior aceitação da sua limitação física e também melhoraram a sua disposição e motivação em continuar o tratamento de reabilitação.

A partir dos gráficos obtidos, verifica-se que a eficácia de determinado jogo varia conforme a faixa etária, o gênero e o tipo da deficiência física dos pacientes. Por exemplo, vê-se que o jogo 1 (*Aircraft Maniac*), o qual motiva a atenção e a concentração, tem melhor desempenho em pacientes que participaram dos testes da pesquisa, principalmente com faixa etária de onze a quinze anos, sexo masculino e que possuem a deficiência física hipoplasia de falange.

Logo, é importante combinar vários tipos de jogos para conseguir melhores resultados no processo de reabilitação de pacientes.

Agradecimentos

Os autores agradecem à CAPES (Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior) pelo apoio financeiro, e também ao Grupo de Realidade Virtual e Aumentada (GRVA) da Universidade Federal de Uberlândia (UFU) pelo incentivo.

Referências

- [1] Santarosa LMC; Conforto D; Basso LDO. Eduquito: ferramentas de autoria e de colaboração acessíveis na perspectiva da web 2.0. In: *Revista Brasileira de Educação Especial*, v. 18, n. 3, 2012. ISSN 1413-6538.
- [2] Monteiro Junior RS et al. Efeito da reabilitação virtual em diferentes tipos de tratamento. *Revista Brasileira de Ciência da Saúde*, Rio de Janeiro, n. 29, p. 56-63, jul/set. 2011.
- [3] Mann S. Computação Wearable. In: *Soegaard, Mads e Dam, Rikke Friis*. Encyclopedia of Interação Humano-Computador. Aarhus, 2012. Dinamarca: A Fundação Interaction-Design.org.
- [4] Greve JMD. Reabilitação: conceito terapêutico. In: *Tratado de Medicina de reabilitação*. São Paulo: Manole, p 8-9, 2007.

CONTROLE DE ROBÔ DE TELEPRESENÇA EM AMBIENTE VIRTUAL ATRAVÉS DE INTERFACE CÉREBRO-COMPUTADOR BASEADA EM POTENCIAIS EVOCADOS VISUAIS DE REGIME PERMANENTE

Alan Floriano*, Guilherme Baldo*, Berthil Longo⁺ e Teodiano Bastos*⁺

*Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica
+Programa de Pós-Graduação em Biotecnologia
Universidade Federal do Espírito Santo, Vitória-ES
e-mail: alanspfloriano@gmail.com

Resumo: Este trabalho apresenta o desenvolvimento de uma Interface Cérebro-Computador (ICC) baseada em Potencial Evocado Visual de Regime Permanente (do inglês, *Steady-State Visual Evoked Potential - SSVEP*) para o comando de um robô de telepresença em um ambiente virtual. A interface permite a escolha de quatro comandos utilizando estímulos visuais, desenvolvidos utilizando a biblioteca gráfica OpenGL, e que oscilam em diferentes frequências (5,6Hz, 6,4Hz, 6,9Hz e 8,0Hz). Todos voluntários conseguiram completar a tarefa utilizando um ambiente virtual com sucesso. A taxa de acerto médio foi de $87,1\% \pm 5,7\%$ e o tempo de classificação médio foi de $5,7s \pm 0,2s$ com Taxa de Transferência de Informação (do inglês, *Information Transfer Rate - ITR*) média de $13,2 \text{ bits/min} \pm 3,0 \text{ bits/min}$, sem a necessidade de calibração.

Palavras-chave: SSVEP, ICC, Robô de Telepresença, Ambiente Virtual

Abstract: *This work describes the development of Brain-Computer Interface based on Steady-State Visual Evoked Potential (SSVEP) applied to a telepresence robot. The interface allows the choice of four commands using visual stimuli, which were developed using OpenGL graphical library and that runs in distinct frequencies (5.6Hz, 6.4Hz, 6.9Hz and 8.0Hz). All volunteers successfully could complete the tasks using a virtual environment. The average rate of success was $87.1\% \pm 5.7\%$ and the classification time was $5.7s \pm 0.2s$, with mean Information Transfer Rate (ITR) of $13.2 \text{ bits/min} \pm 3.0 \text{ bits/min}$, without the need of calibration.*

Keywords: *SSVEP, BCI, Telepresence Robot, Virtual Environment.*

Introdução

As Interfaces Cérebro-Computador (ICCs ou, do inglês, *Brain-Computer Interfaces – BCIs*) são sistemas de comunicação que permitem o controle de dispositivos através da análise de padrões detectados nos sinais cerebrais [1]. Tais sistemas são muito úteis para pessoas que possuem algum tipo de deficiência motora severa, lesões no cérebro ou na medula espinhal, além de doenças que limitam ou impedem totalmente a

utilização dos músculos, como é o caso da Esclerose Lateral Amiotrófica (ELA) [2].

Em ICCs, é preferível utilizar medições não invasivas, através da Eletroencefalografia (EEG), devido à sua praticidade e segurança [3]. Os padrões tipicamente utilizados são baseados em fenômenos neurofisiológicos específicos como: Sincronização/Dessincronização Relacionada a Eventos, Potenciais Corticais Lentos, P300, Imaginação Motora e Potenciais Evocados Visuais de Regime Permanente (do inglês *Steady-State Visual Evoked Potentials - SSVEP*) [3].

Ao serem combinadas a outros sistemas, as ICCs podem promover novas formas de comunicação e interação, assim proporcionando às pessoas com deficiências motoras severas uma melhora na qualidade de vida. Com o avanço das tecnologias, as ICCs podem ser utilizadas para o comando de robôs de telepresença [4], os quais permitem uma comunicação bidirecional de áudio e vídeo através da Internet, e também podem ser controlados para explorar o ambiente [5]. Várias pesquisas vêm sendo desenvolvidas, utilizando diferentes paradigmas para o comando de robôs de telepresença. Por exemplo, o trabalho realizado por [6] descreve um robô de telepresença controlado por uma ICC utilizando o padrão cerebral P300. Em [7] apresenta-se o uso de SSVEP para o envio comandos, e o estudo descrito em [8] utiliza uma ICC baseada em imaginação motora.

Dentre os paradigmas existentes em ICCs baseadas em EEG, o SSVEP apresenta características que favorecem a sua escolha, tais como: ser observado na maioria da população [9], apresentar alta relação sinal-ruído e requerer pouco ou nenhum treinamento [10][11]. O SSVEP refere-se à resposta do córtex visual cerebral a estímulos visuais oscilando de forma repetitiva a uma frequência constante, manifestando-se como um componente oscilatório no eletroencefalograma, e possuindo a mesma frequência (e/ou seus harmônicos) da estimulação [12].

Assim, este trabalho descreve o desenvolvimento de uma Interface Cérebro-Computador (ICC) não invasiva, que não precisa de calibração, baseada no paradigma SSVEP, aplicada ao comando de um robô de telepresença. Inicialmente foi utilizado um ambiente

virtual (AV) desenvolvido no laboratório para o teste da ICC. Este sistema possui quatro classes e utiliza um computador, tanto para realização da estimulação visual quanto para o processamento dos sinais de EEG. A aquisição dos sinais de EEG é feita através de uma touca especialmente desenvolvida para este trabalho, com realocação da localização dos eletrodos, a partir do dispositivo comercial de baixo custo *Emotiv EPOC* [13].

Materiais e Métodos

A) Estímulos Visuais

Neste trabalho foi utilizado uma tela de computador LCD de 17 polegadas, com taxa de atualização de 60 Hz, para a geração dos estímulos visuais, utilizando a biblioteca gráfica OpenGL. Para cada estímulo são exibidos dois padrões gráficos distintos alternados a uma determinada frequência. Foram utilizadas as frequências de 5,6 Hz, 6,4 Hz, 6,9 Hz e 8 Hz para os estímulos visuais, os quais correspondem aos comandos direcionais do robô: frente, direita, ré e esquerda, respectivamente. O padrão gráfico exibido em cada ciclo possui um número de frames variável. A sequência de frames para cada frequência específica de estimulação é calculada de acordo com a técnica descrita em [14]. O software foi desenvolvido de forma a permitir que a estimulação visual e o vídeo transmitido pelo robô ao usuário estejam na mesma tela de operação.

B) Aquisição de Sinais



Figura 1: Touca desenvolvida para a captura dos sinais de EEG

Para a aquisição de sinais foi utilizada uma touca (Figura 1) especialmente desenvolvida para este trabalho a partir do dispositivo de baixo custo sem fio *Emotiv EPOC* [13]. Uma touca de neoprene foi utilizada para a fixação dos eletrodos. As posições foram definidas a partir de coordenadas esféricas de acordo com o padrão Internacional 10-10. Os eletrodos foram fixados utilizando anéis *o-ring* de borracha, que permitem a colocação e retirada do eletrodo de forma individual. A estrutura de plástico original do *Emotiv EPOC* foi removida e seus componentes internos (placas de circuito integrado e bateria) foram rearranjados em uma nova estrutura de plástico rígido, que é fixa à parte posterior da touca. A taxa de amostragem deste equipamento é de 128Hz e seus

eletrodos são utilizados com solução salina para facilitar a condução dos sinais.

Os sinais capturados são gravados em uma memória compartilhada com o MATLAB, com o objetivo de terem suas características extraídas para se gerar o comando para a aplicação. Neste trabalho, somente os canais Oz e Cz foram utilizados, sendo o Cz utilizado como referência numa configuração bipolar, tal como feito em [12]. Este estudo foi aprovado por um comitê de ética em pesquisa, com registro número CEP-048/08.

C) Extração de Características e Classificação

Os sinais de EEG são primeiramente filtrados utilizando um filtro passa-baixa (3-20Hz) de resposta ao impulso finita (do inglês, *Finite Impulse Response - FIR*). O processo de filtragem restringe o espectro do sinal à faixa de interesse, que contém a frequência fundamental e o segundo harmônico da resposta SSVEP evocada pelos estímulos visuais, tal como feito em [11].

Para a detecção do SSVEP no sinal de capturado, o método de Análise de Correlação Canônica (do inglês, *Canonical Correlation Analysis - CCA*) foi utilizado para encontrar a máxima correlação entre a combinação linear dos sinais de EEG e as referências senoidais associadas a cada estímulo [9]. Para a classificação do sinal, os coeficientes que representam as correlações entre os sinais de EEG e as referências senoidais são comparados, assim, o comando associado à referência senoidal que gerou a maior correlação é selecionado.

D) Robô de Telepresença

O robô de telepresença, desenvolvido na Universidade Federal do Espírito Santo (UFES), utiliza como base o robô móvel Pioneer 3DX da empresa Adept Technology, Inc. O robô é composto por duas rodas de tração diferencial com encoders, sensor laser (modelo SICK LMS-200) e ultrassom (para detecção de obstáculos), um microcontrolador e computador embarcado. Sobre esta plataforma foi construída uma estrutura para acoplar ao robô um monitor, uma webcam e as baterias para alimentação do laser e da tela (Figura 2).



Figura 2: Robô de telepresença da UFES (*Telepresence robotic navigation - TRON*).

E) Ambiente Virtual

Inicialmente, para teste do sistema, foi construído um Ambiente Virtual (AV) utilizando o programa Unity3D para simular o uso do robô TRON por um avatar, replicando tanto a estrutura do robô quanto o ambiente de uma casa (Figura 3).



Figura 3: Ambiente virtual desenvolvido para testes com robô de telepresença da UFES.

A imagem apresentada ao usuário do simulador provém de uma câmera posicionada exatamente na mesma posição que a câmera utilizada no robô real, e apresentando o mesmo campo de visão para que a simulação seja o mais fiel possível à realidade.

F) Protocolo Experimental

O desempenho da ICC em funcionamento foi avaliado a partir de tarefas executadas por três voluntários saudáveis. As tarefas consistiam basicamente em navegar com o robô por determinados trechos utilizando o ambiente virtual. Para o protocolo experimental, o voluntário fixa os olhos em um dos quatro estímulos dispostos na tela associados aos comandos de movimento a serem enviados para o robô (Figura 4).



Figura 4: Experimento para avaliação do sistema.

Os comandos eram traduzidos nos seguintes comportamentos do robô: mover para frente; mover para trás; rotação no sentido horário e rotação no sentido anti-horário. Durante a aquisição dos sinais de EEG o voluntário deveria manter a atenção no estímulo

visual associado ao comando desejado. Em seguida, ocorria o processamento dos sinais de EEG e a classificação para gerar o comando, que era então enviado para o robô no ambiente virtual. O envio do comando era realizado utilizando o conceito de memória compartilhada entre o Unity3D executando o ambiente e o MATLAB, que fazia o processamento dos sinais. Após a execução do comando de movimento o robô para e aguarda novo comando.

Durante os testes, o voluntário era orientado a comandar o robô para passar pelos pontos A, B, C, D, E, F e A, movendo-se assim por todos os cômodos da casa e retornando para o quarto (Figura 5). Este protocolo foi realizado por três voluntários.

Os critérios de avaliação utilizados foram a taxa de acerto, tempo de classificação e taxa de transferência de informação (*Information Transfer Rate – ITR*). A taxa de acerto é a relação entre a quantidade de comandos corretamente realizados pelo voluntário e a quantidade total de comandos realizados. O tempo de classificação é o tempo necessário para a ICC classificar os sinais capturados do usuário em um comando, e o ITR é a quantidade de bits de informação por minuto que a ICC transmite.

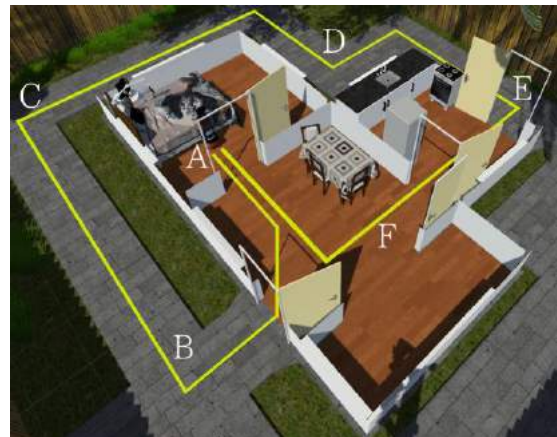


Figura 5: Tarefa utilizada para os testes com o ambiente virtual.

Resultados

A Tabela 1 apresenta os resultados obtidos pelos voluntários ao executar a tarefa proposta.

Tabela 1: Resultado do protocolo.

Voluntários	Taxa de acerto (%)	Tempo de classificação (s)	ITR (bits/min)
1	81,1	6,0	10,0
2	87,9	5,6	13,7
3	92,4	5,6	16,0
Média	87,1	5,7	13,2
Desvio Padrão	5,7	0,2	3,0

Os resultados obtidos no protocolo realizado apresentaram taxas de acerto de, em média de 87,1% ±

5,7%, tempo de classificação de $5,7s \pm 0,2s$, e ITR de $13,2 \text{ bits/min} \pm 3,0 \text{ bits/min}$, possibilitando todos os voluntários completar as tarefas propostas.

Conclusão

O sistema desenvolvido possui tempo de classificação reduzido em comparação com trabalhos descritos em [4], o qual utiliza uma ICC baseada em atenção espacial [16] que necessita de 16 segundos para classificar um comando, e outra baseada em P300 [17] que necessita de 15 segundos. A ICC desenvolvida neste trabalho também não precisa de treinamento para seu uso, diferentemente dos trabalhos realizados em [17] e [4]. Outra característica do sistema é o número reduzido de eletrodos, possibilitando uma montagem rápida do sistema.

Como trabalhos futuros, será feito o controle do robô TRON, além do desenvolvimento de um sistema que possa ser ligado e desligado pelo usuário, utilizando outro paradigma (por exemplo padrões de ERD/ERS), de forma a eliminar problema da fadiga visual.

Agradecimentos

Os autores agradecem a Universidade Federal do Espírito Santo pelo suporte técnico e a CAPES pelas bolsas de estudo concedidas.

Referências

- [1] Nicolas-Alonso, L.F. and Gomez-Gil, J., 2012. Brain computer interfaces, a review. *Sensors*, 12(2), pp.1211-1279.
- [2] Ortner, R., Guger, C., Prueckl, R., Grünbacher, E. and Edlinger, G., 2010. SSVEP based brain-computer interface for robot control. In *Computers Helping People with Special Needs* (pp. 85-90). Springer Berlin Heidelberg.
- [3] He, B., Gao, S., Yuan, H. and Wolpaw, J.R., 2013. Brain-computer interfaces. In *Neural Engineering* (pp. 87-151). Springer US.
- [4] Leeb, R., Tonin, L., Rohm, M., Desideri, L., Carlson, T. and Millan, J.D.R., 2015. Towards independence: a BCI telepresence robot for people with severe motor disabilities. *Proceedings of the IEEE*, 103(6), pp.969-982.
- [5] Tsui, K.M., Dalphond, J.M., Brooks, D.J., Medvedev, M.S., McCann, E., Allspaw, J., Kontak, D. and Yanco, H.A., 2015. Accessible human-robot interaction for telepresence robots: A case study. *Paladyn, Journal of Behavioral Robotics*, 6(1).
- [6] Escolano, C., Antelis, J.M. and Minguez, J., 2012. A telepresence mobile robot controlled with a noninvasive brain-computer interface. *Systems, Man, and Cybernetics, Part B: Cybernetics, IEEE Transactions on*, 42(3), pp.793-804.
- [7] Dasgupta, S., Fanton, M., Pham, J., Willard, M., Nezamfar, H., Shafai, B. and Erdogmus, D., 2010, November. Brain controlled robotic platform using steady state visual evoked potentials acquired by EEG. In *Signals, Systems and Computers (ASILOMAR), 2010 Conference Record of the Forty Fourth Asilomar Conference on* (pp. 1371-1374). IEEE.
- [8] Tonin, L., Carlson, T., Leeb, R. and Millán, J.D.R., 2011, August. Brain-controlled telepresence robot by motor-disabled people. In *Engineering in Medicine and Biology Society, EMBC, 2011 Annual International Conference of the IEEE* (pp. 4227-4230). IEEE.
- [9] Amiri, S., Rabbi, A., Azinfar, L. and Fazel-Rezai, R., 2013. A review of P300, SSVEP, and hybrid P300/SSVEP brain-computer interface systems. *Brain-Computer Interface Systems—Recent Progress and Future Prospects*.
- [10] Bin, G., Gao, X., Yan, Z., Hong, B. and Gao, S., 2009. An online multi-channel SSVEP-based brain-computer interface using a canonical correlation analysis method. *Journal of neural engineering*, 6(4), p.046002.
- [11] Cheng, M., Gao, X., Gao, S. and Xu, D., 2002. Design and implementation of a brain-computer interface with high transfer rates. *Biomedical Engineering, IEEE Transactions on*, 49(10), pp.1181-1186.
- [12] Zhu, D., Bieger, J., Molina, G.G. and Aarts, R.M., 2010. A survey of stimulation methods used in SSVEP-based BCIs. *Computational intelligence and neuroscience*, 2010, p.1.
- [13] Longo, B., Floriano, A., Castillo, J. and Bastos-Filho, T., 2014. A multi-proposal mobile eeg system. In *Anais do XIV Congresso Brasileiro em Engenharia Biomédica*.
- [14] Wang, Y., Wang, Y.T. and Jung, T.P., 2010. Visual stimulus design for high-rate SSVEP BCI. *Electronics letters*, 46(15), p.1.
- [15] Liu, Q., Chen, K., Ai, Q. and Xie, S.Q., 2013. Review: recent development of signal processing algorithms for SSVEP-based brain computer interfaces. *Journal of Medical and Biological Engineering*, 34(4), pp.299-309.
- [16] Andersson, P., Plum, J.P., Viergever, M.A. and Ramsey, N.F., 2013. Navigation of a telepresence robot via covert visuospatial attention and real-time fMRI. *Brain topography*, 26(1), pp.177-185.
- [17] Escolano, C., Antelis, J.M. and Minguez, J., 2012. A telepresence mobile robot controlled with a noninvasive brain-computer interface. *Systems, Man, and Cybernetics, Part B: Cybernetics, IEEE Transactions on*, 42(3), pp.793-804.

INFLUÊNCIA DA REALIMENTAÇÃO VISUAL NO CONTROLE DA FORÇA ISOMÉTRICA DE UM MÚSCULO DA MÃO

Carina M. Germer e Leonardo A. Elias

Laboratório de Pesquisa em Neuroengenharia, Departamento de Engenharia Biomédica, Faculdade de Engenharia Elétrica e de Computação, Universidade Estadual de Campinas, Campinas, Brasil
E-mail: carina@ceb.unicamp.br

Resumo: Sabe-se que a realimentação visual influencia o controle da força muscular. Neste estudo, o objetivo foi investigar se o tipo de realimentação visual fornecida ao sujeito, seja por uma linha contínua ou um ponto móvel, é capaz de influenciar os registros de força e eletromiograma (EMG) durante uma contração isométrica de um músculo da mão. Apesar de não ter sido observado efeito para o tipo de realimentação visual na variabilidade da força, foi observado um efeito pequeno na potência relativa da força. Na ausência de realimentação visual os sujeitos reduziram a variabilidade da força apenas quando o ponto móvel foi mostrado previamente. Entretanto, este efeito foi observado em ambos os tipos de realimentação visual na potência relativa da força. Estes resultados fornecem indícios de que o tipo de realimentação visual fornecida ao sujeito influencia o controle neuromuscular da força.

Palavras-chave: Controle da força muscular, Músculo primeiro interósseo dorsal, Realimentação visual.

Abstract: *Visual feedback is known to influence muscle force control. In this study, we aimed at investigating whether the type of visual feedback of force provided to the subject, either as a continuous line or a moving dot, would influence both force and electromyogram (EMG) recordings during an isometric contraction of a hand's muscle. Despite no effect was observed in muscle force variability for the type of the task being performed by the subject, a small effect of the task was observed in the force power spectrum. In the absence of visual feedback, the subjects reduced their force variability only when a moving dot was previously shown. However, the effect of vision was observed in the relative power of the force for both types of visual feedback. The present results provide evidence that the type of visual feedback influences the neuromuscular control of force.*

Keywords: *First dorsal interosseous, Muscle force control, Visual feedback.*

Introdução

A força isométrica produzida por um dado músculo apresenta um certo grau de variabilidade decorrente de diferentes processos neurofisiológicos e/ou biomecânicos. Por exemplo, sabe-se que a variabilidade na frequência de disparos de potenciais de ação nos neurônios motores, o sincronismo na atividade das unidades motoras e a não fusão dos abalos produzidos pelas unidades musculares são responsáveis por grande

parte das flutuações observadas na força gerada pelos músculos esqueléticos [1–4].

Outro fator que influencia o controle da força muscular é a realimentação visual que se fornece ao sujeito durante a realização de uma determinada tarefa motora [5–9]. Estudos prévios têm mostrado que a ausência de realimentação visual tem pouco efeito sobre a variabilidade da força [6]. Por outro lado, uma diminuição do ganho visual ou o fornecimento de uma realimentação intermitente resultam em um aumento nas oscilações da força, especialmente em frequências abaixo de 1 Hz [7, 9]. Além disso, um estudo recente mostrou que regiões corticais associadas ao processamento de informações visuais são ativadas diferentemente quando o sujeito recebe ou não a realimentação da força [10].

A maior parte dos estudos reportados na literatura tem utilizado um tipo de realimentação visual no qual a força desenvolvida pelo sujeito é continuamente mostrada em um monitor [5–8]. Outros estudos, porém, investigaram o efeito de uma realimentação intermitente [9]. Nestes estudos prévios, o sujeito recebe a informação visual de toda a força desenvolvida. Sabe-se também que a memória visuomotora de curto prazo influencia o controle da força muscular [5]. Neste caso, uma questão que surge é se existe diferença no controle neuromuscular da força quando uma realimentação instantânea (por exemplo na forma de um ponto móvel) é fornecida ao sujeito em vez de uma linha contínua ao longo do tempo. Caso existam diferenças no controle neuromuscular da força que dependam da quantidade de informação visual fornecida ao sujeito, isto poderá ser observado tanto em mudanças nas flutuações da força muscular, quanto por alterações no EMG [11].

Neste estudo, o objetivo foi investigar se o tipo de realimentação visual fornecida ao sujeito, seja por uma linha contínua ou um ponto móvel, é capaz de influenciar os registros de força e EMG durante uma contração isométrica de um músculo da mão.

Materiais e Métodos

Cinco jovens adultos (27±2 anos, 73±16 kg, 4 homens) se voluntariaram a participar do experimento. Todos os sujeitos são destros e reportaram que não possuíam patologia neurológica e/ou musculoesquelética. Todos apresentavam visão normal ou corrigida por lentes. O estudo seguiu as recomendações da Resolução 466/2012 do Conselho

Nacional de Saúde e foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa (CAAE 17082313.6.000.5391).

Setup experimental – Durante o experimento, os sujeitos permaneceram sentados a uma distância de 60 cm do monitor (Samsung *SyncMaster 713N*; 17", 1280x1024 pixels). O antebraço e a mão direita de cada sujeito permaneceram estendidos e foram imobilizados em um suporte sobre uma mesa. O dedo indicador foi imobilizado separadamente.

Medição da força muscular – A força de abdução do dedo indicador da mão direita foi medida utilizando-se um transdutor de força piezorresistivo (Flexiforce A201, *Tekscan*), posicionado perpendicularmente ao dedo, entre as falanges distal e média. O sinal de força foi amplificado e digitalizado (DAQ USB-6002, *National Instruments*) com uma frequência de amostragem de 100 Hz. Um programa em LabVIEW (*National Instruments*) foi utilizado para: *i*) aquisição do sinal de força; *ii*) filtragem digital passa-baixas (filtro Butterworth de 4ª ordem com frequência de corte de 30 Hz); *iii*) fornecimento da realimentação visual da força desenvolvida pelo sujeito; *iv*) armazenamento dos dados para processamento *offline*.

Medição do EMG – A atividade mioelétrica do músculo primeiro interósseo dorsal (FDI) da mão direita foi registrada com um eletrodo de superfície ativo diferencial (2 barras de prata paralelas, comprimento de 10 mm, 1 cm de distância intereletrodos, modelo DhT_EASD1, DataHominis Tecnologia Ltda). O eletrodo de referência foi posicionado no processo estilóide da ulna no membro contralateral. O eletromiógrafo (MyosystemBr1-Pxx, DataHominis Tecnologia Ltda) foi configurado com filtro passa-faixa de 15 Hz a 500 Hz, frequência de amostragem de 2 kHz e o ganho foi ajustado para cada sujeito.

Procedimento experimental – Cada sessão experimental teve uma duração de aproximadamente 40 minutos. No início do experimento, o sujeito se familiarizava com as tarefas a serem realizadas. Em seguida, era solicitado ao sujeito que realizasse três repetições da máxima força de abdução do dedo indicador, cada uma com duração de 10 s e intervalo de 1 minuto entre cada repetição. A contração voluntária máxima (MVC, do inglês *Maximum Voluntary Contraction*) foi considerada como o valor máximo da força realizada pelo sujeito nas três repetições.

Após a obtenção da MVC, os sujeitos foram submetidos a tarefas de força de contração isométrica do FDI em um nível de 8% da MVC. Cada teste teve duração de 25 s, sendo que nos primeiros 12,5 s o sujeito recebeu a realimentação visual da força exercida (intervalo com *feedback*). No restante do tempo, a informação visual era removida (12,5 s sem *feedback*) e o sujeito deveria tentar manter a contração o mais constante possível.

As tarefas foram classificadas de acordo com o tipo de realimentação visual fornecida ao sujeito nos primeiros 12,5 s de tarefa, isto é, realimentação contínua (F-C) ou pontual (F-P). No primeiro caso, a realimentação visual foi na forma de uma linha

contínua, correspondendo à força realizada pelo sujeito ao longo do tempo. Na condição F-P a força instantânea realizada pelo sujeito era mostrada na tela do monitor como um ponto móvel.

Os limites da ordenada do gráfico no qual a força era mostrada para o sujeito (601x1052 px) foram fixados em $\pm 40\%$ da força alvo (ganho visual de 7,5 px/%MVC). A força alvo foi representada por uma linha horizontal vermelha no centro do monitor. A abcissa foi calibrada para ter a duração da primeira metade da tarefa (0 a 12,5 s). Após este intervalo, o sujeito visualizava apenas a linha alvo. Foi solicitado aos sujeitos que mantivessem a atenção na execução da tarefa, mesmo sem a presença da realimentação visual. Caso a variação da força ultrapassasse $\pm 20\%$ da força alvo, o sujeito realizava o teste novamente. Cada condição foi repetida seis vezes e todos os testes foram apresentados aleatoriamente aos sujeitos. Um intervalo de ~ 30 s foi respeitado entre cada teste para se evitar a fadiga do músculo investigado.

Análise dos dados – Todas as análises foram realizadas no Matlab® (*The MathWorks*). Primeiramente, separou-se os dados obtidos durante os intervalos com e sem *feedback*, resultando em quatro tipos de tarefas para análise: contínua com e sem *feedback* (C_cF e C_sF, respectivamente) e pontual com e sem *feedback* (P_cF e P_sF, respectivamente). As análises foram realizadas em trechos de 8 segundos, com o descarte dos primeiros 4 s e últimos 0,5 s.

Os dados da força foram filtrados digitalmente por um filtro passa-baixas (Butterworth 4ª ordem, frequência de corte: 30 Hz). Os sinais de EMG foram filtrados digitalmente por um filtro passa-faixa (Butterworth 7ª ordem, faixa de passagem: 15-450 Hz).

As variáveis dependentes analisadas foram: *i*) desvio-padrão (DP) da força; *ii*) DP da envoltória do EMG; e *iii*) potência relativa da força nas faixas de 0,125 a 0,5 Hz e 0,625 a 1 Hz. Estas variáveis foram analisadas nas condições com e sem *feedback* nos dois tipos de realimentação visual da força.

Para o cálculo do desvio-padrão (força e EMG) e para a análise espectral da força, removeu-se as tendências lineares dos sinais a fim de se reduzir as não-estacionariedades presentes nas séries temporais.

A envoltória do EMG foi calculada por meio de uma filtragem passa-baixas (filtro Butterworth, 6ª ordem, frequência de corte de 2 Hz) do EMG retificado [11].

A potência relativa da força foi calculada pela razão entre a área da densidade espectral de potência da força nas faixas especificadas acima e a área total do espectro de potência. A densidade espectral de potência foi estimada utilizando-se o método de Welch com janela Hanning e resolução de 0,125 Hz.

Análise estatística – Em virtude do número relativamente pequeno de sujeitos, realizou-se uma análise estatística baseada no tamanho do efeito (*effect size*) [12]. O tamanho do efeito foi estimado pelo coeficiente *d* de Cohen (Equação 1).

$$d = \frac{\bar{x} - \bar{y}}{\sqrt{s_x^2 + s_y^2}} \quad (1)$$

em que, \bar{x} e \bar{y} são os valores médios das variáveis dependentes a serem analisadas; s_x^2 e s_y^2 são as variâncias das variáveis dependentes.

A análise foi feita em relação ao efeito da visão (C_cF vs C_sF e P_cF vs P_sF) e ao tipo de realimentação visual (C_cF vs P_cF). O efeito foi considerado trivial para $|d| < 0,2$, pequeno para $0,2 \leq |d| < 0,5$, médio para $0,5 \leq |d| < 0,8$ e grande para $|d| \geq 0,8$. Os dados reportados a seguir são apresentados como média \pm intervalo de confiança de 95% ($CI = 1,96 \times \frac{DP}{\sqrt{n}}$).

Resultados

A força média em todas as tarefas desempenhadas pelos sujeitos foi $7,82 \pm 0,17\%$ da MVC ($n = 20$). A envoltória do EMG também se manteve em um mesmo nível nas diferentes tarefas realizadas pelos sujeitos, tendo um valor médio de $19,31 \pm 2,74\%$ da envoltória do EMG obtida na MVC ($n = 20$).

A Figura 1 mostra as envoltórias do EMG (painel A) e as forças (painel B) desenvolvidas por um sujeito durante as tarefas F-C (lado esquerdo) e F-P (lado direito). O painel C mostra o espectro de potência (relativa) da força em ambas as tarefas, nas condições com (linha preta) e sem *feedback* (linha azul).

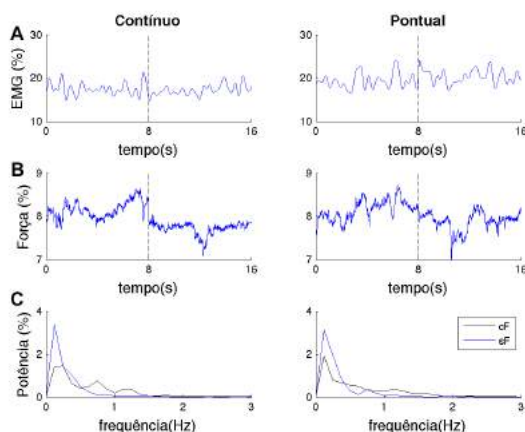


Figura 1: Sinais representativos para um sujeito. Painel A: Envoltórias do EMG do músculo FDI. Painel B: Sinais de força durante a abdução do dedo indicador. Painel C: Espectro de potência (relativa) da força, nas condições com *feedback* (em preto) e sem *feedback* (em azul). Os gráficos do lado direito e esquerdo representam os sinais registrados nas tarefas F-C e F-P, respectivamente. A linha tracejada divide os intervalos com *feedback* (esquerdo) e sem *feedback* (direito).

Envoltória do EMG – Não houve efeito da visão (ausência de realimentação visual) e do tipo de realimentação na variabilidade (desvio padrão) e no valor médio da envoltória do EMG.

Força isométrica – A variabilidade da força diminuiu quando o *feedback* visual foi removido na tarefa F-P ($d = 0,49$). No entanto, não houve efeito da visão na tarefa F-C ($d = 0,04$). Além disso, não houve efeito do tipo de realimentação visual fornecida aos sujeitos (F-C vs F-P, $d = -0,10$).

Espectro da força – Cerca de 90% da potência está contida até 4 Hz (Figura 2). Há efeito pequeno de visão na frequência correspondente a 90% em F-C ($d = 0,34$) e efeito trivial em F-P ($d = 0,12$). Além disso, houve um efeito pequeno do tipo de tarefa ($d = 0,38$). Isto indica uma compressão espectral (diminuição da largura de banda) quando a realimentação contínua foi removida e quando o sujeito realizou a tarefa F-P.

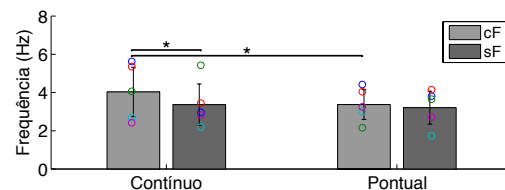


Figura 2: Frequências correspondentes a 90% da potência total do espectro da força. As barras em cinza claro e cinza escuro representam as condições com *feedback* e sem *feedback* visual, respectivamente. Efeito: $0,2 < |d| \leq 0,5$.

A potência relativa da força está concentrada nas frequências abaixo de 1 Hz ($\sim 70\%$), com maior percentual ($\sim 50\%$) na faixa de 0,125 Hz a 0,5 Hz (Figura 3). Foi observado um efeito da visão tanto na tarefa F-C quanto F-P, em ambas as faixas de frequência avaliadas. Durante a tarefa F-C, este efeito foi grande na faixa de 0,125-0,5 Hz ($d = -0,83$) e médio na faixa 0,5-1 Hz ($d = 0,55$). Por outro lado, durante a tarefa F-P, o efeito foi grande em ambas as faixas ($d = -0,93$ e $d = 1,43$, respectivamente). Também foi observado um efeito pequeno do tipo de realimentação visual na potência relativa da força ($d = -0,37$ para a faixa 0,125-0,5 Hz e $d = 0,31$ para a faixa 0,5-1 Hz).

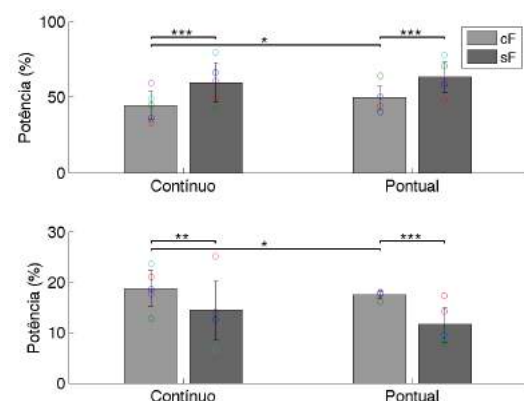


Figura 3: Potência relativa da força. O painel superior fornece os dados para a faixa de frequências de 0,125 Hz a 0,5 Hz. Já o painel inferior apresenta os dados para a faixa de 0,5 Hz a 1 Hz. O agrupamento e as cores das barras seguem a mesma convenção da Figura 2. Efeito: $0,2 < |d| \leq 0,5$; $0,5 < |d| \leq 0,8$; $|d| \geq 0,8$.

Discussão

Os resultados apresentados neste estudo reforçam achados anteriores de que a realimentação visual influencia o controle neuromuscular da força isométrica do músculo FDI. Entretanto, neste estudo explorou-se

um fator ainda não avaliado em outros estudos: o efeito do tipo de *feedback* visual (contínuo ou pontual) no controle da força muscular. Para a intensidade da força e o ganho visual adotados (8% da MVC e 15 px/%MVC), as variabilidades da força e da envoltória do EMG foram pouco sensíveis aos efeitos avaliados. No entanto, a potência relativa do espectro da força se mostrou uma variável adequada para as análises (cf [8]).

O efeito da ausência de realimentação visual no desempenho da tarefa de força isométrica ainda não foi bem compreendido. Um estudo mostrou que a variabilidade da força no intervalo sem *feedback* depende do ganho visual fornecido ao sujeito no intervalo com *feedback*. Para um ganho relativamente alto, pouco efeito foi observado nas flutuações da força [6]. No presente estudo, observou-se efeito de visão na variabilidade da força apenas quando o sujeito realizou a tarefa F-P. Porém, o efeito da ausência da realimentação visual foi observado na potência relativa do espectro da força em baixas frequências (< 1Hz), em ambas as tarefas. Este resultado é similar às observações reportadas em [6] e reforçam que o processamento visuomotor pode ser mais facilmente avaliado por meio de uma análise espectral da força.

Há indícios de que parte das oscilações de baixa frequência da força estão relacionadas com o processamento visuomotor [8, 11]. Em um estudo com *feedback* visual intermitente [9] foi encontrada uma correlação positiva entre a frequência de intermitência e o alargamento da banda do espectro da força. No presente estudo, observou-se um deslocamento da potência relativa para frequências mais baixas na tarefa F-P e no intervalo sem *feedback* da tarefa F-C (Figura 2). Como o sujeito recebeu a informação visual com uma mesma taxa (100 Hz) em ambos os tipos de realimentação visual, sugere-se que o estreitamento observado esteja relacionado à quantidade de informação recebida pelo sujeito. Isto é, conforme se diminui a quantidade de informação fornecida ao sujeito, seja com *feedback* pontual ou pela remoção do *feedback*, há um estreitamento do espectro, similar ao que ocorreu em [9] para um *feedback* intermitente.

Conforme mencionado anteriormente, a performance dos sujeitos durante a realização das tarefas sem realimentação visual está relacionada, de alguma forma, ao desempenho na tarefa realizada imediatamente antes à remoção do *feedback* [6]. Uma hipótese para os achados do presente estudo é que pode haver diferenças atencionais induzidas pela quantidade de informação visual fornecida ao sujeito em cada uma das tarefas [13]. Desta forma, é possível que diferentes estruturas encefálicas estejam sendo ativadas durante a realização das tarefas com diferentes tipos (ou ausência) de realimentação visual, alterando o comando neural enviado ao núcleo motor do FDI. Estas alterações no comando pré-motoneuronal, por sua vez, podem alterar a estrutura da força muscular [2] e o desempenho do sujeito na execução das tarefas.

Agradecimento

CMG é bolsista de doutorado da CAPES. LAE recebeu auxílio financeiro da FAEPEX/UNICAMP (PAPDIC 1483/14). Agradecimentos à M Martinazo, R Moura e C da Silva, da P&D- CEB/UNICAMP.

Referências

- [1] Moritz CT, Barry BK, Pascoe MA, Enoka RM. Discharge rate variability influences the variation in force fluctuations across the working range of a hand muscle. *Journal of Neurophysiology*. 2005; 93(5):2449–2459.
- [2] Watanabe RN, Magalhães FH, Elias LA, et al. Influences of premotoneuronal command statistics on the scaling of motor output variability during isometric plantar flexion. *Journal of Neurophysiology*. 2013; 110(11):2592–606.
- [3] Taylor AM, Christou EA, Enoka RM. Multiple features of motor-unit activity influence force fluctuations during isometric contractions. *Journal of Neurophysiology*. 2003; 90(2):1350–1361.
- [4] Yao W, Fuglevand RJ, Enoka RM. Motor-unit synchronization increases EMG amplitude and decreases force steadiness of simulated contractions. *Journal of Neurophysiology*. 2000; 83(1):441–452.
- [5] Vaillancourt DE, Russell DM. Temporal capacity of short-term visuomotor memory in continuous force production. *Experimental Brain Research*. 2002; 145(3):275–85.
- [6] Baweja HS, Patel BK, Martinkewiz JD, et al. Removal of visual feedback alters muscle activity and reduces force variability during constant isometric contractions. *Experimental Brain Research*. 2009; 197(1):35–47.
- [7] Prodoehl J, Vaillancourt DE. Effects of visual gain on force control at the elbow and ankle. *Experimental Brain Research*. 2010; 200(1):67–79.
- [8] Fox EJ, Baweja HS, Kim C, et al. Modulation of force below 1 Hz: age-associated differences and the effect of magnified visual feedback. *PLoS One*. 2013; 8(2):e55970.
- [9] Sosnoff JJ, Newell KM. Intermittent visual information and the multiple time scales of visual motor control of continuous isometric force production. *Perception & Psychophysics*. 2005; 67(2):335–44.
- [10] Noble JW, Eng JJ, Boyd L a. Effect of visual feedback on brain activation during motor tasks: an fMRI study. *Motor control*. 2013; 17(3):298–312.
- [11] Moon H, Kim C, Kwon M, et al. Force control is related to low-frequency oscillations in force and surface EMG. *PLoS ONE*. 2014; 9(11):e109202.
- [12] Cumming G. The new statistics: Why and how. *Psychological Science*. 2014; 25(1):7–29.
- [13] Huddleston W, Keenan K, Ernest B. Relations among visual strategies, force fluctuations, and attention during a force-matching task. *Perceptual and Motor Skills*. 2013; 117(3):775–800.

ESTUDIO PSICOFÍSICO DE DETECCIÓN DE VIBRACIÓN TÁCTIL DE BAJA FRECUENCIA MEDIANTE ADICIÓN DE ALTA FRECUENCIA

A. F. Márquez, A. F. Kohn

Laboratório de Engenharia Biomédica, Escola Politécnica, Universidade de São Paulo, Brasil
e-mail: anafermar@usp.br

Resumen: La resonancia estocástica (RE) muestra que ciertos niveles de ruido ayudan en la detección y transmisión de señales debilitadas. Mejoras en el desempeño de los sistemas sensorial y motor han sido comprobadas aplicando RE con niveles de ruido óptimos. La señal de ruido comúnmente usada es ruido blanco gaussiano (RB). En este estudio se pretende verificar si es posible generar RE en el sistema sensorial usando como ruido una señal sinusoidal, comparar este resultado con el de RB y analizar el desempeño de ambos. Participaron 10 voluntarios y se usaron tres tipos de señales: senoide de 3 Hz, senoide de 300 Hz y ruido blanco. La señal de 3 Hz (señal débil) era el estímulo a ser identificado con la ayuda de las otras señales consideradas ruido. Se encontró el umbral de detección sensorial (UDS) de cada individuo para cada señal. Para generar RE, la señal débil fue definida como un 80% UDS y para los ruidos, la intensidad fue variando de 0 a 80% del UDS con el objetivo de encontrar la mejor proporción de ruido adicionado para detectar la señal débil. Los resultados muestran un aumento significativo del índice de detección para intensidades entre 50% y 60% del UDS en el caso de la senoide de 300 Hz y para RB entre 20% y 30%. Queda demostrado que puede ser generada RE a través de señales sinusoidales. Estos resultados abren la puerta al diseño y desarrollo de dispositivos médicos que contengan una parte generadora de RE y mejoren la estabilidad y control postural de personas con deficiencia motora.

Palabras-clave: Resonancia estocástica, umbral de detección sensorial, señal sinusoidal, ruido blanco gaussiano.

Abstract: *Stochastic resonance (SR) shows that certain noise levels helps to detect and to transmit weak signals. Improvements in performance of sensory and motor systems have been tested using SR with optimal levels of noise. The kind of noise which is the most commonly used is the Gaussian noise, although other types are also applied, such as the sine waves and the uniforms. This study aims to verify whether it is possible to generate SR in the sensory system using a sinusoidal signal as the noise and to compare the performance of the result against an experiment using a white noise signal. The experiment was conducted with ten volunteers and three types of signals: a sinusoid signals (3 Hz and 300 Hz) and a white noise. It was used a*

weak signal of 3Hz as the stimulus to be identified with the aid of different noise levels. For each level of noise added to the desired detectable signal of 3Hz, a Sensory Detection Threshold (SDT) was found. To generate SR, the weak signal was defined as 80% and, for SDT noise, the intensity was varied from 0 to 80% of STD in order to find the best ratio of noise added to detect the weak signal. The results show a statistically significant increase in the detection rate of intensities between 50% and 60% of the in the case of 300 Hz sine wave and white noise between 20% and 30% and therefore, it supports the hypothesis of SR being triggered from sinusoidal signals. These results open the door to the design and development of medical devices containing a generating part of SR and, thanks to that, it should improve postural stability and control in people with motor impairment.

Keywords: *Stochastic resonance, sensory detection threshold, noise signal, sinusoid signal.*

Introducción

En el área de transmisión de la información y detección de señales, la presencia de ruido en el sistema generalmente es considerada un elemento perjudicial para identificar la onda de interés. Sin embargo, ha sido demostrado que una determinada cantidad de ruido puede ayudar a mejorar la detección y transmisión de señales débiles en ciertos sistemas biestables no lineales gracias al fenómeno conocido como resonancia estocástica (RE) [1, 2]. Los actores principales de RE son: el umbral, el estímulo sub-umbral y el ruido. En este escenario, el ruido es una fluctuación aleatoria de energía ambiental relacionado con el estímulo (señal débil a ser detectada). Una cantidad óptima de ruido, hace el estímulo sub-umbral detectable sin inundar la señal.

En la literatura se ha documentado el efecto de resonancia estocástica en sistemas neurofisiológicos [3], de percepción [4, 5] y comportamentales [6]. En sistemas sensoriales, la barrera que caracteriza un sistema biestable es equivalente al umbral sensorial de detección (USD). Dado que la retroalimentación somato-sensorial es un componente importante en el sistema de control del equilibrio [7, 8], mejorar el umbral sensorial de detección contribuye en el desempeño del sistema motor para controlar la posición y la propiocepción [9]. Partiendo de la base de que

comportamientos complejos implican un alto nivel cognitivo, de memoria y de conectividad, se asume que el fenómeno de RE toma lugar en el sistema nervioso central. El primer estudio empírico robusto que confirma la afirmación anterior fue realizado por Manjarrez en un estudio con gatos anestesiados en el cual se muestra que RE ocurre a partir de potenciales evocados en el sistema cortical y espinal [10]. Evidencias del fenómeno en humanos también han sido demostradas en estas últimas décadas en diversos sentidos (sistema auditivo, visual, etc.) y con diferentes tipos de señales [11-13].

En relación a las señales usadas para generar RE, estudios neurofisiológicos trabajan generalmente con señales sinusoidales o pulsos rectangulares como señal base y ruido blanco gaussiano como señal de variación aleatoria [14-16]. En un estudio de aplicación de vibración estocástica en la que el sujeto entraba en contacto con la superficie de vibración con la punta de uno de los dedos [9], es planteada una pregunta de ingeniería: dado que en hardware podría ser más fácil generar una señal sinusoidal que un ruido blanco, ¿sería este tipo de señal determinística capaz de generar RE?. Esta pregunta de orden práctica está relacionada con la hipótesis de que personas invidentes podrían beneficiarse de un sistema (compuesto por un hardware electrónico y de transductores electromecánicos) de vibración en la punta de los dedos que estaría instalado en la empuñadura del bastón guía [17].

En etapas anteriores de este trabajo, fueron realizadas simulaciones con el modelo neuronal Hodgkin-Huxley para proporcionar una base a la hipótesis general de que RE puede ser generada por medio de una señal sinusoidal determinística. En la simulación, una señal sinusoidal de 3 Hz sub-umbral sensorial fue sumada a una señal de baja amplitud y con una frecuencia de 300 Hz. Los resultados muestran que existe una banda de amplitudes de esta señal de alta frecuencia en que la salida del modelo neuronal presenta algunos disparos de potenciales de acción en intervalos de tiempo asociados a los picos de la señal de 3 Hz. Este hecho sugiere que a nivel neuronal sí podría generarse RE por medio de adición de una señal sinusoidal de frecuencia superior. En el ámbito de investigación con humanos, podría ocurrir RE también a nivel central, como será brevemente discutido al final del artículo.

Un primer objetivo de esta investigación fue verificar si la vibración sub-umbral de baja frecuencia aplicada en la punta del dedo índice podría pasar a ser percibida por el sujeto si a ella fuese adicionada una señal sinusoidal de alta frecuencia y con una amplitud apropiada. Un segundo objetivo fue comparar los resultados obtenidos por medio de la aplicación de la señal determinística sinusoidal de alta frecuencia, con los resultados obtenidos con ruido blanco adicionado a la señal de vibración sub-umbral de frecuencia inferior. Cabe destacar que estos primeros objetivos pueden ser planteados como un primer paso para una pregunta más amplia de aplicación en control postural como fue

realizado en [9], donde se usó ruido para generar RE. Como hipótesis de trabajo, se supone que se conseguirá generar el fenómeno de RE utilizando sinusoides de alta frecuencia. No en tanto, se espera que este efecto sea menor del que será generado por aplicación de ruido blanco dado que el RB se caracteriza por estar compuesto de una grande gama de frecuencias, esto le permitiría incluir una banda de frecuencia óptima para un dado receptor o circuito neuronal.

Materiales y métodos

La metodología usada en este experimento será descrita en los siguientes apartados.

Participantes – Participaron diez voluntarios (cinco hombres y cinco mujeres, edad media 26.40, desviación estándar 2.06). Voluntarios saludables y sin deficiencias sensoriales ni neurológicas. Los experimentos fueron realizados de acuerdo con la Declaración de Helsinki y los procedimientos fueron aprobados por el Comité de Ética del Instituto de Psicología de la Universidad de São Paulo (Número de protocolo 285.721). Todos los voluntarios firmaron previamente el documento de consentimiento.

Generación y especificación de las señales – La vibración mecánica fue creada a través de una bobina (MiniShaker Type 4810, Brüel&K&ejr, Dinamarca) a partir de señales amplificadas de salida de un sistema LabView (USB X Series, Multifunction DAQ, National Instruments, USA) utilizado para generar las señales de interés. Para controlar la fuerza ejercida en la lengüeta vibratoria se utilizó un extensómetro (Transec NA330, Sodemex, Brasil).

Las señales aplicadas fueron tres. La señal base (señal débil a ser reconocida) fue definida como una senoide de 3 Hz. Las señales de ruido usadas para generar RE fueron senoide de 300 Hz y ruido blanco gaussiano de media cero. La amplitud de la senoide y la desviación estándar aplicadas fueron ajustadas en función del nivel de umbral sensitivo de cada voluntario.

El método usado para encontrar el umbral sensitivo fue el de los umbrales superiores con descenso gradual [18], el valor aumentaba cuando el voluntario dejaba de sentir el estímulo. Fue realizado 3 veces para cada señal y se consideró como valor final de UDS el valor medio de las repeticiones siempre y cuando esos valores no variarían más de un 20% entre ellos. El tiempo entre estímulos era un valor aleatorio entorno de 3 segundos \pm 20 % como máximo y el tiempo de estímulo fue de 1.5 segundos.

Para el experimento de RE, se realizaron 12 repeticiones para cada tipo de ruido. En cada repetición se presentaba la señal base de 3Hz con una amplitud de 80% del valor de UDS combinada con la señal de ruido multiplicado por un factor de intensidad de 0 a 80% del UDS en bloques de 10 en 10. De ese modo, cuando el porcentaje de intensidad era 0, indicaba que la señal de ruido sería 0, por tanto, solo sería presentada la señal

base (situación de control). La duración del estímulo fue de 5 segundos y las pausas entre estímulos fueron aleatorias con un valor de $5 \pm 20\%$ como máximo. Los valores de intensidad fueron 8 para conseguir trazar una curva con suficientes puntos en forma de U invertida.

Montaje experimental – El voluntario se sentaba de manera confortable en una silla. El lugar estaba rodeado de telas negras para evitar estímulos externos visuales. Se usaron auriculares con reducción de ruido para evitar estímulos auditivos y en ellos se reprodujo un ruido browniano durante el experimento (Fig. 1.a). La primera falange del dedo índice era colocada en la plataforma vibradora, la parte izquierda del dedo era colocada en la mesa para tener un lugar de referencia sin estímulo y la mitad derecha se colocaba en la plataforma vibratoria (Fig. 1.b).

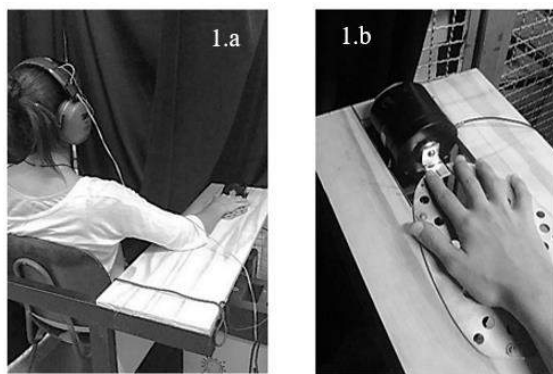


Figura 1. a. Visión global del montaje del experimento. b. Posición del dedo en la plataforma vibratoria.

En la primera parte del experimento se detectó el UDS para cada una de las señales (3 Hz, 300 Hz, RB). El voluntario tenía que usar el botón toda vez que sintiera la señal. Cuando eso no ocurriera, el valor de intensidad aumentaría, de lo contrario, disminuía.

En la segunda parte del experimento se realizaba un registro de la fuerza media ejercida por el dedo en la plataforma de vibración para tener un control de la fuerza generada durante el experimento, el peso del dedo básicamente. El registro fue de un minuto y se guardaba el valor medio de fuerza ejercida. La alarma de detección de fuerza inusual era activada si el voluntario realizaba una fuerza superior a 5 veces la desviación estándar de la media (valor fijado teniendo en cuenta la vibración de la plataforma).

Durante la tercera parte del experimento, la instrucción dada para el voluntario era apretar el botón toda vez que la señal de 3 Hz fuera reconocida. Se realizaron 12 repeticiones para cada tipo de ruido con pausa entre ellas de como mínimo 1 minuto. La presentación del ruido fue aleatoria, podía ser que un voluntario comenzara con RB y otro con sinusoide. Antes de cada presentación era pasado un registro de seno de 3 Hz (la señal objetivo) con una intensidad superior al umbral de cada persona para que recordaran la sensación de estímulo a ser reconocida.

Resultados

Los resultados fueron representados por el índice de detecciones obtenido dividiendo el número de reconocimientos de la señal débil de 3 Hz por el número total de muestras (señal débil presentada 12 veces para cada combinación de porcentaje de ruido posible). En la Figura 2 se muestran los valores medios del índice de detección y el error estándar de la media para cada ruido. Puede observarse que los resultados aplicando ruido sinusoidal describen una curva en forma de U invertida con los valores máximos de detección para 50% y 60% del UDS de cada individuo. En el caso del ruido blanco, se observa el máximo de detecciones para un nivel de 20% y 30% seguido de un pico menor en 50%.

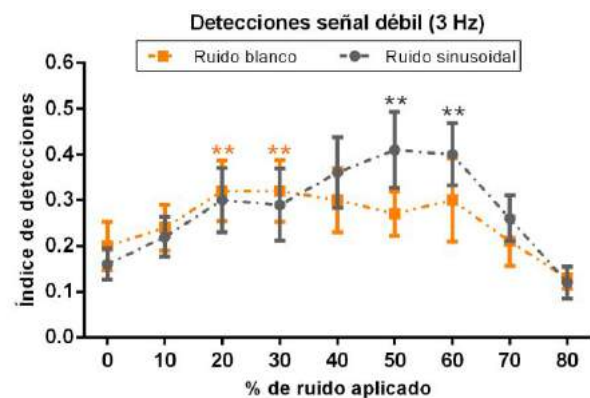


Figura 2. Valor medio y error estándar de la media del índice de detecciones para los dos tipos de ruido. Los ** indican los porcentajes de ruido significativos ($p < 0.05$).

El test-t de Student de muestras pareadas fue conducido para evaluar el efecto del ruido empleado para detectar la señal débil. El test se aplicó en los índices máximos. Para el ruido sinusoidal, hubo un aumento estadísticamente significativo de 0% ($M=0.16$, $SD=0.10$) a 50% ($M=0.41$, $SD=0.26$), $t(9)=-3.93$, $p < 0.05$ con un valor d de Cohen de 0.63 (*eta square*) [19] y también, de 0% a 60% ($M=0.40$, $SD=0.21$), $t(9)=-4.96$, $p < 0.05$ con d de Cohen de 0.73. Para el ruido blanco, hubo un aumento estadísticamente significativo de 0% ($M=0.20$, $SD=0.16$) a 20% ($M=0.32$, $SD=0.21$), $t(9)=-2.82$, d de Cohen=0.47 y de 0% a 30% ($M=0.32$, $SD=0.22$), $t(9)=-2.48$, d de Cohen=0.41. El tamaño del efecto es grande en ambos casos ya que el valor d de Cohen es mayor que 0.14.

Discusión y Conclusiones

Los resultados permiten comprobar una de nuestras hipótesis iniciales, el fenómeno de resonancia estocástica puede ser generado usando una señal sinusoidal de alta frecuencia para reconocer una señal sinusoidal de baja frecuencia. El fenómeno también es presentado cuando se usa ruido blanco sumado a la señal de Hz.

El mayor valor de índice de detección para la señal sinusoidal de alta frecuencia es 0.42 y para ruido blanco 0.31. Este resultado confronta con nuestro argumento inicial en el que se esperaba que el ruido blanco contribuyese mejor que el ruido sinusoidal en la detección del estímulo debilitado.

En el caso de la señal sinusoidal de alta frecuencia, la banda de amplitudes en la que se obtiene mayor número de detecciones es cuando se aplica entre un 50% - 60% del UDS de la senoide de 300 Hz. En el caso del ruido blanco, la banda de amplitudes con mayor número de detecciones está entre un 20% - 30% del UDS. La tendencia marcada por el máximo secundario en 50% sugiere que una parte de los participantes tiende a detectar con mayor facilidad el estímulo con este nivel de ruido. En específico, 4 de los 10 voluntarios tienen curvas con máximos entorno de 50% de ruido aplicado y el resto se encuentra cerca de 20% - 30%. Una posible mejora en los resultados sería aumentar el número de voluntarios para tener un conjunto de muestreo mayor y de este modo, reducir la variabilidad existente entre los dos grupos.

La consistencia de los resultados para el caso de la señal sinusoidal de alta frecuencia es superior que para el caso del ruido blanco tanto por el valor del ID máximo cuanto por la forma de curva de U-invertida. Por el momento, aún no existe una explicación clara para argumentar la superioridad de la señal sinusoidal de alta frecuencia en comparación con el ruido blanco, debiendo ser éste, asunto para la continuación de la presente investigación. Vale la pena destacar que con el protocolo experimental adoptado, la RE puede estar aconteciendo tanto a nivel periférico cuanto a nivel central. En el primer caso, podríamos tener receptores sensoriales con curvas de sintonía centradas en frecuencias bajas y aun así estarían respondiendo a la senoide de 300 Hz con una baja ganancia. En el segundo caso, la senoide de 300 Hz podría estar generando trenes de potenciales de acción en receptores del tipo Paccini que llegarían hasta el núcleo cuneiforme [20] de forma independiente a los trenes de potenciales de acción provenientes de los receptores activados por la baja frecuencia (3 Hz). Esos trenes de potenciales de acción podrían actuar en la activación de neuronas de salida del núcleo cuneiforme generando el efecto de RE. Alternativamente, la RE podría estar aconteciendo en regiones superiores del sistema nervioso somatosensorial.

Agradecimientos

Agradecemos a Felipe Fava de Lima por el inestimable soporte técnico y a los miembros del Laboratorio de Ingeniería Biomédica por los consejos recibidos.

Referencias

[1] Moss F, Pierson D, O’Gorman D. Stochastic resonance tutorial and update. *Int. J. Bifurcation Chaos Appl. Sci. Eng.* 1994; 4(6): 1383 – 1397.

[2] Wiesenfeld K, Moss F. Stochastic resonance and the benefits of noise: from ice ages to crayfish and SQUIDS. *Nature.* 1995; 373(6509): 33 – 36.

[3] Reinker S, Puil E, Miura R. Membrane resonance and stochastic resonance modulate firing patterns of thalamocortical neurons. *Journal of Comp Neurosc.* 2004; 16(1): 15 - 25.

[4] Piana M, Canfora M, Riani M. Role of noise in image processing by the human perceptive system. *Phys Rev E.* 2000; 62(1B):1104–1109.

[5] Zeng F, Fu Q, Morse R. Human hearing enhanced by noise. *Brain Res.* 2000; 869(1-2): 251–255.

[6] Russell DF, Wilkens LA, Moss F. Use of behavioral stochastic resonance by paddle fish for feeding. *Nature.* 1999; 402(6759): 291–294.

[7] Watanabe I, Okubo J. The role of the plantar mechanoreceptor in equilibrium control. *Ann. N.Y. Acad. Sci.* 1981; 374(64): 855-865.

[8] Horak FB, Nashner LM, Diener HC. Postural strategies associated with somatosensory and vestibular loss. *Exp. Brain Res.* 1990; 82(1): 167-77.

[9] Magalhães FH, Kohn AF. Vibratory noise to the fingertip enhances balance improvement associated with light touch. *Exp Brain Res.* 2011; 209(1): 139-151.

[10] Manjarrez E, Rojas-Piloni G, Méndez I, Flores A. Stochastic resonance within the somatosensory system: effects of noise on evoked field potentials elicited by tactile stimuli. *J Neurosci.* 2003; 23(6): 1997-2001.

[11] Ward LM, Desai S, Rootman D, Tata MS, Moss F. Noise can help as well as hinder seeing and hearing. *Bull am Phys Soc.* 2001; 46(23).

[12] Richardson KA, Imhoff TT, Grigg P, Collins JJ. Using electrical noise to enhance the ability of humans to detect subthreshold mechanical cutaneous stimuli. *Chaos.* 1998; 8(3): 599–603.

[13] Manjarrez E, Mendez I, Martinez L, Flores A, Mirasso CR. Effects of auditory noise on the psychophysical detection of visual signals: cross-modal stochastic resonance. *Neurosci Lett.* 2009; 415(3): 231–236.

[14] Iliopoulos F, Nierhaus T, Villringer A. Electrical noise modulates perception of electrical pulses in humans: sensation enhancement via stochastic resonance. *J Neurophysiol.* 2014; 111(6): 1238-1248.

[15] Collins JJ, Imhoff TT, Grigg P. Noise-enhanced information transmission in rat SA1 cutaneous mechanoreceptors via aperiodic stochastic resonance. *J Neurophysiol.* 1966; 76(1): 642-5.

[16] Manjarrez E, Mendez I, Martinez L, Flores A, Mirasso CR. Effects of auditory noise on the psychophysical detection of visual signals: cross-modal stochastic resonance. *Neurosci Lett.* 2009; 415(3): 231–236.

[17] Magalhães F, Kohn F. Vibration-enhanced posture stabilization achieved by tactile supplementation: May blind individuals get extra benefits?. *Medical Hypotheses.* 2011; 77(2):301-304.

[18] Lawless H, Heymann H. Measurement of Sensory Thresholds. *Sensory Evaluation of Food.* 2010: 125-147.

[19] Cohen J. A coefficient of agreement for nominal scales. *Educational and Psychological Measurement.* 1960; 20(1): 37-46.

[20] McGlone F, Reilly D. The cutaneous sensory system. *Neuroscience and Biobehavioral Reviews.* 2010; 34(2):148-159.

A BRAIN COMPUTER INTERFACE USING EMOTIV-EPOC ON AN ARM ORTHOSIS CONTROL

L. C. Neves, G. D. Morais, R. P. Bechelli and M. C. F. Castro

Centro Universitário da FEI, São Bernardo do Campo, Brazil
e-mail: neves.leonardoc@gmail.com, mclaudia@fei.edu.br

Abstract: This work aims at presenting the development of a brain computer interface (BCI) using the Emotiv-EPOC, a low cost, commercially available device to reading electroencephalographic signals (EEG), on an arm orthosis control, applying the motor imagery technique. The detection of two patterns during the imagination of movement is used to implement physical tasks that were simulated mentally. The motor imagery, representing user intention, results on the movement of a custom made arm orthosis, commanding it for flexion and extension movements, that will bring a better qualification for various tasks and better interaction with physical environment for disabled.

Keywords: Brain Computer Interface (BCI), Electroencephalogram (EEG), Emotiv-EPOC, Orthosis, Arm flexion/extension.

Introduction

The electroencephalogram is known as the electrical brain activity measured along the scalp. It corresponds to voltage fluctuations resulted from ionic current flows through the neurons of the brain. Especially, when any motor task is performed, such as hand or arm movements, changes in the electrical brain activity occur [1]. Several studies have shown that these changes can also be produced during the imagination of the body limb movement. This technique, named motor imagery (MI), occurs without any muscle activity, i.e., there is a related brain activity even without real movement [2, 3].

From this point of view, motor imagery presents a fundamental field of study, not only to understand how the brain works on different situations, but also helping disabled, working as a brain computer interface (BCI). However, the most of electroencephalographic systems are too expensive for daily use. A BCI system needs to be constructed based on a low-cost system, which could be available for everyone. One system is the Emotiv-EPOC [4], an equipment that has no electrodes in primary motor and somatosensory areas of the brain, which involve movement planning, and areas directly linked to motor imagery. However, it stands out for its versatility, size, ease of using and the low-cost compared to others [5].

Some authors have reported the use of this device to a wide range of applications as Evoked Potentials, P300 [6] and Steady State Visual Evoked Potentials (SSVEP) [7, 8]. With focus on motor imagery applications, in [9], the Emotiv-EPOC was used with OpenViBE acquisition software in order to capture Mu waves from left and right

hand imagery movements with average recognition rate of 60.63% for right arrow and 45.93% for left arrow in an offline testing and single trial classification scenario.

The proposal of this work is based on developing a brain-machine interface system using the Emotiv-EPOC for measure the brain activity during a motor imagery task. A signal processing is executed to recognize user's intention of hand movement associated to the movement of an electro-mechanical orthosis, enabling the user to flex or extend the arm.

Materials and methods

The Emotiv-EPOC [4] is equipped with 14 electrodes in the international 10-20 system in the positions: AF3, F7, F3, FC5, T7, P7, O1, O2, P8, T8, FC6, F4, F8 and, AF4, with two references. This device is wireless enabled and operates in 128 SPS (samples per second) with frequency range from 0.2 to 43Hz and two axis gyroscope.

A custom-made arm orthosis [10] was used as application for BCI control. The orthosis was designed and constructed based on a 3D printer concept. A linear actuator performs elbow flexion/extension movements according to user's intention. The first prototype was controlled by myoelectric signal, which defined movement direction. In the present project, the user intention is based on the EEG signal, acquired with Emotiv-EPOC.

The general setup of the entire system is shown in Figure 1. Emotiv-EPOC is used for EEG acquisition during a motor imagery process, defined in this study as right and left hand movements. The signal is pre-processed in the Emotiv-EPOC system, and then transferred to the computer. An algorithm written in the OpenViBE platform, an open source code dedicated to EEG processing and BCI design, recognizes user movement intention, which is sent to a microcontroller. The final application is an arm orthosis controlled by the designed interface. The performed movement is flexion or extension based on the side of the hand motor imagery. The recognition process can be described through four stage processing named as scenarios: acquisition, spatial filter, training, classifier (Figure 2).

The first scenario is responsible for data acquisition where the user is requested to imagine the movement of right or left hand, depending of the sign that appears in the monitor. The sign is an arrow, which appears pointing for the right or left, guiding the user to imagine the

movement of the same hand side. Some pre-processing, as signal filtering, are applied into the device -hardware. Moreover, the acquired signal is filtered using a temporal filter for the frequencies between 8-30 Hz due to the range related to MI events; distinguish between alpha (8-14 Hz) and beta (14-30 Hz) waves.

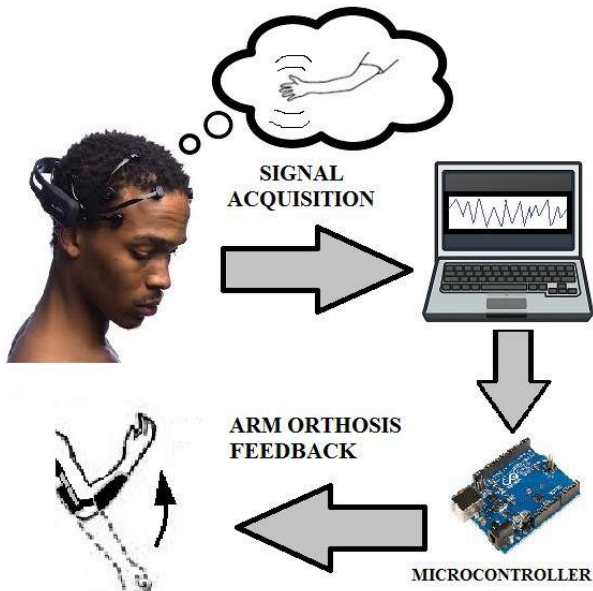


Figure 1 – General Project setup.

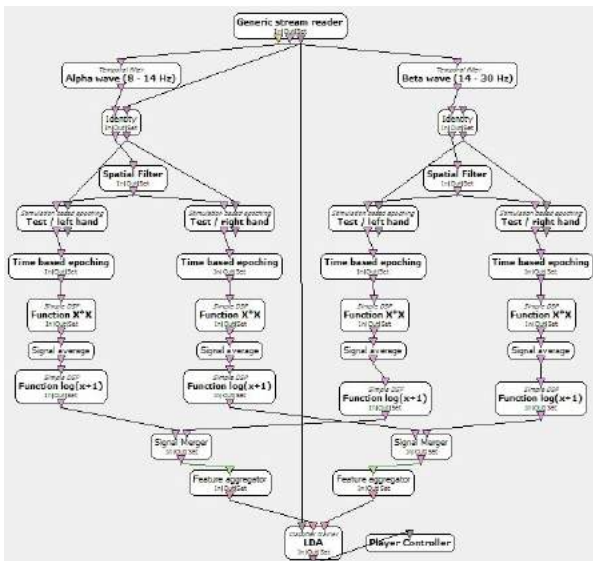


Figure 2 - Algorithm representation in OpenViBE to train LDA classifier.

An intermediate scenario is used to train a Common Spatial Patterns (CSP) filter that will be used in the further steps. This filter is a powerful tool that extracts specific feature of the signal supporting the classifier training [11]. Basically, the algorithm increases the signal variance for one condition, while minimizes the variance for other condition. In this way, the filter contributes to a better separation between the classes, which would be the right and left hand movements.

The next scenario is designed for classifier training.

The chosen classifier is a Linear Discriminant Analysis (LDA), which works finding a linear combination of features that characterizes or separates two or more classes of objects or events [12]. A four-second period of signal data is selected and windowed in one-second size with 6.5ms shift. The signal window needs regularization to a normal distribution, due to the influence of CSP filtering process. The regularization is defined by a logarithm function. With a normal distribution, it is possible to create the feature vector matrix to feed the classifier [11].

The last scenario is responsible for recognizing the user intention and sending of the corresponding movement to a Virtual Server, Virtual-Reality Peripheral Network, which allows the OpenViBE information to be sent to other software/device. This output, representing user intention, is sent to a microcontroller that commands the arm orthosis motor. Arm orthosis flexion movement (Figure 3) is related to right hand MI, while the arm orthosis extension movement (Figure 4) is related to left hand MI.

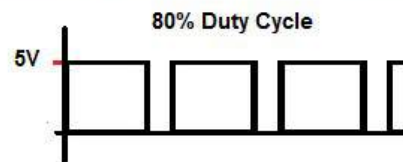


Figure 3 - PWM controlled arm orthosis for flexion movement.

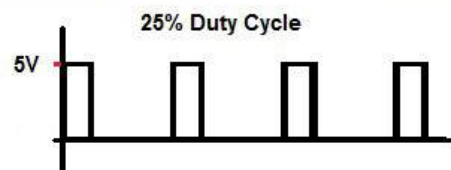


Figure 4 - PWM controlled arm orthosis for extension movement.

To move the arm orthosis, the system control uses a pulse width modulation (PWM) signal generated by the microcontroller. The correspondence between signal and movement is shown in Figures 3 and 4. The amount of pulse width variation corresponds also to the subject intention. The direction of the movement is controlled based on the side of the hand movement imagination, while the amplitude of movement depends on how much focus, is given for that action. This relation is mapped and embedded into the orthosis microcontroller, which receives the signals through USB port.

Experimental Procedure

The experimental protocol was approved by the research ethics committee (COEP - UMESP - No.1.361.875), and was conducted in three equal sessions. Five volunteers (average age 20), with no history of cognitive or neurological disorder were selected. They were given all the experimental procedures description and possible risks. Verbal and written consent were obtained prior to conducting experiments.

The Emotiv-EPOC electrodes were soaked in saline solution to improve the contact with the scalp and device performance, and the device was placed on the surface of the subject scalp.

During the sessions, to accomplish the tests, each subject was still in an environment with low light and isolated from distractions and audible noise. Moreover, they were orientated to not move any part of the body, which must remain relaxed. One part of greater interest is the face area, especially the eyes. Any muscle activation in this area can be registered by Emotiv-EPOC electrodes, representing noise. To deal with this problem, subjects were requested to minimize blinks and eye movements, focusing on the computer monitor.

During each session, there were presented to 40 arrows in the monitor, being 20 to the left and 20 to the right. Each arrow appearance has 1.25s of duration and the period between consecutive appearances was 3.75s, representing the period of time that the subject has to imagine the requested movement.

Results and Discussion

For the online performance analysis, the best result of the classifier among the three sessions was used for the orthosis control. Table I shows the accuracies attained for each subject. Subject 4 had a marginal performance, the others showed a high accuracy for one side, while the performance for the other side was almost near marginal. This difference between right and left side motor imagery accuracies could be proven applying the Wilcoxon Test with $p=5\%$. Figure 5 is an example of the Confusion Matrix attained by subject 5. Since the electrodes had a good connection, the poor result could be explained by the subject's difficult to being concentrated and to imagine hand movement, and the needs for more subject's training. To overcome this limitation, the system

confirms, for some cycles, the user intention before takes the corresponding action. Comparing with the work of [9], that applied very similar scenarios and platforms, the average recognition rate for left and right hand MI was higher (60.63% for right arrow and 45.93% for left arrow in an offline testing).

Table 1: Accuracies for online scenario (%).

Subjects	Left	Right	Average
Subj1	69	71	70
Subj2	76	72	74
Subj3	61	84	72.5
Subj4	43	73	58
Subj5	92	61	76.5

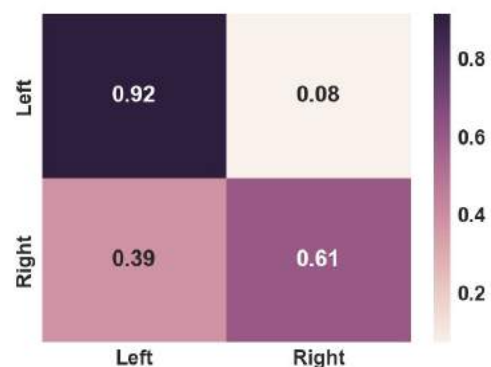


Figure 5 - Confusion matrix for online scenario.

In order to contribute with a better evaluation of the signals, leading to a correct movement correspondence, it was also analysed the 2D topographic map of the activated brain areas while the user was asked to imagine right and left hand movements. It can be seen in Figure 6, drawn with the aid of an interpolation technique, that there exists a huge area that is not covered by Emotiv-EPOC electrodes. Thus, since the main active areas, during the imagination process, were not present in the comprehensiveness of the device, there is the need to consider all the electrodes available in the analysis to ensure the recognition of the brain state. The figure also shows the corresponded user feedback screen, in which the bar is drawn based on the side of the imagined movement and the bar size means the amount of focus or attention given for imagination. For example, the bars drawn on the right side of each picture, represent motor imagery related to the right hand movement, and from the top to the bottom it can be noticed the increase of the bar size representing the increase of the user attention.

Conclusions

This work proposed an application of the Emotiv-EPOC on the control of an electronic device based on motor imagery brain signals. Although the performance had been higher than related previous work, the Emotiv-EPOC presents some limitation due to the lack of

electrodes in the motor cortex areas. Even this, it was possible to use the proposed system to control the mechanism of the custom made arm orthosis via the developed brain-computer interface based on motor imagery. The commonly used electrodes in C3 and C4 areas, according to the 10-20 system, was not essential, since signals from these areas can be acquired by others electrodes near them. The resultant signal, although different from the originals, can be used to train the classifier and thus, being recognized as user intention and to command a system control. The proposed BCI proved to be more efficient than others as it is also possible to control the movement amplitude, while the accuracy error generated by the classifier was minimized by the confirmation strategy.

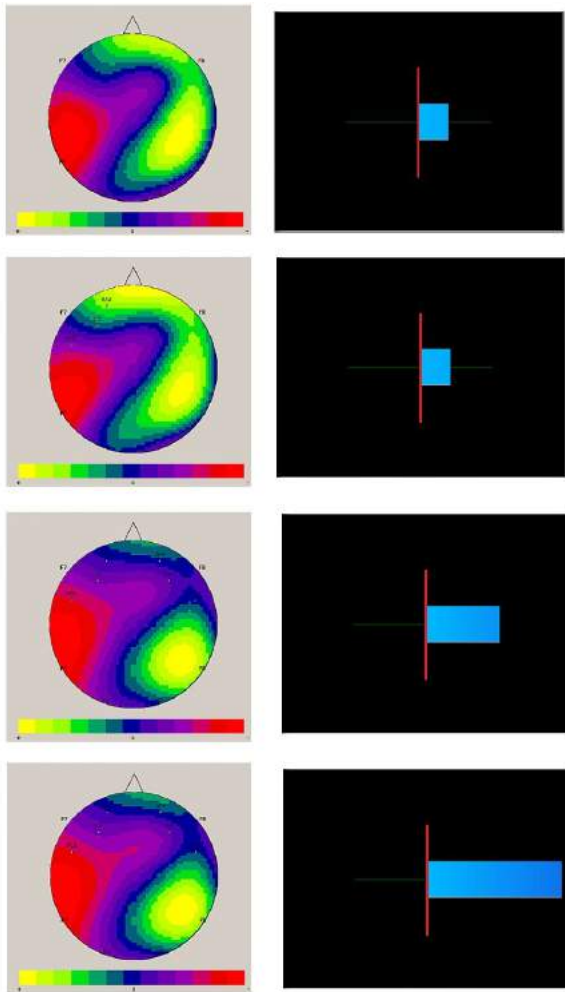


Figure 6 - 2D topographic map of the synchronization/desynchronization activation brain areas and corresponded user feedback screen.

Acknowledgements

The authors would like to thank the financial support of FEI, and CAPES for the development of this research.

References

- [1] Miller KJ, Schalk G, Fetz EE, den Nijs M, Ojemann JG, Rao RP. Cortical activity during motor execution, motor imagery, and imagery-based online feedback. In: *Proceedings of the National Academy of Sciences of USA*; 2010; 107(9):4430-4435.
- [2] Niedermeyer E and Silva FL, *Electroencephalography: basic principles, clinical applications, and related fields*. Lippincott Williams & Wilkins, 2005.
- [3] Stecklow MV, Infantosi AFC, Cagy M. Changes in the electroencephalogram alpha band during visual and kinesthetic motor imagery. *Arquivos de Neuro-Psiquiatria*; 2007. 65(4-A):1084-1088.
- [4] Emotiv Systems, *EMOTIV EPOC: Brain Computer Interface & Scientific Contextual EEG*, 2011.
- [5] Holewa K and Nawrocka A, Emotiv EPOC neuroheadset in brain-computer interface. In: *Proceedings of the 15th International Carpathian Control Conference (ICCC)*; 2014. IEEE, p. 149-152.
- [6] Ekanayake H, P300 and Emotiv EPOC: Does Emotiv EPOC capture real EEG?[internet], 2010. Available from: <http://www.visaduma.info/neurofeedback/P300nEmotiv.pdf>
- [7] Liu Y, Zhang D, Lu G, Ma WY. A survey of content-based image retrieval with high-level semantics. *Pattern Recognition*; 2007. 40:262-282.
- [8] Zier BJ, *SSVEP-based brain computer interface using the Emotiv EPOC*, [MSc dissertation], Cheney, Washington, Eastern Washington University, 2012.
- [9] Risangtuni AG, Suprijanto, Widyotriatmo A. Towards online application of wireless eeg-based open platform brain computer interface. In: *Proceedings of the IEEE Conference on Control, Systems & Industrial Informatics (ICCSII)*; 2012. IEEE, p. 141-144.
- [10] Alves WS and Castro MCF. Myoelectric dynamic orthosis for the elbow. In: *Proceedings of the 37th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*; 2015. IEEE, p. 1.
- [11] Ramoser H, Muller-Gerking J, Pfurtscheller G. Optimal spatial filtering of single trial eeg during imagined hand movement. *IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering*; 2000. 8(4):441-446.
- [12] Lotte F, Congedo M, Lécuyer A, Lamarche F, Arnaldi B. A review of classification algorithms for eeg-based brain-computer interfaces. *Journal of Neural Engineering*, 2007. 4(2): R1-R13.

ASSESSMENT OF SOMATOSENSORY DEFICITS IN STROKE: PROSPECTS FOR REHABILITATION ENGINEERING RESEARCH

C. R. Gonçalves*, A. N. Silva*, M. B. Silva*, A. M. Freitas* and A. B. Soares*

* Biomedical Engineering Lab, Federal University of Uberlândia, Uberlândia, Brazil
e-mail: camila.goncalves@ufu.br

Abstract: Somatosensory deficits are common among subjects with stroke, besides the commonly reported deficits in motor function. The aim of this study was to search for clinical scales dedicated to somatosensory assessments post stroke and compare them to other alternatives proposed in the literature, mainly related to robotic devices. We found only one scale exclusively dedicated to sensory assessments: Nottingham Sensory Assessment and another widespread in clinical practice, the Fugl-Meyer Assessment, that has a small part for measuring sensory deficits. These scales have some limitations in relation to reliability and standardization, for example. In this sense, the use of robotics has been advantageous for providing precise measurements despite their high cost. The adequate choice of the evaluation method should be encouraged in order to better understand the deficits and to implement an effective rehabilitation program. Robotic technologies provide an interesting prospect in this sense, but they should be used with careful considerations. More importantly, their development should be linked to the clinical perspective and their needs. Therefore, rehabilitation research should be focused on providing the necessary interplay between both fields.

Keywords: stroke, somatosensory deficits, clinical assessment, rehabilitation robotics.

Introduction

Stroke is a common, disabling and relevant healthcare problem worldwide. In addition to motor disability, somatosensory deficits affect 50% to 85% of stroke survivors [1]. They can be observed through impairments in proprioception, light touch and stereognosis, for example [2]. As such, somatosensory assessment is an important guide to rehabilitation therapies, considering that the control of movement is guided by the integration between the motor system and the sensory system [3]. Furthermore, somatosensory deficits have been associated with disrupted motor learning after stroke [4] which might be a good predictor of the subject's improvement [2].

Clinical assessments (CA) are widely used due to their standardization and validation provided by a number of studies. However, they have also been considered as subjective and unreliable, sometimes

presenting a poor inter-rater reliability [5]. Besides, sensory assessment is usually a minor part of these scales. Therefore, there's still a limitation to identifying sensory deficits, which might lead to suboptimal rehabilitation therapies.

To address this issue, there has been an effort to develop technologies that allows for quantitative and, precise measurements of the sensorimotor system. Such technologies are often used for basic research but have also been employed in clinical practice. Robotic technologies are interesting for rehabilitation because they create opportunities of developing active protocols in which the patient actively participates of the therapy by moving their affected limbs in contrast to conventional therapy [6]. Additionally, they can be used as assessment tools, given that they are equipped with many sensors. These sensors allow the precise measures of movement kinematics and dynamics, i.e. the trajectories of the limbs and the forces applied by them. They are not the only alternative for this purpose however, since inertial sensors, load cells and motion capture systems can be used as well, but they have the advantage of grouping many of the individual features of these last technologies in a single device. Considering the potential that all the aforementioned technologies possess and their prospects for clinical practice, the objective of this paper is to search for clinical scales dedicated to somatosensory assessments and compare them to other alternatives proposed in the literature, mainly related to robotic devices. Finally, we will discuss the existing gaps that can be filled with further advancements in the rehabilitation engineering field.

Methods

To establish a comparison between CA and robotic assessment (RA), we searched through the literature for works that presented clinical scales or robotic devices that were used for sensory assessments. The search were performed in the CAPES and Google Scholar databases. We used the following key-words: stroke, hemiparesis, somatosensory assessment, clinical scales/scores and robotic devices. If a clinical score is used for measuring sensory deficits but also other kinds of deficits, it was considered for analysis as well. The following topics present the results obtained by describing examples of CA and RA according to the selected papers.

Clinical assessments – The Nottingham Sensory Assessment (NSA) was the only clinical scale found to be exclusively dedicated to post-stroke somatosensory assessment. Nevertheless, the Fugl-Meyer Assessment (FMA) is also widely employed in the clinical practice, regardless of a set of elements for measuring sensory deficits.

The NSA was created by Lincoln and colleagues (1991) with the purpose of identifying sensory deficit and monitoring its recovery in subjects with stroke. The NSA is usually applied over the shoulder, elbow, wrist, hand fingers and foot. The tests are conducted with the subject blindfolded and measurements of tactile sensation, kinesthesia and stereognosis are performed.

Tactile sensation is measured based on the subject's ability to identify like touch stimuli, pressure and temperature. Scoring ranges from 0 (worst) to 2 (best).

Kinesthesia is tested in three aspects simultaneously: perception of movement, its direction and accurate joint position sense. The therapist passively moves the affected arm while the subject attempts to mirror the sensed movement with the unaffected arm. Score increases with accuracy in tracking the movement from 0 (worst) to 3 (best).

Stereognosis is measured based on the capacity of the subject to discriminate the shapes of different objects (e.g. cup, glass, pencil, scissors and coins) that are placed the affected hand.

The FMA was proposed by Fugl-Meyer and colleagues in 1975. It's the first quantitative measurement of sensorimotor function in stroke patients and one of the most used assessment method in clinical practice. The FMA evaluates six aspects: movement amplitude, pain, motor function, equilibrium and sensibility. The total score is 226 points that is accumulated across the categories. Sensibility is accessed through proprioception (8 points) and exteroception (16 points). Higher scores account for better results and lower scores for worse results. Furthermore, FMA has presented good intra and interrater reliability when the therapists are previously trained [7].

Robotics in rehabilitation– The use of robotics for rehabilitation purposes has increased over the past decade. For stroke patients, research has given more attention to upper arm rehabilitation therapies. However, there are papers that address the issue of somatosensory measurement as well.

Dukelow et al. (2010) aimed at measuring deficits in position sense (PS), a proprioceptive component, by using the KINARM system [8]. The protocol resembles the one used in the NSA for measuring kinesthesia. First, the robot passively moves the affected arm to one of the possible nine positions in space. Afterwards, the subject is instructed to actively mirror this position with the unaffected arm. From this procedure, six parameters were analyzed that were related to end-point errors and variability and the range of the final positions of the active arm. The authors have found that the clinical assessment, performed by the thumb localizing test, and

the robotic assessment had a random relationship. They concluded that robotic assessment might be more accurate for measuring position sense than the common clinical procedures.

Semrau et al. (2013) continued the previously described work by focusing on the assessment of kinesthesia [9]. The authors proposed a motion tracking task in which the robot passively moves the affected arm while the subject mirrors the movement with the unaffected arm. The analyzed parameters were related to the response time, initial direction error and the speed and range of the active movement. The authors concluded that 61% of the 113 subjects with stroke were impaired in more than three parameters, thus finding that kinesthesia was significantly impaired. The authors found positive correlations with the Functional Independence Measure (FIM) and Chedoke-McMaster Stroke Assessment (CMSA) scores. The first one measures physical impairment and disability and the latter serves as a basic indicator of severity of disability. The observed results indicated a possible intrinsic relationship of kinesthesia and motor performance. The authors concluded by stating that improving the assessment of kinesthesia might help elaborating efficient therapies.

Colombo et al. (2010) focused on measuring changes of movement dynamics, which is a different component of proprioception, during reaching movements with the affected arm [10]. Although the paper is not dedicated to assessment, they used two parameters related to the force produced and its direction to evaluate the control of limb dynamics by the subjects before and after robotic therapy. The authors have reported that improvements in these parameters were associated with better scores on the FMA and the Motor Status Score, the latter serves as a complement to FMA as it expands the measurement of upper extremity impairment. Thus, the authors suggested that improvements of muscle synergies led to improved motor function.

Discussion

Clinical assessment – NSA was the only scale dedicated exclusively to the clinical assessment of somatosensory deficits found in the search. Tactile sensation, pinprick and temperature have been reported as less reliable than proprioception, touch and pressure [5,11]. In this regard, temperature has an issue related to what range of degrees should be used for the test [12]. With NSA, stereognosis and proprioception were the ones that presented more deficits in a study by Conneletal. (2008) [13]. Furthermore, NSA measures of tactile sensation and stereognosis might suffer from ceiling effects, which limits its sensitivity. This is an indication that grouping individual scores of different tasks into a single one might not be the best approach. Therefore, the overall score could be reviewed for better practice.

Ceiling effect was also observed in the sensory

subscale of the FMA, along with poor responsiveness at different post-stroke stages [2]. These results suggest that further studies on improving the sensory assessment by the FMA are necessary. Furthermore, it should be noted that the sensory subscale accounts only for 10% of the total score of the FMA.

In Brazil, Fugl-Meyer assessment lacks a proper and standard guide for its application, limiting its effectiveness and clinical application. In this sense, extensive training can reduce errors, but only if the instructions are standardized and properly translated.

Most of the rehabilitation professionals consider the somatosensory assessment as highly relevant when tracking the recovery of subjects. However, there is an unexpected lack of research in the literature presenting a clear description and evaluation of such tests as well as the clinical scales frequently used.

The value and reliability of clinical sensory assessment has been questioned because some exams are often limited and subjective. The use of different instruments (fingertip, cotton, feather, swab) to examine light touch, for example, and the absence of standardization of many tests are problems that have been discussed. Furthermore, there is no consensus regarding the use of a unique measure or a multimodal sensory testing.

Despite the presented issues, CA's are vital and should not be undervalued. They do provide insights about the preserved state of the sensory system in stroke subjects and can be valuable to guide therapy and monitor recovery if used correctly.

Robotics in rehabilitation – The cited papers were related to the assessment of proprioceptive deficits [8, 9, 10]. Proprioception is considered to be essential for optimal motor performance for its role in movement planning and execution [3]. Considering some of the issues observed with the clinical assessment of sensory deficits, robotics has been employed for this purpose, taking advantage of its precise measurements.

Position sense has been evaluated by a position-matching procedure. We believe that PS should be tested in different ways as well. In position matching, there are computations related to remapping the position sensed in the affected arm and preparing the kinematics of the unaffected arm that will mirror the position sensed. These computations might be noisy, negatively influencing performance. Perhaps, this factor should be considered. Besides, efference copy of motor commands might provide additional information to PS, which is also an important parameter for measuring. Furthermore, limb position drift can be another relevant parameter. In contrast, motion-tracking tasks seem a good approach to measure kinesthesia. Taken together, these assessments might provide interesting insights into the state of internal models or representations in stroke subjects. These models can be linked to the preserved capacity of predicting sensory consequences from motor actions, which is crucial for movement control [3].

Limb dynamics are also fundamental to the planning of movements and, perhaps, even more critical in

stroke. Dynamics are necessary to transform a kinematic program into the muscle torques that are necessary to produce the desired movements. A misjudgment will eventually interfere with the generated movement by altering the activation patterns of the muscles. Therefore, assessment of kinematics and kinetics can be informative of the preserved sensory and motor mechanisms in subjects with stroke. Specifically, dynamic parameters are harder to evaluate on a clinical basis without the support of any device that can measure force or muscle loading, which is a limitation to clinical practice. Additionally, the learning of kinematics and kinetics internal models occurs independently [3]. The first is more influenced by visual feedback, while the latter is tuned by proprioceptive information. Thus, while kinematics might be compensated by vision, kinetics might be affected by disturbances in proprioception, directly influencing muscle synergies, creating some of the problems observed in the reaching movements of the subjects. Therefore, measuring kinetics might be even more relevant in stroke than position sense alone.

CA and RA – In spite of the quantitative measurements that RA provides, CA will probably not be replaced by them [6]. RA is inclined to be more of a complement to the standard CA measurements. That is because RA has not established the “meaning” of their measurements. The presented papers have used different measures and have not clearly scaled or at least nominated what is a good or bad value for each one of the analyzed parameters. Therefore, this is a setback that research on RA will eventually have to address. This is, possibly, quite different from their use on motor therapies given that some papers have published positive results on the use of robotic technologies [15].

Cost-effectiveness of technologies is always of concern for the clinical practice. Optimally, low-cost and easiness will be preferred by the therapists. However, as observed in this paper, clinical scales face some issues that can be complemented through the use of robotic devices, for example. The study by Wagner and colleagues (2011) didn't find statistical differences between the cost of usual care, intensive therapy and robotic therapy [16]. The authors suggested that lower healthcare use of the later could compensate its cost when compared to usual care. However, additional work is required to investigate the cost-effectiveness of robotics in rehabilitation. There is a trade-off between the cost of technology and what it delivers, but quantitative measurements can be informative if correctly interpreted.

Prospects for rehabilitation engineering – The role of rehabilitation engineering is to serve as a bridge that links the clinical practice with technologies such as robotics and virtual reality to provide alternative therapies and measurements. There is room for improvement in robot-aided measurement of sensory deficits. The design of the measurements should take into consideration the principles of sensorimotor control and take advantage of the robot's capacities. Optimal

feedback control theory and Bayesian integration of multisensory information could provide the basic principles behind the design of protocols for testing somatosensory mechanisms in stroke subjects [3].

For RA, it is demanding to focus on the development of the assessment protocols and, more specifically, on their metrics and interpretations. The new measurements have to be meaningful and of easy understanding and interpretation, if they are to be integrated into clinical practice.

Furthermore, it would be interesting to connect the robots to electrophysiological measures (e.g. EEG) or neuroimaging (e.g. fMRI). Linking studies with EEG or fMRI with the precise kinematic and kinetics measurements of the robots and the diverse sensorimotor tasks that can be developed and implemented in these platforms should be the future of rehabilitation research. The findings would be able to provide insights into the neural correlates of both sensory and motor function in stroke. It is highly desirable to understand the disorganization of cortical function related to those aspects. Understanding the deficits in a neurophysiological basis might be the key to unlocking the full potential of recovery.

Conclusion

Somatosensory assessment is of vital importance to clinical practice. The adequate choice of the evaluation method should be encouraged in order to better understand the deficits and to implement an effective rehabilitation program. Robotic technologies provide an interesting prospect in this sense, but they should be used with careful considerations and, more importantly, their development should be linked to the clinical perspective and their needs. Therefore, rehabilitation research should be focused on providing the necessary interplay between both fields.

Acknowledgements

The authors would like to thank CNPq, CAPES and FAPEMIG for the financial support.

References

- [1] Kim JS, Choi-Kwon S. Discriminative sensory dysfunction after unilateral stroke. *Stroke* 1996;27:677-682.
- [2] Meyer S, Karttunen AH, Thijs V, Feys H, and Verheyden G, How do somatosensory deficits in the arm and hand relate to upper limb impairment, activity, and participation problems after stroke? A systematic review. *Physical Therapy*.2014; 94 (9): pp. 1220–1231.
- [3] Shadmehr R and Krakauer JW, A computational neuroanatomy for motor control. 2008. *Experimental Brain Research*. vol. 185, no. 3. pp. 359–381.
- [4] Vidoni ED and Boyd LA, Preserved motor learning after stroke is related to the degree of proprioceptive deficit. *Behavioral and brain functions*. 2009; BBF. vol. 5. p. 36.
- [5] Lincoln N, Crow J, Jackson J, Waters G, Adams S, and Hodgson P, The unreliability of sensory assessments. *Clinical Rehabilitation*. 1991; vol. 5, no. 4. pp. 273–282.
- [6] Balasubramanian S, Colombo R, Sterpi I, Sanguineti V, and Burdet E, Robotic Assessment of Upper Limb Motor Function After Stroke. *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation*. 2012; vol. 91. pp. S255–S269.
- [7] Fugl-Meyer AR. Post stroke hemiplegia: Assessment of physical properties. *Scandinavian Journal of Rehabilitation Medicine*.1980; suppl. 7: pp. 85-93.
- [8] Dukelow SP, Herter TM, Moore KD, Demers MJ, Glasgow JI, Bagg SD, Norman KE, and Scott SH, Quantitative Assessment of Limb Position Sense Following Stroke. *Neurorehabilitation and Neural Repair*. vol. 24, no. 2. pp. 178–187. 2010.
- [9] Semrau JA, Herter TM, Scott SH, and Dukelow SP, Robotic identification of kinesthetic deficits after stroke. *Stroke*. 2013; vol. 44, no. 12. pp. 3414–3421.
- [10] Colombo R, Sterpi I, Mazzone A, Delconte C, Minuco G, and Pisano F, Measuring changes of movement dynamics during robot-aided neurorehabilitation of stroke patients. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*. vol. 18, no. 1. pp. 75–85. 2010.
- [11] Lincoln N, Jackson J, and Adams S, Reliability and Revision of the Nottingham Sensory Assessment for Stroke Patients. *Physiotherapy*. vol. 84, no. 8. pp. 358–365. 1998.
- [12] Stolk-Hornsveld F, Crow JL, Hendriks EP, van der Baan R, and Harmeling-van der Wel BC, The Erasmus MC modifications to the (revised) Nottingham Sensory Assessment: a reliable somatosensory assessment measure for patients with intracranial disorders. *Clinical rehabilitation*. vol. 20, no. 2. pp. 160–172. 2006.
- [13] Connell L a, Lincoln NB, and Radford K a, Somatosensory impairment after stroke: frequency of different deficits and their recovery. *Clinical rehabilitation*. vol. 22, no. 8. pp. 758–67. 2008.
- [14] Lin J-H, Hsueh I-P, Sheu C-F, and Hsieh C-L, Psychometric properties of the sensory scale of the Fugl-Meyer Assessment in stroke patients. *Clinical rehabilitation*. vol. 18. pp. 391–397. 2004.
- [15] Kwakkel G, Kollen BJ, and Krebs HI, Effects of robot-assisted therapy on upper limb recovery after stroke: a systematic review. *Neurorehabilitation and neural repair*. vol. 22, no. 2. pp. 111–21. 2008.
- [16] Wagner TH, Lo AC, Peduzzi P, Bravata DM, Huang GD, Krebs HI, Ringer RJ, Federman DG, Richards LG, Haselkorn JK, Wittenberg GF, Volpe BT, Bever CT, Duncan PW, Siroka A, and Guarino PD, An economic analysis of robot-assisted therapy for long-term upper-limb impairment after stroke. *Stroke*. vol. 42, no. 9. pp. 2630–2632. 2011.

SISTEMA COMPUTADORIZADO COM *BIOFEEDBACK* VISUAL PARA ANÁLISE ELETROMIOGRÁFICA DO MÚSCULO TIBIAL ANTERIOR

G. Tomaz, T.A.Scardovelli, S.R.M.S.Boschi, R.A.B.Lopes-Martins, A.P.Silva

Núcleo de Pesquisa Tecnológica, Universidade de Mogi das Cruzes (UMC), São Paulo, Brasil.
e-mail: gilberto.junior@umc.br

Resumo: O dispositivo desenvolvido nesse trabalho permite medir e apresentar numa interface gráfica e numérica os sinais de ativação do músculo tibial anterior (TA), bem como proporcionar ao paciente um biofeedback levando a uma maior motivação no desenvolvimento do tratamento da reabilitação. A calibragem do dispositivo é feita pelos sinais medidos do músculo do membro sadio do próprio paciente e a cada medição os dados eletromiográficos do membro acometido são comparados com os sinais calibrados, bem como comparado com os sinais arquivados das últimas medições executadas em seções anteriores de tratamento. A evolução do tratamento é apresentada na tela de um computador em uma interface com acesso ao profissional responsável pelo tratamento e também ao paciente em gráficos de coluna coloridas de entendimento facilitado. Os sinais são amplificados, filtrados, condicionados e enviados ao computador onde um software faz o tratamento desses dados, apresentando-os de forma numérica e gráfica. Os resultados mostraram que 80% dos voluntários testados associaram os movimentos executados com as variações dos gráficos apresentados na tela do computador e os dados quantitativos medidos com o sistema desenvolvido apresentaram um desvio padrão médio de 8,1% nos dez voluntários testados comprovando a funcionalidade do dispositivo.

Palavras-chave: Eletromiografia, *Biofeedback*, Fisioterapia, Marcha, Acidente Vascular Encefálico.

Abstract: The device developed in this work provides a measure and display graphical and numerical interface signals the activation of the anterior tibias (AT), as well as providing the patient with a biofeedback leading to a greater motivation in the development of the treatment for rehabilitation. The device calibration is done by the measured signals of the sound limb muscle own patient and each measuring eletromiographics the data of the affected limb will be compared with the calibrated signals and compared with stored signals of the last measurements of the affected limb. The course of therapy will be presented at a computer screen in a professional access interface responsible for the therapy and also to the patient. The signals are amplified, conditioned and sent to the computer where the software will treat these signs presenting the data numerically and graphics. The results showed that 80% of the tested volunteers associated movements executed with the variations of the graphics displayed on your

computer screen and the quantitative data measured with the developed system had a mean standard deviation of 8.1% in the ten volunteers tested proving the functionality of device.

Keywords: electromyography, biofeedback, physical therapy, Gait, Stroke.

Introdução

O *biofeedback* é uma técnica utilizada para mostrar aos seres humanos alguns de seus eventos fisiológicos internos, normais e anormais. Essa técnica utiliza a forma de sinais visuais e/ou auditivos, de modo a criar estratégias para ensiná-los a manipular estes fenômenos de forma involuntária ou imperceptível [1] [2].

O sinal eletromiográfico (Figura 1) é então a manifestação de uma atividade neuromuscular associada a uma contração, sendo um sinal de grande complexidade.

Sua amplitude pode variar de 0 a 6 mV (pico a pico) ou 0 a 1,5 mV (RMS). A maior parte da energia útil do sinal é limitada na faixa de frequência entre 0 à 500 Hz com energia dominante entre 50 à 150 Hz [3].

Para captação dos sinais, eletrodos com configuração bipolar são os mais utilizados em estudos envolvendo exercícios de contração voluntária máxima [4].

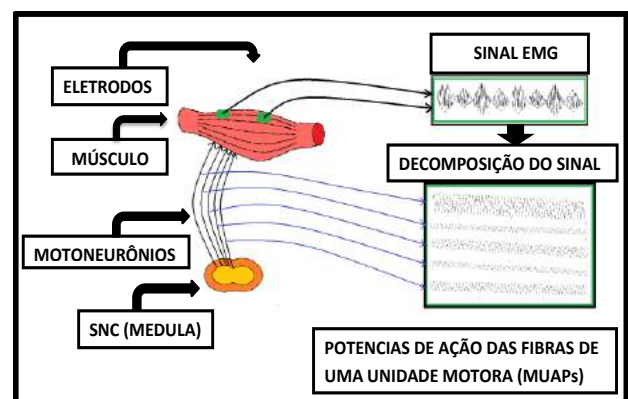


Figura 1 - Representação da detecção e da decomposição do sinal eletromiográfico.

Como possibilidade de avaliação da marcha, a eletromiografia é considerada válida na identificação de alterações dos sinais de ativação muscular. O aprendizado motor é o processo de maturação do sistema nervoso (crescimento sináptico) dos seres

humanos que tem início já na gestação. A movimentação do corpo exerce um papel importante nessa etapa, para o desenvolvimento muscular e o controle do tônus [5].

O sistema nervoso aprende uma tarefa por dois caminhos: o primeiro, monitora sensorialmente o corpo e usa esta informação para o próprio membro, chamado de *feedback*; e o segundo, denominado *biofeedback*, utiliza as informações sensoriais externas, tais como visão ou audição, para auxiliar o *feedback* [6].

Os equipamentos de eletromiografia comerciais têm seu foco na leitura dos parâmetros pelo profissional que desenvolve o tratamento, entretanto essa informação não é clara para o paciente.

Um sistema que apresente, compare e registre dados de forma facilitada por meio de *biofeedback* poderia aumentar a mobilização do paciente no seu tratamento.

Portanto esse artigo descreve o desenvolvimento de dispositivo de eletromiografia de superfície com uma interface facilitada fornecendo mais informações para o profissional de fisioterapia e para o paciente.

Materiais e métodos

O primeiro sistema implementado neste estudo foi composto de dois eletrodos autoadesivos com dimensões 5x5cm fixados no músculo tibial anterior. Os sinais captados pelos eletrodos foram enviados a um filtro ativo na configuração de passa-faixa. Na saída do filtro um osciloscópio digital de dois canais.

Após a implementação desse sistema, foram realizados testes de funcionalidade, conforme a figura 2.

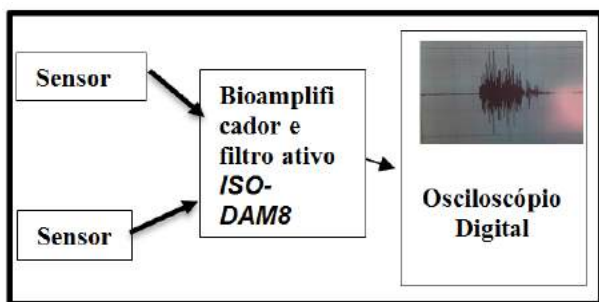


Figura 2 – Sistema inicial de teste

Para tanto, os dois eletrodos foram posicionados na região do terço anterior da tíbia, no ventre muscular do tibial anterior.

Foi realizada uma sequência de cinco movimentos articulares de tornozelo (dorsiflexão) da perna esquerda. Esses movimentos respeitaram um intervalo de cinco segundos entre eles, para evitar a fadiga muscular. A cada movimento executado, foram realizados ajustes no ganho do amplificador, bem como nas frequências de corte dos filtros de passa alta e de passa baixa. Os sinais captados foram considerados adequados, utilizando os parâmetros de ganho de tensão igual a 100, frequência de corte do filtro passa alta em 10 Hz e frequência de corte do filtro passa baixa em 1 KHz. (Figura 3).

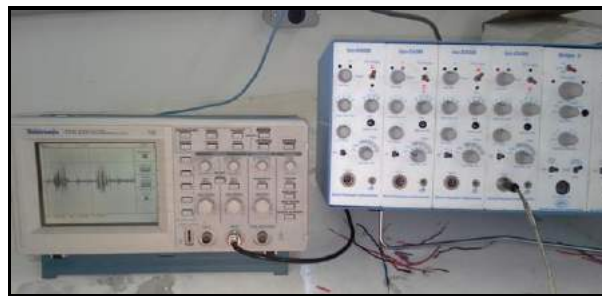


Figura 3 – Primeiros sinais de EMG

Os sinais captados e condicionados foram enviados a uma placa de aquisição de sinais (DAQ).

O protótipo da interface principal do sistema (Figura 4) exibe o sinal de EMG em tempo real na tela superior esquerda. O sistema possui ainda três indicadores gráficos em forma de coluna que apresentam: Coluna azul mostra a intensidade máxima de ação muscular conseguida pelo membro acometido durante o teste; Coluna vermelha mostra a intensidade de ação muscular do membro acometido em tempo real, ou seja, sobe e desce de acordo com os movimentos realizados; Coluna laranja é calibrada com o valor máximo de ativação do músculo da perna sadia e apresenta esse valor como padrão.

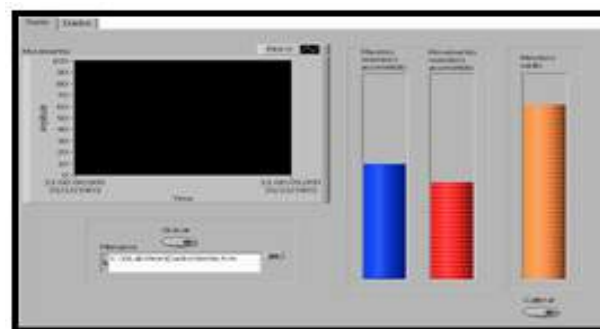


Figura 4 – Interface principal do sistema supervisorio desenvolvido em no Labview™.

A interface desenvolvida possui também um botão de calibração que permite armazenar o valor da intensidade do sinal de EMG do membro não acometido.

Outra característica implementada no sistema é a função gravar, que quando acionada, as informações são armazenadas em um banco de dados.

O botão ler encontra-se na aba de dados (histórico) e quando acionado lê os dados do banco, apresentando os valores das últimas medições.

Teste da intensidade de ativação muscular

Os testes com os voluntários foram realizados após a aprovação do Comitê de Ética e Pesquisa (CEP) da Universidade de Mogi das Cruzes (CAEE: 52379216.1.0000.5497) e o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (TCLE) lido e assinado pelos voluntários.

Foram avaliados dez voluntários sendo três do sexo feminino e sete do sexo masculino, com idades entre 20 e 50 anos, sem presença de patologias neurológicas, déficit cognitivo, bem como qualquer deficiência física. Adotando os seguintes critérios: Foram excluídos os voluntários que afirmaram apresentar diagnóstico de qualquer patologia citada acima; Que não apresente um bom desempenho motor; Que tenham idade menor do que 20 e maior do que 50 anos.

Antes dos testes os voluntários receberam explicações sobre o movimento a ser realizado, bem como sobre a interface apresentada na tela do computador. Em seguida o voluntário foi posicionado corretamente, sentado na beira da maca, com os joelhos fletidos a 90° e o pé livre de apoio sem nenhuma barreira ao redor.

O voluntário realizou um primeiro movimento com orientação do autor para familiarizar-se e em seguida foram posicionados os eletrodos.

Foi apresentada a tela principal do sistema e o voluntário recebeu instruções (com detalhes) sobre a função de cada um dos três gráficos de coluna. Após isso, o sistema foi reiniciado e foram captados sinais de um movimento de maior intensidade e de três outros movimentos naturais. Todos os sinais obtidos nos testes ficaram gravados em um bloco de notas em diretórios pré-estabelecidos na programação.

Para verificar a homogeneidade dos resultados das medições de intensidade de ativação muscular, utilizou-se o coeficiente de variação de Pearson (CV) que é uma medida de dispersão relativa, empregada para estimar a precisão de experimentos. Definido como a razão entre o desvio padrão e a média dos valores medidos.

O cálculo do coeficiente de variação é feito através da equação 1.

$$CV = \frac{S}{X} \cdot 100 (\%) \quad (1)$$

Onde:

CV – coeficiente de variação

S – desvio padrão

X – média

Quanto menor for o valor do coeficiente de variação, tanto maior será a homogeneidade dos dados [7]. No entanto em sistemas biológicos, é muito difícil que os valores de homogeneidade sejam menores do que 0,5 ou 50%, devido à complexidade dos sistemas envolvidos. Sendo assim, serão considerados homogêneos os valores de $CV \leq 0,3$ ou 30 [8].

Teste do *biofeedback*

Ao final do teste funcional foi solicitado a cada voluntário que avaliasse o grau de associação do *Biofeedback* observado no computador com a intensidade do movimento realizado.

Para esse teste foi feita a seguinte pergunta:

“Considerando que a coluna vermelha mediu a

intensidade do movimento executado. Em que grau você avalia a clareza dessa informação visual associada ao movimento que você realizou?”

Para a comprovação do *biofeedback* foram avaliadas as respostas dadas à pergunta feita ao final das medições baseando-se na escala *Likert* (Figura 5), que consiste em uma escala psicométrica das mais conhecidas e utilizadas em pesquisas quantitativas, já que pretende registrar o nível de concordância ou discordância com uma declaração dada [9].

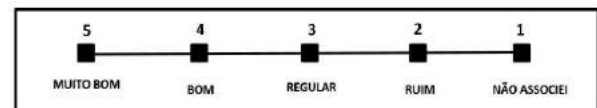


Figura 5 – Escala adaptada *Likert*

Resultados

Ao final dos testes, obtivemos os resultados das medições da intensidade do sinal eletromiográfico da perna direita (Tabela 1) e da perna esquerda (Tabela 2).

Tabela 1 – Resultados dos testes de movimentos da perna direita

Voluntário	Desvio padrão	Coefficiente de variação (%)
1	2,0	4,3
2	3,5	14,4
3	1,2	11,5
4	1,3	3,1
5	2,5	7,2
6	1,7	18,5
7	0,1	0,2
8	1,2	6,7
9	1,0	6,8
10	1,0	13,7

Média do coeficiente de variação = 8,6

Tabela 2 – Resultados dos testes de movimento da perna esquerda

Voluntário	Desvio padrão	Coefficiente de variação (%)
1	8,7	12,7
2	1,9	8,5
3	1,2	12,0
4	0,5	1,3
5	2,0	6,4
6	0,9	7,8
7	4,0	8,4
8	0,9	6,7
9	1,9	8,4
10	0,3	4,8

Média do coeficiente de variação = 7,7

Na tabela 3 temos os resultados da pergunta feita aos voluntários a respeito do *biofeedback*.

Tabela 3 – Grau de associação da imagem vista na tela do computador com o movimento realizado.

Respostas	Número de respostas	Porcentagem de respostas (%)
Muito bom	3	30
Bom	5	50 (moda)
Regular	0	0
Ruim	1	10
Não associei	1	10

Discussão

Foram obtidos valores médios dos coeficientes de variação das medições da perna direita (8,6%) e da perna esquerda (7,7%), sendo que a média geral das medições foi de 8,2%. Assim, os resultados obtidos mostraram que os dados são homogêneos, na medida em que o maior coeficiente de variação por voluntário foi 18,5%, que está significativamente abaixo do limite máximo em sistemas biológicos que é de 30% [8].

Quanto à comprovação do *biofeedback*, foi realizada a análise dos dados da avaliação pessoal do voluntário quanto ao grau de associação da imagem vista na tela do computador com o movimento realizado. Podemos observar que a moda foi a resposta “bom” com 50% dos voluntários.

Os resultados mostraram que 80% de avaliações foram positivas, sugerindo que a interface gráfica desenvolvida proporcionou ao voluntário submetido ao teste, relacionar a intensidade do movimento executado com a movimentação dos componentes visuais mostrado na tela do computador.

Apresentando informações biológicas ao paciente em tempo real, o *biofeedback* pode aumentar o grau de motivação do paciente ao executar os movimentos desejados.

A medida que o paciente visualiza seu próprio desempenho através de um mecanismo de realimentação, tem a possibilidade de melhorar o controle funcional dos movimentos de forma consciente e inconsciente.

A escolha de componentes eletroeletrônicos e ambiente de programação de qualidade foram fatores que garantiram o desenvolvimento de um sistema preciso e confiável.

Esse estudo manteve como referência do teste o músculo não acometido do paciente, não dependendo de bancos de dados com valores, propiciando maior confiabilidade nos resultados.

Conclusão

Este trabalho desenvolveu um sistema de aquisição, tratamento e apresentação de sinais elétricos referentes à contração muscular do tibial anterior com base na eletromiografia de superfície gerando assim, uma possibilidade de comparação entre segmentos corporais e proporcionando uma interface facilitada baseada em *Biofeedback*.

Agradecimentos

À FAEP (Fundação de Amparo ao Ensino e Pesquisa da Universidade de Mogi das Cruzes) e a FAPESP (Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de São Paulo - Processo nº 2013/22947-0) pelo apoio financeiro.

Referências

- [1] Basmajian, J. V. Biofeedback in rehabilitation - a review of principles and practices. Arch. Phys Med. Rehabil., v. 62, 1981, p. 469.
- [2] Sullivan, S.B., Schmitz, T.J. Fisioterapia - avaliação e tratamento. 2.ed. São Paulo, Manole, 1993, p.719-737.
- [3] Go, A. S. et al. Heart disease and stroke statistics update. Circulation, v. 129, n. 3, 2014.
- [4] Macedo, R. M. B. D.E. Ergonomia aplicada na redução da dor lombar em ciclistas com o suporte da eletromiografia, 2014. 78 f. Universidade Tecnológica Federal do Paraná, 2009.
- [5] Kandel, E. R.; Schwartz, J. H.; Jessel, T. M. Princípios em neurociências. 4 ed. São Paulo: Manole, 2003, p 1227-1246.
- [6] Maslovat, D. et al. Feedback effects on learning a novel bimanual coordination pattern: support for the guidance hypothesis. Journal of Motor Behavior, v. 41, n. 1, p. 45-54, 2009.
- [7] Soares, J. F.; Siqueira, A. L. Introdução à estatística médica, v. 1, 2 ed, Cooperativa Editora e de Cultura Médica, Rio de Janeiro, 2002, p 32-40.
- [8] Da Silva, C. T.; Behrsin, R. F.; Cardoso, G. P.; Monteiro, N. P. Avaliação do coeficiente de variação da idade dos pacientes com síndrome de derrame pleural no Hospital Universitário Antônio Pedro, cidade de Niterói, estado do Rio de Janeiro, Brasil, Revista Protuguesa de Pneumologia, Lisboa, Portugal, n. 9, 2003, p. 389-393.
- [9] Barua, A. Methods for decision-making in survey questionnaires based on likert scale. Journal of Asian Scientific Research, n. 3, 2013, p. 35-38.

RECONHECIMENTO DE GESTOS ESTÁTICOS DA LÍNGUA BRASILEIRA DE SINAIS UTILIZANDO *KINECT* E *EIGENHANDS*

Sérgio Bessa Carneiro*, Leonardo H. de Sousa*, José O. Ferreira*, Isabella Maria G. Mendes**, Adson F. da Rocha***, Talles Marcelo G. de A. Barbosa*.

*Escola de Ciências Exatas e da Computação, PUC-GO, Goiânia, Brasil

**Associação Goiana de Integralização e Reabilitação, AGIR, Goiânia, Brasil

***Faculdade Gama-UnB, Universidade de Brasília, Brasília, Brasil
e-mail: sergiocomputerx@gmail.com

Resumo: Reconhecimento automático de língua de sinais, com objetivo de auxiliar pessoas com deficiência auditiva, é uma área que vem sendo muito explorada ao longo dos anos. Porém, este problema ainda apresenta grandes desafios. Ambientes com fundos complexos, com pouca uniformidade e variações nas condições de iluminação, dificultam o reconhecimento dos gestos manuais e demais expressões. Entretanto, a utilização de novos dispositivos desenvolvidos com objetivo de ampliar a interação homem-máquina para o entretenimento, como, o *Kinect*, da *Microsoft*, vem se mostrando bastante promissora para o reconhecimento de gestos, pela quantidade de recursos que este dispositivo oferece para o desenvolvimento de aplicações. A facilidade na detecção do usuário e regiões de interesse, como, as mãos, diminui a complexidade do pré-processamento em ambientes com fundo complexo. Assim, este trabalho propõe uma aplicação para usuários da Língua Brasileira de Sinais (LIBRAS), que tem como principal funcionalidade a síntese de voz após a captura de gestos manuais, obtidos em ambientes reais de operação. Para isso, foi utilizada a tecnologia *Kinect* aliada ao processo de normalização da iluminação concomitante com a técnica *eigenhands*.

Palavras-chave: Reconhecimento de Gestos, LIBRAS, *Kinect*, *Eigenhands*.

Abstract: Automatic recognition of sign languages with the aim of help hearing impaired people is an area that has been explored much over the years. However, this problem also presents major challenges. Environments with complex backgrounds, with little uniformity and variations in lighting conditions hinder the recognition of hand gestures and other expressions. However, the use of new devices developed in order to increase the man-machine interaction for entertainment, such as the *Kinect*, *Microsoft* has proved very promising for gesture recognition, the amount of resources this device offers for application development. The ease of the user detection and regions of interest such as the hands, reduces the complexity of the preprocessing in environments with complex background. This work proposes an application for users of Brazilian Sign Language (LIBRAS), which has as main feature the voice synthesis after the capture of hand gestures, obtained in real operating environments. For this, was

used the Kinect technology coupled with the process of lighting normalization concomitant with eigenhands technique.

Keywords: Gestures Recognition, LIBRAS, *Kinect*, *Eigenhands*.

Introdução

A Língua Brasileira de Sinais (LIBRAS) é utilizada por grande parte das pessoas com deficiência auditiva no Brasil. Esta é uma língua visual, pois utiliza a visão para captar as mensagens e os movimentos, principalmente, das mãos [1]. Contudo, a maioria da população Brasileira utiliza a língua portuguesa oral no processo de comunicação. Desta forma, sistemas computacionais que realizam a tradução automática da LIBRAS para o português falado, podem minimizar as dificuldades de comunicação existente entre os deficientes auditivos e o restante da população. Diversos trabalhos foram publicados na área de tradução e reconhecimento automático, em especial, na tradução e reconhecimento de Língua de Sinais. Em [2], [3] e [4] são apresentados sistemas que utilizam luvas para a aquisição dos gestos. Esta abordagem facilita o rastreamento das mãos e reconhecimento de gestos semelhantes, ao olhar de um leigo. Porém, estes dispositivos são inconvenientes aos seus usuários, por serem pouco ergonômicos. Outra metodologia utilizada no reconhecimento de gestos, propõe métodos baseados em Visão Computacional. Em [5], é apresentado um sistema de reconhecimento para a língua de sinais Marata (falada na Índia), utilizando uma *webcam* para a aquisição de imagens. Segundo os autores, este sistema apresentou resultados com 90% de acertos. Em [6], o autor propõe um método utilizando o *Kinect*, aliado a campos aleatórios randômicos, para reconhecimento de alguns gestos dinâmicos, segundo o autor, com uma taxa de reconhecimento de 90.4%. Em [7] é proposto um sistema de reconhecimento para LIBRAS, que utiliza descritores para diferentes formatos da mão (calibração) e redes neurais, como classificador. Neste caso, os autores afirmam alcançar resultados com 96,77% de acerto. Em [8], os autores propõem um sistema de reconhecimento de gestos estáticos para a língua de gestos americana ASL, acrônimo em inglês. Para isso, foi proposta uma solução baseada na transformada Wavelet, capaz de alcançar acerto em cerca de 97,4%.

Diferentemente dos trabalhos supracitados, cujos resultados foram obtidos em ambientes controlados, com fundos simples e com iluminação controlada, neste artigo foi proposto uma aplicação para o reconhecimento de gestos estáticos da LIBRAS, que tem como principal funcionalidade a síntese de voz após a captura de gestos manuais, avaliada em condições reais de operação. Para isso, foi utilizado o dispositivo *Kinect (Microsoft)* aliado ao processo de normalização de iluminação concomitante com a técnica *eigenhands*.

Materiais e métodos

Arquitetura da aplicação proposta – O diagrama de blocos da aplicação proposta é mostrado na Figura 1.

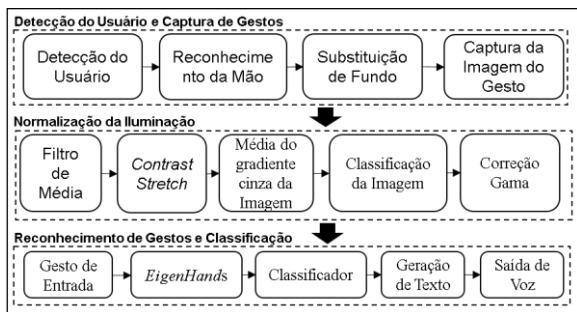


Figura 1: Diagrama de blocos da aplicação proposta

O processo de reconhecimento de gestos realizado pela aplicação foi realizado em algumas etapas: detecção do usuário, captura de gestos, normalização da iluminação, reconhecimento de gestos, classificação e síntese de voz.

Detecção do usuário e captura de gestos – A Figura 2, mostra a tela da aplicação no processo de detecção e captura do gesto estático relativo a letra ‘A’ da LIBRAS, realizado por um usuário. Todos os testes conduzidos neste trabalho, foram supervisionados pela Dra. Isabella Mendes e vinculados ao projeto de pesquisa cujo CAAE é 55583716.8.0000.0035.



Figura 2: Tela da aplicação

A aplicação possui dois modos de operação: treinamento e reconhecimento. O primeiro modo, permite a coleta de imagens de gestos para calibração da aplicação. O segundo, foi utilizado no processo de reconhecimento dos gestos em tempo real. Primeiramente, o usuário ficou posicionado no intervalo entre um a dois metros do *Kinect*, para que a aplicação realizasse o processo de detecção. Em seguida, a mão

do usuário foi reconhecida, realizando-se nesta região de interesse, uma operação de substituição de fundo em tempo real, formando uma imagem de 100x100 pixels em escala de cinza com fundo preto. Este processo, permitiu utilizar a aplicação em ambientes com fundos complexos, ou seja, com varios objetos ao fundo no ambiente de captura, onde os gestos foram realizados pelo usuário. Isto, possibilitou aumentar consideravelmente a taxa de acerto durante o processo de reconhecimento. Após este processo, a imagem foi transformada em gradiente cinza com valores entre 0 e 255. A Figura 3, mostra os gestos estáticos do alfabeto da LIBRAS que foram capturados nesta etapa.

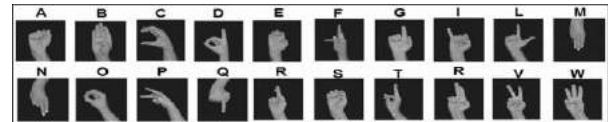


Figura 3: Gestos estáticos do alfabeto da LIBRAS [9].

Normalização da iluminação – As condições de iluminação afetam a taxa de reconhecimento de gestos da aplicação de forma considerável. Assim, foi realizado um processo de normalização da iluminação nas imagens de gestos capturadas. Foi utilizada a abordagem realizada por [10], de forma adaptada ao contexto deste trabalho. Primeiramente, visando diminuir a influência de pixels isolados na imagem de gesto, foi aplicado um filtro de média com máscara 3x3. Em seguida, visando melhorar o realce de contraste, foi aplicada uma operação de *contrast stretch* [11]. Logo após, foi realizada uma verificação da média do gradiente cinza da imagem, com objetivo de classificar a imagem num grupo de acordo com sua condição de iluminação. Então, foi aplicada uma correção *gamma* [11], com base no grupo em que a imagem foi classificada. A Tabela 1, mostra os respectivos grupos e os valores utilizados pela aplicação.

Tabela 1: Classificação da Imagem e valores de (γ) por grupo da imagem.

Intervalo do gradiente cinza	Grupo Imagem	Fator <i>Gamma</i> (γ)
0 e 62	Muito Escura	2.0
63 e 123	Escura	1.5
124 e 190	Clara	0.5
191 e 255	Muito Clara	0.2

A correção *gamma* [11] é mostrada em (1). Onde em (1) c é uma constante, r a imagem de entrada e s a imagem normalizada.

$$s = cr^\gamma \quad (1)$$

Os valores gama (γ), foram selecionados após testes com a aplicação. Isto foi feito, com objetivo de aplicar o método de forma automática pela aplicação, ou seja, de acordo com a intensidade de luz no ambiente de captura.

Reconhecimento de gestos – Após a normalização na imagem, o processo de reconhecimento foi iniciado por meio da técnica *eigenfaces* [12], nomeada como *eigenhands*, quando aplicada a imagens de mãos. Basicamente, esta extrai toda a informação relevante da

imagem analisada. Cada imagem é decomposta numa série de componentes principais, representando assim de forma eficiente as imagens por meio da técnica PCA (*Principal Component Analysis*) [13].

Uma imagem de mão $L(x,y)$ num espaço $N \times N$ pode ser representada por um vetor de dimensão N^2 . O objetivo do algoritmo é encontrar os vetores que melhor representam a distribuição das imagens de mãos analisadas em todo espaço da imagem [12]. Cada um destes vetores representa uma imagem $N \times N$ e consiste na combinação linear das imagens de mãos originais. Para utilizar este algoritmo, foi necessário montar uma base de treinamento com gestos estáticos da LIBRAS. Assim, foram coletadas imagens de gestos realizados por quatro voluntários. Cada voluntário realizou os mesmos conjuntos de gestos, em três tipos de cenários com condições de iluminação distintas: ambiente interno iluminado uniformemente, ambiente interno com baixa iluminação e ambiente externo com luz solar. Após o término da coleta foi totalizado uma base de imagens com 480 gestos, que será representado por M . Cada imagem deste conjunto, representa um vetor $\Gamma_i(\Gamma_1, \Gamma_2, \dots, \Gamma_k)$. Após ser definido o conjunto de treino, foi necessário calcular a imagem de mão média (μ) de acordo com (2).

$$\mu = \frac{1}{M} \sum_{n=1}^M \Gamma_n \quad (2)$$

Cada imagem deste conjunto M , difere da média (μ) por meio de um conjunto de vetores construídos utilizando (3). Este conjunto de vetores posteriormente é sujeito a PCA (*Principal Component Analysis*) [13].

$$\Phi_i = \Gamma_i - \mu \quad (3)$$

Isto, tem como objetivo determinar os M vetores ortonormais (a_n) que melhor representem a distribuição dos dados. O vetor de ordem k , a_k , é escolhido de tal forma que (4) seja máximo.

$$\Delta_k = \frac{1}{M} \sum_{n=1}^M (a_k^T \Phi_n)^2 \quad (4)$$

Levando em conta:

$$a_l^T a_k = \delta_{lk} = \begin{cases} 1, & \text{se } l = k \\ 0, & \text{caso contrario} \end{cases} \quad (5)$$

Os vetores a_k e os valores Δ_k representam respectivamente os vetores e valores próprios da matriz covariância (6).

$$C = \frac{1}{M} \sum_{n=1}^M \Phi_n \Phi_n^T = AA^T \quad (6)$$

Onde a matriz $A = \Phi_1, \Phi_2, \dots, \Phi_n$. A matriz C possui dimensão $N^2 \times N^2$, tornando complicado calcular os N^2 vetores próprios. Contudo de acordo com [13], foi possível reduzir o número de vetores próprios de N^2 para M , isso porque normalmente $M \ll N^2$, o que simplifica os cálculos. Solucionando C , aplicou-se uma combinação linear das imagens das mãos Φ_i . Então, foi considerado os vetores próprios v_i de $A^T A$ que satisfaça (7).

$$A^T A v_i = \mu_i v_i \quad (7)$$

Logo multiplicando ambos os lados de (7) por A , nota-se que Av_i representa os vetores próprios de C . Assim foi possível construir uma matriz $H = A^T A$, onde:

$$H_{mn} = \Phi_m^T \Phi_n \quad (8)$$

Determinando os M vetores próprios (v_i) de H . Estes vetores determinam a combinação linear das M imagens do conjunto de treino, dando origem as *eigenhands* (ρ_l), por meio de (9).

$$\rho_l = \sum_{k=1}^M v_{lk} \Phi_k, \quad l = 1, \dots, M \quad (9)$$

As *eigenhands* (ρ_l), representam a maior variância no espaço de mãos, permitindo reconstruir qualquer imagem do conjunto com apenas M vetores próprios [12].

Classificação de gestos – As *eigenhands* determinadas a partir de H (8), que apresentam os maiores valores próprios, foram utilizadas no processo de classificação. Seja uma imagem de gesto de entrada (Γ) esta foi projetada no espaço das mãos por meio de (10). Onde, $k = 1, 2, \dots, M$.

$$\delta_k = \rho_k^T (\Gamma - \mu) \quad (10)$$

Então cada peso (δ_k) descreveu a contribuição de cada *eigenhand* para representar a imagem que estava sob teste. Então, o vetor $\tau^T = \delta_1, \delta_2, \dots, \delta_M$ foi utilizado para classificar a imagem de gesto por meio da distância euclidiana (11).

$$\epsilon_k^2 = \|(\tau - \tau_k)\|^2 \quad (11)$$

Síntese de voz – Após a classificação do gesto por (11), foram gerados texto e voz, referente ao gesto classificado. A síntese de voz foi feita por meio da biblioteca *Microsoft Speech* [14]. Esta, permitiu gerar a voz em português em tempo real, utilizando o texto gerado na etapa de classificação.

Resultados

Testes – Para validar a aplicação, foram realizados testes com dois voluntários. Estes, utilizam a LIBRAS no processo de comunicação no dia-a-dia. A Figura 4, mostra a matriz de confusão dos testes realizados.

		Gestos Preditos																			
		A	B	C	D	E	F	G	I	L	M	N	O	P	Q	R	S	T	U	V	W
Gestos Reais	A	9	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
	B	0	10	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
	C	0	0	10	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
	D	0	0	0	8	0	0	2	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
	E	0	0	0	0	9	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
	F	0	0	0	0	0	8	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
	G	0	0	0	0	0	0	9	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
	I	0	0	0	0	0	0	0	10	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
	L	0	0	0	0	0	0	0	0	10	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
	M	0	0	0	0	0	0	0	0	0	1	8	1	0	0	0	0	0	0	0	0
	N	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	2	8	0	0	0	0	0	0	0	0
	O	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	10	0	0	0	0	0	0	0
	P	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	9	0	10	0	0	0
	Q	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	2	0	8	0	0	0	0
	R	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	10	0	0	0
	S	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	7	0	0
	T	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	8	0
	U	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	9
	V	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	1
	W	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	8

Figura 4: Matriz de confusão dos testes realizados.

Cada voluntário, realizou cinco gestos referentes a cada letra do alfabeto da LIBRAS, de forma sequencial. Isto, foi feito em ambiente com baixa iluminação à uma

distância de dois metros do *Kinect*. É possível observar, por meio da Figura 4, que a aplicação apresentou resultados satisfatórios para o conjunto das amostras avaliadas, atingindo 89% de acerto. É possível destacar ainda que para alguns gestos, a aplicação obteve 100% de acerto.

Discussão

A aplicação apresentou resultados satisfatórios para o conjunto das amostras avaliadas, com 89% de acerto. É possível destacar que para alguns gestos, a aplicação obteve 100% de acerto, assim como em [5], [7] e [8]. Porém, diferentemente dos trabalhos citados, foi considerado o reconhecimento de gestos em ambientes reais de operação, ou seja, com variação na iluminação e com diversos objetos ao fundo no ambiente de captura, fatores estes que influenciam no processo de reconhecimento. O emprego do *Kinect*, aliado com a técnica *eigenhand* concomitantemente ao processo de normalização da iluminação, permitiram que a aplicação fosse utilizada nestes ambientes, mantendo resultado satisfatório no processo de reconhecimento. É possível observar, por meio da Figura 4, que a aplicação classificou erroneamente alguns gestos. Estes são mostrados nos campos diferentes da diagonal principal, marcados em laranja. Isto, ocorre principalmente pela similaridade destes gestos, alterando muitas vezes a posição do dedo polegar, como mostrou a Figura 3.

Conclusão

Neste trabalho foi proposto uma aplicação para reconhecimento de sinais estáticos da LIBRAS. A utilização do *Kinect* na aplicação, permitiu detectar o usuário e a captura de gestos com menor complexidade, pelo uso das bibliotecas de programação previamente desenvolvidas com este objetivo. A utilização deste dispositivo com a técnica *eigenhands* em conjunto com o processo de normalização de iluminação, permitiu uma boa taxa de acerto em ambientes com diversos objetos ao fundo e com iluminação não uniforme.

Em trabalhos futuros a aplicação deverá ser melhorada buscando aumentar a taxa de acertos, mantendo-se as mesmas condições de operação. Para isso, investiga-se tecnologias mais avançadas para aquisição das imagens, como, a versão 2 do *Kinect* e o uso de técnicas para calibração automática, como as redes neurais. Além disso, pretende-se iniciar o tratamento de gestos dinâmicos da LIBRAS, ou seja, gestos que requerem movimento dos braços, expressões faciais e corporais.

Agradecimentos

Este trabalho foi financiado pela FAPEG (Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de Goiás) e desenvolvido no Laboratório de Sistemas Embarcados, da PUC Goiás. Os autores deste trabalho agradecem também aos seguintes colaboradores: Celma Bessa, Ana Flavia usuárias da LIBRAS. E, também, aos colaboradores: Daniela Felipe, Jessica Ferreira e Marcelo Oliveira.

Referências

- [1] Quadros, Ronice Muller. Estudos de línguas de sinais: uma entrevista com Ronice Muller de Quadros. *ReVEL*. 2012; 10:363-373.
- [2] P. Lokhande, R. Prajapati e S. Pansare. Data Gloves for Sign Language Recognition System. *International Journal of Computer Applications, National Conference on Emerging Trends in Advanced Communication Technologies*. 2015;1:11-14.
- [3] S. Garg, S. Singhal e S. Kumari. A review paper on Hand Gesture Recognition and Voice conversion system. *International Journal of Scientific & Engineering Research*. 2015;6(10):131-134.
- [4] A.Z. Shukor, et.al. A New Data Glove Approach for Malaysian Sign Language Detection. *International Symposium on Robotics and Intelligent Sensors*. 2015;76:60-67.
- [5] S. Amitkumar e R.Kagalkar. Advanced Marathi Sign Language Recognition using Computer Vision. *International Journal of Computer Applications*. 2015;118(13):1-7.
- [6] H.D. Yang. Sign Language Recognition with Kinect Sensor Based on Conditional Random Fields. *Sensors* 2015, 2015;15(1):135-147.
- [7] I.L.O. Bastos, M.F. Angelo, A.C. Loula. Recognition of Static Gestures applied to Brazilian Sign Language (Libras). *Conference on Graphics, Patterns and Images, 28 (SIBGRAPI)* [internet]. 2015 Aug [cited 2016 April 12]; Available from: <http://sibgrapi.sid.inpe.br/col/sid.inpe.br/sibgrapi/2015/06.18.19.06/doc/PID3766353.pdf>.
- [8] A. Thalange e S. Dixit. Sign Language Alphabets Recognition Using Wavelet Transform. In: *Conference on Intelligent Computing, Electronics Systems and Information Technology*; 2015 Aug 25-26; Kuala Lumpur, Malaysia. 2015.p.32-6.
- [9] Alfabeto Libras. *Surdo.com.br*, Notícias sobre acessibilidade,[internet]. 2009 [cited 2016 April 12] Available from: <http://www.surdo.com.br/alfabeto-libras.html>.
- [10] M.M. Mendonça, J. G. Denipote, R.A. S. Fernandes, M.S.V. Paiva. Novo Método para Normalização da Iluminação em Imagens de Face. *Biblioteca Digital Brasileira de Computação* [internet]. 2007. [cited 2016 April 12]; Available from: lbd.dcc.ufmg.br/colecoes/wvc/2007/005.pdf.
- [11] R. C. Gonzalez and R E. Woods. *Digital Image Processing*. 2th ed. Pearson International Edition; 2009.
- [12] M.Turk and A. Pentland, Eigenfaces for Recognition. *Journal of Cognitive Neuroscience*. 1991;3(1):71-86.
- [13] Jolliffe IT. *Principal Component Analysis*. 2th ed. New York: Springer; 2002.
- [14] *Microsoft, Microsoft Speech Platform*, [internet]. 2016. [cited 2016 April 12]; Available from: msdn.microsoft.com/en-us/library/jj127858.

JOGO COMPUTADORIZADO PARA IDENTIFICAR CARACTERÍSTICAS DE FALTA DE ATENÇÃO E HIPERATIVIDADE

E. T. Silva, E. S. Ianaguivara, T. L. Godinho, H. Martucci, T. A. Scardovelli, S. R. M. S. Boschi e A. P. Silva

Núcleo de Pesquisas Tecnológicas / Universidade de Mogi das Cruzes, Mogi das Cruzes, Brasil.
e-mail: alessandrops@umc.br

Resumo: A criança com Transtorno de Déficit de Atenção e Hiperatividade (TDAH) normalmente é avaliada negativamente no ambiente escolar e conseqüentemente apresenta baixo nível de satisfação com suas próprias realizações. Isto a predispõe ao fracasso escolar. Atualmente, os métodos diagnósticos tradicionais são baseados em questionários respondidos pelos pais e professores, gerando resultados subjetivos. As ferramentas computacionais desenvolvidas são desmotivadoras para o aluno, o que pode resultar em um diagnóstico equivocado. Portanto esse artigo apresenta o desenvolvimento de um jogo computadorizado que, através de recursos lúdicos, identifique as características do TDAH. Para implementar o jogo foram utilizadas as etapas fundamentais para o desenvolvimento de um software. O jogo foi dividido em duas fases. Para as avaliações quantitativas em relação às características de TDAH foram usados os escores do *Continuous Performance Test III* (CPT-III). Para tanto, é gerado um arquivo com as informações resultantes dos eventos ocorridos no jogo. No teste piloto, todos os requisitos funcionais e não funcionais do jogo foram atendidos. Portanto, o mesmo foi considerado adequado em todas as métricas avaliadas. Este jogo oferece registros quantitativos do desempenho de jogadores em relação aos critérios de diagnóstico descritos pelo CPT-III possibilitando caracterizar sintomas de TDAH.

Palavras-chave: Jogo computadorizado, TDAH, diagnóstico computadorizado, CAD.

Abstract: *The child with Attention Deficit/Hyperactivity Disorder (ADHD) is usually evaluated negatively in the school environment and consequently they have a low level of satisfaction with their performance. This predisposes to school failure. Nowadays, the traditional diagnosis methods are based on questionnaires completed by parents and teachers, creating subjective results. The computational tools developed are demotivating for students, which can result in an equivocal diagnosis. Therefore, this paper describes the development of a computer game that through ludic resources allows identify the characteristics of ADHD. To implement the game were used the fundamental steps of software development process. The game was divided into two phases. For quantitative assessments in relation to ADHD characteristics were used scores of the Continuous Performance Test III (CPT-III). Thus, a file with information about the game events was*

generated. In pilot test, all functional and non-functional requirements of the game were evaluated. All assessed metrics were considered appropriate. The game provides quantitative performance records of the players in relation to diagnostic criteria described by CPT-III allowing characterize ADHD symptoms.

Keywords: *Computer game, ADHD, Computerized diagnosis, CAD.*

Introdução

O Transtorno do Déficit de Atenção e Hiperatividade (TDAH) é um transtorno neuropsicológico que afeta em torno de 3% a 5% de crianças em idade escolar e em cerca de 70% dos casos os acompanha durante toda a vida. O TDAH acomete cerca de 5% das crianças brasileiras, com prevalência de 4:1 para o gênero masculino [1].

Este transtorno apresenta três grupos, o primeiro com sintomas de desatenção, o segundo com sintomas de hiperatividade/impulsividade e o terceiro grupo que apresenta os sintomas existentes nos dois grupos anteriores [2].

O diagnóstico de TDAH apresenta um alto grau de subjetividade, pois a maioria dos diagnósticos é baseada em questionários aplicados aos pais e professores [3]. Nesse estudo os autores mostraram que as informações coletadas são conflitantes. Os professores, por exemplo, tendem a maximizar os sintomas de TDAH, principalmente pelos conflitos comuns em sala de aula. Por outro lado, os pais tendem a minimizar os sintomas [4]. Assim, a maior dificuldade de diagnósticos, baseados nas entrevistas e questionários, está na subjetividade deste tipo de método.

Um estudo [5] mostrou através do *StroopColor* que o TDAH apresenta um prejuízo na percepção de algumas cores, principalmente nas cores do eixo azul-amarelo. Adicionalmente, os estudos de [6,7], concordam com os achados nesse estudo [5].

Outro estudo [8] mostra um ambiente virtual que através de recursos lúdicos e tarefas curtas possibilitou quantificar a influência dos estímulos coloridos no desempenho de tarefa que exigem atenção em crianças com TDAH.

Em relação aos testes computadorizados existentes, essas ferramentas são normalmente consideradas desmotivadoras e cansativas, o que pode gerar um diagnóstico equivocado. Portanto, nesse trabalho foi

desenvolvido um jogo computadorizado para identificar características do Transtorno de Déficit de Atenção/Hiperatividade utilizando a deficiência na percepção de cores no eixo azul-amarelo desse público e os critérios de diagnóstico descritos pelo *Continuous Performance Test III (CPT-III)*, que é um método de diagnóstico de TDAH [9].

Materiais e métodos

Para desenvolver a aplicação foram utilizados alguns diagramas da UML (*Unified Modeling Language*), como o diagrama de casos de uso e o diagrama de atividades, a estrutura de dados e os requisitos da interface com o usuário [10].

A Figura 1 mostra a modelagem do sistema:

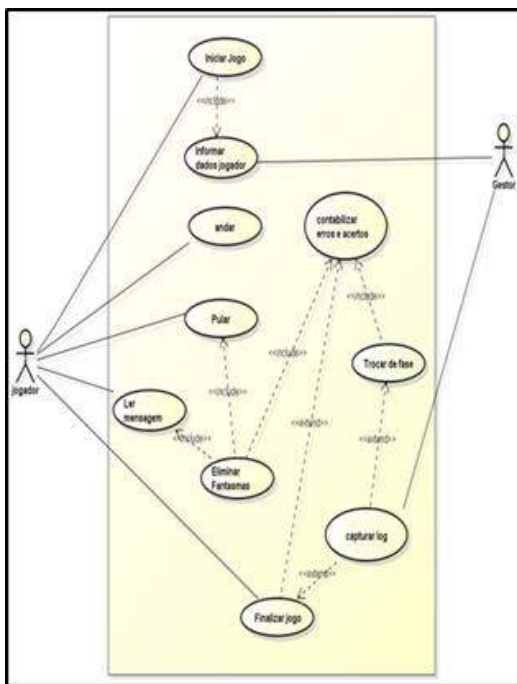


Figura 1: O Diagrama de Caso de Uso.

A Figura 2 mostra o Diagrama de Atividades da primeira fase, que mostra a seqüência das ações da aplicação.

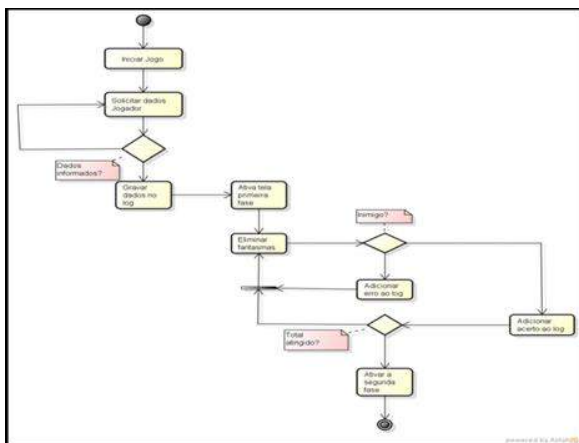


Figura 2: O Diagrama de atividades.

O jogo foi desenvolvido com a ferramenta *Blender 3D*, pois esta é uma ferramenta grátis que oferece recursos integrados de modelagem tridimensional, animação, renderização e suporta programação baseada em *scripts Python*. O *Blender 3D* também permite importar modelos criados em outras ferramentas, possibilitando o reaproveitamento de modelos disponíveis em várias bibliotecas de comunidades voltadas a modelagem 3D [11].

A Figura 3 mostra a modelagem da personagem principal do jogo.

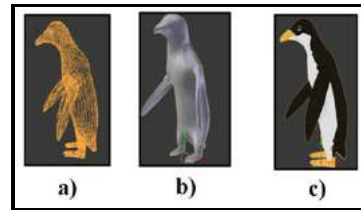


Figura 3: Modelagem da personagem principal.

A interatividade do jogo foi obtida através dos recursos da *GameLogic* do *Blender*. Utilizando os blocos lógicos (sensores, controladores e atuadores). Os blocos lógicos são recursos do *Blender* que oferecem uma interface visual, facilitando o desenvolvimento de aplicações interativas, mesmo sem ter domínio em linguagens de programação. Os controladores podem ser configurados e acionados diretamente pelos controles lógicos ou através de *scripts Python* [11]. Com os componentes de lógica é possível executar as ações (*actions*) criadas, como trocar de fases, gerar contadores, controlar o tempo de jogo, exibir mensagens aos usuários, tocar sons como música de fundo ou de explosões e batidas e toda ação necessária para promover interação no jogo.

Os jogos devem ser estimulantes, para tanto devem apresentar desafios motivadores, mas simples e de fácil entendimento, pois o TDAH tende a se desmotivar com facilidade quando se depara com tarefas muito longas ou difíceis [12]. Os jogos de aventura, com variações de ambientes em tarefas sequenciais são ideais, pois o TDAH também tende a se desmotivar com facilidade com tarefas repetitivas [8]. Para possibilitar a identificação de características que podem auxiliar no diagnóstico de TDAH o jogo foi desenvolvido com as seguintes características: Jogo com cores predominantes do eixo azul-amarelo [5, 6, 7, 8, 13]; Jogo de aventura com duas fases em ambientes diferentes [8]; Tarefas curtas [8,14]; Não tem punição por erro cometido [14,15,16]; Mensagens alertando sobre os erros cometidos [17]; Mensagens parabenizando os acertos [17, 18].

Os dados coletados referentes a número de erros, acertos e tempo por tarefa são gravados em um arquivo de texto no final de cada partida (arquivo de log).

Para avaliar os dados gerados durante a execução do jogo em relação às características de TDAH foram usados os escores do CPT-III, comparando-se os resultados do log com os escores do CPT-III [9].

O arquivo de log é composto por Data, Nome do Jogador, Acertos, Comissao, PerseveracaoCarro, PerseveracaoLago, Detectabilidade, Omissao, Tempo, Fase, Conclusao, QtdeTeclas, TempoTotal e TempoColisao.

A definição da faixa percentual de avaliação para a análise dos resultados associando aos critérios do CPT-III foi realizada com o apoio da psicóloga associado ao projeto (CRP nº 06/96744), conforme apresentado na Tabela 1.

Tabela 1: Faixas de avaliação dos descritores do log.

Faixa percentual de avaliação	Indicador
Medida > 40 e medida <= 50	Baixo
Medida > 50 e medida <= 60	Médio
Medida > 60 e medida <= 70	Alto
Medida > 70	Muito Alto

Resultados

A Figura 4 mostra a tela inicial do jogo e a Figura 5 mostra a primeira cena do jogo.



Figura 4: Tela inicial do jogo.



Figura 5: Primeira cena do jogo.

Nesta fase da pesquisa foi implementado um teste com a ferramenta desenvolvida. O teste foi realizado utilizando duas métricas diferentes, sendo avaliação da estrutura lógica (Teste da Caixa Branca) e avaliação da funcionalidade (Teste da Caixa Preta). Sendo que no teste de caixa branca não houve eventos de erro computados pelo sistema (*debug*).

O teste de caixa preta verifica as funcionalidades do jogo, permitindo avaliar se os requisitos definidos são atendidos. Neste teste todos os requisitos funcionais foram atendidos.

Os testes da caixa branca e caixa preta foram realizados pelo autor no laboratório de ambientes virtuais e tecnologia assistiva (LAVITA) no Núcleo de Pesquisas Tecnológicas (NPT) da Universidade de Mogi Das Cruzes (UMC).

Para a validação dos descritores gravados no log, o jogo desenvolvido foi executado por cinco vezes com tempo médio de execução de 7 minutos cada.

Tabela 2: Resultado do log após testes pilotos

Descritores	Faixas	Percentual	Indicador
Comissão	(60 – 70)	63,6	Alto
Omissão	(60 – 70)	61,5	Alto
Detectabilidade	(60 – 70)	68,8	Alto
Tempo de reação	70 >	80	Muito Alto
Perseveração	(50 –60)	53,8	Médio

Discussão

O jogo computadorizado desenvolvido nesta pesquisa oferece registros quantitativos do desempenho de jogadores em relação ao jogo, que pode caracterizar sintomas de TDAH.

Um dos fatores positivos deste jogo são os *feedbacks* constantes que retorna ao jogador. Essas informações são enviadas por meio de mensagens de aviso sobre erros e parabenizando pelos acertos e sempre com um estímulo sonoro associado à mensagem.

Nos testes executados foram criadas condições de erros de omissão, deixando os fantasmas azuis ou amarelos (objetos alvo) passar e não os atingindo. Essa informação chamada de erros de omissão e foi registrada corretamente pelo mecanismo de controle do jogo. Da mesma forma foram forçados erros de comissão, atingindo fantasmas pintados em cores que não pertencem ao eixo azul-amarelo (objetos não alvos).

O mecanismo de controle do jogo também coletou corretamente essa informação no arquivo de log. Outro descritor do CPT-III que foi coletado de forma correta foi o tempo de reação, característica quantificada em segundos, que compreende do momento em que os objetos alvo surgiram na cena até serem atingidos pelo jogador. A psicóloga verificou a assertividade dos indicadores do CPT-III e concluiu que permitem identificar características de TDAH.

Um estudo desenvolvido anteriormente [8] mostrou quantitativamente que as cores do eixo azul – amarelo afetam a capacidade de processamento dos estímulos nestas cores. Entretanto, os autores não visaram identificar as características de TDAH, apenas mostrando a influência das cores.

Foi desenvolvido outro jogo visando avaliar o desempenho das crianças com TDAH em tarefas de conceitos iniciais de matemática, utilizando predominantemente as cores do eixo verde-vermelho [19]. Porém, apesar de apresentar recursos voltados a pessoas com TDAH, este jogo se difere do jogo desenvolvido na pesquisa atual, pois o objetivo dos autores é auxiliar a avaliação de conceitos matemáticos básicos, servindo como uma ferramenta de aprendizado para pessoas já diagnosticadas com TDAH, enquanto o jogo descrito neste artigo tem o objetivo de identificar características de TDAH, como falta de atenção ou impulsividade.

Ainda foi desenvolvido um jogo para auxiliar no diagnóstico do TDAH, gerando relatórios com dados coletados enquanto a criança joga [12]. Porém, o jogo descrito no presente estudo apresenta como diferencial, o fato de que os dados são coletados em função dos parâmetros definidos no CPT-III, que apresenta escores para identificar características de TDAH com base nos critérios do DSMMD V (*Diagnostic and Statistical Manual of Mental Disorders*) [2].

Na próxima etapa do estudo esse jogo será aplicado ao público alvo, visando validar os procedimentos empregados. Para tanto, será submetido ao Comitê de Ética em Pesquisa da Universidade de Mogi das Cruzes.

Conclusão

O jogo desenvolvido nesta pesquisa pode auxiliar na identificação de características do Transtorno de Déficit de Atenção e Hiperatividade (TDAH), por meio de dados da interação, do tempo de resposta e dos dados de erros de comissão e omissão, descritos no *Continuous Performance Test III (CPT-III)*. Portanto, o objeto desta pesquisa pode ser uma ferramenta de auxílio aos especialistas, tais como, psicopedagogos, psicólogos ou neuropsicólogos, na coleta de informações sobre características de TDAH, a fim de buscar diagnósticos mais assertivos.

Agradecimentos

À FAEP (Fundação de Amparo ao Ensino e Pesquisas) da Universidade de Mogi das Cruzes, a CAPES (Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior) e a FAPESP (Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de São Paulo – Processo nº 2013/22947-0) pelo apoio financeiro.

Referências

- [1] Barkley RA. Transtorno de déficit de atenção / hiperatividade. Artmed. Porto Alegre; 2002.
- [2] American Psychiatric Association (APA). Diagnostic and Statistical Manual of Mental Disorders 5; 2013.
- [3] Coutinho G, Mattos P, Schmitz M, Fortes D, Borges M. Agreement rates between parents' and teachers' reports on ADHD symptomatology: findings from a Brazilian clinical sample. *Revista Psiquiatria Clínica*. 2009.
- [4] Rohde LA, Barbosa G, Tramontina S, Polanczyk G. Transtorno de déficit de atenção/hiperatividade. *Revista Brasileira de Psiquiatria*. 2000.
- [5] Banaschewsky T, Rupert S, Tannock R, Albrecht B, Becker A, Uebel H, Sergeant JA, Rothenberger A. Colour perception in ADHD. *Journal of Child Psychology and Psychiatry*. 2006, 47(6):568-572.
- [6] Roessner V, Banaschewski T, Fillmer-Otte A, Becker A, Albrecht B, Uebel H, Sergeant J, Tannock R, Rothenberger A. Color perception deficits in co-existing attention-deficit/hyperactivity disorder and chronic tic disorders. *Journal of Neural Transmission*, v. 115.2, p.235-2329, 2008.
- [7] Tannock R, Banaschewski T, Gold D, Color naming deficits and attention-deficit/hyperactivity disorder: A retinal dopaminergic hypothesis. *Behavioral and Brain Functions*, v. 2, p. 4, 2006.
- [8] Silva, AP, Frère AF. Virtual environment to quantify the influence of colour stimuli on the performance of tasks requiring attention. *BiomedicalEngineering Online*. 2011.
- [9] Conners, C.: *Conners Continuous Performance Test-Third Edition (CPT-III)*. Toronto, Ontario, Canada: Multi-Health Systems Inc, 2014.
- [10] Berardi D, Calvanese D, Giacomo GD. Reasoning on UML class diagrams. *Artificial Intelligence*. 2005.
- [11] Blender 3D. Disponível em: <<http://www.blender.org>>. Acesso em: 04 mar. 2016.
- [12] Pascual MF, Zapirain BG, Zorrilla AM. Diagnosis of the Attention Deficit Disorder using 'D2' and 'Symbols Search' tests through a game-based tool. *The 17th International Conference on Computer Games*. 2012.
- [13] Capilla-González A, Pazo P, Campo P. Nuevas aportaciones a la neurobiología del trastorno por déficit de atención con hiperactividad desde la magnetoencefalografía. *Neurologia España*. 2005.
- [14] Tonelotto JMF, Gonçalves VMG. Self-perception of inattentive children in the school environment. *Estudos de Psicologia*. 2002.
- [15] Merrell KW. An investigation of relationships between social behavior and ADHD in children and youth: construct validity of the home and community social behavior scales. *Journal of Emotional and Behavioral Disorders*. 2001.
- [16] Souza I, Serra MA, Mattos P, Franco VA. Comorbidade em crianças e adolescentes com Transtorno do Déficit de Atenção. *Arquivos de Neuropsiquiatria*. 2001.
- [17] Andrade LCV, Carvalho LAV, Lima C, Cruz A, Mattos P, Franco V, Soares A, Grieco B. Supermarket Game: Na adaptive Computer Game for Attention Defecit/Hyperactivity Disorder Diagnmosis. *Conferencio n Artificial Intelligence – IEEE*. 2006.
- [18] Daley D, Birchwood J. ADHD and Academic Performance: Why Does ADHD Impact on Academic Performance and What Can Be Done to Support ADHD Children in the Classroom?. *Child: Care, Health and Development*. 2010.
- [19] Ianaguivara ES, Silva AP. Ambiente virtual para avaliar conceitos iniciais de matemática para hiperativos. *XX Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica - CBEB*. Porto de Galinhas. 2012.

SISTEMA DE AVALIAÇÃO CINESIOFUNCIONAL COM SENSORES DE MOVIMENTO

E. L. Cavalcante*, P. A. de O. Moraes**, M. G. N. M. da Silva***,
P. S. Lessa* e M. A. B. Rodrigues*

*Departamento de Eletrônica e Sistemas, UFPE, Recife, Brasil

**Departamento de Fisioterapia, UFPE, Recife, Brasil

***Departamento de Engenharia Biomédica, UFPE, Recife, Brasil
e-mail: ericolcavalcante@gmail.com

Resumo: A avaliação cinesiofuncional possui um importante papel na área de reabilitação e inclui equilíbrio corporal, porém sua mensuração quantitativa é associada a instrumentos de alto custo e complexidade, como a plataforma de força e o estabilômetro. Este trabalho apresenta a concepção e utilização de um novo sistema de avaliação cinesiofuncional, de baixo custo, que utiliza acelerômetros e um sensor Microsoft Kinect. Foram avaliados 5 voluntários adultos, jovens, saudáveis, sendo 3 mulheres e 2 homens. Para examinar o equilíbrio estático foi executado o teste "Balance Error Scoring System", utilizando dois acelerômetros posicionados sobre o terço superior do esterno e sobre a quinta vértebra lombar. Os diagramas de oscilação de cada tarefa realizada foram analisados e assim foi identificada a maior oscilação na manutenção da postura com apoio unipodal e nas posturas realizadas com olhos fechados. Concluiu-se que o sistema é eficaz para esse tipo de avaliação e que permite sua utilização para outras análises clínicas e acadêmicas.

Palavras-chave: avaliação cinesiofuncional, acelerômetro, Kinect, equilíbrio corporal.

Abstract: *The kinesio-functional assessment plays an important role in rehabilitation and includes body balance, but its quantitative measurement is associated with instruments of high cost and complexity, as the force platform and stabilometer. This paper presents the design and use of a new low-cost kinesio-functional assessment system, which uses accelerometers and a Microsoft Kinect sensor. We evaluated five Young and healthy volunteers, 3 women and 2 men. The Balance Error Scoring System was performed in order to examine the static balance. It was executed using two accelerometers positioned on the upper third of the sternum and the fifth lumbar vertebra. Sway diagrams of each task performed were analyzed and it was identified a greater fluctuation in posture maintenance with single leg support and in the positions held with the eyes closed. It was concluded that the system is effective for this type of evaluation, which allows its use for other clinical and academic analysis.*

Keywords: *kinesio-functional assessment, accelerometer, Kinect, postural balance.*

Introdução

A avaliação dos movimentos funcionais, conhecida como avaliação cinesiofuncional (AC), possui um importante papel na área de reabilitação. A AC identifica possíveis lesões ou desequilíbrios de estruturas do corpo humano responsáveis pela locomoção e, durante o tratamento, permite perceber seus resultados [1].

Dentre os principais itens de uma AC destaca-se o equilíbrio corporal. A avaliação quantitativa deste equilíbrio em geral é associada a instrumentos de alto custo e complexidade, como a plataforma de força básica e o estabilômetro, que são considerados o padrão-ouro e custam, cada um, em média vinte mil reais [2].

Uma alternativa que vem ganhando espaço é o uso de sensores inerciais ou acelerômetros, os quais, em conjunto com o hardware necessário para seu funcionamento, podem custar menos de mil reais. Estes, quando posicionados na coluna lombossacra e na porção superior do tórax, permitem avaliar o deslocamento dos segmentos superior e inferior do tronco durante as atividades realizadas [3]. Os dados fornecidos pelos acelerômetros, unidos à possibilidade de captura de movimento simultânea, ampliam o repertório de análises possíveis e, conseqüentemente, a eficácia dos procedimentos terapêuticos que passam a ser mais direcionados e precisos.

Desta forma, o objetivo desse trabalho foi desenvolver um sistema de avaliação cinesiofuncional de baixo custo, baixo consumo (maior durabilidade da bateria), e maior acessibilidade para avaliações quantitativas do equilíbrio corporal, utilizando acelerômetros triaxiais e um sensor kinect.

Materiais e métodos

Trata-se de um estudo transversal aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa da Universidade Federal de Pernambuco sob o CAAE nº 37462114.0.0000.5208.

Amostra – Adultos com idade entre 18 e 30 anos, de ambos os sexos, sem patologias ortopédicas, neurológicas ou vestibulocerebelares diagnosticadas.

Descrição do equipamento – O hardware desenvolvido foi baseado no descrito por Souza [4] e é composto por dois acelerômetros triaxiais (MPU6050), dois

módulos de aquisição de eletromiografia de superfície, uma unidade central de processamento (MSP430G2553) e um módulo de transmissão *bluetooth*, como ilustra a figura 1. Para este trabalho, no entanto, foi utilizado apenas o módulo de acelerometria.

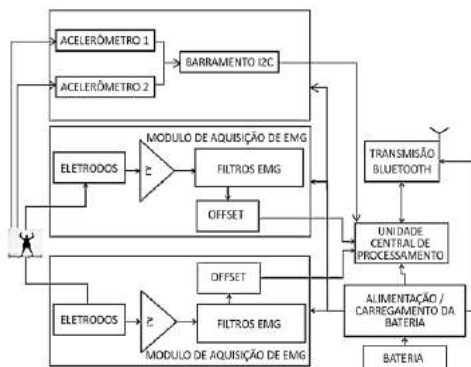


Figura 1: Diagrama de Blocos do Hardware.

A escolha dos componentes foi baseada na facilidade de aquisição dos componentes (grande oferta), baixo consumo de energia (maior durabilidade da bateria), baixo custo, e pequenas dimensões (componentes SMD). Com a utilização de pequenos componentes e otimização no desenho do circuito, obteve-se maior ergonomia devido às dimensões da placa (5x3cm) (figura 2), viabilizando o uso durante exercícios físicos. Foi realizada uma ponderação baixo custo e consumo na escolha dos componentes, por exemplo, entre os módulos *bluetooth* HC-05 e ABBTM-52-T, o segundo foi escolhido, embora apresente custo ligeiramente maior, apresenta um consumo de corrente três vezes menor que o HC-05.

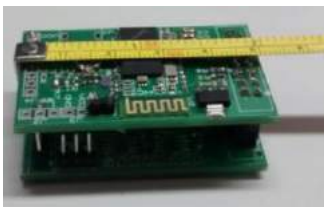


Figura 2: Placas do equipamento desenvolvido, módulo superior correspondente ao sistema de comunicação sem fio, e módulo inferior correspondente a captura dos sinais.

A tabela 1 apresenta o consumo de corrente detalhado do equipamento, demonstrando sua característica de baixo consumo, onde o *hardware* é alimentado por uma tensão de 3,3 V e apresenta consumo total de 83,55 mA [4,5,6].

O hardware transmite os dados via protocolo de comunicação *bluetooth* 2.0, para um computador. Estes dados são encapsulados em um pacote, onde este apresenta os pontos referentes aos eixos de cada acelerômetro. A cada 25 ms o hardware envia um pacote, e como é utilizada uma conexão I²C, os dados dos acelerômetros são coletados de forma alternada, o que leva a uma taxa de 20 pontos por segundo para os eixos de cada

acelerômetro. Para a captura da imagem dos movimentos foi utilizado o *Microsoft Kinect*.

Tabela 1: Descrição do consumo total de corrente do hardware.

Componente	Consumo (mA)	Qt	Consumo Total (mA)
INA128	1,5	2	3
OPA4277	26,4	2	52,8
MSP430G2553	0,4	1	0,4
MAX1551	1,75	1	1,75
MAX889R	3,3	1	3,3
LM1117	10	1	10
ABBTM-52-T	10,3	1	10,3
MPU6050	0,5	2	1
LED	1	1	1
Consumo Total (mA)			83,55

Descrição do software – A plataforma *Reability* foi elaborada de forma modular, em linguagem C#, possibilitando a inserção de novas ferramentas. O sistema possui uma interface (figura 3) intuitiva e dinâmica, permitindo que o fisioterapeuta realize a análise do movimento efetuado pelo paciente durante sua execução. O *software* ainda permite o armazenamento dos dados para análises posteriores e acompanhamento da evolução, ou reabilitação, do paciente.

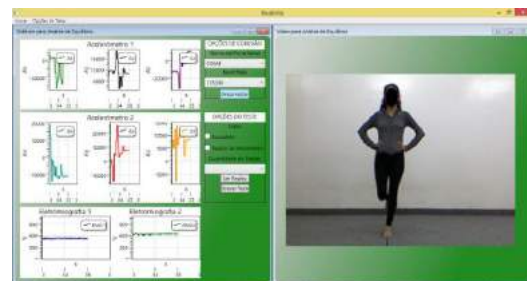


Figura 3: Plataforma *Reability*. À esquerda: plotagem dos sinais dos dois acelerômetros e dos dois sensores de EMG de superfície. À direita: Imagem capturada pelo sensor *Microsoft Kinect*.

Para o desenvolvimento do software foi escolhida a linguagem C#, o gerenciador do banco de dados *Postgre SQL* e o *Windows SDK* como interface ao controlador do dispositivo *Microsoft Kinect* [7,8,9].

Ao receber os dados do equipamento, o software verifica a chegada do pacote através de sua composição de cabeçalho e de fim, desconsiderando os erros. Com isso, os dados são plotados praticamente em tempo real e armazenados de acordo com o paciente e o exercício executado, onde o atraso máximo detectado entre a impressão de pontos foi de 30 ms, imperceptível ao olho humano. Simultaneamente o software grava o vídeo dos movimentos utilizando o *Microsoft Kinect*. O armazenamento dos dados passa por processo de compactação

sem perda, mantendo todas as informações do movimento coletadas pela câmera RGBD do *Kinect* [10].

O objetivo, a princípio, da utilização do *Kinect* foi capturar os dados dos exercícios executados pelos pacientes, gerando um banco de dados para cada exercício. Esta etapa viabilizará o desenvolvimento do módulo de realidade ampliada, buscando uma tolerância ótima ao sucesso da execução do exercício, de forma a manter a motivação do paciente [11].

Procedimentos de coleta de dados – Um dos sensores foi posicionado sobre o processo espinhoso da quinta vértebra lombar e o outro sobre o terço superior do esterno, ambos acoplados com uso de material adesivo hipoalergênico. As aquisições foram realizadas durante a manutenção da postura estática por 20 segundos em três diferentes posições conforme a Figura 4, tanto com os olhos abertos como fechados, e tiveram sua imagem capturada pelo sensor *Kinect* em posição padronizada a 2,5 m de distância do voluntário.

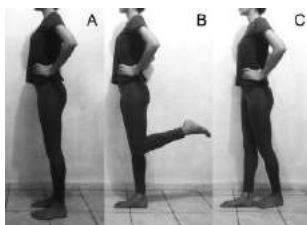


Figura 4: Tarefas para avaliação do equilíbrio estático: A) apoio dos dois pés sobre o solo; B) apoio de um pé sobre o solo; C) apoio de um pé à frente do outro.

Análise dos dados – Os dados capturados utilizando os acelerômetros foram armazenados em documentos de texto, contendo um valor para cada coordenada a cada intervalo de 50 ms. Esses dados foram plotados em gráficos juntamente com a imagem adquirida pelo sensor *Kinect*, de forma simultânea, na interface do *software Reability* desenvolvido (Figura 3).

O processamento dos dados foi feito de acordo com o sugerido por Seimetz [12], de modo a gerar padrões gráficos bidimensionais do deslocamento anteroposterior e látero-lateral do sensor no espaço durante a aquisição, desconsiderando a variação de altura, representando os ajustes nos segmentos corporais para a manutenção do equilíbrio postural ao realizar os exercícios. Por meio da análise dos vídeos gerados foram identificados os movimentos bruscos e estes relacionados com o deslocamento capturado pelos acelerômetros no mesmo instante de tempo, facilitando a interpretação dos gráficos.

Resultados

A amostra foi composta por 5 voluntários, sendo 3 do sexo feminino e 2 do sexo masculino, com médias de idade de 29 anos, peso 67,7 kg e altura 1,74 m. Os dados obtidos com os acelerômetros, após o processamento dos dados para observação do deslocamento, apresentaram um comportamento similar em todos os avaliados.

Observou-se que durante as posturas com apoio unipodal houve um deslocamento mais disperso do que durante as posturas com apoio bipodal e com variações pontuais relacionadas aos desequilíbrios observados na postura dos indivíduos (Figura 5).

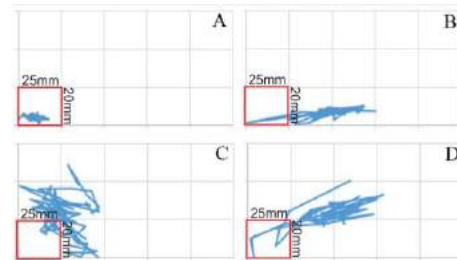


Figura 5: Diagramas da oscilação média anteroposterior e látero-lateral dos acelerômetros durante os testes de equilíbrio: A) sensor posicionado no esterno–apoio bipodal e olhos abertos; B) sensor posicionado na coluna lombar–apoio bipodal e olhos abertos; C) sensor posicionado no esterno–apoio unipodal do membro dominante e olhos abertos; D) sensor posicionado na coluna lombar–apoio unipodal do membro dominante e olhos abertos.

Em todas as avaliações posturais foi identificado que, quando é feita a aquisição dos sinais com os olhos fechados, a manutenção do equilíbrio estático é mais difícil, possuindo um maior deslocamento dos segmentos em comparação à mesma postura com os olhos abertos (Figura 6).

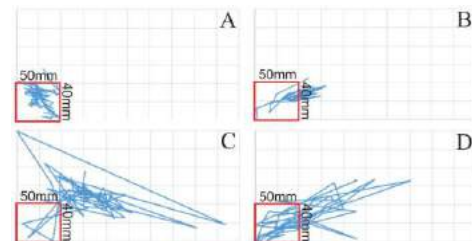


Figura 6: Diagramas da oscilação média anteroposterior e látero-lateral dos acelerômetros durante os testes de equilíbrio: A) sensor posicionado no esterno–apoio unipodal do membro dominante e olhos abertos; B) sensor posicionado na coluna lombar–apoio unipodal do membro dominante e olhos abertos; C) sensor posicionado no esterno–apoio unipodal do membro dominante e olhos fechados; D) sensor posicionado na coluna lombar–apoio unipodal do membro dominante e olhos fechados.

Além do já descrito, foi identificado que a porção superior do tronco sofreu maiores oscilações em situações de perturbação do equilíbrio do que o segmento lombar, especialmente quando os testes foram realizados com os olhos fechados.

Discussão

A avaliação do equilíbrio postural utilizando acelerômetros mostra-se uma alternativa de fácil aplicação

clínica para a quantificação do deslocamento dos segmentos corporais responsáveis pela estabilidade do corpo, além do seu baixo custo em relação ao padrão ouro, uma vez que foi gasto um máximo de quinhentos reais para a importação dos componentes, fabricação e adaptação do sistema [4,13].

O uso do sistema permitiu observar com maior clareza e objetividade algumas estratégias do sistema locomotor para manutenção da postura, como a importância do componente visual na manutenção do equilíbrio corporal, visto que durante a sustentação da mesma posição ocorreram grandes oscilações quando esta foi feita com os olhos fechados. Estes achados corroboram com o papel do componente visual no equilíbrio corporal descrito na literatura [14-16].

Também foi possível perceber que o centro de massa do corpo, localizado próximo à altura da quinta vértebra lombar, sofre oscilações associadas ao desequilíbrio, porém estas são menores do que as que ocorrem no segmento superior do tronco, o que pode ser explicado pela maior distância da base de apoio[3,13].

A respeito da usabilidade do sistema, foi constatado que o mesmo atende as características propostas, sendo ergonômico no caso do *hardware* e intuitivo quanto ao *software*.

O sistema proporcionou a avaliação simultânea da acelerometria e da imagem do movimento, permitindo a interação terapeuta-paciente para a correção postural de forma imediata. Essa forma de avaliar e intervir nas estratégias de controle motor instantaneamente, conhecida como *feedback*, vem ganhando espaço e valor no âmbito da saúde pelo fato de propiciar ao paciente a autoavaliação e melhora da percepção corporal.

A avaliação dinâmica realizada pelo sistema desenvolvido torna possível seu uso em inúmeras aplicações no estudo do movimento e reabilitação. Como trabalho futuro pretende-se comparar os resultados com equipamentos padrão-ouro (plataforma de força básica e estabilômetro), investigando a correlação e a confiabilidade entre os métodos, adicionar outros tipos de análise de sinais biológicos de forma associada ao método de acelerometria, por exemplo, integrando os módulos de eletromiografia de superfície existentes no equipamento e que ainda estão sendo ajustados para a captura de sinais sincronizada. Outro campo para trabalhos futuros se estende ao uso dos dados coletados pelo Kinect para configurar um sistema de realidade virtual que permita a realização do tratamento nos moldes da telemedicina.

Referências

- [1] Mancini M, Horak FB. The relevance of clinical balance assessment tools to differentiate balance deficits. *Eur J Phys Rehabil Med.* 2010;46(2):239-248.
- [2] O'sullivan M, Blake C, Cunningham C, et al. Correlation of accelerometry with clinical balance tests in older fallers and non-fallers. *Age Ageing.* 2009;38(3):308-313.
- [3] Bautmans I, Jansen B, Van Keymolen B, et al. Reliability and clinical correlates of 3D-accelerometry based gait analysis outcomes according to age and fall-risk. *Gait Posture.* 2011;33(3):366-372.
- [4] Souza PVE. Sistema de aquisição de sinais de EMG e ECG para plataforma ANDROIDTM, [dissertação] Recife: Universidade Federal de Pernambuco; 2015.
- [5] InvenSense, MPU-6000 and MPU-6050 Register Map and Descriptions Revision 4.0, InvenSense Inc., 2012. Disponível em: <https://www.olimex.com/Products/Modules/Sensors/MOD-MPU6050/resources/RM-MPU-60xxA_rev_4.pdf>. Acesso: 01 Agosto 2014
- [6] Texas Instruments, LM1117-N/LM1117I 800mA Low-Dropout Linear Regulator. Texas Instruments, 2013. Disponível em:<<http://www.ti.com/lit/ds/symlink/lm1117-n.pdf>>. Acesso: 20 Agosto 2014.
- [7] Guia de Desenvolvimento do .NET Framework. Disponível em: <<https://msdn.microsoft.com>>. Acesso: 25 Agosto 2014.
- [8] PostgreSQL 9.3.13 Documentation. Disponível em: <<http://www.postgresql.org/docs/9.3/interactive/index.html>>. Acesso: 25 Agosto 2014.
- [9] Biggs PB. Can gaming technology be used for human motion analysis? [monografia]. Cardiff (Reino Unido): Escola de Engenharia Médica – Universidade de Cardiff; Abril, 2012.
- [10] Campos GP. Sistema para fisioterapia baseado na plataforma Kinect.[dissertação]. Porto(Portugal): Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto; 2013.
- [11] Da Gama A, Chaves T, Figueiredo L, et al. Improving motor rehabilitation process through a natural interaction based system using kinect sensor.In*3D User Interfaces (3DUI), 2012 IEEE Symposium on.* IEEE; 2012:145-146.
- [12] Seimetz C, Tan D, Katayama R, Lockhart T. A comparison between methods of measuring postural stability: force plates versus accelerometers. *Biomed Sci Instrum.* 2012;48:386–392.
- [13] Whitney SL, Roche JL, Marchetti GF, et al. A comparison of accelerometry and center of pressure measures during computerized dynamic posturography: a measure of balance. *Gait Posture.* 2011;33(4):594- 599.
- [14] Enoka RM. *Neuromechanics of Human Movement.* 5th Ed. Human Kinetics. Champaign, IL, 2015, p. 449
- [15] Cruz A, Oliveira EM, Melo SIL. Análise biomecânica do equilíbrio do idoso. *Acta Ortopédica Brasileira.* 2010;18(2): 96-99
- [16] Freitas Júnior PB. Características comportamentais de controle postural de jovens, adultos e idosos [dissertação]. Rio Claro: Instituto de Biociências, Universidade Estadual Paulista; 2003.

CLASSIFICAÇÃO DE EEG COM REDES NEURAIS ARTIFICIAIS UTILIZANDO ALGORITMOS DE TREINAMENTO DO TIPO *EXTREME LEARNING MACHINE* E *BACK-PROPAGATION*

Tavares S. Tatiana*, Francisco A. O. Nascimento * e Cristiano J. Miosso **

* Departamento de Engenharia Elétrica, Universidade de Brasília, Brasília, Brasil

** Programa de Pós-Graduação em Engenharia Biomédica (UnB/FGA), Gama, Brasil

e-mail: tavares@aluno.unb.br

Resumo: Este artigo apresenta a classificação de sinais eletroencefalográficos (EEG) utilizando redes neurais artificiais (RNA). Serão avaliados os resultados obtidos nos testes de classificação dos sinais de dois grupos de pacientes, um grupo saudável e outro grupo com epilepsia. A avaliação tem o intuito de auxiliar em diagnóstico médico para a detecção de epilepsia e analisar o desempenho dos classificadores neurais. Para tal propósito foram implementados dois algoritmos, máquina de aprendizado extremo (ELM, *extreme learning machine*) e retropropagação (BP, *back-propagation*) para o treinamento da RNA. Os sinais de entrada são apresentados à rede com e sem a extração prévia de características. O algoritmo ELM mostrou um melhor desempenho em relação ao BP, alcançando 94,90% de acurácia no teste em 0,0079 segundos de treinamento.

Palavras-chave: redes neurais artificiais, máquina de aprendizado extremo, rede neural sem realimentação, retropropagação.

Abstract: *This article presents the classification of electroencephalographic signals (EEG) using artificial neural networks (ANN). They will be evaluated the results in grading tests the signs of two groups of patients, a healthy group and another group with epilepsy. The evaluation is intended to assist in medical diagnosis for epilepsy detection and analyze the performance of neural classifiers. For this purpose were implemented two algorithms, extreme learning machine (ELM, extreme learning machine) and back propagation (BP, backpropagation) for training of RNA. The input signals are presented to the network with or without prior extraction characteristics. The ELM algorithm showed better performance in relation to BP, reaching 94.90% accuracy in test 0.0079 seconds training.*

Keywords: *artificial neural networks, extreme learning machine, feedforward neural networks, back-propagation.*

Introdução

O eletroencefalograma (EEG) é uma importante ferramenta para o diagnóstico e tratamento de pacientes com doenças neurológicas, tais como crises epilépticas [1] [2], depressão [3], doença de Parkinson [4] [5] e deficiências motoras [6] [7] [8].

O EEG tem sido cada vez mais utilizado em diferentes contextos, no estudo [9] é realizada uma análise comparativa entre os sistemas de classificação análise discriminante linear (LDA, *Linear Discriminant analysis*), máquina de vetor de suporte (SVM, *Support Vector Machine*) e máquina de aprendizado extremo (ELM, *Extreme Learning Machine*) aplicados a interface cérebro máquina (BCI, *brain computer interface*). O ELM é proposto por [10] para estimar a vigilância de operadores de máquina e seu desempenho é comparado com SVM e ELM modificado. Em [11] os autores propõem duas técnicas de classificação, ELM e SVM para o reconhecimento de emoções a partir de sinais de EEG. O ELM é também abordado por [12] para a detecção de epilepsia, onde a extração prévia de características é realizada pela transformada wavelet. No trabalho [13] os classificadores ELM, SVM e retropropagação (BP, *Back-propagation*) são comparados na realização da tarefa de detecção de epilepsia.

Neste trabalho é proposta uma rede neural artificial RNA [14], sem realimentação com uma camada oculta e sobre tal arquitetura é aplicado os algoritmos de treinamento ELM e BP, com o propósito de classificação de sinais de EEG de um grupo de pacientes saudáveis e outro grupo com epilepsia. A acurácia e o tempo de resposta de cada classificador foram analisados. Nesta abordagem destacamos o fato de que os dados de entrada são apresentados à RNA com e sem a extração prévia de características. Três configurações, para os dados de entrada, serão apresentadas à RNA, uma configuração com extração prévia de características, havendo uma redução na dimensionalidade dos dados de entrada e duas configurações sem a extração prévia de característica, nas quais o tamanho das amostras apresentadas à entrada da rede é o mesmo, diferenciando-se apenas quanto à informação espectral.

Materiais e métodos

Todo o desenvolvimento dos algoritmos foi realizado em linguagem e plataforma *Matlab*. Para uso de BP foram utilizadas as funções existentes na *toolbox* de redes neurais e para o ELM fez-se necessária a implementação do algoritmo conforme proposto por [15].

Banco de dados – No início deste trabalho já se dispunha de um banco de dados da Universidade de Bonn [16]. Cada arquivo é composto de 100 séries temporais com duração de 23,6 segundos e frequência amostral de 173,61 Hz. A base de dados original é dividida em cinco conjuntos: Z, O, N, F, S. Os conjuntos Z e O correspondem a séries de EEG extra cranial, de cinco voluntários saudáveis (com olhos abertos e fechados, respectivamente). As outras três séries são de pacientes epiléticos, com a série S obtida durante um período de crise, e as séries F e N (com eletrodos localizados na zona epileptogênica e hipocampo oposto, respectivamente) durante períodos livres de crise.

Neste estudo, foram utilizados dois conjuntos; O e S, correspondendo às classes saudável e doente, respectivamente.

Todas as séries devem pertencer a uma classe saudável ou doente. Para este problema 75% e 25% das amostras são escolhidas aleatoriamente para o treino e para o teste em cada ensaio, respectivamente.

A seguir são apresentadas as configurações do banco de dados para a realização da classificação;

Configuração 1: Características - Neste estudo foi feita a extração de um conjunto de 72 características relevantes, energia e valor *RMS*, de cada série temporal em janelas de 4 segundos, antes da aplicação do algoritmo classificador. Há uma redução na dimensionalidade dos dados de entrada, sendo necessário 72 neurônios de entrada da rede.

Configuração 2: Sinal Completo - São as 100 séries temporais com duração de 23,6 segundos e frequência amostral de 173,61 Hz, sendo 4097 neurônios de entrada da rede.

Configuração 3: Sinal Completo FFT - Para esta simulação foi calculado o módulo da transformada rápida de Fourier (FFT, *Fast Fourier Transform*), detalhada em [17], do sinal de entrada completo, sendo 4097 neurônios de entrada da rede. Nesta configuração é apresentada à rede as informações de amplitudes do sinal.

Nas configurações 2 e 3 o sinal de entrada tem o mesmo tamanho, e o número de exemplos apresentados às redes é o mesmo para todas as configurações.

Feedforward Neural Network – Uma *Feedforward Neural Network* é uma RNA na qual a informação se move em uma única direção, para frente, a partir dos nós (neurônios) de entrada, através de nós ocultos (se houver) e para os nós de saída. Não há ciclos ou *loops* na rede, o que a torna mais simples sendo um dos primeiros tipos de RNA's criadas. Não possuindo, pois, realimentação da saída para a entrada, tais redes são consideradas sem memória, estes são, provavelmente, os tipos mais populares de redes [18].

Uma rede neural sem realimentação com uma camada oculta (SLFN, *Single-hidden Layer Feedforward Network*) se trata de uma RNA sem *loops*, contendo apenas uma camada oculta, é a arquitetura

sobre a qual se pretende aplicar o algoritmo de ELM e o BP para o propósito deste trabalho.

BP – O processo de treinamento de uma rede neural consiste basicamente em apresentar pares entrada-saída à rede, calcular as saídas da rede em função das entradas, calcular o erro entre a saída desejada e a saída calculada e alterar os valores sinápticos por algum tipo de algoritmo. À medida que os pares entrada-saída vão sendo apresentados e os pesos das sinapses atualizados, o erro médio quadrático (MSE, *Mean Square Error*) da saída da rede tende a diminuir [19]. Existem alguns tipos mais importantes de algoritmos, dentre os quais o mais utilizado e eficiente é o chamado de BP. O processo de treinamento da rede neural pelo método de BP realiza, como o próprio nome diz, a retro propagação dos erros calculados das saídas em direção às entradas. O erro calculado na saída de um neurônio é multiplicado pela derivada da função de ativação daquele neurônio e propagado para a sua entrada. Este valor então é enviado para todos os neurônios da camada anterior pesado pelas respectivas sinapses [20]. Neste trabalho o algoritmo de BP utiliza o método do gradiente descendente para corrigir os valores sinápticos.

A taxa de aprendizagem é uma constante que controla a velocidade de convergência do algoritmo, ou seja, a rapidez com que os valores sinápticos levam o MSE para um mínimo local ou global na superfície de erro do problema. Para pequenos valores de taxa de aprendizagem a atualização das sinapses é mais lenta, fazendo com que se percorra com maior precisão a superfície de erro do problema. Para valores altos de taxa de aprendizagem, apesar da convergência ocorrer de maneira mais rápida, pode acontecer oscilações no treinamento, podendo às vezes até impossibilitar a convergência para um mínimo local ou global. O BP é um algoritmo fortemente sensível à variação do número de neurônios da camada oculta

Para a implementação do BP foi realizada a validação cruzada, que busca obter a melhor generalização da rede. Um conjunto de 75% das amostras são escolhidas aleatoriamente para encontrar os melhores valores da taxa de aprendizagem e do número de neurônios da camada oculta, na validação cruzada. Foram testados diversos valores de épocas para o treinamento da rede tendo como objetivo a melhor eficiência nos resultados.

ELM – foram originalmente desenvolvidas para SLFN's. Sua essência é de que, diferentemente do entendimento de aprendizagem, a camada oculta de uma SLFN não precisa ser ajustada. A implementação típica de uma ELM aplica nós de computação aleatória, que devem ser independentes dos dados de treinamento. De acordo com a teoria tanto o erro de treinamento quanto a norma dos pesos precisam ser minimizados. Uma vez que para as ELM's os pesos das camadas ocultas não precisam ser ajustados e seus parâmetros podem ser fixos, os pesos das saídas podem ser resolvidos pelo método dos quadrados mínimos [15].

A SLFN com K nós ocultos, com função de ativação $g(x)$ pode aproximar N amostras (x_i, t_i) com erro zero. Uma SLFN pode ser representada matricialmente por

$$\mathbf{H}\boldsymbol{\beta} = \mathbf{T} \quad (1)$$

$$\mathbf{H}_{N \times K} = \begin{bmatrix} g(\mathbf{w}_1 \cdot \mathbf{x}_1 + b_1) & \cdots & g(\mathbf{w}_K \cdot \mathbf{x}_1 + b_K) \\ \vdots & \cdots & \vdots \\ g(\mathbf{w}_1 \cdot \mathbf{x}_N + b_1) & \cdots & g(\mathbf{w}_K \cdot \mathbf{x}_N + b_K) \end{bmatrix} \quad (2)$$

$$\boldsymbol{\beta} = \begin{bmatrix} \beta_1^T \\ \vdots \\ \beta_K^T \end{bmatrix}_{K \times m} \quad \mathbf{T} = \begin{bmatrix} t_1^T \\ \vdots \\ t_N^T \end{bmatrix}_{N \times m} \quad (3)$$

onde \mathbf{w} é um vetor de pesos que conecta os nós ocultos e os nós de entrada, $\boldsymbol{\beta}$ é o vetor de pesos que conecta os nós ocultos com os nós de saída e b (*bias*) é o limiar dos nós ocultos [15] [21].

\mathbf{H} é a matriz de saída da camada oculta. Se $K = N$, então a matriz \mathbf{H} é quadrada e inversível quando o vetor de pesos \mathbf{w}_i e os *bias* são escolhidos aleatoriamente. Nesta condição, a SLFN pode aproximar as amostras de treinamento com o erro zero.

Na prática, $K \ll N$, fazendo com que \mathbf{H} não seja uma matriz quadrada e possa ser que não exista \mathbf{w} , *bias* e $\boldsymbol{\beta}$ que satisfaça $\mathbf{H}\boldsymbol{\beta} = \mathbf{T}$. Dessa forma, a solução para esse problema é calcular:

$$\hat{\boldsymbol{\beta}} = \mathbf{H}^{\dagger} \mathbf{T} \quad (4)$$

onde \mathbf{H}^{\dagger} é a matriz inversa generalizada de Moore-Penrose [15].

Treinamento da SLFN utilizando ELM:

Dado: um conjunto de treinamento $N = \{(\mathbf{x}_i, t_i) \mid \mathbf{x}_i \in \mathbf{R}^n, t_i \in \mathbf{R}^m, i = 1, \dots, N\}$, a função de ativação $g(x)$, infinitamente diferenciável, e o número de nós na camada oculta K .

Passo 1: Gerar aleatoriamente os pesos \mathbf{w} e os *bias*

Passo 2: Calcular a matriz de saída da camada oculta (\mathbf{H});

Passo 3: Calcular os pesos da camada de saída $\hat{\boldsymbol{\beta}} = \mathbf{H}^{\dagger} \mathbf{T}$

Onde $\mathbf{T} = [t_1, \dots, t_N]^T$

Métricas – Para a realização experimental dos algoritmos, utilizou-se como base as seguintes métricas: acurácia no treinamento e no teste e o tempo de treinamento e de teste.

Resultados

Mil ensaios foram realizados e os resultados da classificação dos sinais de EEG para um grupo de pacientes saudáveis e epiléticos são apresentados nas Tabelas 1, 2 e 3. A função de ativação para os dois algoritmos é sigmoide e o ELM é implementado com 20 neurônios na camada oculta. O número de neurônios da

camada oculta do BP e a taxa de aprendizagem são selecionados na validação cruzada com o objetivo de alcançar o menor MSE.

Tabela 1: Performance da configuração 1 – Características. BP com 25 neurônios na camada oculta e taxa de aprendizagem 0,01.

Algoritmo	Treino		Teste	
	Time (s)	Acurácia (%)	Time (s)	Acurácia (%)
ELM	0.0022	94,73	2,5e-4	90,62
BP	13,5	99,32	0,047	100

Tabela 2: Performance da configuração 2 – Sinal Completo. BP com 25 neurônios na camada oculta e taxa de aprendizagem 0,02.

Algoritmo	Treino		Teste	
	Time (s)	Acurácia (%)	Time (s)	Acurácia (%)
ELM	0.0079	77,40	0,022	74,01
BP	5,516	53,02	0,078	54

Tabela 3: Performance da configuração 3 – Sinal Completo com FFT. BP com 21 neurônios na camada oculta e taxa de aprendizagem 0,015.

Algoritmo	Treino		Teste	
	Time (s)	Acurácia (%)	Time (s)	Acurácia (%)
ELM	0.0079	97,04	0,002	94,90
BP	48,656	99,33	0,047	98

Discussão

Na Tabela 1 observamos que com a extração prévia de características o BP alcançou 100% de acurácia no teste em 13,5 segundos de treinamento. O ELM se destaca, nesta configuração quanto a sua rapidez na classificação, realizando o treinamento em 0.0022 segundos para uma acurácia no teste de 90,62%.

Os resultados apresentados na Tabela 2 foram gerados com o intuito de avaliar os algoritmos sem a extração prévia de características. O ELM alcançou uma maior acurácia, mas inferior aos resultados da Tabela 1.

A fim de melhorar os resultados sem a extração prévia de característica, foram levantados os resultados da Tabela 3. Os dois algoritmos apresentam acurácia no teste acima de 90%, sendo o ELM mais rápido no treinamento.

Considerando as três configurações propostas para os dados de entrada, o algoritmo BP teve acurácia no teste que alcançou 100%, mas com o tempo de treinamento longo em comparação ao ELM. O ELM se mostrou capaz de realizar a classificação do EEG com uma acurácia de 94,90% no teste, em um tempo de

treinamento de 0,0079 segundos, sendo assim uma importante ferramenta no auxílio a diagnóstico médico.

Agradecimentos

Agradecimentos à CAPES (Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior) pelo fomento financeiro a esta pesquisa.

Referências

- [1] Verma, N. et al. A micro-power eeg acquisition soc with integrated feature extraction processor for a chronic seizure detection system. *IEEE Journal of Solid-State Circuits*, v. 45, n. 4, p. 804816, April 2010. ISSN 0018-9200.
- [2] Chisci, L. et al. Real-time epileptic seizure prediction using ar models and support vector machines.
- [3] Niemiec, A. J.; Lithgow, B. J. Alpha-band characteristics in eeg spectrum indicate reliability of frontal brain asymmetry measures in diagnosis of depression. In: 2005 IEEE Engineering in Medicine and Biology 27th Annual Conference. [S.l.: s.n.], 2005. p. 75177520. ISSN 1094-687X.
- [4] Handojoseno, A. M. A. et al. An eeg study of turning freeze in parkinson's disease patients: The alteration of brain dynamic on the motor and visual cortex. In: 2015 37th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC). [S.l.: s.n.], 2015. p. 6618?6621. ISSN 1094-687X.
- [5] Handojoseno, A. M. A. et al. The detection of freezing of gait in parkinson's disease patients using eeg signals based on wavelet decomposition. In: 2012 Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. [S.l.: s.n.], 2012. p. 6972. ISSN 1094-687X.
- [6] Shedeed, H. A.; Issa, M. F.; El-Sayed, S. M. Brain eeg signal processing for controlling a robotic arm. In: *Computer Engineering Systems (ICCES)*, 2013 8th International Conference on. [S.l.: s.n.], 2013. p. 152157.
- [7] Victorino, J. et al. Improving eeg-bci analysis for low certainty subjects by using dictionary learning. In: *Signal Processing, Images and Computer Vision (STSIVA)*, 2015 20th Symposium on. [S.l.: s.n.], 2015. p. 17.
- [8] Pfurtscheller, G. et al. Separability of eeg signals recorded during right and left motor imagery using adaptive autoregressive parameters. *IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering*, v. 6, n. 3, p. 316325, Sep 1998. ISSN 1063-6528.
- [9] Sarah N. Carvalho, Thiago B.S. Costa, Luisa F.S. Uribe, Diogo C. Soriano, Glauco F.G. Yared, Luis C. Coradine, Romis Attux, Comparative analysis of strategies for feature extraction and classification in SSVEP BCIs, *Biomedical Signal Processing and Control*, Volume 21, August 2015, Pages 34-42, ISSN 1746-8094.
- [10] Li-Chen Shi, Bao-Liang Lu, EEG-based vigilance estimation using extreme learning machines, *Neurocomputing*, Volume 102, 15 February 2013, Pages 135-143, ISSN 0925-2312.
- [11] R. E. J. Yohanes, W. Ser and G. b. Huang, Discrete Wavelet Transform coefficients for emotion recognition from EEG signals, *2012 Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, San Diego, CA, 2012, pp. 2251-2254.
- [12] Yuan Q, Zhou W, Zhang J, Li S, Cai D, Zeng Y. EEG classification approach based on the extreme learning machine and wavelet transform. *Clin EEG Neurosci*. 2012 Apr;43(2):127-32.
- [13] Yuan Q, Zhou W, Li S, Cai D. Epileptic EEG classification based on extreme learning machine and nonlinear features. *Epilepsy Res*. 2011 Sep;96(1-2):29-38.
- [14] Haykin, S. *Redes neurais principios e prática*. [S.l.]: Porto Alegre: Bookman, 2001. (900p).
- [15] Huang, G.-B.; Zhu, Q.-Y.; Siew, C.-K. Extreme learning machine: Theory and applications. *Neurocomputing*, v. 70, n. 1â3, p. 489 501, 2006. ISSN 0925-2312. *Neural Networks Selected Papers from the 7th Brazilian Symposium on Neural Networks (SBRN '04) 7th Brazilian Symposium on Neural Networks*.
- [16] Andrzejak, R. et al., 2001. Indications of nonlinear deterministic and finite-dimensional structures in time series of brain electrical activity: Dependence on recording region and brain state. *Physical Review E*, 64(6), p.061907.
- [17] Oppenheim, A. V.; Schaffer, R. W., *Discrete-Time Signal Processing*, Prentice Hall, [1989, 1999, 2009]
- [18] Srinivasan, V.; Eswaran, C.; Sriiram, N. Approximate entropy-based epileptic eeg detection using artificial neural networks. *IEEE Transactions on Information Technology in Biomedicine*, v. 11, n. 3, p. 288?295, May 2007. ISSN 1089-7771.
- [19] Srinivasan, B.; Prasad, U. R.; Rao, N. J. Back propagation through adjoints for the identification of nonlinear dynamic systems using recurrent neural models. *IEEE Transactions on Neural Networks*, v. 5, n. 2, p. 213?228, Mar 1994. ISSN 1045-9227.
- [20] Purnamasari, P. D.; Ratna, A. A. P.; Kusumoputro, B. Eeg based patient emotion monitoring using relative wavelet energy feature and back propagation neural network. In: 2015 37th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC). [S.l.: s.n.], 2015. p. 28202823. ISSN 1094-687X.
- [21] Zhu Q.; Siew, C. Extreme learning machine: a new learning scheme of feedforward neural networks. 2004.

DIFERENÇAS MORFOMÉTRICAS ENTRE MOTONEURÔNIOS DE GATOS: COMPARAÇÃO ENTRE DIFERENTES REGIÕES DA MEDULA ESPINHAL

V. M. Chaud^(1,2), A. F. Kohn⁽¹⁾

⁽¹⁾Laboratório de Engenharia Biomédica, POLI-USP, São Paulo, Brasil

⁽²⁾Universidade Federal do Triângulo Mineiro (UFMTM), Uberaba, Brasil

e-mail: vitor.chaud@usp.br

Resumo: A morfologia de um motoneurônio (MNs) é fundamental para determinar tanto os tipos de contatos sinápticos que este MN pode receber quanto suas características eletrônicas. Neste trabalho, por meio de reconstrução e processamento computacionais, nós comparamos a morfologia de MNs de diferentes regiões da medula espinhal de gatos adultos e de diferentes bases de dados (i.e., laboratórios). As propriedades estudadas permitiram comparações entre as diferentes populações, embora tenha havido grande dispersão de valores intra- e inter-populacionais, marcadamente divergindo de distribuições Gaussianas. Já as análises de seleção de propriedades e de agrupamento de classes nos permitiu avaliar as propriedades que mais agrupam ou desagrupam tais neurônios.

Palavras-chave: Motoneurônios; Modelos morfológicamente realistas; Motoneurônios de gatos.

Abstract: *Neuron morphology is fundamental for determining the distribution of synaptic contacts as well as neuron's electronic properties. Here, by computationally reconstructing realistic motoneurons (MNs) we compared morphological properties of MNs from different locations on the spinal cord and from different data sources (i.e., laboratories). The studied properties have allowed comparisons between different MN populations in spite of the great dispersion found in the data, markedly diverging from Gaussianity. By using feature selection and clustering analyses we identified important properties at clustering or unclustering MN populations.*

Keywords: *Motoneurons; Morphologically-realistic models; Cat motoneurons.*

Introdução

A presença de canais iônicos dependentes de voltagem na membrana neural, bem como a regulação destes canais pelo sistema neuromodulatório exercem importante influência na integração de entradas sináptica. Entretanto, um entendimento completo do impacto das condutâncias ativas nas propriedades integrativas de um neurônio deve levar em consideração a estrutura computacional fundamental criada pelas propriedades passivas (i.e., independentes de voltagem), as quais, por sua vez, são dependentes de características morfológicas dos dendritos, como diâmetro de um ramo dendrítico e padrões de ramificações. A integração de parâmetros eletrônicos com a morfologia neuronal é o que determina a resistência encontrada ao fluxo de

correntes axiais pelos ramos dendríticos ou através de suas membranas.

Neste estudo, criamos reconstruções computacionais de motoneurônios (MN) da medula espinhal de gatos adultos com morfologia realística. Para tanto, nos baseamos em descrições morfológicas, advindas de diferentes laboratórios e disponíveis em NeuroMorpho.org [1]. A plataforma computacional por criada nos permitiu computar uma variedade de aspectos morfológicos no nível de ramos dendríticos, de árvores dendríticas como um todo e no nível do MN como um todo. Comparamos, então, efeitos da localização do MN na medula espinhal e da fonte de dados (i.e., laboratório) a partir de parâmetros morfológicos básicos. De maneira geral, os resultados morfológicos encontrados concordam com o que já foi reportado em seus estudos originais, mas os complementa e permite comparação entre eles.

Materiais e métodos

Aquisição de dados e reconstrução morfológica

Os MNs analisados foram: MNs alfa da região lombar da medula espinhal de gatos adultos [2-3]; MNs da região cervical de gatos adultos [4-5]. Os MNs estudados foram agrupados em quatro partições/populações presumidamente independentes, como descreve a Tabela 1.

Tabela 1: Metadados dos MNs reconstruídos. Apenas amostras representativas de cada população estão descritas.

Pop.	Nome do modelo	NeuroMorpho ID	Arquivo	Local
p1	burkel	NMO 00604	Burke	lombar

p2	burke6	NMO 00609	Burke	lombar
	fyffe1	NMO 00687	Fyffe	lombar
p3
	rose1	NMO 07862	Rose	cervical
p4	rose11	NMO 07872	Rose	cervical
	cameron17	NMO 00629	Cameron	cervical
p4
	cameron22	NMO 00634	Cameron	cervical

Na Figura 1 são mostradas as morfologias de MNs representativos de cada população estudada. Embora visualmente os MNs sejam diferentes morfológicamente, essas diferenças precisam ser

sistematizadas, em razão de serem muito variáveis dentro de uma dada população.

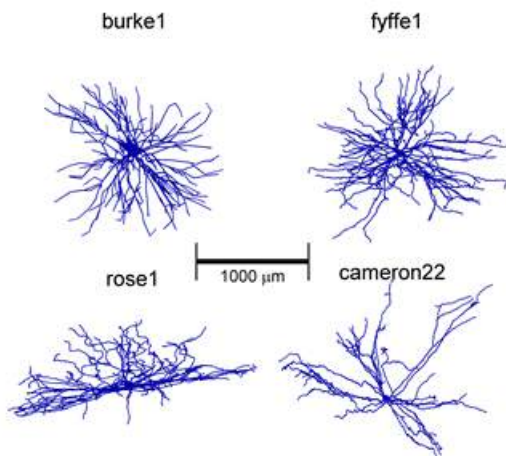


Figura 1: Morfologia de uma amostra de neurônio de cada população estudada. Todas representações estão na mesma escala de tamanho, conforme mostra a barra.

Medidas morfológicas – A arborização dendrítica é normalmente composta de algumas poucas árvores dendríticas emergindo do soma. O crescimento e as ramificações de seus processos definem a forma da árvore dendrítica. Na maioria dos casos (a única considerada aqui), um ramo pai dá origem a dois ramos filhos em uma bifurcação. Um ramo dendrítico pode ter seu início no soma ou em uma bifurcação e seu fim em outra bifurcação ou em uma terminação.

Sub-rotinas foram criadas para extrair da morfologia dos MNs dezesseis medidas comuns no nível de ramos dendríticos. Estas medidas representam propriedades geométricas, como diâmetro e comprimento, bem como topológicas, como ordem de bifurcação. A Tabela 2 mostra estas medidas/propriedades bem como breves definições.

Tabela 2 Descrição das medidas geométricas e topológicas no nível de ramos da árvore dendrítica.

Nome da propriedade	Descrição
diameter (DI)	Diâmetro ao final do ramo
radial distance (RD)	Distância radial do final do ramo ao centro do soma
Euclidian length (EL)	Distância Euclidiana entre os extremos de um ramo
path length from soma (PL)	Distância percorrida pelo dendrito até o soma (também chamada de distância de caminho no texto)
branch path length (BL)	Tamanho real do ramo
area (A)	Área de superfície do ramo
angle with parent (AP)	Ângulo entre o ramo pai e seu filho em uma bifurcação
branching angle (BA)	Ângulo entre dois ramos filhos em uma bifurcação
somatofugal tropism (ST)	Razão entre a distância radial e a distância de caminho (valores entre 0 e 1). Representa a propensão radial dos ramos

contraction (C)	Razão entre o tamanho de caminho de um ramo e seu tamanho Euclidiano (BL/EL)
fractal dimension (FD)	Dimensão de Hausdorff: expoente de potência relacionando o comprimento Euclidiano de um ramo com seus comprimentos de caminho intermediários
branch-point Rall ratio (RR)	Razão entre a soma dos diâmetros dos ramos filhos elevados a 3/2 e o diâmetro do ramo pai elevado a 3/2
order (O)	Número de bifurcações entre o dendrito que emerge do soma (ordem 0) e o ramo em questão
degree (DE)	Número de terminações na sub-árvore que emerge do ramo em questão
partition asymmetry (PA)	A diferença normalizada entre os DE de dois ramos irmãos (Pelt 2004)
Horton-Strahler (HS) index	Considerando um índice começando em 1 nos terminais, é o máximo índice entre dois ramos irmãos, caso estes índices sejam diferentes; ou como o índice dos ramos irmãos mais 1, casos os índices dos irmãos sejam iguais.

Níveis de análise – Há uma variedade de maneiras de se extrair medidas da morfologia do neurônio. Por exemplo, pode-se considerar a área de cada ramo dendrítico, obtendo tantos valores quantos ramos houver. Outra possibilidade é aferir uma medida estatística sobre a área de membrana dos ramos em cada uma das árvores dendríticas, resultando em tantos valores quantas forem as árvores dendríticas. Finalmente, em um nível hierárquico mais elevado, pode-se aferir uma medida estatística de certa propriedade distribuída por todo neurônio. Mais ainda, pode-se considerar valores agregados (i.e., a somatória) de uma propriedade sobre as árvores dendríticas ou sobre o neurônio todo (e.g., área total de membrana). Embora a maioria dos estudos emprega valores agregados ou médias sobre o neurônio todo, não há diretrizes gerais apontando qual abordagem é mais interessante dependendo do tipo de análise que se pretende fazer. Aqui, nós exploramos o efeito de escolher cada um destes níveis de observação para extrair as propriedades do neurônio: 1) o nível mais baixo sendo o de ramos dendríticos; 2) o nível intermediário de árvores dendríticas; e 3) o nível do MN como um todo. A prática comum é utilizar valores médios, entretanto a média e o desvio padrão não possuem significado útil quando os dados não seguem distribuições padrão, como uma distribuição Gaussiana. Uma abordagem alternativa, a qual não requer pressuposições quanto à distribuição dos dados, é calcular percentis, como a mediana (i.e., o 50º percentil). Nós, portanto, computamos medianas das propriedades para o nível de árvore dendrítica e do MN, com base nos dados extraídos/calculados em nível de ramos dendríticos.

Análise estatística – Como o foco foi comparar diversos aspectos morfológicos entre MNs espinhais e como há uma grande quantidade de dados, dificultando análises par-a-par, optamos por realizar comparações estatísticas simples entre os dados. Box-plots permitem uma boa compreensão de dados não-paramétricos com

uma representação gráfica compacta. Além disso, representando graficamente intervalos de confiança de 95%, box-plots proveem uma maneira de comparar medianas de diferentes grupos. Se os intervalos de confiança não se superpõem, então suas medianas são diferentes com 5% de nível de confiança, pelo menos. Portanto, este tipo de análise provê uma maneira concisa e estatisticamente relevante para comparar os resultados computados/medidos. Entretanto, a representação por box-plots pode variar conforme seu uso. Aqui, adotamos as definições do MatLab™, ou seja: os extremos do *notch* (representados aqui por cruces) correspondem a $[q_2 - 1.57(q_3 - q_1)]/\sqrt{n}$ e $[q_2 + 1.57(q_3 - q_1)]/\sqrt{n}$, em que q_1 é o quartil inferior, q_2 é a mediana, q_3 é o quartil superior, n é o número de observações. Então, quanto maior o número de observações, menor o intervalo de confiança. Pontos foram desenhados como *outliers* se eles são maiores que $q_3 + 1.5(q_3 - q_1)$ ou menores que $q_3 - 1.5(q_3 - q_1)$. Finas linhas (i.e., *whiskers*) se estendendo além das caixas (i.e., *boxes*) conectam os valores extremos não considerados *outliers*.

Seleção de propriedades – A seleção de propriedades (i.e., *features*) indica importantes medidas a se considerar quando avaliando subgrupos em determinado cenário. Para cada um dos três níveis avaliados, selecionamos três propriedades que juntas resultaram em agrupamento (i.e., *clustering*) pronunciado das populações de MNs investigadas. A fim de avaliar o grau de agrupamento, calculamos um índice de cluster [6] para todas combinações de três propriedades e selecionamos aquelas que geraram os maiores índices.

Implementação computacional e validação – Embora parte da análise feita neste trabalho pudesse ter sido realizada softwares já existentes, preferimos implementar todos os processos em uma plataforma única (Matlab™). Criamos scripts e sub-rotinas para

ler arquivos *.swc, para reconstruir e renderizar projeções 3D da morfologia neural, para hierarquizar a morfologia dos MNs e extrair medidas/propriedades, para processar dados e mostrar os resultados. Todo código gerado será disponibilizado no GitHub e será submetido ao ModelDB. Nós validamos a extração de parâmetros morfométricos pela comparação com aqueles computados pelo software LMeasure. Alguns desvios eram esperados, pois várias das medidas são dependentes de suposições sobre a forma de cada segmento. Por exemplo, pode-se representar o soma como uma esfera ou como uma pilha de discos. Outra escolha é representar segmentos como seções cônicas (i.e., *frusta*) ou como cilindros. Apesar destas pequenas divergências, os valores comparados foram próximos.

Resultados

Propriedades morfológicas básicas são compatíveis com estudos anteriores, mas evidenciando grande diversidade estrutural. A Figura 2 mostra box-plots para propriedades geométricas e topológicas no nível de ramos dendríticos. Notavelmente, a maior parte das distribuições (empíricas) diverge fortemente da distribuição Gaussiana, a qual exibiria simetria neste tipo de representação gráfica.

Várias observações podem ser feitas baseando-se na Figura 2, mas aqui nos atemos apenas a aspectos mais notáveis: medidas geométricas (e.g., diâmetro (D), distância radial (RD), etc) exibem grande variabilidade entre as diferentes populações, enquanto medidas topológicas (e.g., ordem (O), grau (DE)) exibem apenas variações modestas. Embora sejam da mesma região da medula espinhal, ramos dos MNs de Fyffe (p2) são menores, mais espessos, e mais contraídos que ramos dos MNs de Burke (p1). Estas diferenças podem ser devidas ao exato núcleo motor de onde as amostras foram retiradas (não-reportado), devidas a diferenças entre as idades dos animais, e a artefatos metodológicos

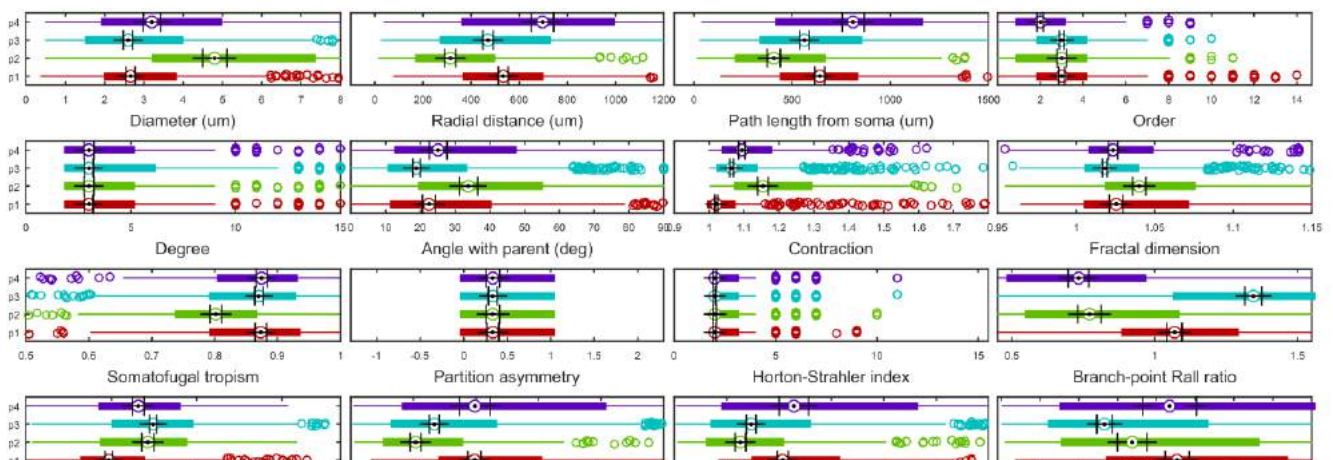


Figura 2: Morfologia de uma amostra de neurônio de cada população estudada. Todas representações estão na mesma escala de tamanho, conforme mostra a barra.

ao se fixar e mapear a morfologia dos MNs. De fato, o diâmetro dos ramos, o qual mostrou grande disparidade, é um dos parâmetros mais suscetíveis a erros de medidas.

A Figura 3 mostra box-plots para comparações de propriedades estruturais (i.e., número de ramos e número de árvores dendríticas). No nível de árvore dendrítica, mesmo MNs da mesma região, mas de diferentes laboratórios exibem quantidades significativamente diferentes de ramos dendríticos (comparar p1 com p2 e p3 com p4. Já a Figura 4 ilustra o resultado de seleção de propriedades.

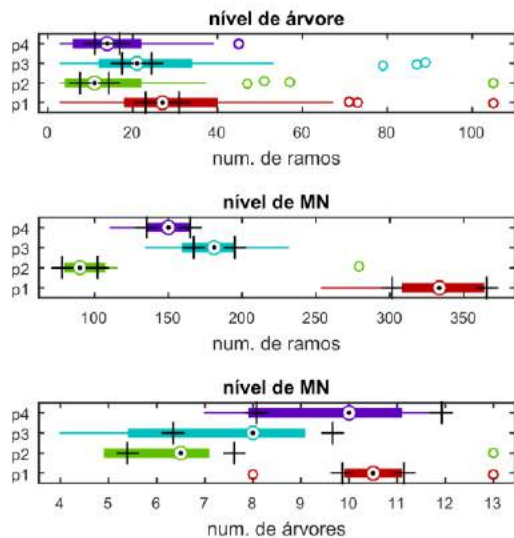


Figura 3: Box-plots de propriedades estruturais nos níveis de árvores e de MNs para cada das 4 populações

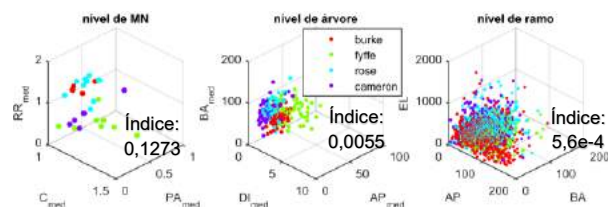


Figura 4: Resultado da seleção de propriedades para cada nível estudado.

Discussão

Através de reconstruções e processamentos computacionais, comparamos efeitos da localização na medula espinhal de gatos e da origem dos dados na morfologia de MNs. De maneira geral, os resultados morfológicos encontrados concordam com o que já foi reportado em seus estudos originais, mas os complementa e permite confrontá-los. As propriedades estudadas exibiram grande dispersão de valores intra- e inter-populacionais, marcadamente divergindo de distribuições Gaussianas. Estas dispersões podem representar importantes aspectos conceituais e funcionais. Por exemplo, a dispersão da dimensão fractal (FD) indica uma natureza multi-fractal dos ramos dendríticos dos MNs. Já a dispersão da razão-de-Rall (RR) limita o uso do método de Rall para colapsar a

morfologia em cabos não-ramificados. Porém, alguns aspectos comuns foram detectados, como por exemplo a pequena variação nas propriedades topológicas, como a mediana da ordem de ramificação (O).

Os MNs estudados também exibiram grande variação no número de ramos dendríticos, tanto do ponto de vista do nível de árvores quanto do MN como um todo e também grande variação no número de árvores dendríticas (Figura 3).

A seleção de propriedades (Figura 4) em três diferentes níveis hierárquicos provê indicações de propriedades importantes a se considerar quando comparadas as populações envolvidas. Propriedades geométricas foram as mais importantes na análise de agrupamento no nível de ramos dendríticos, porém, propriedades estruturais e topológicas também se mostraram importantes, principalmente no nível de árvores dendríticas e de MNs como um todo.

A razão de Rall (RR) parece ser uma medida bastante distintiva para MNs no nível de ramos dendríticos. Notavelmente, ramos e MNs de um mesmo laboratório, possuem valores medianos similares independentemente da espécie estudada ou dos sub-tipos de MNs (resultados não mostrados). Este é outro indicativo de vieses de uma fonte de dados quando se mede o diâmetro dos ramos.

É importante observar que não tivemos intenção de criar um algoritmo de classificação para distinguir entre MNs pertencentes a diferentes classes, nem de realizar análises detalhadas associadas à distribuição de parâmetros no espaço morfológico. Pelo uso de um método simples (força-bruta) e não-paramétrico provemos uma visão geral da importância de algumas propriedades no agrupamento de dados divididos em classes, além de comparações entre MNs de diferentes regiões da medula espinhal e de diferentes fontes de dados. Estudos futuros devem investigar como estas diferenças morfológicas podem impactar nas propriedades eletrotônicas dos MNs.

Referências

- [1] G. A. Ascoli, D. E. Donohue, and M. Halavi, "NeuroMorpho.Org: A Central Resource for Neuronal Morphologies," *J. Neurosci.*, vol. 27, no. 35, pp. 9247–9251, Aug. 2007.
- [2] S. Cullheim, J. W. Fleshman, L. L. Glenn, and R. E. Burke, "Membrane area and dendritic structure in type-identified triceps surae alpha motoneurons," *J. Comp. Neurol.*, vol. 255, pp. 68–81, 1987.
- [3] F. J. Alvarez, D. E. Dewey, D. A. Harrington, and R. E. W. Fyffe, "Cell-type organization of Glycine receptor clusters in the mammalian spinal cord," *J. Corp. Neurol.*, no. 379, pp. 150–170, 1997.
- [4] P. K. Rose, T. Jones, R. Nirula, and T. Corneil, "Innervation of motoneurons based on dendritic orientation," *J. Neurophysiol.*, vol. 73, no. 3, pp. 1319–1322, Mar. 1995.
- [5] W. E. Cameron, F. He, P. Kalipatnapu, J. S. Jodkowski, and R. D. Guthrie, "Morphometric analysis of phrenic motoneurons in the cat during postnatal development," *J. Comp. Neurol.*, vol. 314, no. 4, pp. 763–776, Dec. 1991.
- [6] J. C. Dunn, "Well-Separated Clusters and Optimal Fuzzy Partitions," *J. Cybern.*, vol. 4, no. 1, 1974.

ESTUDO COMPUTACIONAL SOBRE O EFEITO DAS AFERENTES IA DO FUSO NEUROMUSCULAR NO REFLEXO DE ESTIRAMENTO

Eliane C. Rodrigues e Leonardo A. Elias

Laboratório de Pesquisa em Neuroengenharia, Departamento de Engenharia Biomédica, Faculdade de Engenharia Elétrica e de Computação, Universidade Estadual de Campinas, Campinas, Brasil
E-mail: eliane.rodrigues@ceb.unicamp.br

Resumo: O objetivo deste estudo foi investigar a gênese das respostas de curta e média latência do reflexo de estiramento pela via monossináptica das aferentes Ia dos fusos neuromusculares. Foram realizadas simulações computacionais com um modelo neuromusculoesquelético biologicamente plausível. Foi observado que tanto a resposta de curta latência quanto a resposta de média latência do reflexo de estiramento podem ser geradas pela atividade das aferentes primárias do fuso neuromuscular. Isto se deve ao fato de as aferentes Ia codificarem tanto os aspectos estáticos quanto os aspectos dinâmicos do estiramento aplicado ao músculo.

Palavras-chave: Biomecânica, Neurociência computacional, Fuso Neuromuscular, Reflexo de Estiramento.

Abstract: *The aim of this study was to investigate the genesis of short and medium latency responses of stretch reflex by the monosynaptic pathway from Ia muscle spindle afferents. Computer simulations were performed with a biologically plausible neuromusculoskeletal model. Both short and medium latency reflex responses were generated by the activity of muscle spindle primary afferents. These results are due to the neural coding of static and dynamic aspects of the stretch applied to the muscle by the Ia afferents.*

Keywords: *Biomechanics, Computational Neuroscience, Spindle, Stretch Reflex.*

Introdução

A variação abrupta do ângulo de uma articulação promove o estiramento muscular e, conseqüentemente, a geração de respostas reflexas que podem ser observadas no registro do eletromiograma (EMG) [1, 2]. A resposta mioelétrica ao estiramento muscular possui pelo menos três fases com diferentes latências. A primeira, conhecida como resposta de curta latência (M1 ou SLR, do inglês *Short Latency Response*), é atribuída ao aumento na atividade das aferentes primárias (Ia) dos fusos neuromusculares [1]. No entanto, as fases de mais longa latência do reflexo de estiramento possuem origens ainda controversas.

Em músculos de membros inferiores (e.g. tibial anterior e sóleo), também são observadas respostas de média latência (M2 ou MLR, do inglês *Medium Latency Response*), cuja origem tem sido atribuída a uma mescla

da atividade rebote das aferentes Ia com um aumento da atividade das aferentes secundárias (tipo II) dos fusos neuromusculares [1, 3].

Estudos computacionais têm sido realizados com o intuito de se aumentar a compreensão conceitual sobre os mecanismos responsáveis pelo controle neurofisiológico do movimento [4, 5]. No que diz respeito ao reflexo de estiramento, um modelo computacional do sistema neuromuscular foi utilizado para mostrar que respostas reflexas de mais longa latência observadas após o estiramento de um músculo de membros superiores (flexor radial do carpo) podem ser explicadas apenas pela atividade das aferentes primárias do fuso neuromuscular [2]. Porém, não é de nosso conhecimento um estudo que tenha investigado a contribuição das aferentes primárias para as respostas M1 e M2 observadas em músculos de membros inferiores.

Neste estudo, o objetivo é investigar a contribuição das aferentes Ia na gênese das respostas de curta e média latência em um músculo da perna (sóleo). Para tanto, será utilizado um modelo biologicamente plausível do sistema neuromusculoesquelético previamente desenvolvido e que permite simular a geração de reflexos de estiramento [6]. A vantagem no uso deste modelo é que se pode investigar o efeito individual das aferentes primárias dos fusos neuromusculares sem a interferência de outras vias neuronais.

Materiais e métodos

O modelo neuromuscular utilizado no presente estudo foi implementado em linguagem de programação Java™. As equações diferenciais que descrevem o comportamento do sistema neuromusculoesquelético foram integradas numericamente utilizando um método de integração de Runge-Kutta de quarta ordem com passo fixo (0,05 ms).

Modelo neuromuscular –A descrição completa do modelo pode ser encontrada em outras publicações [7, 5]. Brevemente, o modelo possui uma representação biologicamente realista de quatro músculos que atuam na articulação do tornozelo (sóleo, gastrocnêmio medial, gastrocnêmio lateral e tibial anterior), bem como a circuitaria medular que controla a geração de força por cada um destes músculos.

Cada músculo é comandado por uma rede de neurônios medulares responsável pelo controle do

torque na articulação do tornozelo. Esta rede é composta por motoneurônios alfa (MNs), que foram representados por modelos bi-compartimentais contendo condutâncias iônicas capazes de representar os mecanismos de geração do potencial de ação, além de condutâncias sinápticas que promovem a excitação da célula em resposta a ativações pré-sinápticas. As unidades musculotendíneas foram representadas por modelos “tipo Hill” [8], sendo que as fibras musculares possuem propriedades viscoelásticas passivas e elementos contráteis que produzem força em resposta às ativações neurais provenientes dos núcleos motores. O tendão foi representado por um elemento elástico passivo e transmite apenas parte da força produzida pelas fibras musculares devido ao ângulo de penação do músculo. Além da geração de força, cada modelo de músculo é capaz de gerar um sinal de EMG, que é dado pela soma dos potenciais de ação das unidades motoras [5].

O fuso neuromuscular foi representado por um modelo biologicamente plausível previamente descrito na literatura [9]. Este modelo, que foi adicionado em paralelo às fibras musculares, representa o comportamento dinâmico das fibras intrafusais dos tipos *bag 1*, *bag 2* e *chain*. A frequência média de disparos de potenciais de ação nas aferentes primárias (Ia) é proporcional à tensão mecânica e ao estiramento sofrido pelas fibras intrafusais. A atividade das aferentes Ia é obtida por uma combinação não-linear dos três tipos de fibras, conferindo a estas aferentes tanto uma característica estática quanto dinâmica. O modelo do fuso neuromuscular também é sensível à atividade fusimotora proveniente dos motoneurônios gama estáticos e dinâmicos. O valor da atividade fusimotora (estática e dinâmica) utilizado no presente estudo foi de 50 Hz. Para a parametrização do fuso neuromuscular, foi utilizado um ganho de 6850 para as fibras do tipo *bag1* das aferentes Ia e um ganho de 3300 para as fibras *bag2* e *chain* das aferentes Ia.

A saída do fuso neuromuscular foi utilizada para modular a atividade das aferentes sensoriais Ia, que foram representadas por processos pontuais estocásticos não-homogêneos e independentes [7]. A atividade das aferentes Ia foram utilizadas como entradas monossinápticas para os núcleos motores dos sóleo, gastrocnêmio medial e gastrocnêmio lateral. No presente modelo o papel da via de inibição recíproca no reflexo de estiramento não foi investigado.

Protocolos de simulação – Neste estudo simulou-se o estiramento do tríceps sural. Desta forma, apenas o comportamento passivo do músculo tibial anterior influenciou as respostas. As simulações foram feitas mimetizando um sujeito em repouso, ou seja, sem contração muscular voluntária. Para isto, 400 comandos descendentes foram ativados para promover uma despolarização basal dos MNs dos núcleos motores do sóleo e gastrocnêmios, porém, sem evocar potenciais de ação antes do estiramento muscular. Os comandos descendentes foram representados por processos pontuais estocásticos homogêneos e independentes com distribuição Gama (ordem 10 e intervalos entre disparos com média de 22,50 ms) [4].

O reflexo de estiramento foi evocado por uma perturbação mecânica na articulação do tornozelo, capaz de causar uma variação angular na articulação na direção de dorsiflexão, ou seja, o tríceps sural foi estirado. Esta variação angular modifica o comprimento do complexo musculotendíneo [5], fazendo com que o estiramento seja percebido pelo modelo do fuso neuromuscular. O estímulo usado foi do tipo rampa-platô (*ramp-and-hold*). Foram avaliadas diferentes amplitudes (6° , 9° , 12° e 15°) com uma velocidade de estiramento fixa em $150^\circ/\text{s}$. Além disso, diferentes velocidades de estiramentos ($150^\circ/\text{s}$, $200^\circ/\text{s}$, $250^\circ/\text{s}$ e $300^\circ/\text{s}$) foram testadas com uma amplitude fixa em 15° .

Análise dos dados – Embora o estiramento tenha sido evocado nos três músculos do tríceps sural, apenas os dados do músculo sóleo foram analisados neste trabalho. Foram obtidos os dados de EMG, disparos dos MNs, disparos das aferentes Ia dos fusos neuromusculares e o ângulo da articulação. O processamento dos dados foi feito através de rotinas implementadas no Matlab (*The Mathworks, Inc*). Para obter a envoltória do EMG, os sinais originais obtidos a partir do modelo foram retificados e filtrados por um filtro Butterworth de 4ª ordem com fase nula e frequência de corte de 100 Hz.

Definiu-se a latência da M1 como o instante em que a atividade mioelétrica atinge níveis acima de zero, ou o instante de disparo do primeiro MN após a aplicação do estiramento. A M2 foi definida como sendo 20 ms após o início da M1 [10]. Mediu-se o pico de cada uma das respostas e também a razão entre as respostas M2 e M1.

Resultados

A Figura 1 mostra os resultados para uma simulação típica de um reflexo de estiramento no músculo sóleo evocado por um estímulo do tipo rampa-platô com uma amplitude de 15° e velocidade de $250^\circ/\text{s}$. O painel superior (A) mostra o EMG bruto (linha preta) e a envoltória do EMG (linha azul).

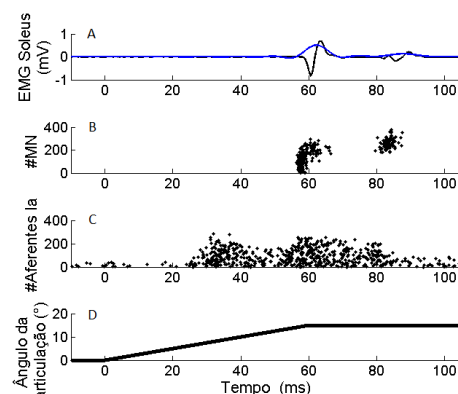


Figura 1. Sinais ilustrativos gerados por uma simulação de um reflexo de estiramento do músculo sóleo. (A) EMG bruto (linha preta) e envoltória do EMG do músculo SOL (linha azul). (B) Instantes de disparos dos neurônios motores. (C) Instantes de disparos das aferentes Ia do fuso neuromuscular do sóleo. (D) Ângulo da articulação. Para evocar este reflexo foi aplicada uma variação do tipo rampa-platô com amplitude de 15° e velocidade igual a $150^\circ/\text{s}$.

Dois respostas podem ser observadas claramente no EMG simulado mostrado na Figura 1, uma de mais curta latência (M1 com latência de ~60 ms) e uma resposta de média latência (M2 com início em ~80 ms). O painel B mostra os disparos dos MNs que inervam o músculo sóleo. Observa-se, neste exemplo, duas salvas de disparos que equivalem, respectivamente, às respostas M1 e M2. Estas salvas de disparo dos neurônios motores são devidas, exclusivamente, aos disparos das aferentes Ia (painel C), que atingem a medula espinhal aproximadamente 25 ms após a aplicação do estiramento no músculo (painel D).

Varição da amplitude do estiramento – Na Figura 2 mostra-se a dependência das respostas reflexas M1 e M2 com a amplitude do estiramento. Observa-se que tanto a resposta de curta quanto a resposta de média latência praticamente não dependem da amplitude com que o estiramento é aplicado.

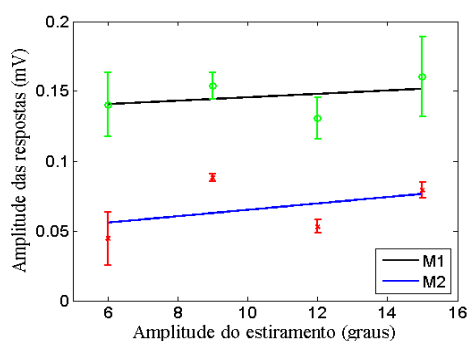


Figura 2. Dependência das respostas reflexas M1 e M2 com a amplitude do estiramento. As barras indicam o erro padrão da média ($n = 4$). Os dados foram ajustados por funções lineares (M1: $A_r = 0,0012 \cdot A_e + 0,13$ com norma dos resíduos igual a 0,0215; M2: $A_r = 0,023 \cdot A_e - 0,0421$ com norma dos resíduos igual a 0,0326; A_r e A_e são os valores ajustados das amplitudes das respostas e do estiramento, respectivamente).

A Tabela 1 mostra a dependência da latência da resposta reflexa M1 e a razão entre as amplitudes de M2 e M1 com a amplitude do estiramento. A latência da resposta M1 se manteve aproximadamente constante para as diferentes amplitudes utilizadas. No entanto, a relação M2/M1 apresentou uma relação não monotônica com a amplitude. O pico da relação M2/M1 foi observado para uma amplitude de estiramento de 9°.

Tabela 1. Dependência da latência da resposta reflexa M1 e da relação M2/M1 com a amplitude do estiramento.

Amplitude (°)	Latência da M1 (ms)	Relação M2/M1
6	59,67±2,31	0,32±0,28
9	59,00±0,00	0,57±0,08
12	58,33±0,58	0,41±0,03
15	59,00±1,00	0,49±0,16

Varição da velocidade do estiramento – Na Figura 3 são apresentados os gráficos da dependência

das respostas de curta e média latência com a velocidade do estiramento. A resposta M1 aumenta linearmente com a velocidade do estiramento, porém, a resposta M2 não sofre influência da velocidade.

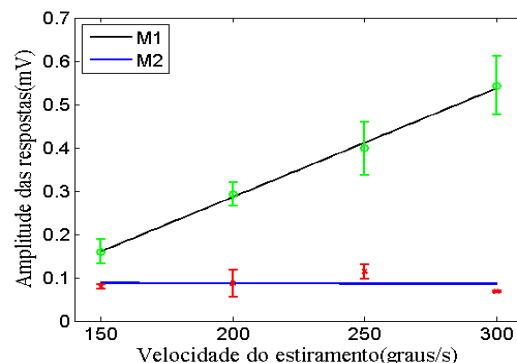


Figura 3. Dependência das respostas reflexas M1 e M2 com a velocidade do estiramento. As barras indicam o erro padrão da média ($n = 4$). Os dados foram ajustados por funções lineares (M1: $A_r = 0,0025 \cdot A_e - 0,2169$ com norma dos resíduos igual a 0,0162; M2: $A_r = -0,000 \cdot A_e + 0,0897$ com norma dos resíduos igual a 0,0340; A_r e A_e são os valores ajustados das amplitudes das respostas e do estiramento, respectivamente).

A Tabela 2 mostra a dependência da latência da resposta reflexa M1 e a razão entre as amplitudes de M2 e M1 com a velocidade do estiramento. É possível observar que a latência diminui com o aumento da velocidade do estiramento. Observa-se também uma diminuição na relação M2/M1 com o aumento da velocidade do estiramento.

Tabela 2. Dependência da latência da resposta reflexa M1 e da relação M2/M1 com a velocidade do estiramento.

Velocidade (°/s)	Latência da M1 (ms)	Relação M2/M1
150	59,00±1,00	0,49±0,16
200	57,67±1,15	0,30±0,25
250	54,67±1,15	0,29±0,14
300	54,00±1,00	0,12±0,03

Discussão

Neste estudo investigou-se, por meio de modelagem matemática e simulação computacional, o efeito da via de realimentação das aferentes Ia dos fusos neuromusculares na gênese das respostas reflexas de curta e média latência de um músculo de membros inferiores (sóleo). Em conformidade com o que tem sido reportado na literatura experimental [1–3], o modelo apresentou respostas de curta latência (M1) em decorrência de um aumento da atividade das aferentes primárias dos fusos neuromusculares (Figura 1). Foi possível observar também uma segunda resposta reflexa, cuja latência é compatível com a resposta M2 observada em experimentos com seres humanos [1, 3]. De modo análogo ao que foi reportado em [2], a resposta M2 observada neste estudo é gerada pela

atividade sustentada das aferentes Ia, que promove uma reativação de alguns MNs após a gênese da M1 [1, 2, 11]. Esta atividade sustentada ocorre devido ao fato das aferentes Ia apresentarem sensibilidade tanto à componente estática (amplitude) quanto dinâmica (velocidade) do estiramento [9].

A sensibilidade estática da resposta de média latência ao estiramento pode ser observada pelo aumento da resposta M2 com a amplitude do estiramento (Figura 2). Embora este aumento não seja acentuado, ele é suficiente para mostrar que a resposta M2 é dependente da componente estática do estiramento, que está codificada nos disparos das aferentes Ia. Por outro lado, a resposta de curta latência tem uma forte dependência com a velocidade e quase nenhuma dependência com a amplitude, sugerindo que esta resposta é devida exclusivamente à componente dinâmica do estiramento aplicado ao músculo [5]. Resultados similares aos observados neste estudo computacional foram reportados em um estudo experimental realizado com indivíduos jovens [10]. Estes achados reforçam que o modelo aqui apresentado é uma importante ferramenta para se estudar a contribuição relativa de diferentes vias sensoriais para o controle neurofisiológico do movimento.

Outros parâmetros que são tipicamente avaliados em estudos experimentais são a latência da resposta M1 e a razão M2/M1 [10]. Os resultados das simulações mostram que a latência não se altera com a amplitude do estiramento (Tabela 1). No entanto, ao se aumentar a velocidade do estiramento a latência de M1 diminui (Tabela 2). Novamente, este achado se deve ao fato de o recrutamento inicial das aferentes Ia depender da componente dinâmica do estiramento. Para a relação M2/M1, houve uma diminuição com o aumento da velocidade, que pode ser explicado pelo fato de M1 aumentar enquanto M2 se mantém em um nível aproximadamente constante (vide Figura 3). O comportamento não monotônico da razão M2/M1 com a amplitude do estiramento pode ser explicado pela maior sensibilidade do fuso neuromuscular a um estiramento de valor intermediário (9°), mas isto ainda carece de um maior esclarecimento conceitual e novas simulações são necessárias para elucidar o real mecanismo envolvido neste comportamento do modelo.

Embora os resultados computacionais deste e de outros estudos [2] mostrem que a atividade das aferentes primárias seja suficiente para a geração da resposta de média latência, estudos experimentais fornecem fortes indícios do envolvimento das aferentes secundárias [11]. Estudos futuros utilizando este modelo neuromusculoesquelético terão como foco a investigação da contribuição relativa de cada tipo de aferente do fuso neuromuscular para a gênese das respostas ao estiramento, como por exemplo, as aferentes secundárias (tipo II) do fuso neuromuscular e as vias de realimentação transcorticais.

Agradecimentos

ECR é bolsista de mestrado da CAPES. LAE recebeu auxílio financeiro da FAEPEX/UNICAMP (PAPDIC 1483/14).

Referências

- [1] Berardelli A, Hallett M, Kaufman C, et al. Stretch reflexes of triceps surae in normal man. *Journal of Neurology, Neurosurgery & Psychiatry*. 1982; 45(6):513–525.
- [2] Schuurmans J, de Vlugt E, Schouten AC, et al. The monosynaptic Ia afferent pathway can largely explain the stretch duration effect of the long latency M2 response. *Experimental Brain Research*. 2009; 193(4):491–500.
- [3] Toft E, Sinkjaer T, Andreassen S. Mechanical and electromyographic responses to stretch of the human anterior tibial muscle at different levels of contraction. *Experimental brain research Experimentelle Hirnforschung Experimentation cerebrale*. 1989; 74(1):213–219.
- [4] Watanabe RN, Magalhães FH, Elias L a, et al. Influences of premotoneuronal command statistics on the scaling of motor output variability during isometric plantar flexion. *Journal of neurophysiology*. 2013; 110(11):2592–606.
- [5] Elias LA, Watanabe RN, Kohn AF. Spinal Mechanisms May Provide a Combination of Intermittent and Continuous Control of Human Posture: Predictions from a Biologically Based Neuromusculoskeletal Model. *PLoS Computational Biology*. 2014; 10(11):e1003944.
- [6] Elias LA. Modelagem e simulação do sistema neuromuscular responsável pelo controle do torque gerado na articulação do tornozelo. *Escola Politécnica*. 2013; Doutorado122.
- [7] Chaud VM, Elias L a., Watanabe RN, Kohn AF. A simulation study of the effects of activation-dependent muscle stiffness on proprioceptive feedback and short-latency reflex. *Proceedings of the IEEE RAS and EMBS International Conference on Biomedical Robotics and Biomechanics*. 2012; 133–138.
- [8] Zajac FE. Muscle and tendon: properties, models, scaling, and application to biomechanics and motor control. *Critical reviews in biomedical engineering*. 1989; 17(4):359–411.
- [9] Mileusnic MP, Brown IE, Lan N, Loeb GE. Mathematical models of proprioceptors. I. Control and transduction in the muscle spindle. *Journal of neurophysiology*. 2006; 96(4):1772–1788.
- [10] Kawashima N, Nakazawa K, Yamamoto S, et al. Stretch reflex excitability of the anti-gravity ankle extensor muscle in elderly humans. 2004; (1995):99–105.
- [11] Nardone A, Schieppati M. Medium-latency response to muscle stretch in human lower limb: Estimation of conduction velocity of group II fibres and central delay. *Neuroscience Letters*. 1998; 249(1):29–32.

SINGLE-SWITCH SCANNING: OPTIMIZED KEY ARRANGEMENT FOR A PORTUGUESE LANGUAGE CORPUS.

D. T. G. Mariano*, P. Pino**, E. L. M. Naves*

* Electrical Engineering Faculty, Federal University of Uberlândia, Uberlândia, Brazil

** Laboratory of Design, Optimization, and System Modelisation, Lorraine University, Nancy, France

e-mail: dtgmariano@gmail.com

Abstract: Single switch scanning presents a set of opportunities for individuals with severe speech and motor impairments. AAC devices are limited to a few options. Commercially available scanning keyboards presents standard keys arrangement. The most frequent arrangements adopt standard layouts such as “QWERTY”, “DVORAK”, alphabetic order or models optimized for English language. Users from different native language are expected to present lower communication rate when using these configurations at their own linguistic context, since they were not designed for this population. This paper proposes the development of a key arrangement optimized for the Portuguese language. Computational analysis was conducted to assess the performance of this arrangement in different linguistic contexts, in comparison to others layouts. Scan steps per character (SPC) metric was used as a comparison tool.

Keywords: Augmentative and alternative communication, optimal character arrangement, severe motor dysfunction, single switch scanning.

Introduction

Augmentative and Alternative Communication (AAC) is a field of endeavor addressing the expressive communication needs of people with significant speech disability [1]. For a person with severe motor dysfunction to use any communication access technology in the most effective way possible, it is necessary to identify the most suitable type of interface for it [2]. An important component of this evaluation is to determine whether the potential user will use direct selection or scanning to interact with the communication device [3].

In scanning each of the options for selection are available individually, sequentially, and their selection can be performed by access devices such as: adapted mechanical switches, sip and puff switches, eye trackers, motion-based sensors, EMG-based switches, brain machine interfaces using EEG signals and others [4] [5]. Although direct selection is faster and have lower cognitive load compared to scanning systems, the motor control level required by scanning approach is lower since it requires at least one degree of freedom (DOF) from the user as input [6] [7] [8]. One of the scanning systems used by people who rely on AAC is the single-

switch scanning, also known as virtual scanning keyboard (VSK) [9]. A VSK consists of a collection of keys, usually disposed in a form of matrix. Each key may contain a character, a word, a phrase or a figure, depending on the application. The system automatically sweeps each available item until the user selects the desired one. Virtual scanning keyboards normally has low rates of communication, varying from 2-10 words per minute [10]. For this reason, different strategies developed in literature seeks to enhance communication rate: adaptive scan rate [11], word prediction features [12] [13], character disambiguation [14] and dynamic arrangement [15].

For a system with alphabetic-based language representation method, keyboard keys are composed by letters A to Z. Some variations has special characters, such as: accents, mathematical operators, numbers and scores [16]. The use of special characters, although it allows more opportunities of communication for an individual with complex communication needs, can limit the communication rate of single switch scanning keyboards [9] [17]. The use of keyboards with only alphabet letters and the space character is a viable option, since these elements allows an intelligent communication [10]. For a 2-dimensional VSK with column/row scanning sequence (left to right, top to bottom) that restarts scanning at the home position, the position of a given key is directly proportional to the time required to access it (τ_{selec}). The positioning of letters with greater frequency of occurrence in places where a smaller number of scanning steps is necessary (scan steps), can increase communication rate [10]. Based on this principle, Foulds (1975) developed a key arrangement using the frequency of characters in English language [18]. The author developed a communication system with optimized key arrangement called Tufts Interactive Communicator (TIC). Figure 1 presents the TIC keyboards, where S_i is the number of scan steps required to access a given key.

Most commercially available scanning systems do not have a key arrangement for Portuguese language users. Some of them are based on the following standards: (1) QWERTY, (2) DVORAK, (3) alphabetic sequence; (4) frequency of English language characters. Based on the premise established by Damper (1984) and confirmed by Leshner et al (1998), Venkatagiri (1999) and Mackenzie (2012), building an optimized key

arrangement based on Portuguese language could benefit users with this native language [14] [16] [19] [20].

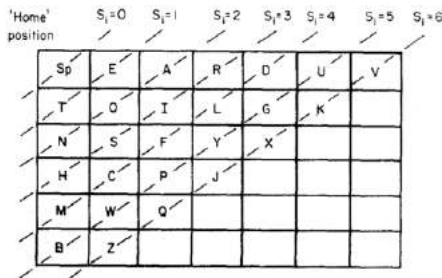


Figure 1: Key arrangement from the TIC systems. S_i is the number of scan steps to access each key. Extracted from [19].

Materials and methods

For the construction of an optimized key arrangement for a given language, it is necessary to use some database statistics regarding this specific language context. A database example is the linguistic corpus. A linguistic corpus consists of a set of written and oral records in a particular language, which serves as support for language analysis. The Portuguese language corpus chosen for analysis was the Opus2, provided by the tool Sketch Engine. This corpus consists of more than 100,000 words [21]. Table 1 presents some of the words available at the Opus2-Br corpus and their frequency values. The analysis considered only the 10,000 most frequent words of the corpus.

Hill et al (2010) argues that a set with 450 to 500 words of high-frequency can play 80 to 85% of the content of a communication [1]. Another consideration made here is that the frequency analysis of the characters is based on a weighted average of the number of occurrences of a character based on the frequency of words in which it appears. Words with low frequency values have no significant impact on the character occurrence analysis [20].

Table 1: Examples of words from the Opus2-Br corpus

Word	Frequency	Word	Frequency
e_	1606523	outro_	22334
o_	918491	guerra_	7636
que_	903569	materiais_	3753
mais_	181577		

Only the basic language elements were considered: words of the corpus were treated to remove accents, scores, hyphens, numerals and distinction between uppercase and lowercase letters. After the treatment, word repetitions (“*esta*” and “*está*”) have been removed. The frequency of that word was recalculated as a sum of the frequency in both cases. The space character was inserted at the end of all words in the corpus, similarly to Mackenzie work. The author assumes that the user must enter the space key at the end of each word in a VSK [20].

Different key arrangements were introduced by researchers who performed scanning systems studies in AAC [14], [22]–[26]. Figure 2 shows the key arrangements proposed by these studies. In order to compare the communication rate of different scanning systems, Mackenzie (2012) developed a computer application for the calculation of the metric SPC. The SPC is a weighted measure of the number of scanning steps in which a VSK requires to insert a character, based on a given linguistic context [20], as described in the equation (1). The number of scan steps to insert a word with a specific arrangement, the length of this word and its frequency in a given language corpus are represented respectively by the variables S_w , C_w and F_w .

$$SPC = (\sum S_w \times F_w) / (\sum C_w \times F_w) \tag{1}$$

In order to process different key arrangements and linguistic corpus and to perform the SPC calculus, a computer application (C# language, .NET platform) was developed. The arrangement keys presented at Figure 2 and the Portuguese language corpus proposed in this study were compared, using three linguistic corpora. Table 2 shows the information of each one of the corpus, also extracted from Sketch Engine.

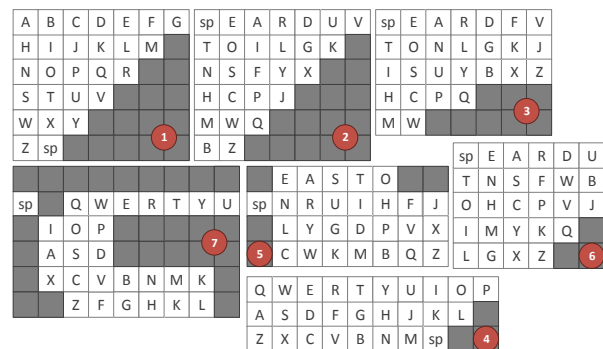


Figure 2: Keys arrangements: A1) “*ABCDEF*” [14]; A2) optimized for english [14]; A3) opt. for english [23]; A4) “*QWERTY*” [27]; A5) opt. for english [25]; A6) opt. for english [13]; A7) “*QWERTY*” [26].

Table 2: Corpus information

Corpus	Language	Size
BNC-1	English (UK)	9022
Brown	English (US)	41542
Opus2	Portuguese (Br)	10000

Results

The probability of occurrence of each character of the Portuguese language based on the Opus2 corpus was calculated after data processing, as described at the previous section. Table 3 presents the probability of occurrence of each key. The construction of the optimized key arrangement for the Portuguese language followed the procedure adopted by Foulds et al (1972): the letters most likely to occur were positioned at the

coordinates that took less time to be accessed by scanning (τ_{access}) [10]. The resulting arrangement is presented at Figure 3.

Table 3: Keys probabilities - $P(k)$ - for the Opus2 Corpus

Key	$P(k)$	Key	$P(k)$	Key	$P(k)$	Key	$P(k)$
A	.1010	H	.0115	O	.0923	V	.0135
B	.0078	I	.0486	P	.0184	X	.0015
C	.0302	J	.0024	Q	.0145	W	.0010
D	.0360	K	.0008	R	.0508	Y	.0003
E	.1112	L	.0227	S	.0650	Z	.0036
F	.0088	M	.0447	T	.0361	sp	.1850
G	.0107	N	.0362	U	.0456		



Figure 3: Key arrangement optimized for Portuguese language (AN).

After the computer simulation of the performance of the key arrangements for each evaluated corpus, SPC values were obtained. Table 4 presents the results of the SPC analysis. For the English language based corpus BNC1 and Brown, the arrangement A2 presented better performance, with 4.269 and 4.306 scan steps per character, respectively. For the Portuguese language based corpus Opus2 the proposed arrangement AN performed better, with 4.103 scan steps per character. Figure 3 shows a distribution map of the number of scan steps (S_i) to access each key of arrangements A1, A2, A4 and AN.

Table 4: Arrangements performance according to different language corpus.

Arrang.	BNC1	Brown	Opus2
A1	5.779	5.774	5.793
A2	4.269	4.306	4.319
A3	4.283	4.318	4.299
A4	7.426	7.400	7.305
A5	5.346	5.371	5.338
A6	4.284	4.321	4.348
A7	7.396	7.439	7.038
AN	4.459	4.471	4.103

Discussion

The computational experiment showed that a keyboard with optimized key arrangement for a given linguistic context has a higher estimated communication rate when compared to arrangements that ignore the frequency of characters. This aspect has an impact on

scanning systems, since the keys positioned at the beginning of the matrix have a lower access cost when compared to other keys.

For a scan rate of 1500 milliseconds, the SPC difference between arrangements A2 and AN at the Opus2 Corpus ($SPC_{A2} - SPC_{AN} \approx 0.2$), will result in a difference of approximately 300ms per character inserted. Considering that the Portuguese language has an average word length of 4.6 characters, this will result in a difference of approximately 1.4 seconds per word [28]. The impact of time saving with the proposed arrangement is expected to be considerable for long periods of conversation with the scanning system.

Another aspect identified is the influence of the keyboard dimensions. As shown in Figure 4 it is noted that A4 arrangement, with the rectangular type, has a larger area in the distribution map. In other words, the arrangement presents greater number of S_i to access the keys. The impact of the dimensions of a virtual keyboard in the communication rate was explored in the work of Mariano et al (2014) [17].

Conclusion

SPC is sensitive to the choice of the corpus. The design of layouts with arrangements based on Portuguese language presented improved performance on SPC for a related language corpus. Considering the linguistic context from an individual when designing a layout seems to lead to a proper configuration for a VSK. According to the results of the study, the development of key arrangements based on the SPC metric suggests the possibility of increasing the communication rate as they present better results when compared to other models.

The computational analysis here does not consider the influence of practical variables on the performance of VSKs, such as: cognitive overload imposed to the user by the interface; how the user memorizes the positions of each key; the occurrence of selection or timing errors; the need for corrections after an incorrect item is inserted. For these reasons is necessary to emphasize the need to carry out practical analysis with potential users.

The next steps of this research will be towards the development of an experimental protocol, running tests with individuals and processing of experimental data to verify the hypothesis that optimized key arrangements for a linguistic context actually perform better when compared to arrangements that ignore this aspect.

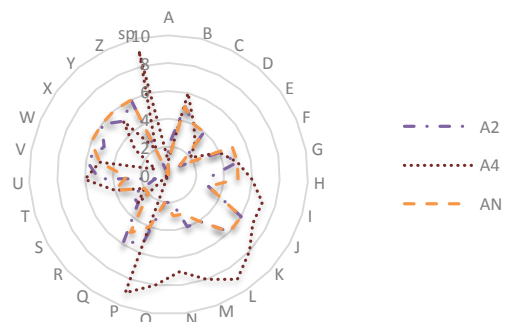


Figure 4: Scan step per character distribution map for arrangements A2, A4 and AN.

Acknowledgements

The authors would like to thank the funding agencies CNPq, CAPES and FAPEMIG for the financial support of this research.

References

- [1] K. Hill, “Advances in Augmentative and Alternative Communication as Quality-of-Life Technology,” *Phys. Med. Rehabil. Clin. N. Am.*, vol. 21, no. 1, pp. 43–58, 2010.
- [2] J. Angelo, “Computer Scanning Modes as an Interface Method for Persons With Cerebral Palsy,” *Am. J. Occup. Ther.*, vol. 46, no. March, pp. 217–222, 1987.
- [3] G. C. Vanderheiden, “Providing the child with a means to indicate,” in *Non-vocal Communication Techniques and Aids for the Severely Physically Handicapped*, 1976, pp. 1–42.
- [4] A. M. Cook and J. M. Polgar, *Assistive Technologies: Principles and Practice*, 4th ed. St. Louis, Missouri: Elsevier, 2015.
- [5] G. C. Vanderheiden and L. L. Lloyd, “Communication systems and their components,” in *Augmentative Communication: An introduction*, S. Blackstone, Ed. Rockville, MD, 1986.
- [6] J. R. Gunderson, “Interfacing the motor-impaired for control and communication,” in *Electronic devices for rehabilitation*, J. G. Webster, A. M. Cook, W. J. Tompkins, and G. C. Vanderheiden, Eds. New York, USA: Wiley, 1985, p. 94.
- [7] R. Mankowski, R. C. Simpson, and H. H. Koester, “Validating a model of row–column scanning,” *Disabil. Rehabil. Assist. Technol.*, vol. 8, no. 4, pp. 321–329, 2013.
- [8] I. Fishman, *Electric communication aids*. Boston: College-Hill, 1987.
- [9] J. Abascal, L. Gardezabal, and N. Garay-Vitoria, “Optimisation of the Selection Set Features for Scanning Text Input,” in *ICCHP 2004 - Computers Helping People with Special Needs - 9th International Conference*, 2004, pp. 788–795.
- [10] R. A. Foulds, “A communicative assist for the non-verbal severely handicapped,” Tufts University, 1972.
- [11] S. Ghedira, P. Pino, and G. Bourhis, “Conception and Experimentation of a Communication Device with Adaptive Scanning,” *ACM Trans. Access. Comput.*, vol. 1, no. 3, pp. 1–23, 2009.
- [12] J. J. Darragh and I. H. Witten, “Adaptive predictive text generation and the reactive keyboard,” *Interact. Comput.*, vol. 3, no. 1, pp. 27–50, 1991.
- [13] H. H. Koester and S. P. Levine, “Learning and Performance of able-bodied individuals using scanning systems with and without Word Prediction,” *Assist. Technol.*, vol. 6, no. 1, pp. 42–53, 1994.
- [14] G. Lesh, B. Moulton, and D. J. Higginbotham, “Techniques for augmenting scanning communication,” *Augment. Altern. Commun.*, vol. 14, no. June, pp. 81–101, 1998.
- [15] C. W. Foulds R., Baletsa G., “The effectiveness of language redundancy in non-verbal communication,” in *Proceedings of the Conference on Devices and Systems for the Disabled*, 1975, pp. 82–86.
- [16] H. Venkatagiri, “Efficient keyboard layouts for sequential access in augmentative and alternative communication,” *Augment. Altern. Commun.*, vol. 15, no. 2, pp. 126–134, 1999.
- [17] D. Mariano, A. N. Silva, P. Pino, and E. L. M. Naves, “Avaliação do desempenho de diferentes configurações de teclados para um sistema CAA,” in *XXIV Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica - CBEB 2014*, 2014.
- [18] F. Pratt, *Secret and urgent: the story of codes and ciphers*. Indianapolis: Bobbs-Merrill, 1939.
- [19] R. I. Damper, “Text composition by the physically disabled: A rate prediction model for scanning input,” *Appl. Ergon.*, no. December, pp. 289–296, 1984.
- [20] I. S. MacKenzie, “Modeling Text Input for Single-Switch Scanning,” in *Computers Helping People with Special Needs, Pt II*, vol. 7383, 2012, pp. 423–430.
- [21] S. Engine, “Opus2 Brazilian-Portuguese Corpus,” *Sketch Engine*, 2013. [Online]. Available: <https://www.sketchengine.co.uk>. [Accessed: 23-Dec-2013].
- [22] S. Bhattacharya, D. Samanta, and A. Basu, “User errors on scanning keyboards: Empirical study, model and design principles,” *Interact. Comput.*, vol. 20, no. 3, pp. 406–418, May 2008.
- [23] R. Mankowski, “Predicting communication rates: Efficacy of a scanning model,” University of Pittsburgh, 2009.
- [24] H. H. Koester and S. P. Levine, “Modeling the Speed of Text Entry with a Word Prediction Interface,” *IEEE Trans. Rehabil. Eng.*, 1994.
- [25] A. Szeto, E. Allen, and M. Littrell, “Comparison of speed and accuracy for selected electronic communication devices and input methods,” *Augment. Altern. Commun. Altern. Commun.*, vol. 9, no. December, pp. 229–242, 1993.
- [26] C. E. Steriadis and P. Constantinou, “Designing human-computer interfaces for quadriplegic people,” *ACM Trans. Comput. Interact.*, vol. 10, no. 2, pp. 87–118, 2003.
- [27] S. Bhattacharya, D. Samanta, and A. Basu, “Performance Models for Automatic Evaluation of Virtual Scanning Keyboards,” *IEEE Trans. Neural Syst. Rehabil. Eng.*, vol. 16, no. 5, pp. 510–519, 2008.
- [28] P. Quaresma, “Frequency Analysis of the Portuguese Language,” University of Coimbra, 2008.

TRANSIENT PERFORMANCE OF HEARING AID FEEDBACK CANCELLERS SUBJECT TO LOUDSPEAKER SATURATION

Márcio Holsbach Costa

Departamento de Engenharia Elétrica e Eletrônica
Universidade Federal de Santa Catarina
e-mail: costa@eel.ufsc.br

Abstract: This work presents a theoretical analysis of the direct-method feedback-canceller subject to a saturation type nonlinearity at its output. This situation may occur in low cost hearing aids, when the loudspeaker works under overdriving conditions. A deterministic recursive equation to the mean square feedback error was obtained, assuming updates of the adaptive canceller based on the LMS algorithm. Monte Carlo simulations show accurate matching with theoretical predictions for small adaptation step-sizes and medium-to-large nonlinearity degrees. The obtained results may help hearing-aid designers to predict performance losses due to the choice of cheaper nonlinear loudspeakers.

Keywords: Feedback canceller, hearing aids, saturation, adaptive filter.

Introduction

Hearing impairment is a serious deficiency that restricts social interaction and learning of the individual. In general, this limitation can be compensated by the use of hearing aids [1].

Hearing aids are very complex systems consisting of several processing units that perform tasks such as adaptive directionality, noise reduction, dynamic compression, and feedback cancellation [2]. However, even state-of-the-art hearing aids are still far from being considered a perfect solution. A major problem associated with users who require high amplification levels is the acoustic feedback [2]. This problem is increased in wide-vent and open-fit equipment [2], due to the large opening in the ear-mold, which is needed to provide acoustic comfort to the user. The ventilation duct favors the acoustic feedback through the *feedback path*, shown as w_f in Figure 1 (in which w_p is the hearing compensation, and $x(t)$ and $s(t)$ are, respectively, the input and output sounds). As a result, the maximum possible amplification (without perceived signal distortion or system instability) is reduced, often preventing from reaching the necessary amplification to compensate the hearing loss.

Adaptive feedback suppression techniques are present in most state-of-the-art hearing aids [3] [4] [5]. The direct method [3] [5] consists on calculating the coefficients of a time-varying linear-filter whose impulse response estimates the feedback-path. This filter is applied to the hearing aid output signal with the aim of

producing an artificial feedback signal, which is then subtracted from the hearing aid input to cancel the feedback interference. With the availability of hearing aids with increased computational resources, further improvements have been incorporated into feedback cancellers. This is the case of the shadow-filter technique [6]-[8]. In this approach, a finite-impulse-response adaptive-filter continuously estimates the feedback-path, while a fixed cancellation filter operates in the actual signal path. From time to time, the adaptive coefficients are transferred to the fixed filter. This approach prevents user discomfort that may occur due to instability of the feedback canceller at the price of twice the number of coefficients.

Most feedback canceller design and analyses assume that nonlinear effects can be neglected, and both the unknown system and the primary/secondary path of the adaptive filter are modelled as linear with memory. Linearity simplifies the mathematical problem and often permits a detailed system analysis in many important practical circumstances. However, more sophisticated models must be applied when nonlinear effects are significant to the system behaviour. In [9], the effect of clipping the signal arriving at the microphone in a direct-method feedback-canceller was investigated. Such a situation occurs whenever the feedback signal exceeds the input range of the analog to digital converter or microphone preamplifier. In [9], the inherent difficulty of mathematical tractability of non-linear systems lead to an empirical approach. Simulation results suggested a significant performance loss of the feedback canceller for increasing degrees of nonlinearity, requiring compensation actions for preserving the desired linear-case performance. Despite the interesting results of [9], the provided conclusions cannot be extended to predict the performance of low-cost (overdriven) loudspeakers. This is an important case of interest for feedback canceller designers, since it involves a tradeoff between performance and cost of the apparatus.

This work presents an analytical model to the mean square feedback error behaviour of the direct-method feedback canceller subject to a saturation-type nonlinearity at its output. It is assumed an LMS based adaptation algorithm, working in a shadow filter configuration. Due to the complexity in dealing with nonlinear closed-loop adaptive systems, this work constitutes a one-step ahead in the search for completely theoretical models for such systems.

Along this text, bold uppercase and lowercase letters represent matrices and vectors, respectively, while italic letters represent scalars.

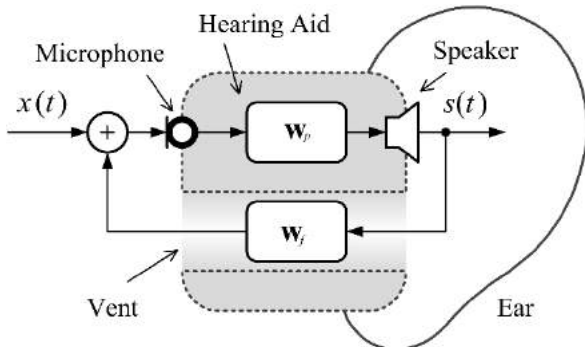


Figure 1: Vent and acoustic feedback modelling.

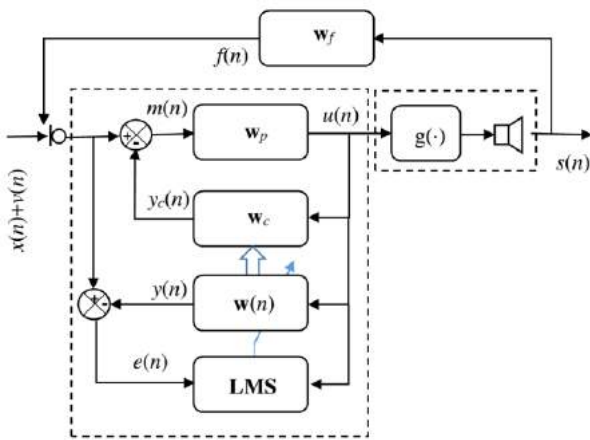


Figure 2: Feedback-canceller block diagram.

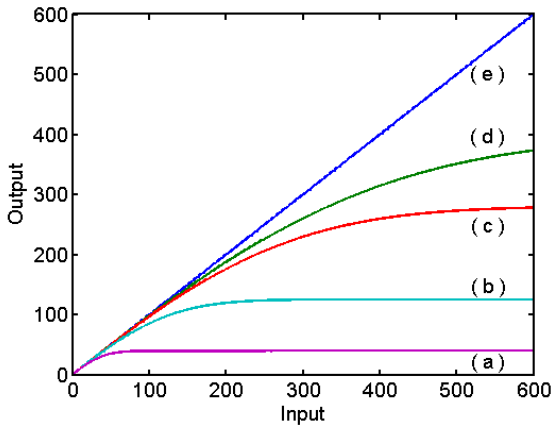


Figure 3: Nonlinear function $g(\cdot)$. (a) $\sigma^2 = 10^3$ (magenta), (b) $\sigma^2 = 10^4$ (cyan), (c) $\sigma^2 = 5 \cdot 10^4$ (red), (d) $\sigma^2 = 10^5$ (green), and (e) $\sigma^2 = 10^{10}$ (blue).

Feedback Canceller

The direct-mode feedback cancellation scheme, with shadow filter adaptation, is shown in Figure 2, where n is the discrete time. The input signal acquired by the microphone is represented by the sum of three main components: speech $x(n)$, environmental noise $v(n)$, and the feedback signal $f(n)$. The acquired signals are subtracted from $y_c(n)$ (the output of the feedback

canceller w_c). The resulting signal $m(n) = x(n) + v(n) + f(n) - y_c(n)$ is then processed by the hearing aid routines w_p (for compensation and filtering), resulting in signal $u(n)$. A saturation-type nonlinear function $g(\cdot)$, that models the overdriving condition of the low cost speaker, completes the called *direct path*, generating the hearing-aid output signal $s(n)$.

The feedback path consists of the sound propagation path between speaker and microphone, the microphone, and the digital to analog converter transfer functions. It is represented by vector $w_f = [w_{f1} \ w_{f2} \ \dots \ w_{fM}]^T$, which contains the M samples of the related impulse response. An initial estimate of w_f , which is calculated during the fitting process of the hearing aids, is stored in the vector $w_c = [w_{c0} \ w_{c1} \ \dots \ w_{cM-1}]^T$. The shadow filter $w(n) = [w_0(n) \ w_1(n) \ \dots \ w_{N-1}(n)]^T$ contains the coefficients of the adaptive filter, and $y(n) = w^T(n)u(n)$, where $u(n) = [u(n) \ u(n-1) \ \dots \ u(n-N+1)]^T$. Here, it is assumed that w_c and $w(n)$ have the same size $N = M$.

The Least Mean Square algorithm [10] is applied for updating $w(n)$:

$$w(n+1) = w(n) + \mu e(n)u(n), \quad (1)$$

in which $u(n)$ is the input regressor, $e(n) = x(n) + v(n) + f(n) - y(n)$ is the error signal, and μ is the step-size. After a previously defined number of iterations, ensuring a consistent estimate, the entries of $w(n)$ are transferred to the fixed filter w_c .

The Nonlinearity Model

The nonlinearity is modelled by the error function [11]

$$g(y) = \int_0^y e^{-\frac{z^2}{2\sigma^2}} dz. \quad (2)$$

It is easy to prove that

$$\lim_{\sigma^2 \rightarrow \infty} g(y) = y, \quad \lim_{\sigma^2 \rightarrow 0} g(y) = \sigma \frac{\sqrt{\pi}}{2} \text{sgn}(y). \quad (3)$$

Hence, the behaviour of $g(\cdot)$ can be varied between that of a linear device and that of a hard limiter by changing the linearity parameter σ .

Assuming the nonlinearity in Figure 2 can be approximated by (2), measuring the maximum output signal $s(n)$, in a controlled experiment, can provide a reasonable estimate of σ [12], since

$$\sigma = \sqrt{\frac{2}{\pi}} \lim_{y \rightarrow \infty} g(y). \quad (4)$$

Figure 3 shows the input-output relation for equation (2), assuming $\sigma^2 = \{ 10^5 \ 5 \times 10^4 \ 10^4 \ 10^3 \}$.

Material and Methods

In this section, a theoretical model to the mean square feedback error of the feedback canceller, presented in Figure 2, is derived.

Simplifying assumptions – In order to make the problem mathematically tractable, a series of

assumptions must be defined. Firstly, it is considered that the input noise $v(n)$ is negligible as compared to $x(n)$ [6]. Such assumption is supported on high input SNR operation conditions and on the existence of effective noise reduction routines included into \mathbf{w}_p . The speech model considers only unvoiced sounds. This limitation is a common practice in the analysis of hearing aids [3] [6] [7] [8]. As a result, the speech signal $x(n)$ is modelled by an autoregressive (AR) process with transfer function $H(z)$, which contains the parameters of the vocal tract [13]. The innovation of the AR process is a white Gaussian noise with variance σ_η^2 [14]. In general, during the occurrence of voiced sounds, the adaptation process is paralysed.

The proposed model is valid only for time-periods in between updates of \mathbf{w}_c and for an invariant feedback-path. In such a situation, signals $x(n)$, $y_c(n)$, $m(n)$, $u(n)$, $s(n)$ and $f(n)$ are considered stationary [7].

It is also assumed slow adaptation (small step-size) of the LMS algorithm, resulting in the statistical independence between $\mathbf{u}(n)\mathbf{u}^T(n)$ and $\mathbf{w}(n)$ [15]. Such assumption results in an adaptive-canceller steady-state bias predominantly due to nonlinear effects.

Mean square feedback error – In a nonlinear set-up, as showed in Figure 2, the perfect estimation of the feedback-path $\mathbf{w}_c = \mathbf{w}_f$ does not guarantee feedback cancellation, once \mathbf{w}_c and \mathbf{w}_f are applied to different input signals. In this way, for perfect feedback cancellation it is necessary that $\mathbf{w}_c^T(n)\mathbf{u}(n) = \mathbf{w}_f^T(n)\mathbf{s}(n)$. As a result, here, the feedback cancellation error is defined as

$$e_f(n) = \mathbf{w}_f^T(n)\mathbf{s}(n) - \mathbf{w}^T(n)\mathbf{u}(n). \quad (5)$$

Squaring (5), and taking its expected value conditioned on $\mathbf{w}(n)$ leads to

$$E\{e_f^2(n) | \mathbf{w}(n)\} = \mathbf{w}_f^T E\{\mathbf{s}(n)\mathbf{s}^T(n) | \mathbf{w}(n)\} \mathbf{w}_f - 2\mathbf{w}^T(n) E\{\mathbf{u}(n)\mathbf{s}^T(n) | \mathbf{w}(n)\} \mathbf{w}_f + \mathbf{w}^T(n) E\{\mathbf{u}(n)\mathbf{u}^T(n) | \mathbf{w}(n)\} \mathbf{w}(n). \quad (6)$$

Assuming $\mathbf{w}(n)$ is independent of $\{x(n) u(n)\}$ then the mean square feedback error is

$$J_{msfe}(n) = E\{e_f^2(n)\} = \mathbf{w}_f^T \mathbf{R}_{ss} \mathbf{w}_f - 2E\{\mathbf{w}^T(n)\} \mathbf{R}_{us} \mathbf{w}_f + tr[\mathbf{R}_{uu} \mathbf{K}(n)], \quad (7)$$

in which $\mathbf{R}_{ss} = E\{\mathbf{s}(n)\mathbf{s}^T(n)\}$, $\mathbf{R}_{us} = E\{\mathbf{u}(n)\mathbf{s}^T(n)\}$, $\mathbf{R}_{uu} = E\{\mathbf{u}(n)\mathbf{u}^T(n)\}$, and $\mathbf{K}(n) = E\{\mathbf{w}(n)\mathbf{w}^T(n)\}$. Note that \mathbf{R}_{uu} , \mathbf{R}_{us} , and \mathbf{R}_{ss} depend on the linearity parameter σ .

Steady-state condition – In steady-state, assuming $E\{\mathbf{w}(n)\}$ converges to \mathbf{w}_∞ , and $E\{\mathbf{w}(n)\mathbf{w}^T(n)\}$ to \mathbf{K}_∞ , (7) turns to

$$J_{msfe}(\infty) = \lim_{n \rightarrow \infty} J_{msfe}(n) = \mathbf{w}_f^T \mathbf{R}_{ss} \mathbf{w}_f - 2\mathbf{w}_\infty^T \mathbf{R}_{us} \mathbf{w}_f + tr[\mathbf{R}_{uu} \mathbf{K}_\infty], \quad (8)$$

named steady-state mean-square feedback error.

An approximation to $J_{msfe}(n)$ – The behavior of the mean square feedback error, defined in (7), depends

on the evaluation of the second order moments of the coefficients $\mathbf{K}(n)$. However, for small step-sizes, the mean-square feedback error is mainly defined by the degree of nonlinearity, as compared to the effects of the adaptation step-size. In such a situation, it is reasonable to assume that the second order can be approximated by $\mathbf{K}(n) \cong E\{\mathbf{w}(n)\}E\{\mathbf{w}^T(n)\}$. In such a way, (7) turns to

$$J_{msfe}(n) = \mathbf{w}_f^T \mathbf{R}_{ss} \mathbf{w}_f - 2E\{\mathbf{w}^T(n)\} \mathbf{R}_{us} \mathbf{w}_f + E\{\mathbf{w}^T(n)\} \mathbf{R}_{uu} E\{\mathbf{w}(n)\}. \quad (9)$$

The mean weight-vector can be obtained by substituting $e(n)$ in (1) and taking its expectation, under the same assumptions as (7). This procedure results in

$$E\{\mathbf{w}(n+1)\} = [\mathbf{I} - \mu \mathbf{R}_{uu}] E\{\mathbf{w}(n)\} + \mu[\mathbf{R}_{us} \mathbf{w}_f + \mathbf{r}_{xu}] \quad (10)$$

in which and $\mathbf{r}_{xu} = E\{x(n)\mathbf{u}^T(n)\}$.

In steady-state, assuming convergence of $E\{\mathbf{w}(n)\}$ to \mathbf{w}_∞ , (10) turns to

$$\mathbf{w}_\infty = \mathbf{R}_{uu}^{-1} \mathbf{R}_{us} \mathbf{w}_f + \mathbf{R}_{uu}^{-1} \mathbf{r}_{xu}. \quad (11)$$

Using (11) in (9) leads to

$$J_{msfe}(\infty) = \mathbf{w}_f^T \mathbf{R}_{ss} \mathbf{w}_f + \mathbf{r}_{xu}^T \mathbf{R}_{uu}^{-1} \mathbf{r}_{xu} - \mathbf{w}_f^T \mathbf{R}_{us}^T \mathbf{R}_{uu}^{-1} \mathbf{R}_{us} \mathbf{w}_f. \quad (12)$$

Results

This section presents simulation results to illustrate the accuracy of the developed analytical model.

The simulation parameters are: the sampling frequency was set to 8 kHz, $N = M = 30$, $\mu = 10^{-10}$. The input signal $x(n)$ was generated by filtering white Gaussian noise with variance $\sigma_\eta^2 = 1$ by a third order autoregressive process with coefficients $\mathbf{h} = [1.0000 \ 0.0867 \ -0.6471 \ -0.1147]^T$ obtained from modeling an unvoiced utterance /s/ from a male subject. In the same way as in [6] and [7], it was assumed that the hearing aid compensation process \mathbf{w}_p is defined as $G_o q^{-\Delta_g}$, where $G_o = 100$ is the overall compensation gain and $\Delta_g = 30$ (samples) is the group delay [16]. For each curve 1000 runs were performed. The first 10^5 samples of each run were discarded for both taking into account the quasi-stationary effects originated from the feedback loop and the autoregressive process. For better visualization of the resulting curves (Figures 4 and 5), only one at each 100 samples of the Monte Carlo simulations is plotted. Figure 5 shows a zoom of the first 10^6 iterations of Figure 4.

Discussion

Figure 4 shows the mean square feedback error evolution for $\sigma^2 = \{10^3 \ 10^4 \ 5 \times 10^4 \ 10^5 \ 10^{10}\}$. Superimposed to each curve is the theoretical prediction given by (9). Dotted lines show the predicted steady-state condition given by (12). It can be verified that the provided models present an accurate agreement with computational simulations during transient for all tested parameters. The observed steady-state mismatching between simulations and theoretical

predictions is a consequence of the first order approximation $\mathbf{K}(n) \cong E\{\mathbf{w}(n)\}E\{\mathbf{w}^T(n)\}$. Adequate steady-state predictions are obtained for $\sigma < 10^5$, that can be considered as a medium-to-large degree of nonlinearity.

An estimate of the second order moments, necessary for accurate predictions in almost-linear situations, will be the subject of a future work.

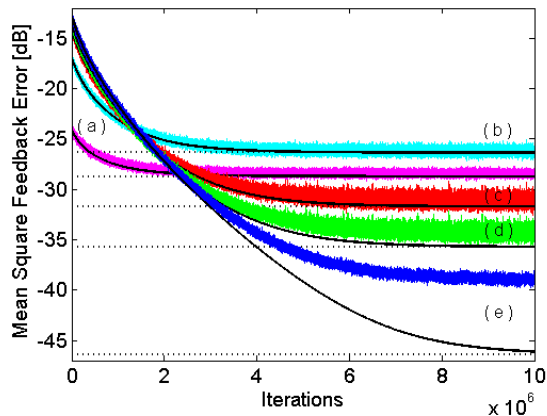


Figure 4: Mean square feedback error. Monte Carlo simulations for: (a) $\sigma^2 = 10^3$ (magenta), (b) $\sigma^2 = 10^4$ (cyan), (c) $\sigma^2 = 5 \times 10^4$ (red), (d) $\sigma^2 = 10^5$ (green), and (e) $\sigma^2 = 10^{10}$ (blue). Theoretical predictions in black.

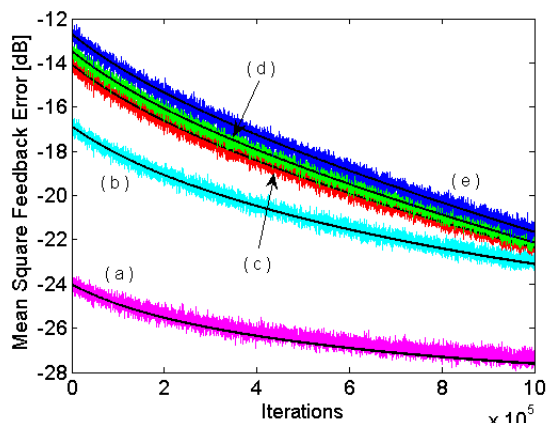


Figure 5: Mean square feedback error for the first 10^6 iterations. Monte Carlo simulations for: (a) $\sigma^2 = 10^3$ (magenta), (b) $\sigma^2 = 10^4$ (cyan), (c) $\sigma^2 = 5 \times 10^4$ (red), (d) $\sigma^2 = 10^5$ (green), and (e) $\sigma^2 = 10^{10}$ (blue). Theoretical predictions (black) are superimposed.

Conclusions

This work presented an analytical model to the mean square feedback error behaviour of the direct-method feedback canceller subject to a saturation-type nonlinearity at its output. Such a situation characterizes overdriven operation of small loudspeakers in hearing aid applications. A first order approximation, using the mean coefficient behaviour and small step-size adaptation resulted in accurate transient and steady-state theoretical models for medium-to-large degrees of nonlinearity. The obtained results quantify the impact of the nonlinearity in the performance of the feedback canceller.

Acknowledgments

This work was supported by CNPq under grants 304832/2012-0, 132473/2015-1, and 304867/2015-2.

References

- [1] Dillon, H. Hearing aids, Boomerang press, 2001.
- [2] Chung, K. Challenges and recent developments in hearing aids - Part II. Feedback and occlusion effect reduction strategies, Laser shell manufacturing processes, and other signal processing technologies. Trends in Amplification. 2004; 8 (4): 125-164.
- [3] Siqueira M, Alwan A. Steady-state analysis of continuous adaptation in acoustic feedback reduction systems for hearing-aids. IEEE Transactions on Speech and Audio Processing. 2000; 8 (4): 443-453.
- [4] Yang J. Reducing noisy-coefficient problem in non-continuous adaptive feedback canceller for hearing aids. In: Proceedings of APCCAS, 2006. p. 1887-1890.
- [5] Hellgren J, Forssell U. Bias of feedback cancellation algorithms in hearing aids based on direct closed loop identification. IEEE Transactions on Speech and Audio Processing. 2001; 9 (8): 906-913.
- [6] Spriet A, Proudler I, Moonen M, Wouters J. Adaptive feedback cancellation in hearing aids with linear prediction of the desired signal. IEEE Transactions on Signal Processing. 2005; 53 (10): 3749-3763.
- [7] Montenegro Y, Bermudez JCM. Mean weight behaviour of coupled LMS adaptive systems applied to acoustic feedback cancellation in hearing aids. Lecture Notes on Computer Science. 2008; 5099: 527-535.
- [8] Nicolau VB, Costa MH. Analysis of the deficient length prediction error method in hearing aid's feedback canceller. In: Proceedings of Eusipco, 2011. p. 714-718.
- [9] Freed DJ. Adaptive feedback cancellation in hearing aids with clipping in the feedback path. Journal of the Acoustical Society of America. 2008; 123 (3): 1618-1626.
- [10] Widrow B, Stearns SD. Adaptive Signal Processing, New Jersey: Prentice-Hall, 1985.
- [11] Bershad NJ. On error-saturation in LMS adaptation. IEEE Transactions on Acoustics, Speech and Signal Processing. 1988; 36 (4) 440-452.
- [12] Costa MH, Bermudez JCM, Bershad NJ. Stochastic analysis of the LMS algorithm with a saturation nonlinearity following the adaptive filter. IEEE Transactions on Signal Processing. 2001; 49 (7): 1370-1387.
- [13] Loizou PC. Speech enhancement: theory and practice, CRC, 2007.
- [14] Deller-Jr JR, Proakis JG, Hansen JH. Discrete Time Processing of Speech Signals, New Jersey: Prentice Hall, 1993.
- [15] Minkoff J. Comment on the unnecessary assumption of statistical independence between reference signal and filter weights in feedforward adaptive systems. IEEE Transactions on Signal Processing. 2001; 49 (5): 1109.
- [16] Kates JM. Principles of digital dynamic-range compression. Trends in Amplification. 2005; 9 (2): 45-76.

AValiação da Influência das Entradas na Classificação de Movimentos Através de Processamento de Sinais de sEMG

Vinicius Horn Cene e Alexandre Balbinot

Universidade Federal do Rio Grande do Sul, Porto Alegre, Brasil
e-mail: vinicius.cene@gmail.com, abalbinot@gmail.com

Resumo: Este trabalho relata os testes realizados na classificação de sinais mioelétricos para a classificação de 17 movimentos distintos do segmento mão-braço. Para tal, foram extraídas as características valor RMS, variância e frequência mediana do sinal de sEMG retificado com o intuito de investigar a eficiência de cada característica e das suas combinações na taxa de acerto. O método de inteligência computacional utilizado baseia-se em regressão logística e as melhores taxas de acerto foram obtidas com a combinação de todas as características ($87,0 \pm 6,5\%$) seguida da combinação da frequência mediana com o valor de RMS ($86,8 \pm 6,2\%$). Ao utilizar-se uma única característica, o melhor resultado foi obtido pelo valor de RMS do sinal de sEMG ($76,0 \pm 11,2\%$).

Palavras-chave: Eletromiografia, sEMG, Extração de Características, Regressão Logística.

Abstract: *This paper describes tests carried out on myoelectric signals classification for the classification of 17 distinct movements of the hand-arm segment. To this end, the features of RMS value, variance and median frequency of a rectified SEMG signal were extracted in order to investigate the efficiency of each feature and their combination in the accuracy rate. The method of computational intelligence used is based on logistic regression and best accuracy rates were obtained with the combination of all features ($87,0 \pm 6,5\%$) followed by combination with the median frequency value (RMS $86,8 \pm 6,2\%$). In the single-feature tests, the best results were obtained by the RMS value of the sEMG signal ($76,0 \pm 11,2\%$).*

Keywords: *Electromyography, sEMG, Feature Extraction, Logistic Regression.*

Introdução

Estudos envolvendo sinais mioelétricos para a classificação de movimentos objetivam atingir uma taxa de acerto razoável que possibilite o uso de uma prótese que realiza movimentos pretendidos pelo usuário através do processamento de sinais mioelétricos [1].

O sinal de eletromiografia de superfície (sEMG) possui natureza estocástica, variando entre 0-10 mV em amplitude e 15-500 Hz em frequência [2]. Devido à sua natureza estocástica, um método de Inteligência Computacional (IC) se faz necessário para realizar a classificação do sinal adquirido. Para o treinamento do método de IC, são utilizadas algumas características

extraídas do sinal após a sua segmentação [3]. Neste trabalho foram abordadas as características de RMS, variância e frequência mediana do sinal de sEMG retificado. As características foram utilizadas de forma isolada e combinada a fim de avaliar o seu impacto sobre no processo de classificação dos sinais [1].

Abordagens recentes dos métodos de IC para a classificação do sinal de sEMG baseiam-se em técnicas como Redes Neurais Artificiais [4], *Support Vector Machines* [5], *Lógica Fuzzy* [6], entre outros. Além disso, existem alguns estudos que visam mitigar ruídos gerados pelo deslocamento e descolamento dos eletrodos durante o uso [7]. Estas abordagens visam fornecer mais eficiência (precisão) para a fase de classificação do sinal. Apesar dos esforços para a melhoria da precisão obtida, geralmente, os estudos tendem a realizar comparações somente em função dos classificadores utilizados, ignorando demais partes do processo.

Este estudo se propõe a comparar as características supracitadas e a sua influência na taxa de acerto do método de IC baseado em Regressão Logística (RL) utilizado neste trabalho, que segue o método proposto em [8].

Materiais e métodos

A descrição da metodologia envolvendo a aquisição, pré-processamento, segmentação, extração de características e o método de IC é detalhada nos próximos subcapítulos.

Ensaio e aquisição do sinal – Para a aquisição dos sinais EMG, cada participante é convidado a sentar em frente de um monitor de LCD que mostra sequencialmente todos os movimentos a serem reproduzidos. Ao total, dois vídeos foram reproduzidos para os sujeitos em cada ensaio. O primeiro mostra duas repetições sequenciais de cada movimento a ser executado, fornecendo uma familiarização do usuário com o sistema. O segundo vídeo possui seis repetições dos movimentos e é utilizado como *timestamp* na posterior segmentação do sinal. Para cada sujeito, foi realizado um ensaio de aquisição de dados. Na Figura 1, é ilustrado o diagrama de blocos geral do sistema proposto.

O grupo é composto de dez voluntários de ambos os sexos com idade variando entre 18 e 29 anos. Todos os procedimentos realizados foram informados previamente e estão de acordo com os padrões éticos do

comitê de pesquisa da universidade - registro 11253312.8.0000.5347 - e com a declaração de 1964 de Helsinque e atualizações posteriores.

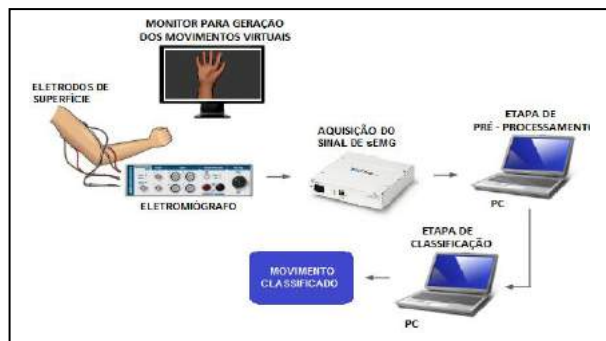


Figura 1 Diagrama de blocos simplificado do sistema.

Os movimentos tratados neste estudo baseiam-se no trabalho apresentado por (Atzori, 2012) e estão ilustrados na Figura 2a. O posicionamento dos eletrodos utilizados é apresentado na Figura 2b.

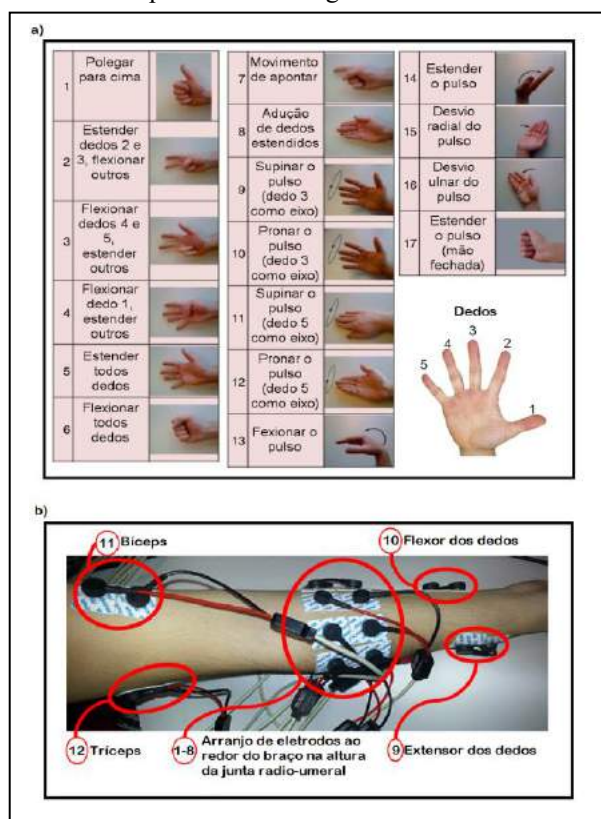


Figura 2a Movimentos realizados pelos voluntários (Adaptado livremente de ATZORI, 2012) e 2b posicionamento de eletrodos utilizado no trabalho.

Para a aquisição dos sinais foi utilizado um eletromiógrafo comercial dotado de um ganho combinado de 2.000 vezes e um filtro passa-bandas Butterworth de 4ª Ordem com frequências de corte em 20 e 500 Hz. A digitalização do sinal foi realizada através da plataforma NI USB-6289, da National Instruments, através de 18 bits de quantização e 2 KS/s de frequência de amostragem. Para gerenciar a aquisição e armazenamento dos dados o software LabVIEW 7 foi utilizado em um ambiente Windows.

Pré-processamento do sinal de sEMG – Uma vez digitalizado, o sinal passa por três etapas de pré-processamento: 1) segmentação; 2) o condicionamento digital realizado através da retificação e normalização do sinal e 3) a extração das características.

A segmentação foi realizada por *timestamp* tendo como referência o vídeo de aquisição, que é utilizado como base de tempo, reservando 5 segundos para a execução de cada movimento e 3 segundos de repouso entre cada um deles. Ao total, 6 repetições de cada um dos 17 movimentos distintos foram realizadas, perfazendo 102 movimentos em cada um dos 3 ensaios.

Após a segmentação do sinal, foi realizado o processo de retificação, que busca fornecer uma maior discrepância em termos de amplitude, refletindo as componentes negativas e somando-as com seus respectivos valores positivos (em tese, o sinal de EMG é simétrico). Em sequência, ocorreu a normalização do sinal de sEMG, que possibilita um menor *spam* de valores para o algoritmo de treinamento, o que ajuda na convergência e conseqüentemente na obtenção de um modelo adequado. A normalização dos sinais é realizada independentemente, para cada canal, como apresentado na Equação (1). O pré-processamento no sinal de sEMG é ilustrado na Figura 3.

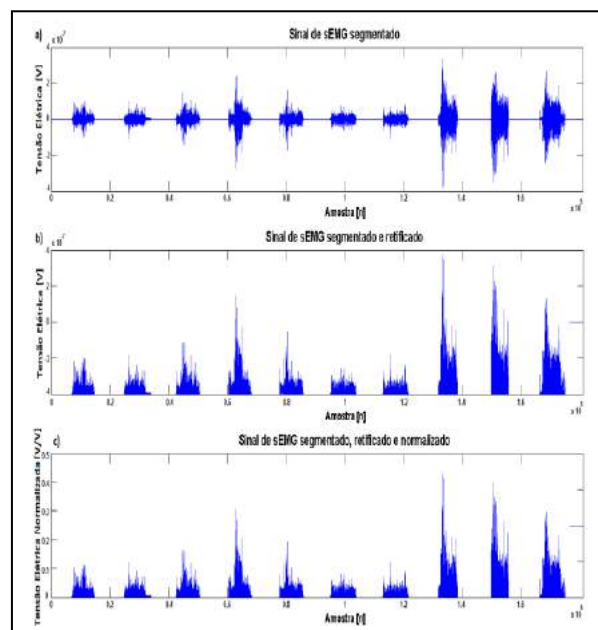


Figura 3 Pré-processamento do sinal de sEMG: a) sinal de sEMG não-tratado e segmentado; b) sinal de sEMG normalizado e retificado e c) sinal de sEMG segmentado, retificado e normalizado.

$$sEMG_{NORM}(t) = \frac{sEMG_{RET}(t)}{\max(|sEMG_{RET}(t)|)} \quad (1)$$

Onde $sEMG_{RET}(t)$ representa o sinal de sEMG retificado de entrada por canal e $sEMG_{NORM}(t)$ representa o respectivo sinal de sEMG normalizado por canal.

Após a segmentação e o condicionamento do sinal foi realizada a extração de características de interesse. Neste trabalho são utilizadas: RMS, (Equação (2)); variância, (Equação (3)) e frequência mediana do sinal

retificado de cada janela segmentada como valor de entrada para o método de IC baseado em RL.

$$RMS(x) = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{t=1}^N sEMG_{NORM}(t)^2} \quad (2)$$

$$\sigma^2(x) = \frac{1}{N} \sum_{t=1}^N (|sEMG_{NORM}(t) - \overline{sEMG_{NORM}(t)}|)^2 \quad (3)$$

Onde $RMS(x)$ representa o valor RMS de um segmento x e $\sigma^2(x)$ representa a variância de um segmento x . Ambos extraídos do sinal de sEMG normalizado por canal.



Figura 4 Fluxograma para a obtenção da frequência mediana do sinal de sEMG retificado.

Varição das características de entrada – Para a avaliação do sistema, foram utilizadas todas as variações possíveis entre as características abordadas, como apresentado na Tabela 1.

Tabela 1: Variações das características abordadas.

Instância de Treinamento	Características Usadas
1	RMS
2	VAR
3	Freq. Med.
4	RMS + VAR
5	RMS + Freq. Med.
6	VAR + Freq. Med.
7	Todas

Método de IC e classificação dos dados – Por meio das características extraídas, 17 modelos foram criados usando um algoritmo de Regressão Logística Regularizada para classificar os 17 movimentos propostos. A saída de cada classe consiste em um valor entre 0 e 1, que representa a probabilidade de um certo sinal de entrada de pertencer a esta classe específica.

Das seis repetições de cada movimento realizadas em cada sessão de ensaio, quatro repetições foram utilizadas para treinar e duas para testar o sistema, para cada classe. Para maximizar a utilização da base de dados, foi realizado um k -fold ($k = 6$ variações) que mistura os dados utilizados para treino e teste do método de IC. Esta variação mantém sempre a proporção 66,6% dos dados para treino e 33,33% para teste e tem por objetivo minimizar a tendência experimental e proporcionar um maior número de testes - 12 em vez de 2 - para cada classe.

Para classificar os dados, foi utilizada a heurística do *One vs All* (OvA), que consiste em avaliar probabilidade *a posteriori* atribuída a cada classe de movimento. Assim, considerando as probabilidades de cada classe calculadas pelo método de RL, aquele com maior probabilidade de pertencer a uma determinada classe de saída leva o rótulo. Para cada variação do k -fold ocorre o teste de duas repetições dos movimentos. Assim, 34 (2 para cada uma das 17 classes) dos 102 movimentos são testados a cada variação. Os dados são organizados a fim de que o 1º e o 2º movimentos pertençam à classe 1, os movimentos 3 e 4 pertençam à classe 2 e assim sucessivamente até o 33º e o 34º movimentos, que pertencem à 17ª classe de movimentos.

Resultados

Os resultados dos testes realizados para os 10 voluntários contemplando todas as variações possíveis das características de entrada abordadas são apresentados na Figura 5.

Na Figura 5, é possível observar a diferente resposta da taxa de acerto conforme a variação das características e voluntários. A discrepância entre taxas de acerto por voluntário já era esperada em função do tipo de sinal processado, que é estocástico e varia consideravelmente para cada indivíduo testado. É importante observar que, embora as taxas variem para cada voluntário, há um padrão que acompanha quase todos resultados. Analisando individualmente cada voluntário, observa-se, em 7 dos 10 voluntários, um desempenho superior do RMS em relação as outras duas características. Quando essa condição não ocorre, o desempenho do RMS é superado pela frequência mediana.

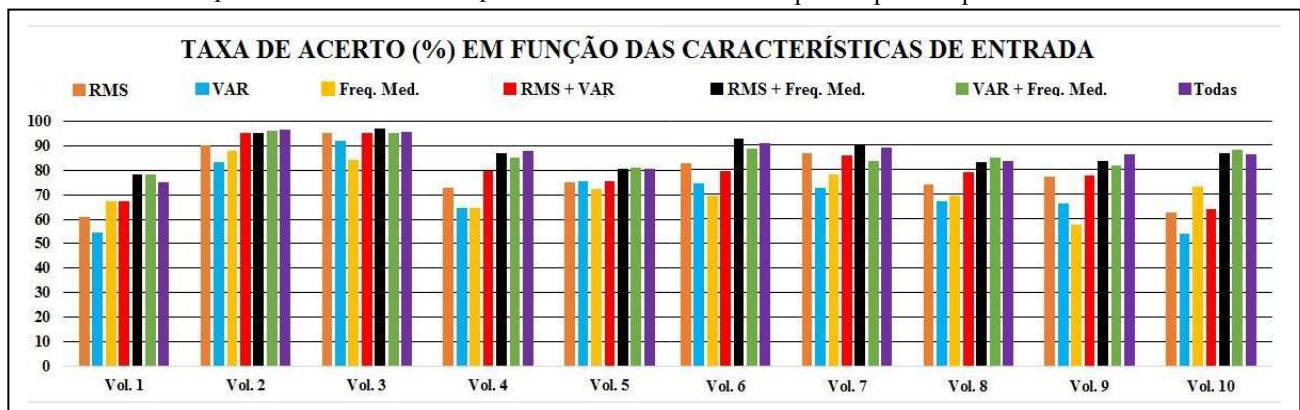


Figura 5 Taxas de acerto obtidas em função da variação das características de entrada.

De forma geral, utilizar uma única característica mostra um desempenho inferior comparado à utilização de uma combinação. Nos casos onde se usam duas ou mais características, o desempenho mais satisfatório está frequentemente vinculado ao uso da frequência mediana combinada com uma ou mais características. Na Tabela 2, são apresentadas as médias por características obtidas no teste para todos voluntários.

Tabela 2: Taxas de acerto médias.

Características Usadas	Taxa de Acerto Médio (%)
RMS	76,0 ± 11,2
VAR	69,9 ± 11,9
Freq. Med.	71,1 ± 9,0
RMS + VAR	79,2 ± 10,2
RMS + Freq. Med.	86,8 ± 6,2
VAR + Freq. Med.	85,1 ± 5,8
Todas	87,0 ± 6,5

Considerando os valores de média obtidos para todos voluntários, fica evidente o desempenho superior das combinações envolvendo a frequência mediana. Estas combinações também oferecem uma menor variação da taxa de acerto, o que é importante na medida em que se deseja obter um sistema confiável e regular em relação ao reconhecimento dos padrões.

Discussão

Intuitivamente, é aceito que, quanto maior a quantidade de características de entrada, melhor o sinal é descrito e melhor o método de IC é treinado. Analisando os resultados, concluímos que, para os movimentos e características propostos, as combinações envolvendo frequência mediana têm um melhor desempenho. Embora a utilização de todas as características tenha demonstrado um desempenho minimamente superior, a utilização de menos características se mostra uma abordagem interessante devido ao menor esforço computacional para realizar o reconhecimento dos padrões e consequentemente uma maior velocidade de processamento, o que é interessante para uma aplicação *online* deste tipo de sistema.

A importância da escolha de características pode ser observada no Voluntário 10, que demonstrou uma variação de mais de 34% entre o pior (VAR) e o melhor (VAR + Freq. Med.) cenário. Ao mesmo tempo, o Voluntário 5 demonstrou uma maior regularidade nos resultados, apresentando uma diferença de pouco mais de 7% (Freq. Med. contra VAR + Freq. Med.) entre os valores de pior e melhor desempenho, respectivamente.

A frequência mediana é uma característica promissora neste tipo de classificação. Apesar da retificação do sinal e das variações e interferências (*cross-talk*, por exemplo), cada movimento tende a se caracterizar por uma frequência distinta; o mesmo serve para o RMS, assumindo que o sinal seja íntegro e não ocorram problemas como eletrodos soltos, por exemplo. Comparando com outros trabalhos da área como [5],

que utiliza SVM e [6], que utiliza *Neuro-Fuzzy*, obteve-se um acréscimo de 7% e 1% em relação às taxas de acerto, com a vantagem de poder classificar 12 e 13 movimentos a mais, respectivamente.

Conclusão

Diversas combinações de características foram testadas para os 17 movimentos abordados (não incluindo o repouso). Das características testadas, salienta-se a influência da frequência mediana combinada com outras características para uma taxa de acerto satisfatória. O valor de RMS também se mostrou eficaz, se configurando como a melhor das características isoladas a ser utilizada. Testes futuros devem incluir análises mais aprofundadas em relação a frequência mediana e testes online do sistema.

Referências

- [1] M. Ison, P. Artemiadis “The role of muscle synergies in myoelectric control: trends and challenges for simultaneous multifunction control,” *Journal of Neural Engineering*, 2014.
- [2] M. Atzori, *et al.*, “Building the Ninapro database: a resource for the biorobotics community”, in *International Conference On Biomedical Robotics And Biomechatronics (BioRob)*, 2012, Rome. *Proceedings... IEEE*, 2012. p.1258-1265.
- [3] Mitchell, Tom M. “*Machine Learning*”, McGraw-Hill, 1997, ch. 4.
- [4] S. Kwon and J. Kim, “Real-time upper limb motion estimation from surface electromyography and joint angular velocities using an artificial neural network for human-machine cooperation,” *IEEE Trans. Inform. Tech. Biomed.*, vol. 15, no. 4, pp. 522–520, Jul. 2011.
- [5] M. Khezri and M. Jahed “A novel approach to recognize hand movements via sEMG patterns,” *Proceedings of 29th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, Lyon, France, Aug. 2007, pp 4907-4910 DOI: IEMBS.2007.4353440.
- [6] A. Balbinot, and G. Favieiro, “A Neuro-Fuzzy System for Characterization of Arm Movements,” *Sensors*. Basel, v. 13, n.2, pp 2613-2630, 2013.
- [7] V. H. Cene, G. Favieiro and A. Balbinot, “Upper-limb movement classification based on sEMG signal validation with continuous channel selection,” in *Proceedings of 37th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society.*, Milan, Italy, 2015, pp. 486 - 489. DOI: 10.1109/EMBC.2015.7318405.
- [8] V. H. Cene and A. Balbinot, “Upper-limb movement classification through logistic regression sEMG signal processing,” in *Proceedings of 2015 Latin America Congress on Computational Intelligence (LA-CCI)*., Curitiba, Brazil, 2015, pp. 1 - 5. DOI: 10.1109/LA-CCI.2015.7435940.

CLASSIFICAÇÃO DA BIOIMPEDÂNCIA ELÉTRICA PARA O DIAGNÓSTICO DE LESÕES COLO-UTERINAS

G. F. Körbes*, T. M. Razera*, P. Bertemes-Filho*, A. S. Paterno*, L. F. Sommacal**, A. Pogere**, D. C. Dias***

*Departamento de Engenharia Elétrica, UDESC, Joinville, Brasil

**Hospital Universitário Polydoro Ernani de São Thiago, UFSC, Florianópolis, Brasil

***Unidade de Saúde Básica Bela Vista III, Secretaria de Saúde de São José, São José, Brasil
greice.freitas@gmail.com

Resumo: Aproximadamente 530 mil novos casos de câncer de colo do útero são diagnosticados por ano no mundo, sendo o responsável por cerca de 265 mil óbitos de mulheres. No entanto, quando detectado precocemente a probabilidade de cura chega a 100%. A detecção é realizada a partir do exame Papanicolau, seguido de exame de colposcopia e por fim, a critério do médico, biopsia das áreas com lesões. Para auxiliar o diagnóstico precoce existem ferramentas tecnológicas, como por exemplo, o método de Espectroscopia de Impedância Elétrica, que mede a impedância elétrica de tecidos biológicos. Este trabalho apresenta resultados preliminares para classificação da bioimpedância medida do tecido cervical de 30 pacientes, com a utilização de uma sonda de eletrodos. As classificações foram realizadas através dos métodos de reconhecimento de padrões (*k Nearest Neighbor*, *Support Vector Machines* e *Redes Neurais*), com os algoritmos implementados no software MATLAB. As curvas ROC foram calculadas e comparadas com o resultado do discriminador de parâmetros obtidos pela equação de Cole, segundo literatura. Os resultados mostraram que o método de classificação linear kNN, para os maiores valores de impedância, apresentou o melhor desempenho, resultando em uma área sob a curva ROC de 0,81 contra 0,875 obtido pela equação de Cole para estes tipos de lesões. Conclui-se que os classificadores propostos podem ser utilizados como ferramentas alternativas de classificação de tecidos normais e cancerígenos em espectroscopia de impedância elétrica.

Palavras-chave: Bioimpedância, Colposcopia, Lesão Colo-uterina, Classificador de Padrões.

Abstract: Over 530,000 new cases of cervical cancer are diagnosed worldwide per year. It is responsible for about 265,000 deaths of women, but when detected in the early stages the cure achieves 100% of the cases. The detection is mostly detected by the pap smear exam and followed by colposcopy examinations. The diagnosis is then confirmed by biopsies. Coadjunct diagnosis technology tools may help to detect early stages of the disease, such as the Electrical Impedance Spectroscopy (EIS). It measures the impedance spectra of tissues under study. This paper presents preliminary classification results from EIS measurement of cervical

tissue from 30 patients by using a commercial impedance probe (ZedScan from Zilico Ltda). The classifications were performed with pattern recognition methods (*k nearest neighbor*, *Support Vector Machines* and *Neural Networks*), in which the algorithms were implemented in MATLAB. The ROC curves were calculated and then compared to the ones obtained by Cole equation found in the literature. The results showed that the linear classification method KNN obtained higher performance for classifying the data. A ROC of 0.81 was found to the kNN in comparison with 0.875 for Cole equation. It can be concluded that the proposed pattern classifiers might be a powerful alternative tool for tissue characterization by differentiating normal to cancer one used in EIS technique.

Keywords: Bioimpedance, Colposcopy, Cervical Injuries, Pattern Classifier

Introdução

O câncer de colo de útero, também chamado de cervical, é o terceiro tipo mais comum entre a população feminina, atingindo aproximadamente 530 mil mulheres anualmente. Se diagnosticado precocemente, é o tipo de carcinoma que, com exceção do câncer de pele, apresenta maior potencial de cura. No entanto, ainda é responsável por 265 mil óbitos por ano, sendo a quarta causa de morte de mulheres por câncer no Brasil [1].

A prevenção do câncer cervical depende diretamente do diagnóstico e tratamento da Neoplasia Intraepitelial Cervical (NIC), termo utilizado para caracterizar as anormalidades epiteliais cervicais. Classificada em três graus evolutivos: NIC I (baixo grau), NIC II ou NIC III (alto grau), dependendo da extensão das anormalidades do epitélio, estima-se que 2/3 das lesões do tipo NIC III podem evoluir para carcinoma [2].

O teste citopatológico (Papanicolau) é considerado o mais efetivo a ser aplicado em programas de rastreamento do câncer cervical [2,3,4]. Mulheres com resultados de exames citopatológicos que apresentam risco à saúde, podem ser encaminhadas para o exame de

colposcopia, onde o médico visualiza o colo uterino e caso identifique anormalidades, pode optar pela realização de biópsia. A qualidade dos exames citopatológico e colposcópico está diretamente relacionada ao recurso humano envolvido na coleta do material e interpretação dos resultados, o que pode gerar diagnósticos falsos-positivos [2,3,4].

Para auxiliar o maior índice de acertos nos diagnósticos existem ferramentas tecnológicas alternativas, como o método de Espectroscopia de Impedância Elétrica (EIE), o qual analisa a impedância biológica (bioimpedância) do tecido cervical, permitindo a detecção de lesões em diferentes graus. Vantagens como o baixo custo, possibilidade de reprodução de experimentos e facilidade de uso, estimulam as aplicações deste método [5,6,7,8].

O aumento do núcleo citoplasmático, aumento do nucléolo e distribuição irregular da cromatina são mudanças características das células epiteliais cervicais classificadas como NIC. Como consequência, o espaço intracelular aumenta e o espaço extracelular diminui, alterando os valores da resistência do tecido analisado [2,6].

A equação de Cole [9] é o método mais utilizado para modelar bioimpedância e fazer a classificação de tecidos vivos. Entretanto, por tratar-se de um modelo determinístico, é sensível a distorções causadas durante a aquisição de dados [10]. Também são utilizados classificadores de padrões supervisionados no reconhecimento de sinais da bioimpedância, com a vantagem de analisar múltiplas características do sinal [11,12]. *Support Vector Machines* [13], *k Nearest Neighbor* (kNN) e Redes Neurais são classificadores supervisionados amplamente empregados para reconhecimento de padrões e separação em classes [14,15].

O objetivo deste artigo é analisar e classificar os dados de bioimpedância elétrica de 30 pacientes atendidas em unidades de saúde do estado de Santa Catarina, utilizando-se uma sonda de impedância modelo ZedScan (fabricado pela Zilico Ltda). Foram avaliados os métodos de reconhecimento de padrões SVM, kNN e RN, classificando os tecidos analisados como normais ou com lesão precursora ao câncer.

Materiais e métodos

O estudo foi realizado com 30 pacientes que aceitaram a participação na pesquisa através do termo de consentimento livre e esclarecido aprovado pelo Comitê Nacional de Ética em Pesquisas (CONEP), sob ao número CAAE 24003513.9.1001.0118.

Os dados da bioimpedância foram coletados com o uso da sonda ZedScan, como mostrada na Figura 1. A sonda possui uma ponta descartável e é equipada com um pequeno visor que apresenta um mapa do colo do útero, onde são marcados os pontos de coleta de amostras (ver Figura 1). Durante o exame, a sonda faz uma classificação dos pontos medidos quanto à probabilidade de se ter ou não uma lesão. Cada ponto de

coleta é marcado com as cores verde, laranja ou vermelho, para os casos de baixa, média ou alta probabilidade de lesão, respectivamente. Os pontos sem cores representam ausência de medições [16].

Por meio de um software proprietário fornecido pelo fabricante da sonda ZedScan, os dados são exportados para uma planilha eletrônica no formato CSV e, então, analisados.

Para cada paciente, foram coletados de 10 a 12 pontos de amostras da impedância elétrica do tecido cervical. A impedância elétrica é medida na faixa de frequência entre 76,3 Hz e 625 kHz, perfazendo 14 pontos.

Após a coleta de dados, as pacientes foram submetidas ao exame de histopatologia (biópsia) das áreas que apresentaram alguma alteração durante o exame de Colposcopia, independente dos resultados gerados pela sonda e a critério do médico(a).



Figura 1: Foto da sonda ZedScan, mostrando os 12 pontos de coleta com o mapa de cores associado.

Os dados foram organizados em blocos de 14 matrizes de tamanho 12x2, onde: cada bloco representa uma paciente, e cada matriz do bloco, uma frequência; as linhas das matrizes, os pontos de coleta e as colunas, os valores de módulo da impedância e ângulo de fase.

Para reduzir a dimensionalidade dos dados e, conseqüentemente, melhorar a separabilidade, as frequências foram amostradas sistematicamente. Assim, das 14 frequências coletadas, somente 5 frequências compuseram o vetor de características: 17,3 Hz, 610,4 Hz, 4.882,8 Hz, 39.062,5 Hz e 312.500,0 Hz.

Os vetores de características v_1 (vetor de valor máximo), v_2 (vetor de valor mínimo) e v_3 (vetor de valor médio) foram extraídos, para que assim fosse feito o treinamento dos classificadores de acordo com as Equações 1, 2 e 3.

$$v_1(i) = \max(Z_j, \phi_j) \quad (1)$$

$$v_2(i) = \min(Z_j, \phi_j) \quad (2)$$

$$v_3(i) = \frac{1}{12} \left(\sum_{j=1}^{12} Z_{ij}, \sum_{j=1}^{12} \phi_{ij} \right) \quad (3)$$

onde i é o índice das frequências, j é o índice dos pontos de coleta de dados de cada paciente, Z_{ij} é o

módulo da impedância na frequência i no ponto de coleta j , e θ_{ij} é o ângulo de fase na frequência i no ponto de coleta j .

Os vetores de características foram divididos aleatoriamente nos grupos de treinamento e validação, sendo que 70% dos dados foram utilizados no primeiro grupo e 30% no segundo. Para cada algoritmo, foram realizadas três classificações, sendo uma para cada vetor de características. Todas as análises e classificações foram realizadas através do *software* MATLAB versão R2015b, utilizando a *toolbox* de estatística e aprendizado de máquina.

Para o classificador kNN foi utilizado $k=3$ e distância euclidiana, a SVM foi treinada com *Kernel* gaussiano, o RBF (*radial basis function*) e a RN utilizada foi uma rede de retropropagação com 10 neurônios na camada intermediária. Outras configurações dos classificadores foram testadas, entretanto, as configurações utilizadas no presente estudo foram as que produziram melhores resultados e estabilidade quando os experimentos foram repetidos com diferentes composições de grupos de treinamento e teste.

Os resultados dos exames de biópsia foram utilizados como padrões de referência para o treinamento e a validação dos classificadores propostos. Os diagnósticos da biópsia são classificados como: Tecido Normal, Neoplasia intraepitelial cervical de baixo e alto grau (NIC I, II ou III), Neoplasia escamosa invasora (CEC), Neoplasia Glandular Invasora (CGC) e Cervicite Crônica (CC). Para a separação dos dados foram considerados tecidos com lesão todos os diagnósticos com resultados diferentes daquele do tecido normal.

Resultados e Discussões

A fim de validar a utilização dos algoritmos de reconhecimento de padrões na separação entre Tecido Normal e Tecido com Lesão, foi traçada a curva ROC (*receiver operating characteristic*) para cada grupo de teste. As Figuras 2, 3 e 4 mostram a curva ROC para os algoritmos kNN, SVM e RN, respectivamente.

A curva ROC mostra a variação de falsos positivos e negativos conforme ocorre o relaxamento dos parâmetros utilizados na classificação. A área sob a curva (ASC) indica o grau de separação entre as classes (Tecidos com Lesão e Tecido Normal).

Quanto mais próximo do valor unitário melhor a separação. Para o algoritmo kNN, a melhor separação ocorreu utilizando-se o maior valor do módulo das impedâncias e seu respectivo ângulo de fase durante o treinamento do algoritmo, resultando em uma ASC de 0,81.

Já para os algoritmos RN e SVM, a melhor discriminação ocorreu com a utilização do menor valor do módulo da impedância e seu respectivo ângulo de fase, resultando em uma ASC de 0,7376 e 0,7104, respectivamente.

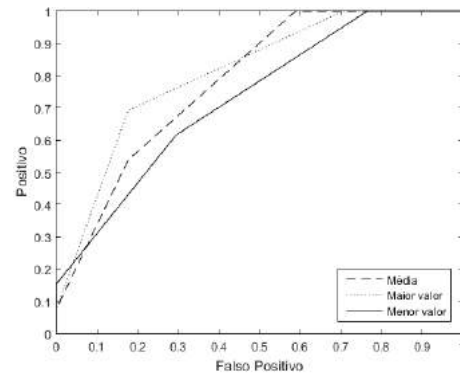


Figura 2- Curva ROC para classificação dos tecidos normal e com lesão, utilizando o classificador kNN com $k=3$. ASC= 0,7828, 0,81 e 0,7285 para a média, maior valor e menor valor, respectivamente.

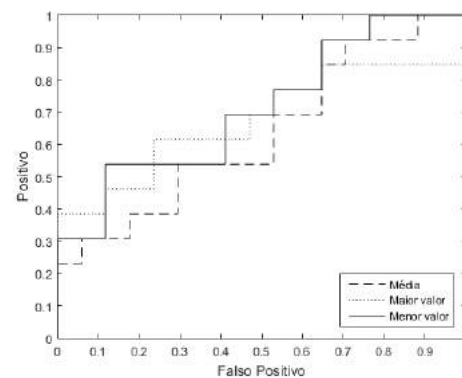


Figura 3 – Curva ROC para classificação dos tecidos normal e com lesão, utilizando o classificador SVM com kernel RBF. ASC= 0,6335, 0,6742, e 0,7104 para a média, maior valor e menor valor, respectivamente.

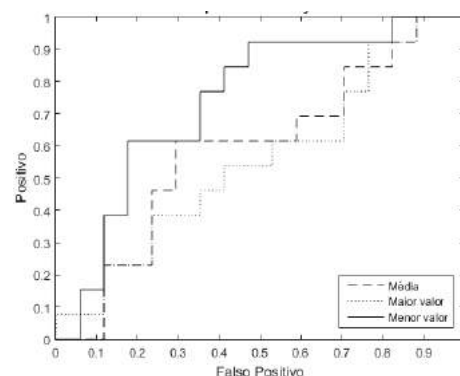


Figura 4 – Curva ROC para classificação dos tecidos normal e com lesão, utilizando o classificador RN com 10 neurônios na camada intermediária. ASC = 0,5882, 0,552, e 0,7376 para a média, maior valor e menor valor, respectivamente.

Nenhum dos classificadores mostrou que a média dos módulos da impedância fosse a melhor opção discriminante. Isso se deve ao fato que as pacientes que apresentam algum tipo de lesão na cérvix podem também apresentar regiões do tecido cervical

classificado como normal, o que altera o valor da impedância média.

No estudo realizado com uma população europeia [6], a área abaixo da curva obtida, utilizando-se como discriminante os parâmetros obtidos pela equação de Cole, foi de 0,875. Este resultado aproxima-se do obtido neste trabalho usando-se do algoritmo kNN (ASC = 0,81), mostrando o potencial de aplicação dos classificadores de padrões para análise da impedância.

Conclusão

Este trabalho analisou o espectro dos sinais da bioimpedância do tecido cervical de 30 pacientes, através dos classificadores de padrões kNN, SVM e RN. Os algoritmos foram utilizados com o objetivo de diagnosticar os tecidos analisados como normal ou com lesão.

Os resultados mostraram que o kNN obteve um resultado próximo ao encontrado na literatura, que utiliza parâmetros da equação de Cole para a separação. Este é um bom resultado em favor do uso de classificadores de padrões na análise da bioimpedância.

Entretanto, a quantidade de amostras utilizadas no presente estudo ainda é pequena se comparada a estudos relacionados. Aumentando-se a quantidade de amostras, é possível que o desempenho dos classificadores mude e que os dados não sejam mais linearmente separáveis, como sugere o desempenho do classificador kNN.

É importante salientar que este é o primeiro estudo sobre análise da impedância do tecido cervical na população brasileira. Futuros estudos deverão ser conduzidos a fim de melhorar este tipo de classificação com mais amostras, podendo ser também incluídos informações de idade, etnia e data da última menstruação.

Conclui-se que os classificadores propostos podem ser utilizados como ferramentas alternativas de classificação de tecidos normais e cancerígenos em espectroscopia de impedância elétrica.

Agradecimentos

Agradecimentos a FITEJ, FAPESC, CNPq, CAPES, Programa UNIEDU Pós-Graduação, Unidade de Saúde Básica Bela Vista III, Centro de Pesquisas Oncológicas (CEPON) do Hospital Universitário Polydoro Ernani de São Thiago.

Referências

- [1] Instituto Nacional do Câncer - INCA, Controle do Câncer do Colo do Útero. 2015. [internet]. Disponível em: http://www2.inca.gov.br/wps/wcm/connect/acoes_programas/site/home/nobrasil/programa_nacional_controle_cancer_colo_uterio. [Acesso em 22 novembro 2015].
- [2] Creasman WT, DiSaia PJ, Clinical gynecologic oncology, 8^o edição, Elsevier, 2012.

- [3] Gontijo RC, Citologia oncológica, captura de híbridos II e inspeção visual no rastreamento de lesões pré-neoplásticas cervicais em uma unidade básica de saúde de Campinas. Revista Brasileira de Ginecologia e Obstetrícia. pp. 892-895; 2003.
- [4] dos Santos FAPS, Brito RSD, dos Santos DLA, Exame papanicolau: avaliação da qualidade do esfregaço cervical. Revista da Rede de Enfermagem do Nordeste, 2012.
- [5] Lukaski HC, "Requirements for Clinical Use of Bioelectrical Impedance Analysis (BIA), Annals of the New York Academy of Sciences. Vol. 873, n. 1, pp. 72-76; 1999.
- [6] Brown BH, Tidy JA, Boston K, Blackett AD, Smallwood RH, Sharp F, Relation between tissue structure and imposed electrical current flow in cervical neoplasia. The Lancet, vol. 355, n. 9207, pp. 892-895; 2000.
- [7] Filho PB, Marques JB, Pogere A, Sommacal LF, Dias DC, Dutra D, Paterno A, Epiteliômetro como instrumento coadjuvante ao exame de colposcopia: estudo de casos em Santa Catarina. XXIV Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica, Uberlândia, 2014.
- [8] Martinsen GO, Grimnes S. Bioimpedance and bioelectricity basics. Academic press, 2011.
- [9] Cole KS, Cole RH. Dispersion and absorption in dielectrics I. Alternating current characteristics. The Journal of Chemical Physics, vol. 9, n. 4, pp. 341-351, 1941.
- [10] Nejadgholi I, Caytak H, Miodrag B, Batkin I, Shirmohammadi S. Preprocessing and parameterizing bioimpedance spectroscopy measurements by singular value decomposition. Physiological measurement, vol. 36, n. 5, pp. 983-988, 2015.
- [11] Shini MA, Laufer S, Rubinsky B. SVM for prostate cancer using electrical impedance measurements. Physiological measurement, vol. 32, n. 9, pp. 1373 - 1378, 2011.
- [12] Dua R, Beetner DG, Stoecker WV, Wunsch DC, Detection of basal cell carcinoma using electrical impedance and neural networks. Biomedical Engineering, IEEE Transactions on, vol. 51, n. 1, pp. 66-71, 2004.
- [13] Corinna C, Vapnik V. Support-vector networks. Machine learning. vol. 20, n. 3, pp. 273-297, 1995.
- [14] Bishop CM, Pattern recognition and machine learning, Springer, 2006.
- [15] Haykin S, Neural Networks: A comprehensive foundation, vol. 2, Prentice Hall, 1998.
- [16] Zilico, "What is ZedScan," 2015. [Internet]. Disponível em: <https://zilico.co.uk/zedscan/>. [Acesso em novembro 2015].

HAND-ARM SEGMENT MOVEMENT CHARACTERIZATION FOR AMPUTEES AND NON-AMPUTEES USING SUPPORT-VECTOR MACHINE

C. P. Nilson, L. B. Bagesteiro e A. Balbinot

Universidade Federal do Rio Grande do Sul, Porto Alegre, Brazil
e-mail: alexandre.balbinot@ufrgs.br

Abstract: Advances in engineering have extended electromyography (EMG) beyond the traditional diagnostic practices to also include applications in diverse areas such as rehabilitation, movement analysis and myoelectric control of prosthesis. This paper aims to study and develop a system that uses myoelectric signals, acquired by surface electrodes, to characterize specific movements of the human arm. To recognize such hand-arm segment movements, a pattern recognition algorithm based on Support-Vector Machine (SVM) was developed. Six features of the signal were provided as input data in the SVM, resulting an output of a valid or null recognition of the movement earlier performed by the volunteer. We recruited and tested 6 volunteers: 3 non-amputees and 3 amputees. The average hit rate was of 91.3% for non-amputees, using eight channels with 9 different movements, as compare to 90.5% for the amputees.

Keywords: EMG, SVM, upper limb, rehabilitation.

Introduction

Research in Biomedical Engineering and Computational Intelligence is providing mechanisms to help people with some disabilities to perform simple day-to-day tasks [1]. Approximately 15% of the World population has some kind of disability [2]. According to Schulz et al. [3] there are 41,000 registered amputees (hand or complete arm) in the United States. Recent advances in signal processing technologies and mathematical models have made possible to develop advanced EMG detection and analysis techniques as well as Computational Intelligence has evidenced the numerous applications in health, biomedicine, and biomedical engineering [4].

Ahsan et al. [5] applied an artificial neural network (ANN) to detect four hand motions (left, right, up and down) using seven statistical time and time-frequency based features. According to Hudgins et al. [6], the success of a pattern classification system depends completely on the choice of features used to represent the raw EMG signals. Rajesh et al. [7] applied wavelets and classification using Euclidean distance. They employed entropy, RMS and standard deviation in the analysis of features. Shenoy et al. [8] used a simple feature (RMS) and continuously classified windows of data collected while the subject maintained a static hand gesture and its classification was with Linear Support

Vector Machines. Matrone et al. [9] applied a robotic hand with an EMG acquisition system and a principal components analysis. George et al. [10] classified different speeds of movement of human elbow using EMG signals acquired from the *biceps brachii*. Two types of classifiers were developed and compared: Fuzzy Logic Classifier (FLC) and Probabilistic Neural Network Classifier (PNNC). Khezri et al. [11] proposed the use of an adaptive neuro-fuzzy inference system (ANFIS) to identify hand motion commands (hand opening and closing, pinch and thumb flexion, wrist flexion and extension), adding vision feedback to increase the capability of the system. Khezri et al. [12] used two classifiers: fuzzy inference system (FIS) and artificial neural network (ANN) to extract eight hand movements: hand opening and closing, pinch, thumb flexion, wrist radial flexion, extension and wrist flexion and extension. All these studies showed that it is possible to distinguish certain muscle movements while processing the electrical parameters of the myoelectric signal. Therefore, our aim is to study and develop a system that uses myoelectric signals, acquired by surface electrodes, to characterize specific movements of the human arm. To recognize such arm movements, an algorithm was developed for pattern recognition based on Support-Vector Machine (SVM).

Materials and methods

The SVM algorithm input is the preprocessed myoelectric signal to identify specific characteristics of the signal, giving as output, the performed movement. The system uses only eight pairs of electrodes for signal acquisition.

Subject description – Six adults (3 non-amputees and 3 amputees with below elbow amputation) from the general community participated in the study. All subjects undertook informed-consent procedures as approved by the Research Ethics Committee. Mean ages of the two groups were 25±2 years (non-amputees) and 37±6 years (amputees).

Equipment and Materials – Figure 1 shows a simplified block diagram of the proposed system, which consists of an LCD screen that generates visual stimulus with animations of random movements of the arm that should be replicated by the user. An 8-channel electromyograph (EMG) is used with surface electrodes equidistant positioned around the circumference of the

midportion of the upper arm (4 channels) and forearm (4 channels) (non-amputees) to capture the myoelectric signal during displayed movements (see Table 1).

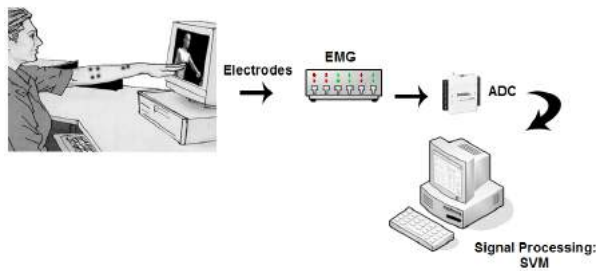


Figure 1: Block diagram of the proposed system.

Table 1: Muscles and respective movements defined for each channel.

Muscle	Main Movement
Biceps	Forearm Flexion
Flexor Carpi Ulnaris	Hand Abduction
Flexor Carpi Radialis	Hand Adduction
Extensor Digitorum	Hand Contraction
Pronator Teres	Forearm Rotation
Brachioradialis	Forearm Rotation
Palmaris Longus	Wrist Flexion
Extensor Carpi Ulnaris	Wrist Extension

Eight pairs of electrodes were used and placed at specific muscles: *Biceps* (C0), *Palmaris Longus* (C1), *Flexor Carpi Ulnaris* (C2), *Flexor Carpi Radialis* (C3), *Pronator Teres* (C4), *Extensor Digitorum* (C5), *Brachioradialis* (C6) and *Extensor Carpi Ulnaris* (C7). For amputees the electrode positioning was based on the studies of Li et al. [13] and Cipriani et al. [14], i.e. four electrodes were uniformly placed around the proximal portion of the forearm over the apex of the muscle bulge (2–3 cm distal to the elbow crease), and the other four electrodes were positioned on the distal end. The electrodes were connected to preamplifiers and then custom amplifiers. The EMG signals were amplified and band-pass filtered (5–400 Hz), sampled at 1 kHz, and acquired with a LabVIEW-based custom data acquisition and processing software. Finally, the system's output is the characterization of the movement and as well as the verification of the performed movement and its recognition.

The virtual model created aimed to help with tests standardization while acquiring the myoelectric signal. With this virtual model it is possible, for the subject, to visualize the movement to be performed during the tests, so that all subjects performed, as best as possible, the same movements at the same time base, making the system more user-friendly. For the development of the virtual model we used the software MakeHuman Alpha5 and Blender 1.0 Beta 2:54 [15]. Figure 2 shows a picture of the virtual model for one of the trials. A LabVIEW program was developed to play videos and acquire the data. These videos include a virtual model demonstrating to the volunteer several hand-arm

segment movements which were to be replicated. The hand-arm segment movement series included simple and compound movements, which were alternated with 3-seconds rests. Every series started at rest position followed by either a simple or compound movement as shown in Table 2, and returned to rest and then consecutively, totaling 250 seconds. The sequences of movements of the hand-arm segment that were followed are shown in Table 3.



Figure 2: Virtual model showing a movement.

Table 2: Set movements for all volunteers.

Movements		
Simple	HC	Hand Contraction
	WE	Wrist Extension
	FF	Forearm Flexion
	WF	Wrist Flexion
	FR	Forearm Rotation
	FRF	Forearm Rotation and Flexion
Compound	FRHC	Forearm Rotation and Hand Contraction
	WEF	Wrist Extension and Flexion
	HCFE	Hand Contraction and Forearm Flexion

In order to standardize data collection each test consisted of 2 sessions with a sequence of animations generated considering a set of 7 pre-specified combinations of movements, which included all 9 movements repeated twice in different order performing 18 motions. Subjects were instructed to relax between movements and maintain each gesture comfortably.

The classification of each movement occurred during data acquisition. An algorithm was developed to generate the sequence of movements. The output was a vector with a random order of the movements of the virtual model to be presented to the user. To characterize the hand-arm movements performed the SVM algorithm was applied. The system's input data features were RMS, standard deviation, variance, mean, kurtosis and skewness for each data acquisition channel. The output was the characterized movements that were performed by the volunteer.

The technique used for solving the multi-class classification problem with several binary classifications was SVM one-versus-all. The methods of cross-validation (technique for assessing generalization ability of a model from a data set) – instrument used for

assessing success rate – employed were k-fold and leave-one-out [16]. The k-fold method consisted in dividing the total set of data into k subsets of the same size mutually exclusive. From this, a subset was used for testing and the remaining k-1 was used for parameter estimation and to compute the accuracy of the model. This process was performed k times alternating the subset of the test. At the end of k iterations we calculate the accuracy (A_c) considering the errors (ε , value representing the percentage of SVs in the SVM regression model) and associated outputs (y) and intercept (ρ) found by Equation (1):

$$A_c = \frac{1}{\rho} \sum_{i=1}^{\rho} \varepsilon_{y_i, \hat{y}_i} = \frac{1}{\rho} \sum_{i=1}^{\rho} (y_i - \hat{y}_i) \quad (1)$$

In this way we intended to obtain a more reliable measure of the ability of the model to represent the data. The method leave-one-out is a special case of k-fold, where k is equal to the total number of data N (N error calculations are performed - one for each data). The method leave-one-out performs a thorough investigation into the variation of the model relative to the data used; however it has a high computational cost. The tool used to determine success and failure in each class was the confusion matrix (also known as contingency table).

Results and Discussion

The validation methods leave-one-out and k-fold, were used to assess average hit rate changing its SVM regularization parameters (C) for 100, 1,000, and 10,000. The three healthy subjects showed similar results in terms of performance. Some of the uncorrected motions were FR, EFP, EP, which were recognized as HCFF, FA, FP, respectively. The regularization parameter C was adjusted based on the testing data results. After processing the best value for C (SVM regularization parameter), which adjusts itself to the assessment results under test data, was 10,000 because it reached the highest average hit rate. Leave-one-out method does not contain random subsampling (see Table 3), although it proved to be more processing time it is the best statistics test for assessment with few data. The k-fold method presented a higher average hit rate than leave-one-out. For example, the average hit rate for Subject 1 was 94.1% taking C as 10,000 and cross-validation leave-one-out. Results of the amputee group showed that movements were also mistakenly interpreted, for example, WE was seen as HCFF. Also movement WEF was incorrectly recognized as HCFF, and movement HC was taken as FR. Table 4 presents the average hit rate for this volunteer performing series A and B, respectively.

Figure 3 shows the average hit rate for all tests performed for each movement for the amputee group, overall the averages rates were 90.5%. For the non-amputee group the system achieved an average accuracy of 91.3%. Most errors were caused by similar movements, or by the differentiation of compound movements with their simple movements.

Table 3: Average hit rate (%) for volunteer 1 performing series D.

Volunteer - Series D	C=100	C=1,000	C=10,000
Leave-one-out	52,9%	64,7%	94,1%
K-fold (k=10)	52,3%	75,1%	94,2%

Table 4: Average hit rate (%) for amputee performing series A and B.

Cross-validation	C=100	C=1,000	C=10,000
Series A			
Leave-one-out	50,0%	72,2%	94,4%
K-fold (k=10)	55,6%	71,2%	94,6%
Series B			
Leave-one-out	61,1%	83,3%	88,9%
K-fold (k=10)	61,2%	87,4%	93,0%

However, for easy observation and to confirm the investigation, analysis of variance and multiple comparisons were used. For statistical validation methodology, three-factor experiments were used with $\alpha=0.05$. Statistical analysis showed significant results for the main effects EMG channels (8), volunteers and movements (9), indicating that there is strong evidence that the variances of the three main effects were different. Thus, the outputs for each one of the eight channels, volunteers and nine movements are quite distinct from each other, therefore, the myoelectric signals are also distinct and can be treated as separate channels by the developed SVM system.

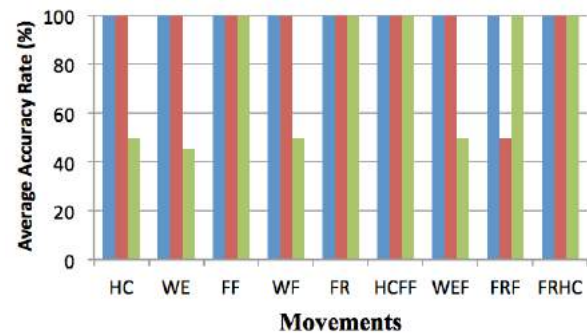


Figure 3: Overall result of the system for each movement for the amputee group (Level of amputation: Blue=Hand, Red=Wrist disarticulation, Green=Transradial).

The results indicate that the SVM system exhibits similar performance when compared to other studies (see Table 5). Another important difference is that the proposed system uses only six features extracted from each channel, no feedback, and no extraction of channels or data, unlike other studies that use many features per channel and many techniques for classification.

Table 5: Results from other studies.

	Movements used	Features	Classification	Hit Ratio
<i>Ahsan et al. [23]</i>	Left, right, up and down	RMS, variance, standard deviation, zero crossing, slope sign change and Wilson amplitude	Artificial neural network	Mean= 88.4%
<i>Rajesh et al. [25]</i>	Hand extension, hand grasp, wrist extension, wrist flexion, pinch and thumb flexion	Entropy, RMS and standard deviation	Euclidean distance	RMS = 83.33%
<i>George et al. [31]</i>	Classification of different speeds of movement of human elbow	Mean absolute value and variance	Fuzzy Logic Classifier (FLC) and Probabilistic Neural Network Classifier (PNNC)	FLC= 97.3% PNNC = 93.6%
<i>Shenoy et al. [26]</i>	Static hand gesture (pairs of actions: grasp-release, left-right, up-down and rotate)	RMS value	Linear Support Vector Machines	Accuracy = 92 to 98%

Conclusion

The proposed system was designed to use 8 channels of the myoelectric signal and with the assistance of a robust artificial intelligence technique it was able to verify the validity of the system in terms of performance when characterizing 9 distinct movements. The average success rate for the non-amputee group was 91.3% for eight channels and 9 different movements, applying C as 10,000 and the cross-validation method leave-one-out. For amputee subjects, C was taken as 1,000 with the cross-validation method leave-one-out and 9 distinct movements giving an average success rate of 88.9%. The system failures to identify some movements were caused by erroneous or incomplete movements performed during testing.

Acknowledgements

We wish to thank Isabel C. M. da Silva for assistance with amputee recruitment and data collection.

References

[1] Balbinot, A., Favieiro, G. A neuro-fuzzy system for characterization of arm movements. *Sensors*. 2013; 13, 2613-2630.

[2] WHO Report on Disability. [internet]. 2011. Available from: www.who.int/disabilities/world_report/2011/report.pdf.

[3] Schulz, S., Pylatiuk C., Bretthauer G. A New Ultralight Anthropomorphic Hand. In: Proceedings of IEEE International Conference on Robotics and Automation, Saint Paul, MN, USA, 2001. p. 2437-2441.

[4] Ajiboye A.B., Weir R.F. A heuristic fuzzy logic approach to EMG pattern recognition for multifunctional prosthesis control. *IEEE Transactions Neural Systems Rehabilitation Engineering*. 2005, 3, 280-291.

[5] Ahsan M.R., Ibrahimy M.I., Khalifa O.O. Neural network classifier for hand motion detection from EMG signal. *IFMBE Proceedings Biomedical*, 2011. p. 536-541.

[6] Hudgins B., Parker P., Scott R. A new strategy for multifunction myoelectric control. *IEEE Transactions Biomedical Engineering*. 1993, 40, 82-94.

[7] Rajesh V., Kumar P.R. Hand gestures recognition based on SEMG signal using wavelet and pattern recognition. *International Journal Recent Trends Engineering*. 2009, 4, 26-28.

[8] Shenoy P., Miller K.J., Crawford B., Rajesh P.N.R. Online electromyographic control of a robotic prosthesis. *IEEE Transactions Biomedical Engineering*. 2008, 3, 1128-1135.

[9] Matrone G.C., Cipriani C., Carrozza M.C., Magenes G. Real-time myoelectric control of a multi-fingered hand prosthesis using principal components analysis. *Journal Neuroengineering Rehabilitation*. 2012, 9, 40-52.

[10] George S.K., Sivanandan K.S., Mohandas K.P. Fuzzy logic and probabilistic neural network for EMG classification: a comparative study. *International Journal Engineering Research Technology*. 2012, 5, 1-7.

[11] Khezri M., Jahed M. Real-time intelligent pattern recognition algorithm for surface EMG signals. *Biomedical Engineering Online*. 2007, 6, 45-57.

[12] Khezri M., Jahed M. (2007). A novel approach to recognize hand movements via sEMG patterns. *Conference Proceedings IEEE Engineering Medical Biological Society*. 2007.

[13] Li G., Schultz A.E., Kuiken, T.A. Quantifying pattern recognition: based myoelectric control of multifunctional transradial prosthesis. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*. 2010, 2, 185-192.

[14] Cipriani C., Antfolk C., Controzzi M., Lundborg G., Rosén B., Carrozza M.C., Sabelius F. Online Myoelectric Control of a Dexterous Hand Prosthesis by Transradial Amputees. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*. 2011, 3, 260-270.

[15] Favieiro G., Balbinot A. Adaptive Neuro-Fuzzy Logic Analysis Based on Myoelectric Signals for Multifunction Prosthesis Control. *Proceedings of Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medical and Biological Society, Boston, MA, USA*. 2011, 7888-7891.

[16] Kohavi R. A study of cross-validation and bootstrap for accuracy estimation and model selection. *International Joint Conference on Artificial Intelligent, Society*. 1995, 14, p. 1137-1145.

CAN SVM AND ANN IDENTIFY LARYNX CONDITIONS FROM ACOUSTICAL MEASUREMENTS OF VOICE?

B. Sodré*, M. Rosa*, M. Silva*, and A. Dassie-Leite**

* Universidade Tecnológica Federal do Paraná, Curitiba, Brazil

** Universidade Estadual do Centro-Oeste, Irati, Brazil

e-mail: engdesignbl@gmail.com

Abstract: Artificial Neural Networks and Support Vector Machines were used as classifiers in order to relate so-called acoustic measurements to several larynx conditions. Principal component analysis was applied to the acoustical measurements to form input vectors for the classifiers. The performance metrics showed up to 99.4% of correctly healthy-unhealthy discrimination, and up to 50.4% of correctly identification of the larynx conditions (up to 6.4% of sensitivity). It is shown that well-built classifiers (properly combining acoustic measurements) yielded better classification performance. **Keywords:** ANN, SVM, larynx condition automatic screening, acoustic measurements.

Introduction

Acoustic measurements have been used to numerically assess the human larynx conditions. Jitter (or fundamental frequency perturbation) [1, 2, 3, 4], shimmer (or signal amplitude perturbation) [5], and noise-based measurements [6] have been proposed in order to quantify perceptual aspects of voice like harshness, hoarseness and roughness (useful quantities to speech pathologists).

Analysis of recurrent matrices [7] evaluated perturbation in vowel signals in order to identify a few larynx diseases. Classic hidden Markov models used jitter metrics and short-term Mel frequency cepstral coefficients to identify laryngeal conditions [8, 9]. Ideally all the methods has assumed that a perfect voice should have zero jitter, zero shimmer and infinite signal-to-noise ratio (SNR), and their variations would be related to dysphonias.

Here artificial neural nets (ANNs) and support vector machines (SVMs) [10] were used classify speaker larynges into normal and abnormal, and ANNs were used to identify the larynx conditions themselves. ANNs have been used in previous works [7]. SVMs with linear kernels are simple classifiers and acted here as a performance reference to ANN results. Both them were fed with acoustic measures found in speech-pathologists-oriented software to verify their effectiveness in this task. Also, the best and worst measurements for these tasks were identified, along with the easiest and most difficult identifiable larynx conditions. To give reproducibility to the analyses, all classifiers were run 10 times and confusion-matrix-based metrics qualified their performance.

Materials and methods

A total of 957 voice signals (phoneme /a/) from Massachusetts Eye Infirmary Voice and Speech Laboratory (MEEI4337, part of PENTAX Medical Computerized Speech Lab Model 4500) database were used. Table 1 shows their relation to larynx conditions.

Acoustic measurements were extracted from all the signals. They can be viewed as a result of a data reduction applied to the voice signals in order to extract useful information for larynx condition screening.

Table 1: Amount of voice signals per larynx signals

Larynx Conditions	Quantity
Normal voice	59
A-P squeezing	164
Bowing	11
Conversion dysphonia	12
Cysts	9
Gastric reflux	47
Granuloma	6
Hemilaryngectomy	4
Hyperfunction	258
Leukoplakia	26
Papilloma	4
Vocal fold paralysis	60
Paresis	18
Presbyphonia	13
Reinke's edema	25
Scarring	16
Spasmodic dysphonia	18
Ventricular compression	108
Vocal fatigue	3
Vocal edema	44
Vocal polyps	19
Vocal nodules	19
Vocal tremor	14
Total	957

In order to calculate them from a voice signal, an autocorrelation-based F0 estimation [11] extracted a F0 curve from overlapped windowed voice segments. Using such a curve as a reference, a peak-peaking algorithm [12] extracted “instantaneous” fundamental

frequencies ($f0_i$) and periods ($T0_i = 1/f0_i$). Jitter and shimmer measurements were calculated over those “instantaneous” values.

Table 2 shows the acoustic measurements used here. We chose them because they have been used by speech pathologists in their perceptual assessment of patient voices (classification in terms of hoarseness, breathiness, and harshness, for example). Also they have been found in clinical-related software. Therefore we exploited their ability to directly identify laryngeal conditions.

Table 2: Acoustical measurements, assuming $T0_i$ and $f0_i$ are, respectively, the i^{th} “instantaneous” estimation of fundamentals period and frequency.

Index	Measurement
1	Mean value of $f0_i$'s
2	Mean value of $T0_i$'s
3	Maximum value of $f0_i$'s (f_{hi})
4	Minimum value of $f0_i$'s (f_{lo})
5	Standard deviation of $f0_i$'s
6	$f0$ extension ($f_{hi} - f_{lo}$), in semi-tones
7	Vocalization duration
8	Absolute jitter [A1]
9	Relative jitter percentage [A2]
10	Relative average perturbation [A3]
11	Pitch perturbation quotient [A4]
12	Standard deviation of $T0_i$'s
13	Shimmer (in dB)
14	Shimmer percentage
15	Amplitude perturbation quotient [A5]
16	Standard deviation of signal amplitudes
17	Harmonic-to-noise ratio [A6]
18	Vocal turbulence index
19	Smooth phonetic index

Since there were different ways to compute jitter, shimmer, and signal-to-noise ratio from the voice signal, numerical redundancy was expected in the input vectors formed with the 19 acoustic measurements shown in Table 2. They were reduced to 6 measurements (called here as PCA measurements) by applying the Principal Component Analysis (PCA) [13]. The Guttmann-Kaiser criterion [13] guided the choice of the first 6 PCA measurements (the ones with the highest covariance matrix eigenvalues) as input vectors that represented each voice signal. These vectors fed both ANNs and SVMs. In order to determine the best and worst PCA measurements to classify voices into larynx conditions, subsets of input vectors were produced by fully combining all these measurements (a total of $[\sum_{n=1}^6 C_n^6] = 63$ combinations), resulting in 63 individuals ANNs and SVMs.

To represent healthy and unhealthy larynx, a one-dimensional output vector was set up for each voice signal, having value “1” for healthy and “0” for unhealthy larynxes, respectively. In the case of larynx

condition discrimination, a 23-dimensional output vector was set up whose i^{th} position in this vector codified the i^{th} index of Table 1: if a voice came from a larynx with the i^{th} larynx condition, value “1” was attributed to the i^{th} position of the vector, and value “0”, otherwise.

Artificial Neural Networks – Feed-forward back-propagation networks [10] with only one hidden layer associated input to output vectors. The number of neurons in this hidden layer was varied from 1 to 40.

The data set (input and output vectors) were divided into training, validating, and testing subsets at a ratio of 60/20/20, respectively. The training was accomplished by Levenberg-Marquardt algorithm using the following parameters: initial damping factor equals to 0.001; damping update factor of 10; max damping factor equals to 10^{10} , max training epochs of 1000; tan-sigmoid transfer function and linear transfer function for neurons of hidden and output layers, respectively.

To obtain consistent ANN performance metrics (described latter), all ANN were trained, validated, and tested 10 times. Considering the combinations of PCA measurements to form the input vectors and the variation of hidden layer neurons, $10 \times 40 \times 63$ ANNs were built and analysed.

Support Vector Machines – SVMs were built with linear kernel using sequential minimal optimization (SMO) algorithm [10]. The tolerance for the gradient difference between upper and lower violators in SMO algorithm was set to 0.001 and the max number of iterations was set to 1×10^6 . As for ANNs, each SVM was trained, validated, and tested 10 times.

Different from ANNs, the output of SVMs only indicated if a voice signal (its PCA measurements) came out from a healthy or an unhealthy larynx.

Performance metrics – Confusion matrix-based metrics [14] were used to evaluate the classification performance of ANNs and SVMs, particularly focusing in evaluating false positive and/or false negative results since they have had clinical use.

Therefore the classification performances were analyzed through metrics like accuracy, sensitivity, and precision. Accuracy measured the ability of a classifier to correctly identify the correct class of a given sample. Sensitivity measured the percentage of samples of a given class been “positively” classified into such a class. Finally, precision measured the percentage of samples not belonging to a given class been “positively” classified as such. Again sensitivity and precision assisted into better understanding accuracy results.

Results

Healthy vs unhealthy – Tables 3, 4, and 5 show the classification performance of ANNs and SVMs into identifying healthy and unhealthy larynxes.

Comparing results from Tables 3 and 4, generally ANN configurations had higher performance (accuracy) than SVMs. However, their dispersions were higher than SVM ones. Particularly it was not possible to relate

the number of hidden layer neurons and the performance metrics. The best performance for ANNs demanded around 15-20 neurons in the hidden layer.

Table 3: Best and worst performances of ANNs (according to accuracy, sensitivity, and specificity) in relating PCA measurements into healthy and unhealthy larynges. The index column reflects the i^{th} PCA measurement (values in percentage). The value in brackets is the number of hidden layer neurons.

Order	PCA meas. Indexes	Accuracy	Sensit.	Specif.
1 st	1, 2, 3, 4, 6 [13]	99.4	90.3	100.0
2 nd	1, 2, 4, 6 [15]	99.4	90.3	100.0
3 rd	1, 2, 3, 4, 5, 6 [9] 1, 2, 3, 4, 6 [1]	99.4	90.3	100.0
...
2518 st	5 [15] 5 [19] 3 [7]	93.5	0.0	97.7
2519 th	3, 4 [23] 5 [31]	89.5	0.0	90.1
2520 th	2, 5 [33] 5 [15]	85.6	0.0	89.1

Table 4: Best and worst performance of SVMs in relating PCA measurements into healthy and unhealthy larynges.

Order	PCA meas. Indexes	Accuracy		
		Mean	Max	Min
1 st	1, 2, 3, 4	74.64	79.75	72.23
2 nd	1, 2, 3, 5	74.53	78.91	71.19
3 rd	1, 3, 4, 6	72.88	76.41	70.15
...
61 st	5	53.45	56.99	50.73
62 nd	4, 5	52.49	55.32	55.32
63 rd	4	51.50	61.80	45.72

By accounting the presence of each PCA measurement in input vectors that belonged to ANN and SVM configurations that produced the best (and worst) performance (in terms of accuracy for SVM, and average of accuracy, sensitivity, and specificity for ANN), Table 5 indicates that the first PCA measurement had significant participation in both classifiers. Particularly the 3rd and 4th PCA measurements presented different results from both classifiers. While a “good” ANN classifier had 1st, 2nd, and 4th PCA measurements, a “good” SVM classifier demanded 1st, 3rd, and 6th ones.

Larynx condition identification – Tables 6 and 7 show the performance of ANNs in identifying the conditions of larynx from PCA measurements (using 20, 30 and 40 neurons in the hidden layer). The performances were significantly lower in comparison to the ones from healthy-unhealthy screening.

The best sensitivity achieved was 6.4%, although the

worst specificity was 80.1%, so ANNs were capable of correctly saying that a voice does not belong to a given larynx condition (high true negative) but incorrectly identify such a condition (high false positives).

Table 5: Participation of each PCA measurements in the ANN and SVM configurations that gave the 30 and 15 best and worst performances, respectively (values in percentage).

PCA meas. indexes	In 30 best ANNs	In 30 worst ANNs	In 15 best SVMs	In 15 worst SVMs
1	93.33	0.00	80.0	40.0
2	73.33	53.33	60.0	13.3
3	56.67	6.67	93.3	0.0
4	100.00	0.00	53.3	46.6
5	46.67	53.33	73.3	46.6
6	51.50	0.00	80.0	40.0

Table 6: Best and worst performances of ANNs (according to accuracy, sensitivity, and specificity) in relating PCA measurements into larynx conditions. The index column reflects the i^{th} PCA measurement (values in percentage). The value in brackets is the number of hidden layer neurons.

Order	PCA meas. Indexes	Accuracy	Sensit.	Specif.
1 st	1, 2, 3, 4, 5, 6 [20] 1, 2, 3, 4, 6 [30]	50.4	6.4	95.0
2 nd	1, 3, 4, 5, 6 [20] 1, 2, 3, 4, 5 [30]	45.2	5.1	95.0
3 rd	1, 2, 4, 5, 6 [20] 1, 2, 3, 4, 6 [30] 1, 2, 3, 4, 5 [30]	41.8	4.9	94.9
...
187 st	1 [20] 1, 2 [20]	8.6	0.0	82.6
188 th	6 [20] 5 [20]	8.2	0.0	81.9
189 th	2 [20] 6 [20]	7.2	0.0	80.1

The high dispersion of performance metrics indicated that carefully built ANNs could correctly identify larynx conditions with low percentages of false positive and negatives. However there were conditions like “A-P squeezing”, “Gastric reflux”, and “Ventricular compression” that yielded high false negatives.

Discussion

Results showed that ANNs produced better healthy-unhealthy discrimination than SVMs. However, the performance dispersion in ANNs was higher. This could be related to the nonlinear nature of ANNs since here SVMs used linear kernels. Once they produced higher sensitivity and specificity, indirectly they yielded lower

false positive and negatives, respectively. Those results were consistent with works using complex strategies to obtain numerical clues from voice signals [8].

Table 7: Amount of voice signals per larynx signals

Larynx Condition	Sensitivity		Specificity	
	Max	Min	Max	Min
Normal voice	98.3	9.3	100.0	84.3
A-P squeezing	13.8	0.0	100.0	88.7
Bowing	61.6	0.0	100.0	85.2
Conversion dysphonia	56.3	0.0	100.0	85.4
Cysts	75.4	0.5	99.7	84.1
Gastric reflux	21.2	0.0	100.0	84.3
Granuloma	97.3	0.0	100.0	81.9
Hemilaryngectomy	99.6	0.0	100.0	81.7
Hyperfunction	20.0	0.0	100.0	80.1
Leukoplakia	30.4	0.0	100.0	83.5
Papilloma	99.3	4.8	99.8	83.9
Vocal fold paralysis	28.1	0.0	100.0	88.6
Paresis	55.0	0.0	100.0	87.4
Presbyphonia	44.8	0.0	100.0	83.5
Reinke's edema	58.7	0.0	100.0	84.4
Scarring	75.9	2.1	99.6	86.6
Spasmodic dysphonia	46.7	0.0	100.0	84.9
Ventric. compression	18.6	0.0	100.0	88.2
Vocal fatigue	99.8	0.0	100.0	76.9
Vocal edema	40.9	0.0	100.0	86.8
Vocal polyps	42.0	0.4	99.7	84.0
Vocal nodules	80.0	0.0	100.0	82.6
Vocal tremor	44.2	0.0	100.0	79.2

However, larynx condition identification resulted in high percentage of false positives. It can be related to acoustic similarities across the larynx conditions, which justified some authors [7, 9] to analyze only a few larynx diseases and obtain better results. The high percentage of specificity indicated that ANNs correctly identified what was not a given larynx condition.

Larynx conditions with lower number of samples (like vocal fatigue) produced both higher sensitivity and higher sensitivity dispersion. This was related to the ANN training procedure that selects randomly samples: the probability of choosing samples from classes with lower number of samples is naturally lower one.

Some larynx conditions were better identified than others. The brute force method presented here showed that well-crafted classifiers (selecting "correct" PCA or acoustic measurements) could work as digital disease markers. In [9], the authors used individual classifiers (HMM-based) to each disease and obtained up to 76.09% of correct identification.

Conclusion

Clearly ANNs and SVMs were capable of identifying healthy and unhealthy larynxes. The identification of the larynx conditions required well-

designed configuration of ANNs in order to achieve high performance. However there were some conditions that would require further studies in order to improve their classification performance.

Acknowledgements

The authors would like to thank CNPq and Fundação Araucária for their financial support.

References

- [1] Horii Y. Fundamental frequency perturbation observed in sustained phonation. *J. of Speech Hearing Research*. 1979; 22: 5-19.
- [2] Murry T, Doherty E. Selected acoustic characteristics of pathologic and normal speakers. *J. of Speech Hearing Research* 1980; 23: 361-369.
- [3] Koike Y. Application of some acoustic measures for the evaluation of laryngeal dysfunction. *Studia Phonologica*. 1973; 7: 17-23.
- [4] Takahashi H, Koike Y. Some perceptual dimension and acoustical correlates of pathologic voices. *Acta otolaryngologica (Suppl)*. 1976; 338: 1-24.
- [5] Davis S. Acoustic characteristics of normal and pathological voices. In: N. Lass, editor. *Speech and language: advances in basic research and practice*. New York: Academic Press; 1979.
- [6] Yumoto E, Gould W, Calcaterra T. Harmonic-to-noise ratio as an index of the degree of hoarseness. *The Journal of the Acoustic Society of America*. 1982; 71: 1544-1550.
- [7] Costa W, Costa S, Vieira V, Dourado C, Araújo T. Análise dinâmica do sistema de produção vocal na presença de patologias da laringe. In: *XI Simpósio Brasileiro de Automação Inteligente*; 2013 Oct 13-17; Fortaleza, Brasil. 2013.
- [8] Dibazar A, Berger T, Narayana S. Feature analysis for automatic detection of pathological speech. In: *Proceedings of the 23rd IEEE EMBS Annual International Conference*; 2001 Oct 25-28; Istanbul, Turkey. 2001. p. 182-183.
- [9] Dibazar A, Berger T, Narayana S. Pathological voice assessment. In: *Proceedings of the 28th IEEE EMBS Annual International Conference*; 2006 Aug 31-Sep 3; New York, USA. 2006. p. 1669-1673.
- [10] Haykin, S. *Neural networks and learning machines*. 3rd ed. New Jersey: Prentice-Hall; 2008.
- [11] Boersma P. Accurate short-term analysis of the fundamental frequency and the harmonic-to-noise ratio of a sampled sound. *IFA Proceedings*. 1993; 17: 97-110.
- [12] Boersma P. Should jitter be measured by peak-picking or by waveform matching? *Folia Phoniatrica et Logopaedica*. 2009; 61: 305-308.
- [13] Jackson J. *A user's guide to principal components*. 1st ed. New Jersey: John Wiley & Sons; 2003.
- [14] Kohavi R, Provost F. *Glossary of terms*. *Machine Learning*. 1998; 30: 271-274.

ANÁLISE DA LÓGICA PARACONSISTENTE PARA CLASSIFICAÇÃO DE SINAIS MIOELÉTRICOS EM MOVIMENTOS DO MEMBRO SUPERIOR

G. W. Favieiro*, K. O. A. Moura* e A. Balbinot*

* Universidade Federal do Rio Grande do Sul (UFRGS) - PPGE, Porto Alegre, Brasil
e-mail: gabi.favieiro@gmail.com

Resumo: Este trabalho apresenta um método inovador que investiga o uso de lógica paraconsistente e sinais mioelétricos do membro superior para a classificação de movimentos, devido à sua habilidade para lidar com dados imprecisos, inconsistente e paracompletos. Este estudo preliminar apresenta resultados promissores em termos de tempo de processamento e taxa de acerto. A taxa de acerto média para o método desenvolvido de lógica paraconsistente foi de $70,0 \pm 10,4\%$ para 17 movimentos distintos e com tempo médio de processamento da classificação de 18 ms por movimento, utilizando 3 características do sinal: RMS (root mean square), variância e frequência mediana.

Palavras-chave: Lógica Paraconsistente, Sinais mioelétricos, membro superior.

Abstract: This paper presents a novel method that investigates the use of Paraconsistent Artificial Neural Network (PANN) and upper-limb electromyography signals for classification of movements, due to their intrinsic ability to deal with imprecise, inconsistent and paracomplete data. The preliminary study presents promising results in terms of processing time and accuracy. The average classification accuracy for the developed paraconsistent logic method was $70,0 \pm 10,4\%$ for 17 distinguish movements and a classification average processing time of 18 ms per movement, using 3 signal features: variance, RMS (root mean square) and median frequency.

Keywords: Paraconsistent logic, myoelectric signals, upper-limb.

Introdução

O uso de eletromiografia de superfície (sEMG) está se tornando cada vez mais abrangente em diversas áreas como biomecânica, medicina e diagnósticos clínicos, dispositivos de reabilitação e até mesmo em jogos de computadores. Existem diversas técnicas de Inteligência Computacional (IC) amplamente utilizadas para o processamento do sinal sEMG como redes neurais artificiais (RNA) [1], lógica fuzzy [1-2] algoritmos genéticos, máquinas de vetor de suporte e redes bayesianas [1].

Falando de maneira geral, redes neurais são basicamente um conjunto de nós altamente interconectados, chamados de neurônios artificiais. A RNA é considerada um método muito interessante para a classificação de movimentos sEMG, no qual foi

amplamente explorado ao longo dos anos por diversos pesquisadores [3]. Por outro lado, análises de sEMG são repletas de dados inconsistentes, incompletos, significando que a análise destes dados é altamente adequada à lógicas não-clássicas.

Adicionalmente, a lógica paraconsistente é considerada uma lógica não-clássica, pelo fato de admitir o tratamento de sinais contraditórios em sua estrutura teórica sem invalidar as conclusões de uma maneira não-trivial. A PANN é um tipo de RNA baseada em lógica paraconsistente anotada [4]. As PANNs são adequadas para atacar problemas de reconhecimento de padrões e têm sido empregadas em diversas áreas como análise de imagens, equipamentos médicos, diagnósticos, processamento de voz e caracteres, pela sua capacidade de lidar com dados imprecisos, inconsistente ou paracompletos [3].

Neste trabalho foi empregado uma PANN que é capaz de manipular dados sEMG para o reconhecimento de 17 movimentos distintos do membro superior utilizando 12 canais de sEMG.

Revisão de Lógica Paraconsistente

PANN é uma rede neural artificial baseada em lógica paraconsistente anotada $E\tau$ [3-5]. Uma breve revisão sobre os conceitos básicos da lógica serão apresentados.

As fórmulas da lógica paraconsistente são do tipo $p(\mu, \lambda)$, em que $(\mu, \lambda) \in [0, 1]^2$ e $[0, 1]$ é o intervalo unitário real (p denota uma variável proposicional). A fórmula $p(\mu, \lambda)$ pode ser traduzida como: “é assumido que a evidência favorável de p é representado por μ e a evidência contrária é representada por λ ” [3, 5] Então:

- $p(1.0, 0.0)$ equivale à uma proposição verdadeira.
- $p(0.0, 1.0)$ equivale à uma proposição falsa.
- $p(1.0, 1.0)$ equivale à uma proposição inconsistente.
- $p(0.0, 0.0)$ equivale à uma proposição paracompleta (desconhecida).
- $p(0.5, 0.5)$ equivale à uma proposição indefinida.

Baseado nas evidências (sempre considerando $0 \leq \mu, \lambda \leq 1$) é possível calcular os Graus de Incerteza (G_{un}) e Graus de Certeza (G_c):

$$G_{un}(\mu, \lambda) = \mu + \lambda - 1 \quad (1)$$

$$G_c(\mu, \lambda) = \mu - \lambda \quad (2)$$

Ao todo, $G_{un}(\mu, \lambda)$ representa a distância em que a constante de anotação (μ, λ) está do estado inconsistente ($G_{un} = 1$) ou paracompleto ($G_{un} = -1$). De maneira similar, $G_c(\mu, \lambda)$ representa a distância entre a constante de anotação (μ, λ) e os estados verdadeiro ($G_c = 1$) ou falso ($G_c = -1$) (Figura 1) [3, 5]. Uma relação de ordem é definida na Equação 3:

$$[0, 1]^2: (\mu_1, \lambda_1) \leq (\mu_2, \lambda_2) \Leftrightarrow \mu_1 \leq \mu_2, \text{ e } \lambda_2 \leq \lambda_1 \quad (3)$$

constituindo o reticulado que será simbolizado por τ . Baseado nos graus de certeza e incerteza é possível estabelecer 12 estados de saída (Tabela 1) e suas regiões dependem de valor de controle adicional [5]:

- V_{scct} : valor superior do controle de incerteza.
- V_{sc} : valor superior do controle de certeza.
- V_{icct} : valor inferior do controle de incerteza.
- V_{ic} : valor inferior do controle de certeza.

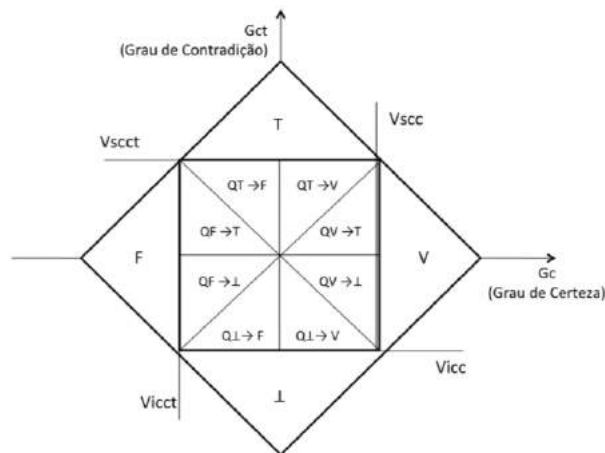


Figura 1: Graus de certeza e incerteza.

Tabela 1: Estados extremos e não-extremos.

Estados extremos	Símbolo	Estados não-extremos	Símbolo
Verdadeiro	V	Quasi-verdadeiro tendendo ao inconsistente	$QV \rightarrow T$
Falso	F	Quasi-verdadeiro tendendo ao paracompleto	$QV \rightarrow \perp$
Inconsistente	T	Quasi-falso tendendo ao inconsistente	$QF \rightarrow T$
Paracompleto	\perp	Quasi-falso tendendo ao paracompleto	$QF \rightarrow \perp$
		Quasi-inconsistente tendendo ao verdadeiro	$QT \rightarrow V$
		Quasi-inconsistente tendendo ao falso	$QT \rightarrow F$
		Quasi-paracompleto tendendo ao verdadeiro	$Q\perp \rightarrow V$
		Quasi-paracompleto tendendo ao falso	$Q\perp \rightarrow F$

Procedimentos Experimentais

O sistema proposto pode ser descrito de maneira simplificada em quatro passos: aquisição de dados, pré-processamento, extração de características e reconhecimento dos movimentos. Estes passos serão detalhados nas próximas sessões.

Todos os procedimentos realizados neste estudo

envolvendo voluntários humanos estão de acordo com os padrões de ética do comitê de pesquisa, com projeto aprovado pelo comitê de ética da UFRGS (11253312.8.0000.5347). Precedendo o experimento, cada voluntário é requisitado a preencher uma declaração de consentimento.

Aquisição de dados sEMG – Os sinais mioelétricos do membro superior são adquiridos utilizando o eletromiógrafo comercial EMG-830C. O grupo de estudo é composto por 5 voluntários de ambos os sexos com membros intactos, com idade variando entre 20 a 30 anos.

O processo de aquisição do sinal consiste em adquirir o sinal de sEMG enquanto os voluntários estão realizando uma sequência de 17 movimentos que é apresentada a eles por meio de um braço virtual, para estímulo visual e seus movimentos são replicados pelos voluntários. Os sinais foram adquiridos com uma taxa de amostragem de 2kHz por canal.

O posicionamento dos eletrodos é músculo-específico para 4 canais: bíceps, tríceps, extensor dos dedos e flexor dos dedos. Os outros 8 pares de eletrodos são posicionados de maneira aleatória, igualmente espaçados ao redor do antebraço (2 cm abaixo da junta do cotovelo), totalizando 12 pares de eletrodos de superfície.

O estímulo visual, representando os movimentos realizados, consiste em 17 movimentos distintos baseado em [6]. Os movimentos estão descritos na Tabela 2, com 6 repetições por sessão.

Tabela 2: Descrição dos movimentos.

#	Descrição	#	Descrição
1	Polegar para cima	9	Supinação do punho (eixo de rotação: dedo médio)
2	Extensão dos dedos indicador e médio	10	Pronação do punho (eixo de rotação: dedo médio)
3	Flexão dos dedos anular e mínimo	11	Supinação do punho (eixo de rotação: dedo mínimo)
4	Flexão do polegar e extensão dos outros dedos	12	Pronação do punho (eixo de rotação: dedo mínimo)
5	Abdução dos dedos	13	Flexão do punho
6	Fechar a mão	14	Extensão do punho
7	Apontando dedo indicador	15	Desvio radial do punho
8	Adução dos dedos	16	Desvio ulnar do punho
		17	Extensão do punho com mão fechada

Pré-processamento e extração de características – Antes da etapa de reconhecimento do movimento, o sinal sEMG passa por uma etapa de pré-processamento que consiste em: remoção do *offset*, retificação completa do sinal, segmentação do sinal de interesse e extração das características.

A segmentação do sinal foi baseada na temporização dos vídeos utilizados como estímulo na aquisição do sinal. A segmentação levou em consideração a duração de cada movimento (5 segundos) e o tempo de descanso (3 segundos) entre os movimentos, para segmentar as porções do sinal que correspondem ao movimento efetuado.

A extração de características do sEMG, especialmente considerando sEMG de vários canais, ainda apresenta

um desafio, por causa da sua complexidade. Para essa análise três características foram extraídas: RMS, Variância (VAR) e frequência mediana (fMED). As características foram calculadas sobre o segmento de sinal correspondente ao movimento.

Reconhecimento dos movimentos– Primeiramente, as características extraídas foram representadas em graus de evidência (0-1). Mais especificamente, as características foram normalizadas, para serem utilizadas com entrada na PANN.

No processo de reconhecimento dos movimentos, os graus de evidência obtidos pela extração das características são comparados com os graus de evidência padrão de cada movimento. O processamento paraconsistente é realizado para cada classe de movimento e sua saída representa seu grau de evidência de reconhecimento, baseado no método *one-versus-all*. Isso significa que a classe de movimento que obter o maior grau de evidência é considerada a classe vencedora para o reconhecimento do movimento.

O diagrama de blocos do sistema (Figura 2) representa as 4 maiores camadas do algoritmo de reconhecimento de padrões. A camada 1 e 2 foram discutidas nas sessões anteriores (aquisição de dados e extração de características). Para cada classe de movimento é criada uma PANN (camada 3, Figura 2). Cada PANN é independente, podendo ser processadas em paralelo, incrementando o desempenho do sistema como um todo. O principal objetivo da camada 3 é comparar as entradas com as características padrão adquiridas para cada movimento (similarmente aos dados de treinamento utilizados em algoritmos de aprendizado supervisionado) e calcular um vetor de graus de evidência que representa quão próximo ou distante as características extraídas estão das características padrão, para cada classe de movimento. Os graus de evidência resultantes para cada classe são calculados utilizando Nós de Análise Paraconsistente (NAP).

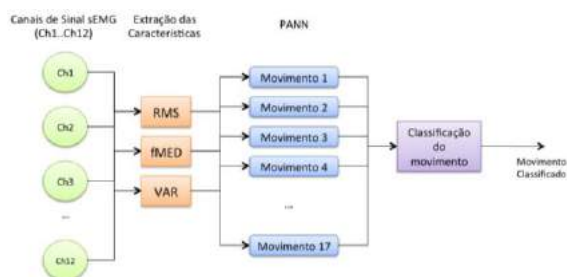


Figura 2: Diagrama de blocos da arquitetura da PANN.

Os Nós de Análise Paraconsistente - NAPs consistem em um algoritmo que consegue tratar e controlar sinais com informação imprecisa e contraditória [3, 4], representado pela Tabela 3. Os NAPs tem duas saídas: o grau de evidência (μ_{ER}) e o intervalo de evidência (ϕE) e duas entradas: μ e λ .

Inicialmente, a NAP é utilizada para calcular a distância entre as características padrão e as características apresentadas, criando três listas de graus de evidência, uma para cada característica, baseada no

valor da saída do intervalo de evidência (ϕE). Este processo é repetido para as 17 classes de movimentos. Cada lista de graus de evidência tem 12 valores, representando os 12 canais de sEMG.

Após, é calculado um único grau de evidência para cada canal, utilizando os graus de evidência resultantes das três características com entrada da NAP e calculando o grau de evidência resultante (μ_{ER}). Essa etapa produz uma lista de graus de evidência ($G\mu$) dos valores combinados das características para cada classe de movimento.

A última etapa da PANN consiste em calcular um único grau de evidência através do algoritmo ParaExtrctr que representará o grau de evidência do reconhecimento do movimento. Sendo que o algoritmo ParaExtrctr é capaz de diminuir gradativamente os efeitos das contradições em sinais com dados de conhecimento incerto empregando NAPs [4].

Dada a lista de graus de evidência ($G\mu$) resultante para cada classe de movimento, o algoritmo ParaExtrctr seleciona os graus de evidência máximo e mínimo (μ_{max} e μ_{min}) para compor a entrada da NAP. A NAP é responsável por calcular o intervalo entre as entradas μ ($\mu = \mu_{max}$) e λ ($\lambda = 1 - \mu_{min}$) para extrair o efeito da contradição. Após, os graus de evidência selecionados de $G\mu$ são substituídos pelo grau de evidência calculado (μ_{ER}). Este processo é repetido até que lista $G\mu$ tenha somente um único valor [4]. No final deste processo, cada classe de movimento tem um grau de evidência de reconhecimento único. O movimento com o maior grau de evidência representa o movimento reconhecido pelo sistema.

Tabela 3: Etapas do algoritmo do NAP.

Etapas	Algoritmo
1	$\mu_{ctr} = \frac{(\mu + \lambda)}{2}$ $\phi E = 1 - 2 * \mu_{ctr} - 1 $ $Gc = \mu - \lambda$ $Gum = (\mu + \lambda) - 1$ $D = \sqrt{(1 - Gc)^2 + (Gum)^2}$ $\text{Se } Gc > 0: Gcr = 1 - D$ $\text{Se } Gc < 0: Gcr = D - 1$ $\text{Se } Gc == 0: Gcr = 0$
2	
3	$\mu_{ER} = \frac{(Gcr + 1)}{2}$

Resultados Preliminares

O processo de classificação é baseado nas características extraídas do sinal sEMG segmentado e considerado como características padrão. O primeiro passo antes da classificação do sinal é a definição dessas características padrão para cada movimento. Para este estudo foi utilizado a metodologia *k-fold*, em que 50% dos dados (3 amostras de cada movimento) foram utilizados como características padrão e os outros 50% dos dados foram utilizados para testes e validações da PANN. Baseado no método do *k-fold*, todas as possibilidades foram testadas, totalizando 20 combinações diferentes de características padrão e testes.

Para este estudo preliminar, 5 voluntários realizaram 3 sessões cada, em dias diferentes e os resultados encontrados estão representados na Figura 3.

A taxa de acerto média para todos os sujeitos foi de $70,0 \pm 10,4\%$ para a classificação de 17 movimentos distintos. É possível notar que somente o Voluntário 1 e 4 obtiveram uma taxa de acerto média abaixo de 70% considerando os 3 ensaios. Da mesma forma, os voluntários 2, 3 e 5 obtiveram pelo menos em uma das sessões uma taxa de acerto superior à 80%.

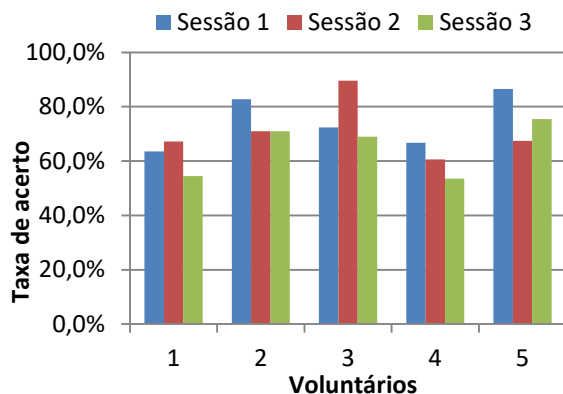


Figura 3: Taxa de acerto média por voluntário.

As médias de acerto por movimento são apresentadas na Figura 4. Analisando os resultados, o movimento de fechar a mão (movimento #6) obteve a menor taxa de acerto médio de 52%. Importante destacar também que as 4 classes de pronação e supinação de punho (movimentos 9-12) tem uma taxa de acerto médio inferior à 65,0%, se encontrando entre as menores taxas de acerto. A melhor taxa de acerto foi obtida pelos movimentos de flexão e extensão do punho (movimentos 13 e 14), com uma média superior à 87% de acerto.

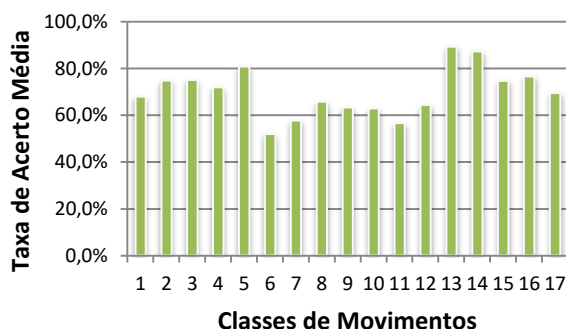


Figura 4: Taxa de acerto médio por movimento.

Igualmente importante, um *benchmark* foi realizado para avaliar o algoritmo em termos de delay. O tempo de processamento médio foi de 18 ms para cada amostra de movimento (baseado em um pc intel i7-3770 com 16gb ram DD3 utilizando Matlab *software*), o que torna o método viável para ser testado em classificação *online* de movimentos [7], necessitando somente adaptar a técnica de segmentação para janelas sobrepostas.

Conclusão

Em síntese, o estudo preliminar do uso da PANN para classificação de movimento do membro superior demonstra resultados promissores em termos de tempo de processamento e taxa de acerto. Embora o método necessite de melhorias, a simplicidade dos cálculos e o tempo de processamento revelam grande potencial para o uso em sistemas embarcados para controle de próteses. Da mesma forma é importante ressaltar à falta de treinamento supervisionado, uma vez que o método só precisa de uma base de dados de características padrão para cada movimento, o que pode ser facilmente renovada ao longo do tempo, sem consumir tempo de processamento.

Para os próximos passos dessa pesquisa, serão analisadas outras configurações e diferentes arquiteturas da PANN que poderiam possivelmente modelar o sinal de sEMG de uma forma mais eficiente. Além disso, o sistema será testado em um ambiente online para avaliar a viabilidade do uso da PANN para controlar próteses mioelétricas.

Agradecimentos

Agradecemos o apoio da CAPES (Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior) pelo suporte dado em relação à bolsa de Doutorado.

Referências

- [1] D. Farina, N. Jiang, H. Rehbaum, A. Holobar, B. Graimann, H. Dietl, and O. C. Aszmann, "The extraction of neural information from the surface EMG for the control of upper-limb prostheses: Emerging avenues and challenges," *IEEE Trans. Neural Syst. Rehabil. Eng.*, vol. 22, no. 4, pp. 797–809, 2014.
- [2] G. W. Favieiro and A. Balbinot, "Adaptive neuro-fuzzy logic analysis based on myoelectric signals for multifunction prosthesis control," *Proc. Annu. Int. Conf. IEEE Eng. Med. Biol. Soc. EMBS*, pp. 7888–7891, 2011.
- [3] J. M. Abe, "Paraconsistent logics and applications," *SOFA 2010 - 4th Int. Work. Soft Comput. Appl. Proc.*, pp. 11–18, 2010.
- [4] S. Souza, J. M. Abe, and K. Nakamatsu, "MICR automated recognition based on Paraconsistent Artificial Neural Networks," *Procedia Comput. Sci.*, vol. 22, pp. 1083–1091, 2013.
- [5] J. M. Abe, H. F. S. Lopes, and K. Nakamatsu, "Paraconsistent neurocomputing and brain signal analysis," *Vietnam J. Comput. Sci.*, vol. 1, no. 4, pp. 219–230, 2014.
- [6] M. Atzori, A. Gijssberts, C. Castellini, B. Caputo, A.-G. M. Hager, S. Elsig, G. Giatsidis, F. Bassetto, and H. Müller, "Electromyography data for non-invasive naturally-controlled robotic hand prostheses," *Sci. Data*, vol. 1, p. 13, 2014.
- [7] T. R. Farrell, "Determining delay created by multifunctional prosthesis controllers," *J. Rehabil. Res. Dev.*, vol. 48, no. 6, p. xxi, 2011.

CLASSIFICAÇÃO DOS MOVIMENTOS DA MÃO USANDO REGRESSÃO LOGÍSTICA, REDES NEURAIS E MÁQUINAS DE VETORES DE SUPORTE

A. C. Búrigo*, A. B. Balbinot**, F. Crivellaro e A. Balbinot*

*Universidade Federal do Rio Grande do Sul, Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica, Laboratório de Instrumentação Eletroeletrônica & Biomédica, Porto Alegre, RS, Brasil

**Faculdade Luterana São Marcos, RS, Brasil

e-mail: alexandre.balbinot@ufrgs.br

Resumo: Pessoas portadoras de deficiência física apresentam determinadas limitações devido a sua condição física. Uma maneira de minimizar essa situação é através do uso de próteses para reduzir ou idealmente eliminar completamente a deficiência física. Para contribuir nesta área, este trabalho utiliza a base de dados Ninapro para desenvolver um sistema, baseado em eletromiografia de superfície, capaz de classificar movimentos da mão. É comparado a taxa de acerto de três métodos de classificação (Regressão Logística, Redes Neurais e Máquina de Vetores de Suporte) para um conjunto variável de eletrodos, para um conjunto variável de características e para um conjunto de treinamento de diferentes tamanhos. Este trabalho demonstra que as taxas de acerto para os modelos diminuiu com a redução do conjunto de eletrodos, mas mostra que o posicionamento desses eletrodos é um importante fator para a qualidade da classificação. As taxas de acerto quando considerando somente as características extraídas no domínio da frequência, confirmam que as taxas de acerto do modelo foram reduzidas com a diminuição do conjunto de treinamento e mostra que a Regressão Logística e a Rede Neural apresentam taxas de acerto superiores e similares (96,3% para o caso padrão), quando comparado ao modelo SVM (92,2% para o caso de teste padrão).

Palavras-chave: Eletromiografia de Superfície, Regressão Logística, Redes Neurais, Máquina de Vetores de Suporte.

Abstract: *People with disabilities are partially limited due to their physical condition. One way to minimize their situation is the use of prosthesis to reduce or, ideally, completely eliminate the disability. This work uses the second NinaPro database to develop a system, based on superficial electromyography, capable of classifying movements of a person's hand (abduction of the fingers, fingers flexed together in first, pointing index, wrist flexion, wrist extension and grasp). In particular, it compares the accuracy of three classification methods (logistic regression, neural networks and support vector machine) for variable sets of electrodes, for variable sets of characteristics and for training sets of different sizes. This paper demonstrates that the accuracies of the models decrease with the reduction of the set of electrodes, but shows that the positioning of these electrodes may be an important factor for the quality of classification. Moreover, it*

highlights high accuracy rates when considering only some features extracted from the frequency domain, confirms that the accuracies of the models decrease with the reduction of the training set size and shows that logistic regression and neural network models present similar but superior accuracies (96.3% on the standard test case), when compared to that of a support vector machine model (92.2% on the standard test case).

Keywords: *Superficial electromyography, Logistic regression, Neural network, Support Vector Machine.*

Introdução

Diversos portadores de deficiência física estão incapacitados de participar, de forma independente, de muitas atividades habituais do dia-a-dia. Devido à sua situação, tendem a ser excluídos da sociedade em que vivem. Em função disso, diversos grupos de pesquisa estudam meios e formas de inclusão social dessas pessoas [1, 2]. Um dos possíveis benefícios que visa eliminar ou minimizar o grau de deficiência física de pessoas, que sofreram a amputação de algum membro, seria a sua substituição por uma prótese. Por exemplo, considerando-se próteses inteligentes, é possível capturar e interpretar os sinais elétricos transmitidos por membros do corpo humano e desenvolver dispositivos capazes de substituir ou complementar funcionalmente partes disfuncionais do corpo [2, 3, 4]. A área de pesquisa envolvendo próteses controladas por sinais mioelétricos, assim como, a área de processamento de sinais mioelétricos encontram-se em constante evolução com o objetivo principal de desenvolver próteses funcionais com controle intuitivo, com mínimo número de eletrodos, com redução do tempo de treinamento do sistema inteligente, entre outras diversas características necessárias. Em função dessas colocações, este trabalho pretende contribuir apresentando o desenvolvimento de um sistema, baseado no processamento de sinais de eletromiografia superficial, para interpretar e classificar os sinais musculares de intenção do movimento da mão da base de dados NinaPro. Complementarmente este artigo compara a taxa de acerto de três modelos de classificação (regressão logística, redes neurais e máquinas de vetores de suporte) em função do número de eletrodos, tipo de métrica usada na caracterização do sinal de interesse e conjunto de treinamento utilizado.

Materiais e Métodos

A base de dados NinaPro (*Non-Invasive Adaptive Prosthetics*) é um projeto em desenvolvimento que tem por objetivo auxiliar, através da criação de bases de dados de disponibilidade pública, pesquisas sobre o controle de prótese mioelétrica da mão. Os bancos de dados são criados através do registro de sinais eletromiográficos superficiais e dados cinemáticos da mão enquanto os sujeitos executam um conjunto de ações e posturas pré-definidas [5]. Este artigo usou a segunda base de dados formada por sinais mioelétricos de 40 sujeitos não amputados de um total de 49 movimentos distintos (além do estado de repouso). Entre o conjunto de posturas da base de dados NinaPro, apenas as seguintes posturas (mostradas na Figura 1 – mantidas com seu nome original) foram considerados neste trabalho: *abduction of the fingers* (imagem 5), *fingers flexed together in first* (imagem 6), *pointing index* (imagem 7), *wrist flexion* (imagem 13), *wrist extension* (imagem 14) and *grasp* (imagem 29).

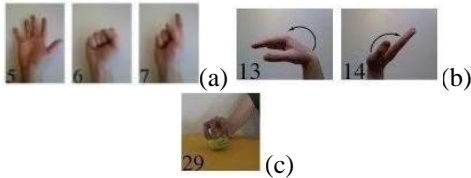


Figura 1: Os seis movimentos selecionados da base de dados NinaPro (adaptado livremente de [5]).

A fase de pré-processamento consistiu de uma série de tratamentos dos sinais mioelétricos antes que possam ser utilizados por um dos três algoritmos de aprendizagem propostos neste trabalho. Esta fase foi dividida em: remoção de *offset*, filtragem (realizada por um filtro Butterworth passa-banda de quarta ordem com frequências de corte de 20 Hz a 500 Hz), normalização, segmentação e finalmente a etapa de extração de características. A etapa de normalização foi realizada pela Equação (1):

$$EMG = \frac{EMG}{\max(|EMG|)} \quad (1)$$

onde EMG é uma matriz $N \times 1$ que representa as N amostras do sinal, e a operação $\max(|EMG|)$ recupera o maior elemento entre os valores absolutos dos elementos deste vetor. O passo de segmentação tem por objetivo primordial identificar os segmentos ou trechos do sinal de interesse, ou seja, os segmentos que apresentam atividade muscular. O procedimento de segmentação consistiu, primeiramente, em dividir o sinal em janelas de 250ms e foi realizado de acordo com a Equação (2):

$$P = \frac{1}{N_{win}} \sum_{i=1}^{N_{win}} EMGwin_{i1}^2 \quad (2)$$

onde $EMGwin$ é uma matriz $N_{win} \times 1$ que representa as N_{win} amostras do sinal interno da janela avaliada e $EMGwin_{i1}$ é o elemento da linha i e coluna 1 desta matriz. Cada uma das janelas foi avaliada de acordo com a condição: se a potência média do sinal interno à janela é maior do que um determinado limiar especificado (*threshold*) foi classificado como válida; caso contrário, foi classificado como inválida. O valor

do limiar depende do valor máximo absoluto do sinal, $\max(|EMG|)$, ou seja, se a intensidade máxima do sinal, $\max(|EMG|)$, foi maior ou igual a 30 vezes a média do valor absoluto do sinal:

$$|\overline{EMG}| = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N |EMG_{i1}| \quad (3)$$

então, o limiar (*threshold*) foi definido por:

$$threshold = 4\% \text{ de } 5|\overline{EMG}| \quad (4)$$

caso contrário:

$$threshold = 4\% \text{ de } \frac{\max|\overline{EMG}|}{5} \quad (5)$$

onde $|\overline{EMG}|$ é a média do valor absoluto do sinal. A etapa de extração de características permitiu reduzir a quantidade de dados a serem manipulados. Estas características são utilizadas como entrada para os três métodos de aprendizagem. As seguintes características foram avaliadas: RMS, média aritmética, variância, desvio padrão, obliquidade (*skewness*), curtose e centroide espectral (ver Equação (6)):

$$centroide = \frac{\sum_{i=1}^N if_{il}}{\sum_{i=1}^N f_{il}} \quad (6)$$

onde f é uma matriz $N \times 1$ que representa a magnitude (ou peso), no espectro de frequências, das N frequências consideradas e f_{il} é o elemento de linha i e de coluna l desta matriz. Esta métrica indica o baricentro (ou o “centro de massa”) do espectro de frequência de um sinal e é calculado como a média ponderada das frequências presentes de um sinal (onde os pesos são as magnitudes do espectro). O modelo de regressão logística usou a função de ativação sigmoide e o modelo foi regularizado usando uma soma λ -parametrizada dos quadrados dos elementos do vetor de pesos. Buscou-se minimizar a função erro descrita pela Equação (7):

$$E(\omega) = -\sum_{n=1}^N (t_n \ln(y_n) + (1 - t_n) \ln(1 - y_n)) + \frac{\lambda}{2} \omega^T \omega \quad (7)$$

onde N é a quantidade de exemplos de treinamento, $t_n \in \{0,1\}$ é a saída esperada do classificador para o exemplo n , $y_n = \sigma(\omega^T \phi_n)$ é a saída corrente do classificador para o exemplo n , λ é o parâmetro de regularização, ω é o vetor de pesos:

$$\phi_n = \phi_{ni}(x_n) = \begin{cases} 1 & \text{if } i = 0 \\ x_{ni} & \text{if } i \neq 0 \end{cases} \quad (8)$$

e x_n é o vetor de entradas para o exemplo n . Para a classificação de mais do que duas classes, foi usado o método conhecido como *one versus all* (um contra todos). Este método de classificação é baseado nos classificadores binários K onde cada classificador é treinado para ser capaz de distinguir uma classe em relação a todas as outras ($K - 1$) classes, isto é, cada classificador é capaz de identificar se um exemplo pertence à classe que representa. No modelo rede neural, buscou-se minimizar a função erro descrita pela Equação (9):

$$E(\omega) = -\sum_{n=1}^N \sum_{k=1}^K (t_{nk} \ln(y_{nk}) + (1 - t_{nk}) \ln(1 - y_{nk})) + \frac{\lambda}{2} \left(\sum_{i=1}^{L(1)} \sum_{j=1}^{L(2)} (\omega_{ji}^{(1)})^2 + \sum_{i=1}^{L(2)} \sum_{j=1}^{L(3)} (\omega_{ji}^{(2)})^2 \right) \quad (9)$$

onde N é quantidade de exemplos treinados, $K = L^{(3)}$ é o número de classes considerada, t_{nk} é o valor de ativação esperado da unidade de saída k para o exemplo n , $y_{nk} = a_{nk}^{(3)}$ é o valor de ativação corrente da unidade de saída k para o exemplo n , λ é o parâmetro de regularização, $L^{(1)}$ é o número de unidades da camada l (excluindo a unidade *bias*), e $\omega^{(l)}$ é a matriz de pesos da camada l . Neste trabalho foi usada uma rede neural de 3 camadas (*one input layer, one hidden layer e one output layer*), com função de ativação sigmoide para as camadas 2 e 3. Como no modelo de regressão logística, o modelo foi regularizado usando uma soma λ -parametrizada dos quadrados dos elementos do vetor de pesos. As máquinas de vetores de suporte (SVM) são normalmente utilizadas para a classificação de dados e de regressão com o objetivo de tentar resolver o problema com o conceito de margem (distância mais curta entre a fronteira de decisão e de qualquer amostra). Neste tipo de modelo, o limite de decisão (ou hiperplano) é escolhido para ser o único com a maior margem. Neste trabalho, o modelo SVM usou a função Kernel Gaussiana:

$$k(x, x') = \exp(-\gamma \|x - x'\|^2) = \exp(-\|x - x'\|^2 / (2\sigma^2)) \quad (10)$$

que fornece a similaridade entre dois pontos.

Inicialmente, o sistema desenvolvido “jê” um arquivo que corresponde a um dos exercícios considerados neste trabalho (ver Figura 1). Em seguida, para cada estímulo considerado (movimento executado pela mão) e para cada uma das repetições deste movimento (cada base de dados contém 6 repetições de cada movimento), o sistema identifica o sinal de EMG a ser processado, executa a etapa de pré-processamento e finalmente, tendo todas as características dos sinais de interesse cria uma matriz como entrada dos métodos de classificação. É importante ressaltar que a geração dos conjuntos de treinamento e de teste foi aleatória. Cada teste de cada um dos algoritmos de aprendizagem foi repetido 100 vezes (número escolhido arbitrariamente). Desta forma, ao final dos testes, foi possível calcular o desempenho médio de cada método de classificação desenvolvido. Após a realização do treinamento, o modelo foi testado contra o conjunto de treinamento e conjunto de teste, gerando medidas de desempenho para cada um dos conjuntos. Por fim, as medidas de desempenho foram armazenadas para possibilitar a análise dos resultados. O algoritmo de particionamento usou a seguinte estratégia para aleatorizar: para cada movimento, o sistema selecionou os dados correspondentes as 6 repetições do movimento. Em seguida, as primeiras 4 repetições foram adicionadas ao conjunto de treinamento, e as últimas 2 repetições foram adicionadas ao conjunto de teste. Os valores ideais dos parâmetros do modelo foram estimados usando o método de validação cruzada.

Como o número de exemplos de cada movimento é muito pequeno (6 repetições por movimento) e aproveitando o fato de que existe um grande número de sujeitos na base de dados NinaPro (40 sujeitos), uma

dos quarenta indivíduos foi usado como o "conjunto de validação cruzada". Uma série de parâmetros foram testados, e aqueles com os melhores desempenhos foram mantidos. O modelo regressão logística tem apenas um valor a ser estimado: o parâmetro de regularização (λ). O modelo rede neural tem dois valores a serem estimados: o parâmetro de regularização (λ) e o número de unidades ocultas ($L^{(2)}$). O modelo de máquinas de vetores de suporte tem dois parâmetros a serem estimados: o parâmetro de regularização ($C \equiv 1/\lambda$) e o parâmetro kernel Gaussian (σ). Os parâmetros foram testados e selecionados usando: $\lambda \in \{0.001; 0.003; 0.01; 0.03; 0.1; 0.3; 1\}$, $L^{(2)} \in \{10; 20; 30; \dots; 100\}$, $C \in \{0.01; 0.1; 1; \dots; 10000\}$ and $\sigma \in \{0.001; 0.003; 0.01; 0.03; 0.1; 0.3; 1; 1.3; 2\}$.

Resultados e Discussões

A Figura 2 apresenta as taxas de acerto de cada modelo de aprendizagem para diferentes conjuntos de eletrodos. Como pode ser visto, a quantidade de eletrodos afeta, diretamente, a taxa de acerto dos três modelos desenvolvidos neste trabalho. Além disso, as taxas de acerto foram mais influenciadas pela quantidade de eletrodos, em seguida, pela sua localização. No entanto, a configuração utilizando apenas quatro eletrodos em torno do antebraço atingiu uma taxa de acerto maior do que a configuração utilizando 4 eletrodos anatomicamente bem posicionados, mostrando evidentemente que o posicionamento dos eletrodos é um fator importante a ser considerado neste tipo de sistema. Ainda de acordo com a Figura 2, é possível verificar que os modelos regressão logística e redes neurais alcançaram taxas de acerto muito semelhantes, enquanto o modelo máquinas de vetores de suporte atingiu as taxas mais baixas em cada um dos casos considerados.

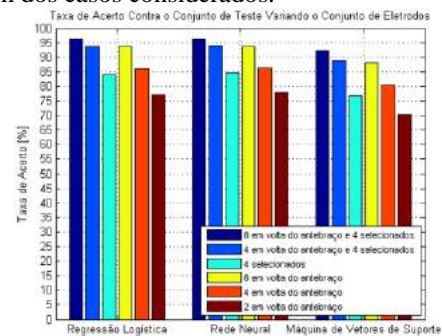


Figura 2: Taxa de acerto variando o conjunto de eletrodos para cada um dos métodos de classificação propostos (regressão logística, redes neurais e máquinas de vetores de suporte).

A Figura 3 apresenta as taxas de acerto para cada método de aprendizagem em função dos conjuntos em que uma das características ou todas as características de um dado domínio (tempo ou frequência) foram ignoradas. É evidente, por esta figura, que nenhum dos recursos é, na presença dos outros, insubstituível. No entanto, a importância das características no domínio da frequência para classificar os movimentos neste banco

de dados é perceptível. A taxa média de acerto do sistema é pouco influenciada enquanto ignoram características extraídas a partir do domínio do tempo, no entanto, ignorando características extraídas a partir do domínio da frequência, a variação das taxas de acerto dos modelos é evidente. A Figura 4 apresenta, separadamente, as taxas de acerto considerando diferentes conjuntos de características. É perceptível que, por exemplo, a característica média aritmética, do sinal no domínio do tempo, não é capaz de classificar, de forma eficaz, os movimentos considerados. Porém, as características obliquidade, curtose e centroide espectral, analisadas separadamente, alcançaram altas taxas de acerto. A Figura 5 compara graficamente, para cada método de aprendizagem, a sua taxa de acerto contra o conjunto de teste para diferentes tamanhos do conjunto de treinamento. Como era de se esperar, quanto menor o tamanho do conjunto de treinamento, menor a taxa de acerto dos modelos. Mais uma vez, os modelos regressão logística e redes neurais atingiram taxas de acerto muito semelhantes e o modelo SVM alcançou uma taxa de acerto inferior.

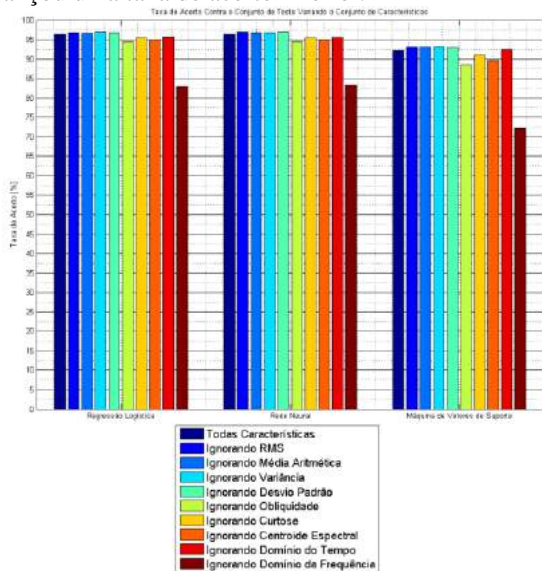


Figura 3: Taxa de acerto em função do conjunto de características considerado.

Conclusões

O objetivo deste trabalho foi avaliar o desempenho dos três algoritmos de classificação para um conjunto variável de eletrodos, de características e de tamanho do conjunto de treinamento. A quantidade de eletrodos usados interfere, diretamente, na taxa de acerto de cada um dos modelos considerados. Quanto menor for a quantidade de eletrodos, menor será a taxa de acerto dos modelos contra o conjunto de teste. Além disso, verificou-se que o posicionamento dos eletrodos nos músculos selecionados podem melhorar a taxa de acerto dos algoritmos para estes movimentos. Além disso, é importante observar que todos os movimentos avaliados apresentaram taxas de acerto semelhantes demonstrando que a principal variabilidade, na taxa de acerto, é dependente do número de eletrodos, número e tipo de característica utilizada na entrada do classificador e tamanho da base de dados de treinamento.

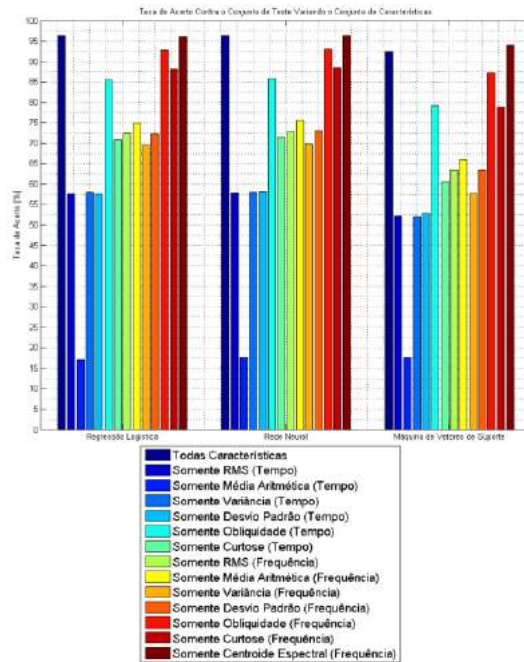


Figura 4: Taxa de acerto em função da variação do conjunto de características (usando somente uma das características).

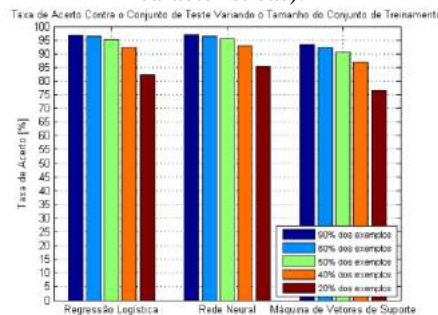


Figura 5: Taxa de acerto em função do tamanho do conjunto de treinamento.

Referências Bibliográficas

[1] Atkins DJ, Heard DC, Donovan WH. Epidemiologic overview of individuals with upper-limb loss and their reported research priorities. JPO: Journal of Prosthetics and Orthotics. 1996; 8(1).
 [2] Atzori M, Gijsberts A, Heynen S, Hager AGM, Deriaz, O, Van Der Smagt P, Castellini C, Caputo B, Muller H. Building the ninapro database: a resource for the biorobotics community. In: Biomedical Robotics and Biomechanics (BioRob), 4th IEEE RAS & EMBS International Conference. 2012. pp. 1258-65.
 [3] Favieiro GW. Desenvolvimento de um sistema neuro-fuzzy para análise de sinais mioelétricos do segmento mão-braço. Ph.D. thesis, Universidade Federal do Rio Grande do Sul; 2012.
 [4] Nilson CdP. Aquisição, processamento de sinais mioelétricos e máquina de vetores de suporte para caracterização de movimentos do segmento mão-braço. Ph.D. thesis, Universidade Federal do Rio Grande do Sul; 2014.
 [5] Gijsberts A, Atzori M, Castellini C, Muller H, Caputo, B. The movement error rate for evaluation of machine learning methods for sEMG based hand movement classification. IEEE transactions on neural systems and rehabilitation engineering: a publication of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society; 2014.

MÁQUINA DE VETORES DE SUPORTE NÃO LINEAR NA CLASSIFICAÇÃO DE MOVIMENTOS DA MÃO USANDO SINAIS MIOELÉTRICOS

K. O. A. Moura*, G. W. Favieiro* e A. Balbinot*

*Universidade Federal do Rio Grande do Sul - PPGE, Porto Alegre, Brasil.
e-mail: koalves@gmail.com

Resumo: Técnicas de reabilitação humanas tem evoluído continuamente para oferecer novamente a mobilidade e liberdade perdida com a amputação do segmento mão e braço. A utilização de métodos de interface natural para o processamento de sinais de eletromiografia de superfície (sEMG) possibilita sistemas que são capazes de oferecer próteses de uma forma mais natural e intuitiva. Este trabalho apresenta um estudo investigando o uso de sinais de sEMG do antebraço para a classificação de 18 movimentos específicos de mão usando 12 canais sEMG e máquinas de vetores de suporte (SVM). A fase de classificação utiliza a função de *kernel* de base radial com a variação de 4 características do sinal (*root mean square*, curtose, obliquidade e frequência mediana). A taxa de acerto média alcançada para a classificação dos movimentos foi de 85.5% pelo classificador de base radial SVM utilizando a melhor combinação de características para cada sujeito.

Palavras-chave: Eletromiografia de superfície, SVM e variação de características.

Abstract: *The human rehabilitation techniques have continually evolved to offer again the mobility and lost freedom for the amputated of segment of arm and hand. The use of natural interfaces processing methods for surface electromyography (sEMG) signals makes possible to design systems capable of offering prosthesis in a more natural and intuitive way. This paper presents a study investigating the use of forearm sEMG for classification of 18 movements of hand using 12 sEMG channels and support vector machine (SVM). The classification stage used kernel function of radial basis and the combination of 4 features extracted of signal (root mean square, kurtosis, skewness and median frequency). The average accuracy reached for the classification of seventeen distinct movements of 85.5% was achieved using the SVM radial basis classifier with the better arrangement of features for each subject.*

Keywords: *Surface electromyography, SVM and features variation.*

Introdução

Os recentes avanços em técnicas de reabilitação humana sugerem que pode ser possível recuperar parte da funcionalidade da mão amputada [1]. O controle atual das próteses é muitas vezes não natural e deve ser

aprendido a associar movimentos dos músculos com os movimentos da prótese durante longos tempos de treinamento [2].

Recentemente, tem havido um interesse crescente em inteligência computacional (CI) em aplicações como a saúde, biomedicina e engenharia biomédica. Técnicas de CI são basicamente algoritmos e máquinas de aprendizagem, por exemplo, análise discriminante linear (LDA), lógica fuzzy e SVM [3] - [5].

A SVM é atualmente um dos mais poderosos métodos de classificação [6]. A classificação por máquinas de vetores de suporte define-se a partir do processo de separação de dados de treinamento em dois grupos. Este processo consiste em avaliar cada movimento contra todos. Depois disso, a classificação avalia os movimentos de teste com base no modelo de treinamento e estima qual o movimento tem mais probabilidade de ser o executado pelo sujeito. Este algoritmo de classificação envolve a definição de parâmetros da função *kernel* no processo de formação SVM. Os principais problemas encontrados na criação do modelo SVM são como decidir sobre a função *kernel* e seus valores de parâmetros [7], [8].

Um estudo de caso é apresentado comparando a classificação de SVM com a função *kernel* de base radial de dezoito movimentos da mão utilizando diferentes combinações de quatro características extraídas do sEMG. O estudo inclui dados adquiridos a partir de quarenta indivíduos intactos e onze indivíduos com amputação da base de dados do Projeto Ninapro [9],[10], e dezenove indivíduos intactos de ensaios desenvolvidos no próprio laboratório de pesquisa. Utilizando uma base de dados disponível publicamente, onde a base possui as mesmas características de aquisição de sEMG (número e posicionamento de eletrodos, técnica de segmentação e movimentos analisados), este estudo busca possibilitar a comparação adequada de uma técnica amplamente utilizada (SVM não linear) com diversas combinações de características com outras técnicas CI.

Materiais e métodos

O modelo virtual permite ao usuário ver e repetir cada movimento exibido na tela, permitindo que todos os voluntários executem os movimentos da melhor maneira possível. A partir do modelo virtual, foi removido o *timestamp* a ser usado na segmentação do

sinal. É importante notar, que este estudo não monitora a força aplicada pelo voluntário e não faz uso de qualquer procedimento de *feedback* ao usuário.

O sistema inclui dois eletromiógrafos comerciais (EMG 830 C da EMG System do Brasil) de 12 canais utilizados para a captura de sinais mioelétricos usando eletrodos de superfície, e uma placa de aquisição (NI USB-6289, 18 bits taxa de 2 kHz amostragem). Para este estudo, foram colocados oito eletrodos uniformemente espaçados logo abaixo do cotovelo, a uma distância fixa da articulação rádio úmero, enquanto dois eletrodos foram colocados no flexor e extensor dos dedos, e outros dois eletrodos também foram colocados sobre o ponto de atividade principal do bíceps e do tríceps. Este trabalho é aprovado pelo Comitê de Ética da UFRGS com Certificado de Apresentação para Apreciação Ética (CAAE): 11253312.8.0000.5347.

A aquisição de sinal consiste em uma única sessão. A sessão contém 102 movimentos que são compostas de 6 repetições em série de 17 movimentos distintos. Todos os movimentos são executados a partir da posição de repouso, e voltam para a posição de repouso após a execução. O movimento é realizado num período de 5 segundos, intercaladas com pausas de 3 segundos. Os movimentos analisados estão descritos na Tabela 1.

Tabela 1: Movimentos analisados no estudo.

Tipo de Movimento	#	Descrição dos Movimentos
Repouso	1	Mão e punho relaxados em repouso
	2	Polegar para cima
	3	Extensão do indicador e o dedo médio enquanto os outros são flexionados
		Flexão do dedo anular e mínimo enquanto estende a outros
	4	Flexão do polegar e extensão dos outros
		Abdução dos dedos
	7	Fechar a mão
	8	Apontar com o indicador
	9	Adução dos dedos
Mão	10-11	Supinação e pronação de pulso (eixo de rotação através do dedo médio)
	12-13	Supinação e pronação de pulso (eixo de rotação através do dedo mínimo)
	14-15	Flexão e extensão do punho
	16-17	Desvio radial e desvio ulnar do punho
	18	Extensão do punho com a mão fechada

O sinal é digitalizado e introduzido no computador, onde será filtrado, processado e analisado por software. A etapa de pré-processamento destina-se a realizar a segmentação do sinal (realizada por *timestamp*), a retificação e normalização do sinal. Após, ocorre à extração de característica que serve como entrada do algoritmo de inteligência computacional. O filtro digital passa-banda de ordem 20 foi implementado para minimizar o nível de ruído presente no sinal para a base realizada no laboratório (aproximadamente 800µV). O

filtro FIR (*Finite Impulse Response*) desenvolvido foi aplicado entre as frequências de 20 a 500 Hz e em uma frequência de amostragem de 2 kS / s.

A SVM original é um classificador linear, mas SVM pode ser estendida para o tipo de classificador não-linear, utilizando uma função *kernel*. A função *kernel* base radial foi utilizado neste estudo para o classificador. A técnica utilizada para resolver o problema de classificação multi-classe com várias classificações binárias é um contra todos. O *k-fold* aparece como uma opção para variar as repetições com a qual o modelo é treinados e testados. Assim, os testes são realizados com todas as possíveis combinações de entradas. O treinamento foi realizado com 50% da base de dados e testado com os outros 50%. Os parâmetros de entrada da função *kernel*, sigma e parâmetro de custo (C), foram avaliados entre uma escala pré-determinada, com base nestes resultados foi escolhido o melhor resultado para cada sujeito dentro da escala avaliada.

Os resultados são salvos em matrizes de confusão e tabelas que serão utilizados no pós-processamento para analisar os resultados. A matriz de confusão, também conhecida como tabela de contingência, é desenhada de tal modo que cada linha representa os casos em uma classe real enquanto que as colunas representam os casos em uma classe predito, e os acertos estão localizados na diagonal da tabela. Todo o processamento de dados foi realizada no software MATLAB 2014a® (MathWorks).

Resultados

O processamento de sinais de dados adquiridos a partir de quarenta indivíduos intactos e onze indivíduos com amputação da base de dados do Projeto Ninapro, e dezenove indivíduos intactos de ensaios desenvolvidos no próprio laboratório de pesquisa definiu a performance do sistema, as quais foram verificadas para dezessete movimentos distintos e o movimento de repouso, em termos de taxa de precisão. As três bases de dados tiveram processos de treinamento e testes análogos.

Em primeira instância, os resultados foram analisados quanto ao desempenho do sistema para cada base de dados e para cada conjunto de variação das características escolhidas (*root mean square*, curtose, obliquidade e frequência mediana). Na Figura 1, é possível observar os resultados da taxa de acerto para cada base de dados para cada combinação de características: Todas; Frequência mediana (Fmed); Curtose (KURT); Root Mean Square (RMS); Obliquidade (OBLIQ); Fmed e KURT; KURT e OBLIQ; KURT, OBLIQ e Fmed; OBLIQ e Fmed; RMS e Fmed; RMS e KURT; RMS e OBLIQ; RMS, KURT e OBLIQ; RMS, OBLIQ e Fmed.

Em segunda instância, a análise do desempenho do sistema em relação a cada movimento avaliado para critério de análise de dificuldade dos sujeitos na execução de algum determinado movimento. Na Figura 2, é possível comparar a taxa de acerto de cada

movimento para cada base de dados no conjunto de característica de RMS, OBLIQ e Fmed.

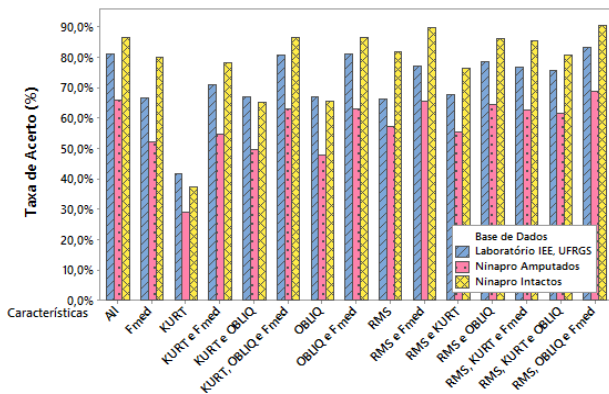


Figura 1: Taxa de acerto por base de dados para cada combinação de características.

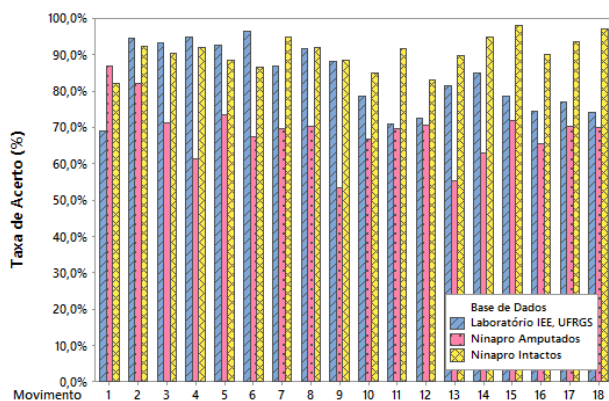


Figura 2: Taxa de acerto por base de dados para cada movimento no conjunto de características de RMS, OBLIQ e Fmed.

Avaliando cada voluntário de cada base de dados, a performance do sistema obteve resultados similares entre os sujeitos intactos em suas respectivas base de dados, utilizando a melhor combinação de características para cada sujeito, como pode ser observado nas Figuras 3 e 5. A taxa de acerto média com o melhor conjunto de característica para cada sujeito foi de 91.9% para Ninapro Intactos e 85.1% para os ensaios no próprio laboratório.

Na Figura 4, observa-se a melhor taxa de acerto média da base de dados do Ninapro amputados, utilizando a melhor combinação de características para cada sujeito. É possível observar que a taxa de acerto média de três sujeitos, 45, 47 e 50, de 48.3%, 35.3% e 41.6% respectivamente influenciaram negativamente a média da taxa de acerto geral para os voluntários amputados. A taxa de acerto com o melhor conjunto de característica para cada sujeito foi de 78.8% para Ninapro Amputados.

O conjunto de características RMS, OBLIQ e Fmed obteve as melhores taxas de acerto médias para 70% dos voluntários entre as três bases de dados. RMS e Fmed alcançou 20% das melhores taxas de acerto e os outros 10% foram repartidos entre: OBLIQ e Fmed; RMS e

OBLIQ; RMS; KURT, OBLIQ e Fmed; e RMS, KURT e OBLIQ.

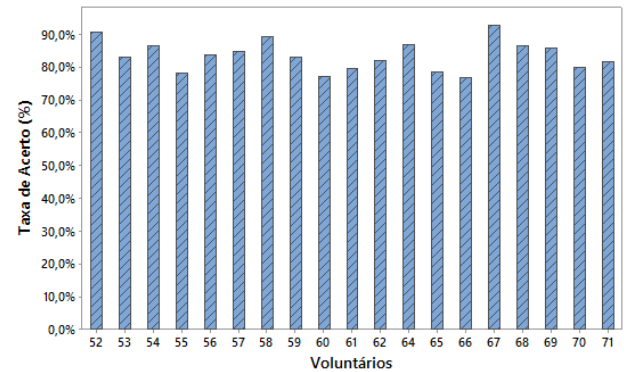


Figura 3: Taxa de acerto média por voluntário da base de dados do próprio laboratório, utilizando a melhor combinação de características para cada sujeito.

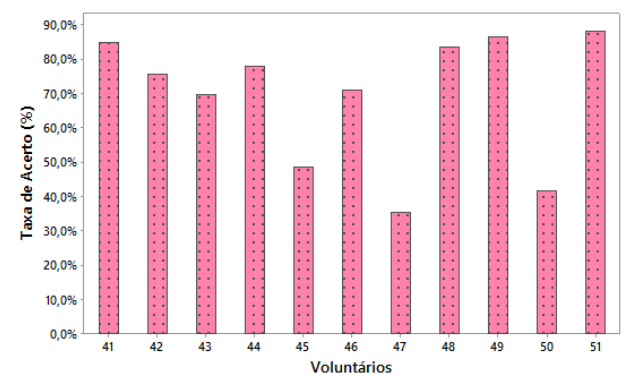


Figura 4: Taxa de acerto média por voluntário da base de dados do Ninapro Amputados, utilizando a melhor combinação de características para cada sujeito.

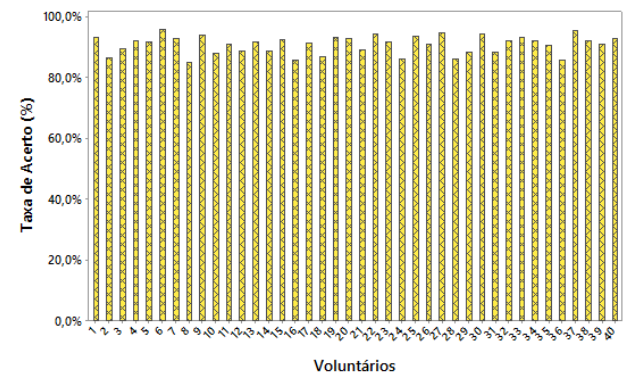


Figura 5: Taxa de acerto média por voluntário da base de dados do Ninapro Intactos, utilizando a melhor combinação de características para cada sujeito.

Discussão

Analisando e comparando os resultados quanto o desempenho geral do sistema em cada base de dados, nota-se que há semelhança entre as duas bases de dados de sujeitos intactos, onde a melhor média de resultados para um conjunto de características foi com as características RMS, OBLIQ e Fmed de 90.6% para base de intactos do Ninapro e 83.3% para base de intactos própria do laboratório, valor próximos aos

encontrados para o melhor conjunto de características para cada sujeito de 91.9% e 85.1% respectivamente. A diferença entre as duas bases justifica-se a mais ensaios (treinamentos) dos sujeitos da base do Ninapro e há possíveis eletrodos mal aderidos à pele dos voluntários do laboratório, averiguados após alguns ensaios.

Entretanto, a base de dados de amputados do Ninapro, obteve taxa de acerto de 68.8% também para o conjunto de características RMS, OBLIQ e Fmed, porém alcançou 78.0% de taxa de acerto para o melhor conjunto de características para cada sujeito, demonstrando uma importância maior na escolha de características. Os sujeitos 45 e 50 são os mais velhos, com 67 e 59 anos respectivamente, e possuem amputações recentes, de 1 e 2 anos atrás, sendo possível justificar uma menor taxa de acerto pelo decréscimo da função muscular com o acréscimo de idade. O sujeito 47 é o sujeito amputado com o menor percentual restante do antebraço, podendo ter uma maior dificuldade que os demais na execução dos movimentos.

Quando a uma análise na variação de conjuntos de características utilizados, a KURT obteve o pior resultado médio para as três bases de dados de 36.0%. Apenas RMS ou Fmed, a taxa de acerto média apresentou valores baixos de 68.6% e 66.3% respectivamente. Quando em conjunto RMS e Fmed, aumentou-se consideravelmente a taxa de acerto, 77.5%, próximo a 80.9% da melhor taxa de acerto média para apenas um conjunto de características (RMS, Fmed e OBLIQ).

Em uma análise dos movimentos, o sistema possui maior dificuldade em diferenciar os movimentos dos amputados. Os sujeitos intactos da base do Ninapro obtiveram taxas de acerto superior em alguns movimentos, como 11, 15, 16, 17 e 18, que os outros voluntários intactos, possivelmente por estes terem um maior número de ensaios de treinamento.

Os resultados obtidos neste estudo em andamento são superiores a outros estudos que também utilizam a base de dados do Ninapro, como por exemplo a taxa de acerto média de 75% para usuários intactos e 46% para usuários com amputação com SVM Linear [1], até 65% para usuários intactos com LDA [9], de 61.5% para usuários amputados com k-NN [2] e de 75,4% para usuários intactos com SVM RBF [10].

Conclusão

O estudo proposto neste artigo do uso doze canais de sEMG para classificação de dezoito movimentos da mão, usando SVM como classificador com função *kernel* de base radial, mostra que é possível alcançar melhores resultados ajustando os parâmetros e a escolha de características para cada sujeito. Porém, é necessário avaliar o custo de processamento para encontrar o melhor conjunto de características, que resultou em um ganho de 4.6% na média geral de taxa de acerto. Os próximos passos da pesquisa, além de avaliar o custo de processamento, seria melhorar a taxa de acerto para a

base de amputados e utilizar um percentual menor da base de dados para treinamento.

Agradecimentos

O presente trabalho foi realizado com apoio do CNPq, Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico.

Referências

- [1] M. Atzori, A. Gijsberts, C. Castellini, B. Caputo, A.-G. M. Hager, S. Elsig, G. Giatsidis, F. Bassetto, and H. Müller, "Electromyography data for non-invasive naturally-controlled robotic hand prostheses," *Sci. Data*, vol. 1, 2014.
- [2] M. Atzori, H. Muller, and M. Baechler, "Recognition of hand movements in a trans-radial amputated subject by sEMG," *IEEE Int. Conf. Rehabil. Robot.*, pp. 1–5, 2013.
- [3] T. Lorrain, N. Jiang, and D. Farina, "Surface EMG classification during dynamic contractions for multifunction transradial prostheses," *2010 Annu. Int. Conf. IEEE Eng. Med. Biol. Soc. EMBC'10*, pp. 2766–2769, 2010.
- [4] S. Guo, M. Pang, B. Gao, H. Hirata, and H. Ishihara, "Comparison of sEMG-Based Feature Extraction and Motion Classification Methods for Upper-Limb Movement," *Sensors*, vol. 15, no. 4, pp. 9022–9038, 2015.
- [5] A. Balbinot and G. W. Favieiro, "A neuro-fuzzy system for characterization of arm movements," *Sensors (Switzerland)*, vol. 13, no. 2, pp. 2613–2630, 2013.
- [6] A. Boschmann, P. Kaufmann, M. Platzner, and M. Winkler, "Towards Multi-movement Hand Prostheses: Combining Adaptive Classification with High Precision Sockets," *Proc. 2nd Eur. Conf. Tech. Assist. Rehabil. (TAR'09), Berlin, Ger.*, pp. 2–5, 2009.
- [7] S. S. Keerthi and C.-J. Lin, "Asymptotic behaviors of support vector machines with Gaussian kernel," *Neural Comput.*, vol. 15, no. 7, pp. 1667–89, 2003.
- [8] S.-W. Lin, K.-C. Ying, S.-C. Chen, and Z.-J. Lee, "Particle swarm optimization for parameter determination and feature selection of support vector machines," *Expert Syst. Appl.*, vol. 35, no. 4, pp. 1817–1824, 2008.
- [9] M. Atzori, A. Gijsberts, I. Kuzborskij, S. Heynen, A. Mittaz Hager, O. Deriaz, C. Castellini, H. Muller, and B. Caputo, "Characterization of a Benchmark Database for Myoelectric Movement Classification," *Neural Syst. Rehabil. Eng. IEEE Trans.*, vol. PP, no. 99, p. 1, 2014.
- [10] A. Gijsberts, M. Atzori, C. Castellini, H. Müller, and B. Caputo, "Movement error rate for evaluation of machine learning methods for sEMG-based hand movement classification," *IEEE Trans. Neural Syst. Rehabil. Eng.*, vol. 22, no. 4, pp. 735–744, 2014.

PRELIMINARY INVESTIGATION OF A NON-INVASIVE METHOD FOR ESTIMATING CENTRAL BLOOD PRESSURE

R. P. Nominato*, R. van Loon** and A. Beda*

* BioSiX - Biomedical Signal Processing, Analysis and Simulation Group, Programa de Pós Graduação em Engenharia Elétrica, UFMG, Belo Horizonte, Brasil

** Swansea Biomedical Computing Lab, College of Engineering, Swansea University, UK
E-mail: nominato.renato@gmail.com

Abstract: Arterial blood pressure is a clinically relevant index used in many contexts to characterize and identify cardiovascular diseases. In this context, the central blood pressure (CBP, i.e. pressure in the aorta artery), is a better predictor of cardiovascular events than peripheral blood pressure (PBP) measured with a cuff and sphygmomanometer in the brachial artery. Since invasive methods for measuring CBP are not clinically viable, reliable non-invasive methods are needed. In this work, we introduce a model-based approach to estimate CBP from PBP, using a 5th order non-causal ARX model. For the preliminary validation tests, we used simulated data obtained using a complex computational fluid dynamic model under different working conditions of the cardiovascular system. The performance of our method was quantified using the error in estimating systolic and diastolic CBP, which was < 4 mmHg for all the conditions tested. These results suggest that the method proposed has the potential to be tested as a clinical estimator of CBP. Nevertheless, further investigations are needed, using real data and assessing how individual differences should be reflected in the parameters of the model.

Keywords: Central Blood Pressure, Cardiovascular Modelling, Non-invasive Method.

Introduction

Cardiovascular diseases are one of the most common causes of death in the world. Clinical signs that a person is developing or has developed a cardiovascular disease come from alteration in the patient's arterial blood pressure. In this context, the central blood pressure (CBP, i.e. pressure in the aorta), is a better predictor of cardiovascular events than peripheral blood pressure (PBP) measured with a cuff and sphygmomanometer in the brachial artery [1].

Despite its advantage for the clinical use, directly measure CBP is a difficult task due to the invasiveness of the procedure. In contrast, there are many reliable non-invasive methods available to assess PBP [3].

From an engineering point of view, CBP and PBP can be considered as the input and the output, respectively, of a (possibly nonlinear) causal system. The aim of this work is to identify an inverse model of this system, capable of estimating the CBP waveform from the easily measurable PBP waveform, making it

possible to use the CBP for identifying cardiovascular diseases with non-invasive methods. To this end, we considered a linear ARX model (for the sake of simplicity), and, in addition, we allowed for non-causalities in the model structure (since the model is the inverse of a causal system). Our hypothesis is that the method is capable of estimating systolic and diastolic CBP with an error < 5 mmHg, which is considered clinically negligible [4].

Materials and methods

PBP and CBP Data – For this preliminary study, we considered simulated CBP and PBP signals generated by the computational fluid dynamics model of the cardiovascular system presented in [5]. Different physiological conditions were simulated by varying the model parameters, such as the heart rate (HR) and the diastolic pressure in the left ventricle (LVDP), which considerably affect the shape and amplitude of the CBP and PBP waveforms. The values of the parameters used in the simulations are shown in Table 1.

Table 1: Values of simulation parameters

Item	Values
Heart Rate	60 to 90 bpm, with steps of 5 bpm
Left Ventricle Diastolic Pressure	60 to 85 mmHg, with steps of 5 mmHg

For every level of LVDP, the cardiac output was kept constant. To make it possible, the stroke volume was set to vary according to the HR to result in the desired cardiac output.

System Identification – The CBP and PBP signals of one heart-period were used, respectively, as input and output of the model to identify. An autoregressive model with exogenous input (ARX) was chosen to identify the system. Being the system of interest the inverse of a causal system, a non-causal structure was adopted. After preliminary tests and assessment using the Akaike criterion to select the model order, the following structure was chosen:

$$CBP[k] = \sum_{\tau=1}^5 A_{\tau} CBP[k - \tau] + \sum_{\tau=-4}^0 B_{\tau} PBP[k - \tau] \quad (1)$$

where $A\tau$ and $B\tau$ are the model coefficients.

To estimate the model's coefficients, using a least squares approach, we considered the CBP and PBP waveform obtained simulating the condition of HR=75 bpm and LVDP=60 mmHg.

The estimated coefficients were used to estimate the CBP waveform from the PBP waveform for all the other conditions, using a free-running simulation of the estimated model (i.e. the "true" values CBP were not used for this simulation). Specifically, the samples of estimated CBP from time -1 to -5, were initialized as the diastolic value of PBP plus 4 mmHg, and the following samples were estimated using Eq. (1).

In order to assess the reliability of the estimation, we estimated the error of our model in calculating the systolic and diastolic values of CBP, detected as the maximum and the minimum values of CBP, which are conventional clinical descriptors of arterial pressure waveforms. The effect of HR and LVBP on the error was assessed both graphically and statistically using a general linear model with HR and LVBP as covariates, and significance level $\alpha = 0.05$.

Results

Figure 1 shows the comparison between the real and the estimated CBP waveform in the conditions of (a) smallest and (b) largest error in systolic CBP estimation.

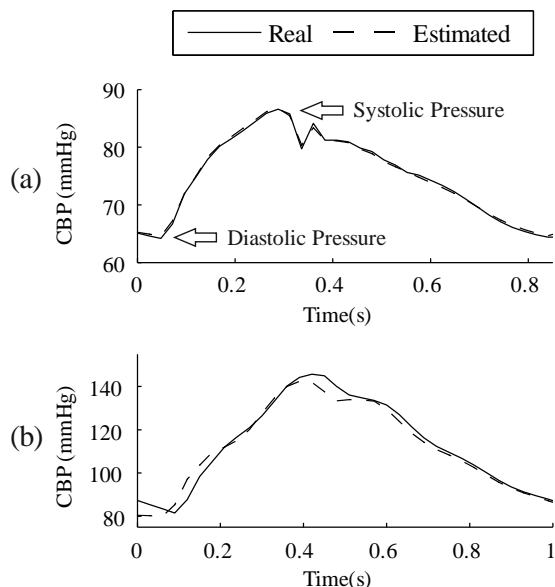


Figure 1- Real and Estimated CBP for the cases of (a) smallest error in systolic CBP estimation (HR=75 bpm and LVDP=60 mmHg) and (b) largest error (HR= 60 bpm and LVDP= 85 mmHg).

The simulations resulted in mean±st.dev systolic CBP values of 125±25 mmHg, which are compatible with the range values reported in the literature: 121±17 mmHg for healthy subjects and 127±22 mmHg for subjects that developed cardiovascular events within 5 years after the assessment [2]. It is also worth noting that the HR values considered in the simulation, 75

(±15) bpm, are compatible with clinical data: 69(±11) bpm for healthy subjects and 71(±12) bpm for subjects with cardiovascular events [2].

As expected, the further the conditions of HR and LVDP were from the values used in the model's identification, the greater was the estimation error. This can be clearly observed in Figure 2 and Figure 3.

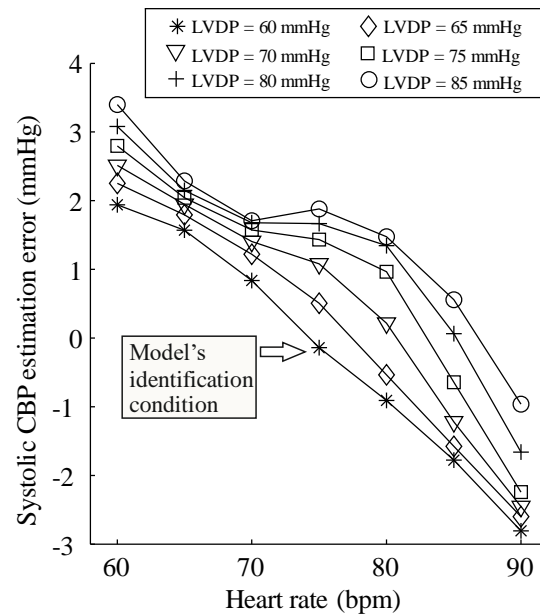


Figure 2 - Systolic CBP estimation error versus HR.

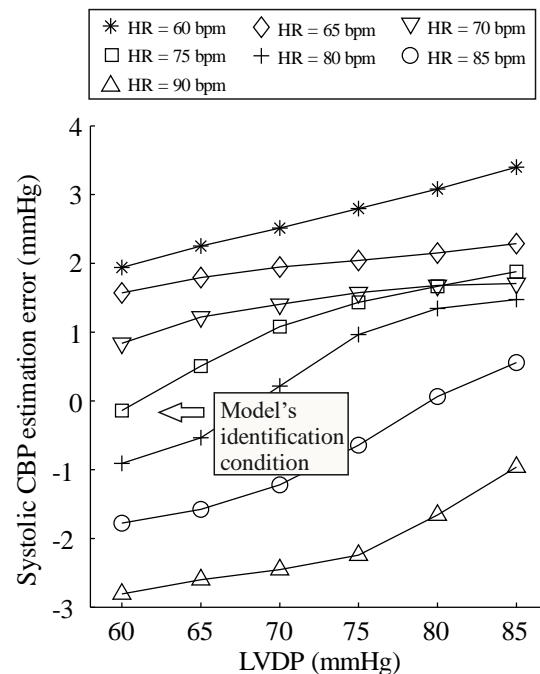


Figure 3 - Systolic CBP estimation error versus LVDP.

In Figure 2 the systolic CBP estimation error is shown as a function of HR for all the LVDP values. The estimation error for HR=75 bpm and LVDP=60 mmHg (identification conditions) was the closest to zero, while the maximum estimation error (approximately 3.5 mmHg) occurred for the minimum HR and maximum

LVDP considered in the simulations (HR=60 bpm and LVDP=85 mmHg). A roughly negative linear relationship exists between HR and the estimation error.

In Figure 3 the systolic CBP estimation error is illustrated as a function of LVDP for all the HR values, which shows that a positive linear relationship exists also between LVDP and the estimation error.

A similar analysis was performed for the estimation error in diastolic CBP, as shown in Figure 4 (error as function of HR) and Figure 5 (error as function of LVDP).

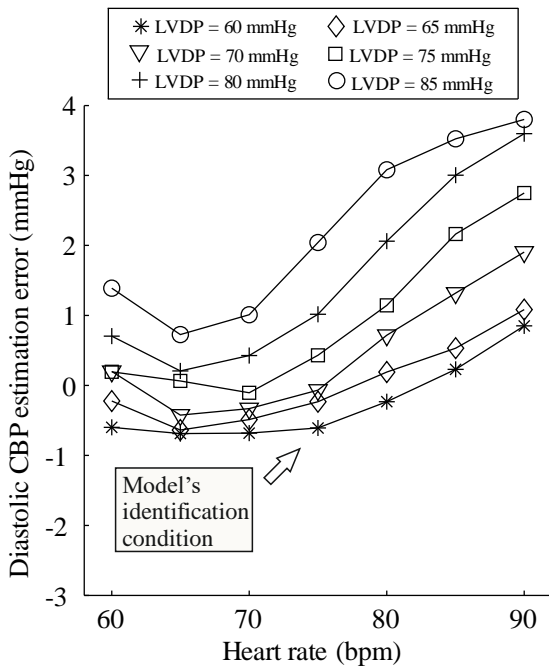


Figure 4 - Diastolic CBP estimation error versus HR.

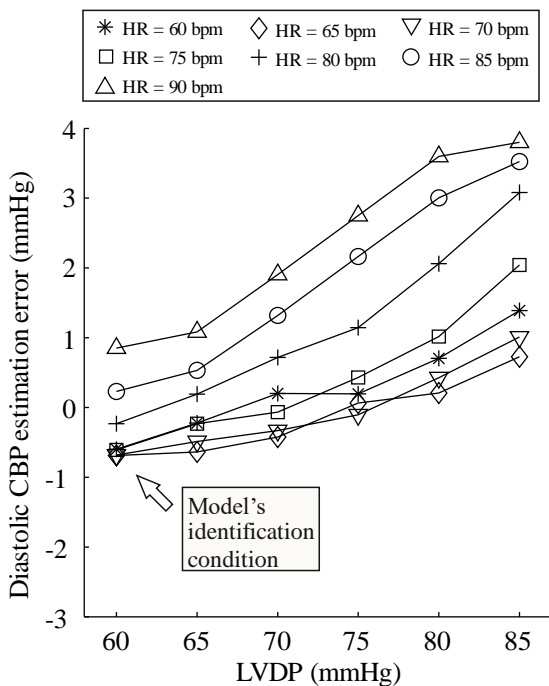


Figure 5 - Diastolic CBP estimation error versus LVDP.

In Figure 4 a roughly positive linear relationship can

also be seen between HR and the estimation diastolic CBP error and in Figure 5 the same can be seen for LVDP and the estimation error.

For both the diastolic and systolic CBP estimation error, a strongly significant effect of HR and LVDP on the magnitude of the error was found ($p < 0.001$).

Discussion

The results were encouraging in view of the small estimation error found both for systolic and diastolic CBP. This is especially relevant considering that the model considered was linear and very simple, while the simulator used to generate the data was very complex and based on markedly nonlinear equations. The maximum error found was < 4 mmHg, which can be probably considered negligible from a clinical standpoint [4]. This suggests that the idea of using a non-invasive approach to estimate CBP from PBP for clinical assessment is plausible. However, a much more comprehensive investigation and validation is required.

Expectedly, errors tend to be larger when the condition simulated was further away from the condition used to identify the model. This indicates that the CPB-PBP relationship is affected by several physiological parameters, which the model considered does not take into account. One possibility for a future work is to represent the model coefficient as functions of these parameters, such as HR and LVDP.

It can be seen in Figure 2 that there is a difference of approximately 3 mmHg between the estimation error in the most extreme conditions of LVDP simulated (60 and 85 mmHg). On the other hand, for the most extreme conditions of HR simulated (60 and 90 bpm) the difference rises to almost 5 mmHg, as it can be seen in Figure 3. Based on that, it can be said that the systolic CBP estimation error is more sensible to alterations in HR than alterations in LVDP.

It is also interesting to point out that, as the HR increases, the model has a tendency to overestimate the value of systolic CBP, while the opposite happens when the heart rate decreases. This effect can be seen clearly in Figure 2. It happens due to the fact that, to maintain the cardiac output constant, as the HR increases, the stroke volume needs to decrease, thus decreasing the systolic CBP. As the HR is not an input to the model, it cannot identify this behaviour.

Once again, it is valid to say that if the HR was used as input of the model which relates PBP to CBP, the estimation error would be even lower. As the HR can be easily computed from the PBP waveform (or measured with other non-invasive methods), its use would still allow the estimation of CBP non-invasively.

It is important to acknowledge that our simulations did not include variation of parameters that are expected to strongly affect the CBP-PBP relationship. For example, arterial blood vessel stiffness can change the way the waves are reflected and alter the shape of the pressure waveform, and, consequently affect the accuracy of estimates obtained with the model

identified. Also, a marked variability is expected between individuals, as shown in [6].

In [7] a model based approach to estimate CBP from PBP was presented, using data from real patients. Our work used a similar method and got similar results (systolic CBP estimation error < 4 mmHg). However, some important differences need to be highlighted. First, the order of the model used in our study (5th) is considerably lower. Second, in our study the model parameters were identified for one condition and used to predict all other conditions, while in [7] the data of each subject was used both for identification and estimation. This considered, we feel that the approach we propose is closer to the real procedure of CBP estimation for clinical use.

Conclusion

In this paper, we show that a simple linear parametric approach seems to be plausible for the reliable estimation of CBP from non-invasive PBP measurements. However, a more comprehensive range of physiological conditions and real experimental data need to be considered for a thorough validation of this hypothesis. It is likely that varying model coefficients as functions of physiological variables that can be measured noninvasively (such as HR) can significantly decrease the estimation errors.

Acknowledgements

The researchers involved in this project are financed by CNPq, PROGRAD-UFGM and FAPEMIG.

References

- [1] McEniery CM, Cockcroft JR, Roman MJ, Franklin SS, Wilkinson IB. Central blood pressure: current evidence and clinical importance. *European Heart Journal*. 2014; 35 (26): 1719–1725.
- [2] Roman MJ, Devereux RB, Kizer JR, Lee ET, Galloway JM, Ali T, Umans JG, Howard BV. Central pressure more strongly relates to vascular disease and outcome than does brachial pressure: The strong heart study. *Hypertension*. 2007; 50 (1): 197–203.
- [3] Papaioannou TG, Protogerou AD, Stamatelopoulos KS, Vavuranakis M, Stefanadis C. Non-invasive methods and techniques for central blood pressure estimation: procedures, validation, reproducibility and limitations. *Current Pharmaceutical Design*. 2009; 15 (3): 245–253.
- [4] O'Brien E, Pickering T, Asmar R, Myers M, Parati G, Staessen J, Mengden T, Imai Y, Waeber B, Palatini P, Atkins N, Gerin W. Blood Pressure Monitoring. 2002; 7 (1): 3–17.
- [5] Low K, van Loon R, Sazonov I, Bevan RLT, Nithiarasu P. An improved baseline model for a human arterial network to study the impact of aneurysms on pressure-flow waveforms.

- International Journal for Numerical Methods in Biomedical Engineering*. 2012; 28 (12): 1224–1246.
- [6] McVeigh GE, Bratteli CW, Morgan DJ, Alinder CM, Glasser SP, Finkelstein SM, Cohn JN. Age-Related Abnormalities in Arterial Compliance Identified by Pressure Pulse Contour Analysis: Aging and Arterial Compliance. *Hypertension*. 1999; 33 (6): 1392–1398.
- [7] Chen CH, Nevo E, Fetics B, Pak PH, Yin FCP, Maughan WL, Kass DA. Estimation of Central Aortic Pressure Waveform by Mathematical Transformation of Radial Tonometry Pressure: Validation of Generalized Transfer Function. *Circulation*. 1997; 95 (7): 1827–1836.

COMPARAÇÃO DE MÉTODOS GLOBAIS E LOCAIS PARA A ESCOLHA DA PEEP DURANTE A VENTILAÇÃO MECÂNICA

Rafael Ribeiro Gurgel*, Nadja C Carvalho*, Alysson R Carvalho**, Andreas W Reske***, Hermann Wrigge*** e Alessandro Beda*

* BioSiX - Biomedical Signal Processing, Analysis and Simulation Group, Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica, Universidade Federal de Minas Gerais, Belo Horizonte, Brasil

**Instituto de Biofísica Carlos Chagas Filho - UFRJ, Brasil

***Universitätsklinikum Leipzig - Leipzig Universität, Leipzig, Alemanha

e-mail: ribeirogurgel@gmail.com

Resumo: Este trabalho analisa a escolha da pressão positiva ao final da expiração (PEEP) durante a ventilação mecânica em um conjunto de pacientes obesos. Avalia-se o efeito da utilização de dois índices globais (baseados nas informações de volume e pressão) e três índices locais (baseados na utilização da tomografia de impedância elétrica do tórax, EIT) para a escolha da PEEP. Enquanto os métodos globais visam otimizar o comportamento mecânico, os métodos locais buscam minimizar a não homogeneidade pulmonar. Observou-se uma concordância entre os métodos globais (baseados na elastância e *driving pressure*) obtendo diferenças sempre abaixo de 4 cmH₂O na PEEP selecionada. Índices baseados apenas na EIT também apresentaram resultados compatíveis, inclusive identificando a mesma PEEP em 15 dos 21 pacientes. Entretanto quando comparadas essas duas categorias (globais e locais) observaram diferenças de até 18 cmH₂O na PEEP identificada. Os resultados indicam que índices globais e locais providenciam informações diferentes e complementares, que poderiam ajudar o clínico no aprimoramento de uma escolha individualizada da PEEP para cada paciente.

Palavras-chave: Ventilação mecânica, PEEP, não-homogeneidade, tomografia de impedância elétrica.

Abstract: *This paper analyses the selection of the positive end-expiratory pressure (PEEP) during mechanical ventilation in a group of obese patients. We assessed the effect of using two global indexes (based on volume and pressure information) and three local indexes (based on the use of electric impedance tomography of the thorax, EIT) on the selection of PEEP. While global methods aim to optimize mechanical behavior, the local methods goal is to minimize pulmonary inhomogeneity. We found an agreement between the global methods (based on the elastance and driving pressure): they resulted in differences always below 4 cmH₂O on the selected PEEP. Indexes based solely on EIT also showed consistent results: they identified the same PEEP in 15 of 21 patients. However, the comparison of this two categories (global and local) resulted in differences of up to 18 cmH₂O on the selected PEEP. The results*

indicate that local and global indexes provide different and complementary information, which could help clinicians in improving the individualization of PEEP for each patient.

Keywords: *Mechanical ventilation, PEEP, lungs nonhomogeneity, electrical impedance tomography.*

Introdução

A ventilação mecânica é uma terapia utilizada no ambiente clínico possibilitando uma troca gasosa pulmonar adequada em pacientes com insuficiência respiratória. Neste contexto, manter uma pressurização positiva ao final da expiração (PEEP) é uma estratégia consolidada para evitar lesões causadas por colapso alveolar cíclico (atelectrauma) [1]. Entretanto, não existe um consenso sobre a forma de escolha da PEEP que deve ser individualmente selecionada: altas PEEPs minimizam o atelectrauma, mas podem causar lesões em virtude dos elevados valores de pressão e/ou volume envolvidos [1]. A seleção de uma PEEP adequada pode ser baseada em parâmetros globais do comportamento mecânico do sistema respiratório ou em parâmetros locais minimizando diferenças da dinâmica regional pulmonar, uma vez que diferentes áreas não são influenciadas igualmente pela PEEP, buscando, então, um comportamento mais homogêneo.

Uma das estratégias globais para a escolha da PEEP é a busca daquela que minimize a elastância do sistema respiratório, correspondendo ao melhor compromisso entre estresse mecânico e distribuição do ar nos pulmões [2]. Uma abordagem alternativa é a PEEP que minimiza a *driving pressure* (DP), definida como a diferença entre a pressão de platô ao final da inspiração e a pressão ao final da expiração. A redução da DP é diretamente relacionada com a redução da mortalidade [3].

Diversos fatores contribuem para diferenças regionais na mecânica pulmonar, incluindo o fator gravitacional e patologias que podem afetar localmente os pulmões. Para uma avaliação local do efeito da PEEP são necessárias informações sobre tais diferenças regionais. O padrão para esta avaliação é a tomografia computadorizada, cujo uso clínico repetido não é viável, devido a elevados custos, uso de radiações e

necessidade de transporte do paciente. Uma alternativa viável e recentemente comercializada é a tomografia de impedância elétrica (EIT) do tórax, que gera uma sequência de imagens de impedância em uma seção transversal cuja variação temporal de cada pixel representa a variação local do volume de gás na região correspondente [4]. A EIT não utiliza de radiações ionizantes e é realizada na beira do leito, o que possibilita e facilita a repetição das medidas. Desta forma é possível obter informações clinicamente relevantes da EIT para a escolha da PEEP como uma alternativa à tomografia computadorizada. Alguns estudos já foram realizados neste contexto, propondo índices para quantificar efeito da PEEP na não homogeneidade das características mecânicas do pulmão baseados em uma manobra de insuflação lenta. Especificamente, o *regional ventilation delay index* (RVD), quantifica o atraso temporal na insuflação de cada região a partir de dados de EIT [5]. O método de percentual de não linearidade (PNL) quantifica quanto a insuflação de cada pixel do EIT desvia de um padrão linear [6]. O método PVShape quantifica quanto a curva pressão-volume em cada pixel durante a manobra desvia de uma relação linear [7].

No presente estudo comparamos o uso dos índices globais e locais relatados acima para a escolha da PEEP, utilizando dados de um conjunto de pacientes submetidos a cirurgia bariátrica. O objetivo é verificar se existe concordância entre métodos locais e globais na identificação da melhor PEEP, e avaliar a magnitude e características das discordâncias, se houverem.

Materiais e métodos

Protocolo Experimental – O estudo foi realizado no Hospital Universitário de Leipzig (Alemanha). Após a aprovação do comitê de ética da Universidade de Leipzig (No. 196-11-ff-8042011), 21 pacientes obesos (índice de massa corporal $> 35 \text{Kg/m}^2$) submetidos à cirurgia bariátrica foram ventilados mecanicamente (modo controlado em volume, volume corrente 8 mL/kg de peso corporal predito, fração inspirada de oxigênio 0.4, frequência respiratória ajustada para manter normocapnia) e efetuado um processo de titulação decrescente da PEEP iniciado com $26 \text{ cmH}_2\text{O}$ e diminuindo $2 \text{ cmH}_2\text{O}$ a cada 3 minutos até atingir um mínimo de $4 \text{ cmH}_2\text{O}$. Antes de cada redução de PEEP, foi realizada uma manobra de insuflação lenta (fluxo de 4 l/min até atingir 12 ml/kg), e os dados de EIT, vazão de gás, pressão de vias aéreas e volume foram adquiridos a uma taxa de amostragem de 50 Hz (Pulmovista 500, Draeger, Alemanha).

Identificação da Região de Interesse – As imagens de EIT foram reconstruídas com algoritmos fornecidos pelo fabricante (resolução espacial 32×32 pixels, resolução temporal 50 imagens/segundo). Os pixels pertencentes aos pulmões foram identificados como aqueles que apresentaram uma variação de impedância significativa entre o início e o final da manobra de insuflação lenta. Especificamente, todos os pixels que

apresentaram uma diferença acima de 15% da máxima variação encontrada, foram considerados pertencentes aos pulmões e utilizados nas análises sucessivas.

Cálculo dos Índices Globais – A DP foi identificada em cada PEEP como a média da pressão de platô e a pressão ao final da inspiração (P_0) do sinal de pressão dos ciclos ventilatórios anteriores à insuflação lenta. A elastância (E_{RS}) foi estimada a partir da equação de movimento do sistema respiratório considerando um modelo linear de compartimento único,

$$P(t) = E_{RS} \cdot V(t) + R_{RS} \cdot dV(t)/dt + P_0 \quad (1)$$

onde $P(t)$ (pressão nas vias aéreas) e $V(t)$ (volume inspirado) foram medidos durante a ventilação mecânica. A resistência do sistema respiratório (R_{RS}), E_{RS} e P_0 foram estimados através do método dos mínimos quadrados, conforme já realizado em [2]; usaram-se os 25 segundos de dados precedentes a cada manobra de insuflação lenta (1250 amostras a 50 Hz).

Cálculo dos Índices Locais – O RVD foi calculado conforme descrito em [5] a partir da manobra de insuflação lenta. Basicamente calcula-se, em cada pixel pertencente aos pulmões, o tempo necessário para atingir 40% da variação total de impedância durante a manobra. O RVD é definido como este tempo expresso como uma fração da duração da insuflação lenta.

Para o cálculo do percentual de não linearidade (PNL), a variação temporal da impedância de cada pixel “i” do EIT (Z_i) durante a manobra de insuflação lenta (considerando um volume inspirado de 8 ml/kg) foi interpolada usando um polinômio de segunda ordem.

$$Z_i = a_2 t^2 + a_1 t + a_0 \quad (2)$$

A seguir, a não linearidade da trajetória de Z_i foi quantificada como:

$$PNL(i) = -\frac{a_2(i) \Delta t}{|a_2(i) \Delta t + a_1(i)} \cdot 100\% \quad (3)$$

onde Δt é a duração da manobra de insuflação. Valores de PNL próximos/maiores/menores de zero representam uma trajetória linear/côncava/convexa.

O PVShape considera o seguinte modelo não-linear da relação entre pressão de vias aéreas e a variação de volume de gás em cada pixel “i” da imagem de EIT (proporcional a sua variação de impedância $Z_i(t)$):

$$P(t) = E_{1,i} \cdot Z_i(t) + E_{2,i} \cdot Z(t)^2 + R_i \cdot dZ_i(t)/dt + P_{0i} \quad (4)$$

onde $E_{1,i}$ e $E_{2,i}$ são as parcelas volume-independente e volume-dependente da elastância [8], cujo valor foi estimado pelo método dos mínimos quadrados durante o a parte inicial da insuflação lenta (até 8 ml/kg) além da resistência R e P_0 . Em seguida, o índice PVShape em cada pixel “i” do EIT é calculado como:

$$PVShape_i = \frac{E_{2,i} \cdot \max(Z_i(t))}{|E_{2,i}| \max(Z_i(t)) + E_{1,i}} \cdot 100\% \quad (5)$$

Escolha da melhor PEEP a partir dos índices –

Para os índices de mecânica global (DP e E_{RS}) a PEEP foi aquela que minimiza essas variáveis. De forma geral isso significa que a PEEP escolhida proporciona a menor oposição à expansão pulmonar possível.

Para os índices locais ($RVD_{(sd)}$, $PNL_{(sd)}$, $PVShape_{(sd)}$), buscou-se a PEEP que resulte no comportamento mais homogêneo na dinâmica local ventilatória caracterizada por tais índices. Desta forma, escolheu-se como melhor PEEP aquela que minimiza o desvio padrão dos índices calculado considerando todos os pixels do EIT percententes aos pulmões.

Análise Estatística – Os valores da melhor PEEP identificados com índices descritos anteriormente foram comparados através de gráficos de Bland-Altman. Testes t de Student pareados foram utilizados para verificar a existência de tendências, considerando um nível de significância $\alpha=0,05$. Todos os processamentos dos dados e os testes comparativos foram realizados utilizando a linguagem MATLAB (Mathworks, EUA).

Resultados

A Figura 1 mostra a variação dos índices analisados em função da PEEP para cada paciente (cinza) e a média e desvio padrão (preto).

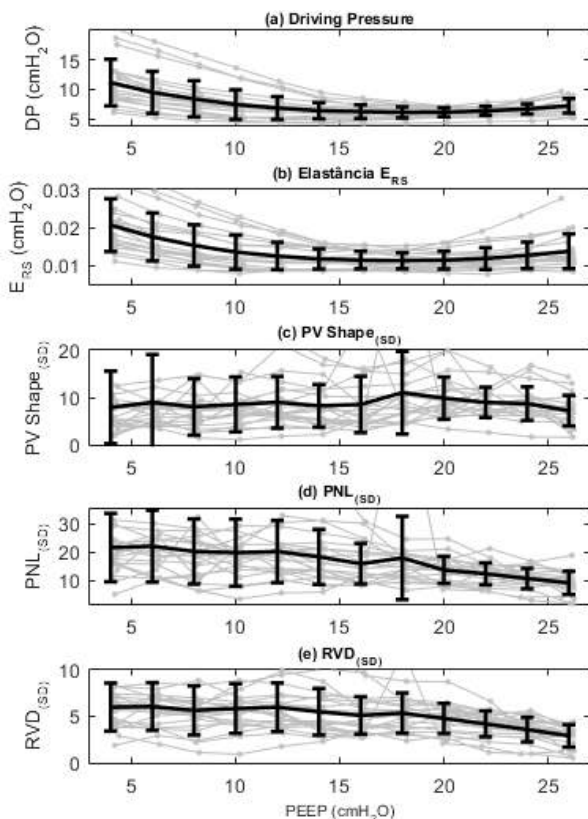


Figura 1: Índices em função da PEEP para cada paciente (cinza). A média e o desvio padrão estão em preto.

Na DP e na E_{RS} é evidente uma tendência para um mínimo ou um platô com o aumento da PEEP. $PNL_{(sd)}$ e $RVD_{(sd)}$ apresentaram tendência de redução dos índices. O $PVShape_{(sd)}$ não comportamento predominante.

A Figura 2 mostra a comparação da PEEP de mínimo valor dos índices entre diferentes métodos. A concordância entre E_{RS} e DP na escolha da PEEP é evidente (Figura 2a), resultando em diferenças sempre abaixo de 4 cmH_2O . Devido a esse fato, a Figura 2 apresenta somente comparação da DP com os demais métodos, para evitar redundâncias.

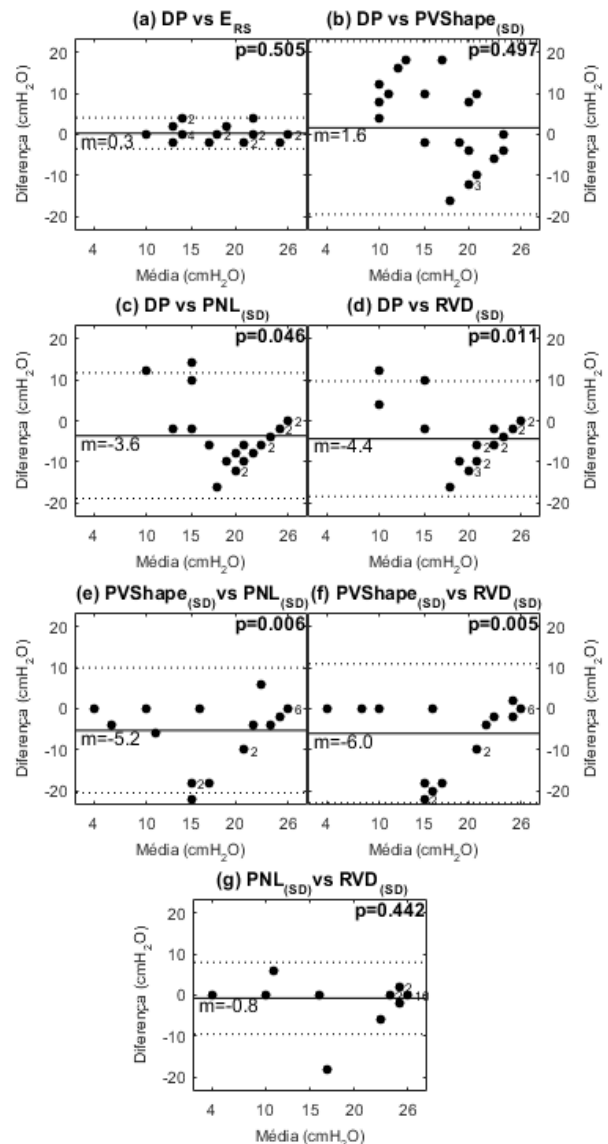


Figura 2: Gráficos de Bland-Altman comparando as PEEP ideais tituladas pelos diferentes métodos. A linha preta corresponde ao valor médio (m) e a pontilhada os limites de 1,96 desvios-padrão. Os números ao lado de alguns pontos correspondem à quantidade de pontos em determinado local. O valor de p corresponde ao resultado do teste t de Student pareado.

A comparação entre a melhor PEEP estimada usando DP e aquela usando métodos locais mostra uma notável falta de concordância, com diferenças que chegam a até 18 cmH_2O (Figuras 2b-c-d). $RVD_{(sd)}$ e $PNL_{(sd)}$ superestimaram a melhor PEEP identificada quando comparadas com a DP em cerca de 4 cmH_2O em média ($p=0,046$ e $p=0,011$, respectivamente).

Também na comparação entre o $PVShape_{(sd)}$ e os outros índices locais, a concordância é limitada, com diferenças de até 22 cmH_2O na PEEP identificada (Figuras 2e-f). O $PVShape_{(sd)}$ apresentou uma tendência média de estimar a melhor PEEP em mais de 5 cmH_2O abaixo do $RVD_{(sd)}$ e $PNL_{(sd)}$ ($p < 0,046$).

O $PNL_{(sd)}$ e $RVD_{(sd)}$ apresentaram uma concordância razoável: a mesma PEEP foi identificada em 15 dos 21 pacientes, com diferenças abaixo de 6 cmH_2O (exceto um caso) e sem tendências significativas.

Discussão

Os resultados encontrados demonstram que, no protocolo experimental considerado: 1) a escolha da melhor PEEP usando os índices globais (DP e E_{RS}) produziu resultados equivalentes; 2) a concordância na escolha da PEEP usando os índices locais $RVD_{(sd)}$ e $PLN_{(sd)}$ é razoável (mesma PEEP identificada em em 15 dos 21 pacientes, diferenças < 6 cmH_2O exceto um caso); 3) a concordância na escolha da PEEP usando índices locais e globais é baixa, com diferenças que chegam até 18 cmH_2O .

A concordância entre a DP e a E_{RS} é esperada, considerando a natureza dos dois índices: com um volume corrente (V_T) constante e fluxos ao final da inspiração e da expiração sendo nulos, então $DP = E_{RS} * V_T$ [3]. Sendo essas condições verificadas no protocolo considerado, os dois índices são equivalentes e as diferenças encontradas são provavelmente relacionadas à erros na detecção da pressão de *plateau*.

O $RVD_{(sd)}$ e $PNL_{(sd)}$ são índices que quantificam, de forma diferente, a mesma informação, o padrão da variação da impedância durante a inspiração. Desta forma, é esperada uma razoável concordância, de acordo com estudos prévios em modelo animal [6].

A discordância entre a utilização de índices globais e locais para titulação da PEEP sugere que os primeiros não necessariamente escolhem a PEEP associada à configuração de maior homogeneidade, identificada pelos segundos. As comparações revelaram grandes diferenças (até 18 cmH_2O). Isso sugere que as duas abordagens (local ou global) providenciam informações diferentes e complementares sobre o efeito da PEEP, e que a escolha de uma abordagem pode um ter desfecho diferente da outra. Esta hipótese ainda precisa ser verificada em trabalhos futuros.

É relevante notar que nos métodos locais ($PVShape_{(sd)}$, $PNL_{(sd)}$ e $RVD_{(sd)}$), a PEEP de maior homogeneidade foi identificada como a máxima PEEP testada (26 cmH_2O) em 7, 12 e 13 casos respectivamente, enquanto a mínima (4 cmH_2O) em 3, 1 e 1 situações. Esses casos são associados às maiores diferenças com os métodos globais na escolha da PEEP (DP selecionou a máxima PEEP em 3 casos enquanto E_{RS} em 2; nenhum deles selecionou a mínima PEEP). Este fato sugere que uma abordagem local somente focada na homogeneidade da mecânica pulmonar pode não ser a melhor estratégia de escolha da PEEP. Especificamente, essa abordagem é baseada no pressuposto que a máxima homogeneidade corresponda a uma condição em que

todas as regiões tenham um comportamento mecânico similar e aproximadamente ideal, como em um pulmão saudável. Porém, é possível especular que em pacientes obesos, uma PEEP muito baixa pode, a cada inspiração, recrutar ciclicamente a grande maioria das áreas do pulmão, resultando em um comportamento homogêneo, porém indesejável (associada com a geração de atelectrauma [1]). Da mesma forma, uma elevada PEEP pode levar a maioria das unidades alveolares a atingirem o seu limite de hiperdistensão, resultando em uma homogeneidade também indesejada (associada com a geração de volutrauma/barotrauma [1]). Neste contexto, outras estratégias de quantificação da informação contida nos mapas de RVD , PNL e $PVShape$ precisam ser consideradas para a escolha da PEEP.

Conclusão

Existe uma discrepância entre índices globais e locais para a escolha da PEEP durante a ventilação mecânica, sugerindo que os mesmos providenciam informações diferentes e complementares sobre a mecânica pulmonar. Tais informações precisam ser devidamente integradas e avaliadas para aprimorar a escolha individualizada da PEEP.

Agradecimentos

O presente projeto é parcialmente financiado pelo CNPq, CAPES, FAPEMIG e DFG (Alemanha).

Referências

- [1] Tobin MJ. Principles & Practice of Mechanical Ventilation. 2nd ed. McGraw-Hill 2006.
- [2] Carvalho ARS, *et al.* Positive end-expiratory pressure at minimal respiratory elastance represents the best compromise between mechanical stress and lung aeration in oleic acid induced lung injury. Critical Care. 2007; 11(4);1-13.
- [3] Amato MBP, *et al.* Driving Pressure and Survival in the Acute Respiratory Distress Syndrome. The New England Journal of Medicine. 2015; 372(8);747-55.
- [4] Adler A, *et al.* Electrical impedance tomography can monitor dynamic hyperinflation in dogs. Journal of Applied Physiology. 1998; 84(2);726-32.
- [5] Muders T, *et al.* Tidal recruitment assessed by electrical impedance tomography and computed tomography in a porcine model of lung injury. Critical Care Medicine. 2011; 40(3);903-11.
- [6] Gurgel RR, *et al.* Método de escolha da pressão positiva ao final da expiração utilizando imagens de tomografia de impedância. In: XXIV Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica; 2014 Oct 13-17; Uberlândia, Brasil. 2014. p. 1074-7.
- [7] Beda *et al.* Mapping lung inhomogeneity with an EIT-based distension index. In: A27. Current Topics in Respiratory Failure and Ventilatory Support. American Thoracic Society, 2015. p. A1196-A1196.
- [8] Bates JHT. Lung mechanics: An inverse modelling approach. 1st ed. Cambridge University Press; 2009.

A EVOLUÇÃO TEMPORAL DO TESTE F-ESPECTRAL NA DETECÇÃO DO BETA REBOUND EM PROTOCOLO DE IMAGÉTICA MOTORA

P. R. C. Passos, P. J. G. Da-Silva, M. Cagy, A. F. C. Infantsi

Programa de Engenharia Biomédica/COPPE/UFRJ, Rio de Janeiro, Brasil

e-mail: roberto.cabral@peb.ufrj.br

Resumo: A evolução temporal do teste F -espectral (TFE) foi utilizada para investigar o *Beta Rebound* em sinais EEG de 30 voluntários destros (15 Atletas e 15 Não-atletas) coletados durante protocolo de imagética motora (IM). Para tal, realizaram-se 30 tarefas IM de ataque de voleibol, avaliadas em 3 blocos de 10 tarefas. Para cada bloco, estimou-se o mapa de tempo-frequência (periodograma de Bartlett), considerando-se 8 trechos sequenciais e não justapostos de 1 s de duração (resolução: 1 Hz). A evolução temporal do $TFE(\Delta f)$ foi calculado para faixas de 2 Hz, tomando-se como referência o trecho de menor potência dentro desta faixa. Para $\alpha = 2,5\%$ e $M_x = M_y = 10$ épocas, assumiu-se o *Beta Rebound* quando $TFE(\Delta f) > TFE_{crit} = 2,38$. Para os dois grupos de voluntários, o *Beta Rebound* ocorreu entre 14 e 25 Hz. Para cada grupo, a análise da evolução temporal do $TFE(\Delta f)$ indicou similaridade nos intervalos de tempo em que se assumiu o *Beta Rebound*. Por outro lado, tal intervalo foi menor para os Não-atletas no primeiro (Mann-Whitney, $p = 0,03$) e segundo blocos de tarefas ($p = 0,005$). Os achados indicam que o tempo de execução da tarefa de IM estaria associado à experiência em realizar o movimento de ataque de voleibol.

Palavras-chave: *Beta Rebound*, EEG, Imagética Motora, Teste F -espectral.

Abstract: The time evolution of the spectral F -test was used for investigating the *Beta Rebound* in EEG signals of 30 right-handed volunteers (15 Athletes and 15 Non-athletes), acquired during motor imagery (MI) protocol. A set of 30 MI trials of volleyball spike was assessed in 3 blocks of 10 tasks. For each block, the time-frequency map was estimated by applying the Bartlett periodogram, considering 8 non-overlapped 1 s epochs. The time evolution of the $TFE(\Delta f)$ was calculated for a 2 Hz frequency range, taking as reference the epoch with lowest power within that range. The *Beta Rebound* was assumed when $TFE(\Delta f) > TFE_{crit} = 2.38$ ($\alpha = 2.5\%$ and $M_x = M_y = 10$ epochs). Both groups of volunteers presented *Beta Rebound* within 14-25 Hz. Each group showed similar time interval in which the *Beta Rebound* was assumed during the blocks. On the other hand, this interval was lower in Non-athletes for the first (Mann-Whitney, $p = 0.03$) and second blocks ($p = 0.005$). These findings suggest that time execution of MI may be associated to the experience with the volleyball spike task.

Keywords: *Beta Rebound*, EEG, Motor Imagery, Spectral F -test.

Introdução

O *Beta Rebound* é um fenômeno que tem sido relacionado à desativação/inibição de redes neuronais do córtex motor [1]. Tal alteração ocorre em componentes de frequência específicas na banda beta do sinal eletroencefalográfico (EEG), podendo ser evocada por estimulação sensoriomotora, movimentos voluntários ou em tarefas de imagética motora (IM) [1-4]. A IM tem sido utilizada para aumentar a performance motora em modalidades esportivas e reabilitação, bem como em interface cérebro-máquina [4,5]. Na IM, o *Beta Rebound* é caracterizado por um aumento de potência na banda beta do sinal EEG das derivações centrais indicando o término da tarefa [1,5].

Usualmente, o teste F -espectral (TFE) tem sido utilizado para inferir sobre a presença de resposta cortical evocada durante estimulação sensorial [3,5]. Tal técnica de detecção objetiva de resposta tem sido aplicada ao sinal de EEG para avaliação, no domínio da frequência, de respostas corticais presentes durante a IM [5]. Não obstante, a evolução temporal do TFE pode ser útil na investigação do *Beta Rebound* em tarefas de IM, as quais eliciam respostas corticais induzidas.

Este estudo tem por objetivo avaliar a presença do *Beta Rebound* no sinal de EEG por meio da aplicação da evolução temporal do TFE aos sinais de EEG de dois grupos de indivíduos: Atletas e Não-atletas. Os sinais EEG foram coletados durante protocolo de tarefas de IM executadas em perspectiva de 1ª pessoa.

Fundamentação Teórica

Teste F -espectral - Segundo Shumway [6], o teste F -espectral (TFE) é uma técnica estatística utilizada para avaliar se duas estimativas espectrais de uma mesma banda de frequência pertencem a um mesmo espectro teórico de potência. Sendo assim, o TFE é definido por:

$$TFE(f) = \frac{\sum_{m=1}^{M_y} |\tilde{y}_{m_y}(f)|^2}{\sum_{m=1}^{M_x} |\tilde{x}_{m_x}(f)|^2} \quad (1)$$

onde f é a frequência, e \tilde{X}_{m_x} e \tilde{Y}_{m_y} são, respectivamente, as Transformadas de Fourier da m -ésima época de $x[k]$ e $y[k]$. Assim, o $TFE(f)$ segue uma distribuição F central com $2M_x, 2M_y$ graus de liberdade:

$$TFE(f) \sim F_{2M_x, 2M_y} \quad (2)$$

Assumindo ambos os sinais como ruídos brancos gaussianos, a hipótese nula (H_0) de igualdade de potências pode ser testada por meio dos valores críticos do teste obtidos de:

$$TFE_{crit} = F_{crit}(2M_x, 2M_y, \alpha) \quad (3)$$

onde α é o nível de significância do teste de hipóteses. Para o caso especial em que se espera, de antemão, que o denominador da equação (1) assumam valores inferiores ou iguais ao numerador, o teste a ser realizado deve ser monocaudal. Dessa forma, H_0 só poderá ser rejeitada se $TFE(f) > TFE_{crit}$.

Materiais e Métodos

Os sinais EEG de 30 voluntários saudáveis, destros e do sexo masculino (18-40 anos), sendo destes 15 atletas profissionais de voleibol, foram coletados durante protocolo de IM cinestésica executada em perspectiva de 1ª pessoa (mais detalhes em [5]). Foram aplicadas 50 tarefas IM ordenadas aleatoriamente, das quais 30 consistiam em ataque de voleibol e 20, em bater palmas (tarefa distratora). Durante o protocolo, os indivíduos permaneceram sentados confortavelmente em uma poltrona e com os olhos fechados.

Como ilustrado na Figura 1, cada ciclo de IM consistiu em um período de preparação (~2 s), iniciado por um estímulo sonoro de alerta S1 e delimitado por um segundo sinal sonoro S2, grave ou agudo, indicando a tarefa a ser prontamente imaginada, de ataque ou bater palmas respectivamente, dentro de um período de até 7 s. As tarefas foram alocadas consecutivamente no protocolo, de modo a não haver períodos de repouso.

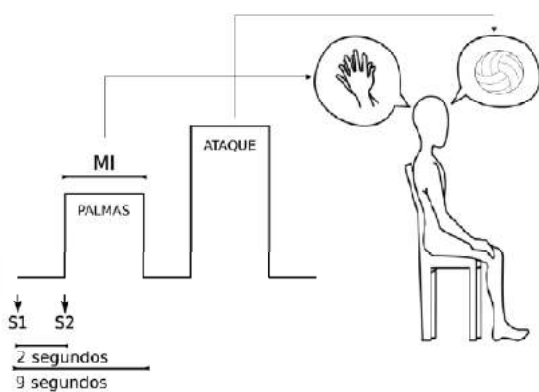


Figura 1: Protocolo Experimental, exemplificando um ciclo de IM (9 s).

A aquisição dos sinais foi realizada utilizando-se um eletroencefalógrafo padrão (EMSA-BNT36), com eletrodos posicionados segundo o SI 10-20 (derivações monopolares, com referência média biauricular e aterramento em FPz). Os sinais EEG foram amostrados a 240 Hz (resolução: 16 bits) e submetidos a filtragem analógica por passa-altas de 1ª ordem em 0,1 Hz e passa-baixas de 2ª ordem em 100 Hz (*anti-aliasing*), além de *notch* digital em 60 Hz.

No presente trabalho, somente o sinal EEG da tarefa de ataque de voleibol foi avaliado, o qual foi inspecionado visualmente, ciclo a ciclo, quanto à presença de artefatos. Devido à grande quantidade de artefatos nos sinais, três indivíduos Não-atletas foram excluídos da casuística. Apenas os sinais EEG da derivação C3 (relacionados ao córtex motor e pré-motor esquerdo contralateral a lateralidade da tarefa) foram avaliados.

Processamento dos Sinais EEG - Assumindo S2 como $t = 0$ s, os sinais EEG foram segmentados, a partir de $t = 0,5$ s, em $n = 8$ trechos sequenciais e não justapostos de 1 s de duração, conforme ilustrado na Figura 2. Tal procedimento foi adotado haja visto que o 0,5 s inicial poderia estar associado com o processo cognitivo relacionado ao processamento do sinal sonoro S2 (indicativo da tarefa) pelo voluntário.

Posteriormente, a densidade espectral de potência (DEP) foi estimada, para cada um dos trechos, por meio do periodograma de *Bartlett* com resolução espectral de 1 Hz, e mapas de tempo-frequência foram construídos conforme a Figura 2. Com vistas a minimizar o efeito da habituação do sinal EEG durante a sequência das 30 tarefas de IM, três estimativas da DEP foram obtidas com base em blocos sucessivos de 10 ciclos de ataque de voleibol (épocas).

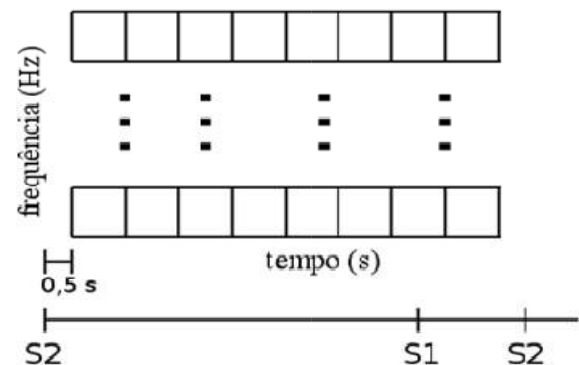


Figura 2: Modelo do mapa tempo-frequência.

Os mapas de tempo-frequência foram inspecionados visualmente em busca de faixas de 2 Hz com maior potência ao longo da evolução temporal da tarefa. Após a escolha da faixa a ser analisada, assumiu-se como $x[k]$ na equação (1), o trecho de menor potência dentro desta faixa. Em seguida, foram calculadas as contribuições em potência por meio da integral (método de trapézios) aplicado à faixa de $\Delta f = 2$ Hz escolhida da estimativa de DEP. Assim, o $TFE(\Delta f)$ consiste em uma adaptação do $TFE(f)$ descrito anteriormente, implicando, para uma integração que considera 2 raias espectrais, que este parâmetro segue uma distribuição F central com $4M_x, 4M_y$ graus de liberdade.

A evolução temporal dos valores de $TFE(\Delta f)$ foi calculada considerando-se $y_n[k]$ na equação (1) como os $n = 8$ trechos, para os quais foi obtida a contribuição de potência na mesma faixa de $\Delta f = 2$ Hz estabelecida para

$x[k]$. Para um nível de significância $\alpha = 2,5\%$, com correção de Bonferroni considerando 7 comparações simultâneas (já que um dos 8 trechos é usado como referência), o valor crítico do teste unicaudal foi obtido por meio da equação (3) para $M_x = M_y = 10$. Por fim, assumiu-se a ocorrência do *Beta Rebound* no instante em que o valor de $TFE(\Delta f)$ superasse TFE_{crit} .

Posteriormente, para cada um dos grupos estudados, foi aplicado o teste não-paramétrico de Kruskal-Wallis ao conjunto das distribuições do intervalo de tempo Δt em que se assumiu haver *Beta Rebound*, obtidas para cada um dos três blocos de 10 ciclos. Por outro lado, para a comparação entre os grupos, o teste de Mann-Whitney foi aplicado às distribuições obtidas para cada uma das estimativas. Para ambos os testes, o nível de significância utilizado foi $\alpha = 5\%$.

Resultados

A Figura 3 ilustra, para derivação C3 de dois voluntários distintos, os mapas de tempo-frequência da

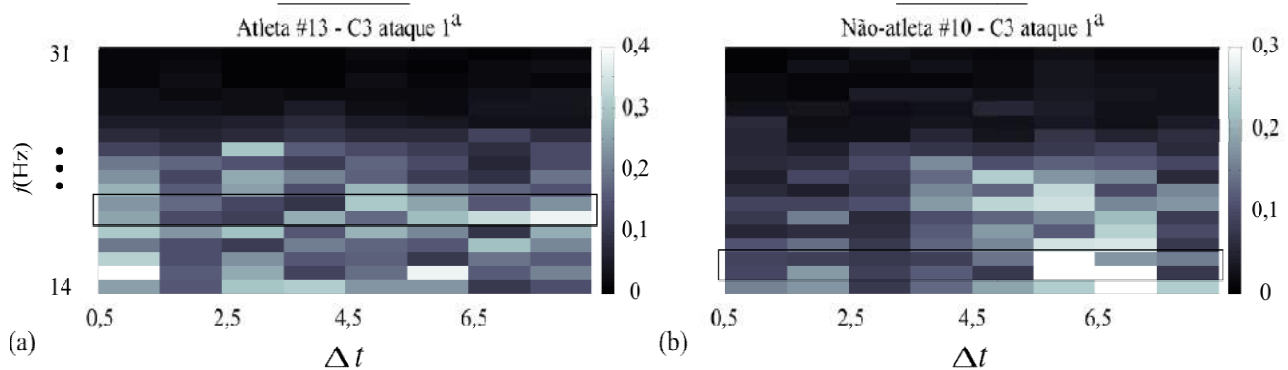


Figura 3: Mapa tempo-frequência da estimativa do primeiro bloco da tarefa IM de ataque de voleibol obtido para a derivação C3: a) Atleta #13; b) Não-atleta #10. Os retângulos em (a) e (b) indicam, respectivamente, as sub-bandas 19-20 Hz e 15-16 Hz onde verifica-se haver um aumento expressivo de potência.

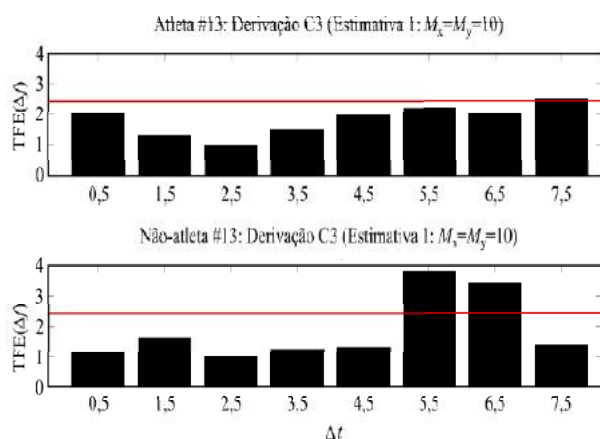


Figura 4: Evolução temporal do $TFE(\Delta f)$ obtido para a estimativa do primeiro bloco: a) Atleta #13; b) Não-atleta #10. A linha vermelha indica o $TFE_{crit} = 2,38$.

A Figura 5 apresenta para os dois grupos (Atletas e Não-atletas) a distribuição do intervalo de tempo Δt em que se assume o *Beta Rebound* durante a tarefa de IM

DEP estimada utilizando-se o primeiro bloco de 10 tarefas de ataque de voleibol (estimativa 1). Para ambos os voluntários, nota-se que o trecho de menor potência ocorre em $\Delta t = 2,5$ s (para as faixas de frequência escolhidas – destaques nas Figuras). Como pode ser observado, o voluntário #13 (Atleta, Fig. 3a) apresenta um aumento na potência das componentes de frequência na faixa de 19-20 Hz a partir de $\Delta t = 7,5$ s. Por outro lado, para o voluntário #10 (Não-atleta, Fig. 3b), o aumento de potência ocorre após $\Delta t = 5,5$ s para a faixa de 15-16 Hz.

Considerando $TFE_{crit} = 2,38$ (linha vermelha, Figura 4), para o voluntário #13 (Atleta), a análise da evolução temporal do $TFE(\Delta f)$ resultou em valores superiores ao TFE_{crit} para $\Delta t = 7,5$ s ($TFE(\Delta f) = 2,519$), rejeitando-se H_0 e, portanto, assumindo haver o *Beta Rebound*. Por sua vez, para o voluntário #10 (Não-atleta), rejeita-se H_0 para $\Delta t = 5,5$ s ($TFE(\Delta f) = 3,803$) e 6,5 s ($TFE(\Delta f) = 3,440$), período esse em que se assume ocorrer o *Beta Rebound*.

do ataque de voleibol. Para o grupo de Atletas, os valores médios desse intervalo para as três estimativas ocorrem para $6,5 \text{ s} < \Delta t < 7,5 \text{ s}$, enquanto, para o grupo de Não-atletas, $4,5 \text{ s} < \Delta t < 5,5 \text{ s}$. Os valores médios desses intervalos são maiores para o grupo de Atletas, exceto para a estimativa 3 (Tabela 1).

Para o grupo de Atletas, a aplicação do teste de Kruskal-Wallis indicou não haver diferenças significativas ($p = 0,06$) entre os intervalos de tempo em que se assume o *Beta Rebound* para as três estimativas. Resultado similar foi observado para o grupo de Não-atletas, com $p = 0,05$. Embora este teste não seja o mais indicado para uma análise de medidas repetidas, a falta de detecção do *Beta Rebound* para alguns sujeitos em algumas das três estimativas inviabilizou o emprego de testes estatísticos específicos. Por outro lado, ao avaliar as distribuições deste intervalo entre os grupos, o teste de Mann-Whitney indicou haver diferenças estatisticamente significativas para as estimativa 1 ($p = 0,03$) e 2 ($p = 0,005$). Em contrapartida, o teste aplicado não indicou diferenças significativas entre as distribuições da estimativa 3 ($p = 0,21$).

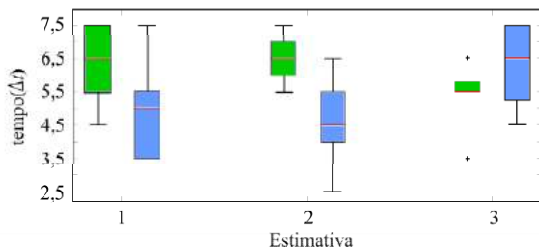


Figura 5: Distribuições dos intervalos Δt (*Beta Rebound*) para os três blocos: Atletas (verde) e Não-atletas (azul).

Tabela 1: Intervalo de tempo e faixa de frequência em ocorre o *Beta Rebound* nos três blocos do grupo Atletas (A) e Não-atletas (NA), onde N é o número de indivíduos que apresentaram valores acima do $TFE_{crit.}$

Bloco	Grupo	N	Intervalo (s)	Freq. (Hz)
1	A	11	$6,5 < \Delta t < 7,5$	$14 < f < 23$
	NA	8	$4,5 < \Delta t < 5,5$	$14 < f < 25$
2	A	8	$6,5 < \Delta t < 7,5$	$14 < f < 25$
	NA	8	$4,5 < \Delta t < 5,5$	$14 < f < 25$
3	A	10	$5,5 < \Delta t < 6,5$	$14 < f < 23$
	NA	9	$6,5 < \Delta t < 7,5$	$14 < f < 22$

Discussão

Neste trabalho, foi investigada a presença do *Beta Rebound* na derivação C3 de voluntários destros durante IM de uma tarefa complexa utilizando-se a evolução temporal do TFE(Δf) para faixas de frequência de 2 Hz. Segundo Pfurtscheller *et al.* [1], o *Beta Rebound* ocorre nas derivações centrais no hemisfério cortical contralateral a lateralidade da tarefa. Entretanto, tal especificidade de frequência em faixas de 2 Hz decorre da característica da análise para avaliar o ERS/ERD.

Para se analisar a evolução temporal, obteve-se o mapa de tempo-frequência com base nas estimativas da DEP, conforme [1]. Considerando-se que a tarefa de IM elicia alterações no sinal EEG síncronas somente no tempo, utilizou-se como referência no TFE(Δf) a faixa de 2 Hz do trecho de menor potência do período de execução da tarefa. Tal procedimento é distinto daquele aplicado por [5], que utilizou o sinal EEG de repouso, porém com contagem mental decrescente. Usualmente, tarefas de IM e tarefas motoras geram diminuição de potência do sinal EEG, implicando dessincronização relacionada ao evento [1-4]. Entretanto, segundo Friedrich *et al.* [4], tarefas mentais desassociadas ao controle motor, por exemplo, processos aritméticos mentais nos quais inclui-se a contagem, podem desencadear dessincronismo na banda beta do sinal de EEG de derivações centrais. Portanto, tais trechos não seriam indicados para serem utilizados como sinal de referência no TFE em tarefas de IM.

Tanto para Atletas quanto para Não-atletas, o *Beta Rebound* ocorreu na faixa de frequências inferiores da banda *Beta* (14-25 Hz), similar aos obtidos por [2] para movimento de membros superiores (18-23Hz). Para os

três blocos, não foram observadas diferenças nos intervalos de tempo em que ocorre o *Beta Rebound*, independentemente do grupo ser de Atleta ou Não-atleta. Entretanto, este intervalo foi menor para os Não-atletas. Segundo Dacety *et al.* [7], uma possível explicação para tal diferença é que o tempo de execução da tarefa de IM estaria associado à execução motora e, portanto, à experiência dos atletas em realizar o movimento de ataque de voleibol. Além disso, a similaridade no intervalo Δt das demais estimativas indicaria uma possível adaptação dos Atletas à tarefa.

Assim, conclui-se que a evolução temporal do TFE(Δf) por faixa de 2 Hz utilizando-se como referência o trecho de sinal EEG de menor potência como aquele indicativo da execução mental da tarefa evidenciou a detecção do *Beta Rebound*. O intervalo de tempo no qual este fenômeno ocorre indica haver influência do nível de experiência do voluntário com a execução da tarefa motora específica. Tais resultados indicam a potencialidade desta técnica da detecção do *Beta Rebound* em protocolos de imagética motora ou em tarefas que eliciam respostas corticais induzidas.

Agradecimentos

Às agências de fomento CAPES, CNPq e FAPERJ pelo apoio financeiro. Ao nosso estimado Mestre, prof. Antonio Fernando Catelli Infantosi (*in Memoriam*), pelo conhecimento e dedicação aos seus alunos e a pesquisa no âmbito nacional e internacional.

Referências

- [1] Pfurtscheller G, Neuper C, Brunner C, da Silva FL. Beta rebound after different types of motor imagery in man. *Neuroscience Letters*. 2005; 378(3):156-9.
- [2] Pfurtscheller G, Lopes da Silva FH. Event-related EEG/MEG synchronization and desynchronization: basic principles. *Clinical Neurophysiology*. 1999; 110:1842-57.
- [3] P.J.G. Da_Silva; A.F.C. Infantosi. O Sincronismo Cortical Durante o Movimento Voluntário. In: Anais do XXIII Congresso Brasileiro em Engenharia Biomédica - CBEB 2012; 1-5 outubro 2012; Porto de Galinhas, Brasil. 2012. p. 1948-52.
- [4] Friedrich EVC, Scherer R, Neuper C. Stability of event-related (de-) synchronization during brain-computer interface-relevant mental tasks. *Clinical Neurophysiology*. 2013; 124(1):61-9.
- [5] Stecklow, MV. Imagética motora em tarefa complexa: análise na banda alfa do eletroencefalograma [dissertação]. Rio de Janeiro: Universidade Federal do Rio de Janeiro. Departamento de Engenharia Biomédica; 2006.
- [6] Shumway RH. Applied statistical time series analysis. New Jersey: Prentice Hall, 1988.
- [7] Dacety J, Jeannerod M, Prablanc C. The timing of mentally represented actions. *Behavioural Brain Research*. 1989; 34: 35-42.

NON-INVASIVE ESTIMATION OF RESPIRATORY MUSCLE EFFORT IN PATIENTS UNDER PRESSURE SUPPORT VENTILATION

Marcus Henrique Victor Júnior*, Marcelo Britto Passos Amato**, Takashi Yoneyama* and Harki Tanaka***

* Instituto Tecnológico de Aeronáutica, São José dos Campos, Brazil

** Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo, São Paulo, Brazil

*** Universidade Federal do ABC, Santo André, Brazil

e-mail: marcus@ita.br

Abstract: To assess the respiratory system in patients under mechanical ventilation is a practice of paramount importance in an intensive care unit. The knowledge of mechanical parameters, such as resistance and compliance of the respiratory system, as well as patient muscle effort can facilitate the diagnosis of certain diseases and quantify their progresses. From the practitioner point of view, indexes of health status can provide alternatives to assess the treatment effects and create the possibility for adjusting the treatment based on individual needs. The aim of this work is to study the case of quantitatively determining the respiratory muscle effort by means of its pressure under pressure support ventilation. For this purpose, a simulated environment was utilized. The respiratory system, mechanical ventilator and muscle effort were simulated through adopted models. Data of airway open pressure, air flow and air volume were utilized for estimating, utilizing quadratic programming and curve fitting algorithms. Both methods rely on typical morphologies of muscle pressure curve. Weaknesses and strengths are presented throughout the article and possible solving methods are proposed for improving the reliability of the outputs, by linking both approaches. Furthermore, more realistic aspects will be considered, such as ventilator and muscle effort artifacts, as well as noisy data. In the future, by gathering such issues, it will be possible to test the whole estimation method in an actual situation, in which data from patients will be processed and analyzed.

Keywords: respiratory muscle effort, elastance, resistance, estimation, pressure support ventilation.

Introduction

To assess the respiratory system in patients under mechanical ventilation is a practice of paramount importance in an intensive care unit (ICU). Qualitative and quantitative approaches endorse system assessment with valuable indexes of health status for improving the available choices to the care provider. The knowledge of mechanical parameters, such as resistance and compliance of the respiratory system, as well as patient muscle effort can facilitate the diagnostic of certain diseases and quantify their progresses. From the

practitioner point of view, indexes can provide alternatives to assess the treatment effects and create the possibility for adjusting the treatment based on individual needs [1].

Patient effort is a quantity of difficult valuation during breathing. The current gold standard method is to utilize esophageal pressure as an intermediate for evaluating respiratory muscles effort. Although such a method exists, the associated procedures of utilizing an esophageal balloon are costly in terms of required equipment and specialized staff. Also, this technique is invasive and interferes in the settled therapy. Two other techniques can provide information about the muscular effort: diaphragmatic electromyography and ultrasound. The former explores the relationship between diaphragmatic pressure and diaphragmatic electromyogram signal, which is almost linear in a certain range of pressures. The latter explores the relationship between diaphragmatic pressure and diaphragmatic thickness. Depending on the excursions of the diaphragm, it is possible to calibrate and associate a given pressure to a given thickness [2, 3].

Pressure support ventilation is a mode of mechanical ventilation in which the ventilator provides assistance to the patient during each breathing cycle. At the beginning of inspiration, the ventilator detects the patient inspiratory effort, providing a positive step in pressure. Often, the practitioner can set the support period which is the period within the patient will be supported by the ventilator. In a sense, the ventilator executes a square wave whose low and high baselines are positive end-expiratory pressure (PEEP) and support pressure, both are adjustable. After the support period, the ventilator shuts down and leaves the patient breathing freely. The ventilator can halt before or after the patient breathing effort ends. In such ventilation mode, excepting the initial triggering, there is no synchrony between ventilator and patient effort.

The aim of this work was to study the case of quantitatively determining the respiratory muscle effort by means of its pressure under pressure support ventilation. For this purpose, a simulated environment was utilized. The respiratory system was simulated through a well-known first order model whose parameters are resistance and compliance [4]. The mechanical ventilator was also simulated through a first

order model. For generating respiratory efforts, a parabolic-exponential model was adopted. Data of airway open pressure, air flow and air volume were utilized for estimating. Two approaches were used: quadratic programming and curve fitting. Both methods rely on typical morphologies of muscle pressure curve. Weaknesses and strengths are presented throughout the article and possible solving methods are proposed for improving the reliability of the algorithm outputs, by linking both approaches. Furthermore, more realistic aspects will be considered, such as ventilator and muscles artifacts as well as noisy data. In the future, gathering such issues, it will be possible to test the whole estimation method in an actual situation, in which data from patients will be processed and analyzed.

Materials and Methods

The study is based on simulated data. From differential ordinary equations of motion, the effects of active forces over respiratory system were evaluated. The mechanical ventilator and the muscular effort will be the only active elements. The passive element is the patient respiratory system, excluding its respiratory muscles. Data of air flow, air volume and pressure will be available with a given sample rate. It is important to note that the described data are available in a practical manner, not requiring special pieces of equipment or hardly present in a common ICU.

Respiratory system modelling – A first order single-compartment model was adopted. In such model, the difference between pressure at airway open $P_{ao}(t)$ and respiratory muscle pressure $P_{mus}(t)$ can be viewed as a sum of three pressure terms: resistive $P_{res}(t)$, elastic $P_{el}(t)$ and constant P_0 . Resistive pressure comprises mostly resistive properties of the lungs, tissues and chest wall. Over a certain range, the airflow can be considered laminar, which yields a linear relationship between resistive pressure and air flow. Elastic properties, mainly comprised by the lungs and the chest wall, are lumped in a single term which represents the linear relationship between elastic pressure and air volume. The above discussion can be summarized as shown in (1) and (2), where R is the resistance and E is the elastance of the respiratory system, $\dot{V}(t)$ and $V(t)$ are time-dependent variables representing the air flow and the air volume, respectively. The equation of motion explaining the pressure at airway open is given by (3) and (4). The third constant term P_0 represents the PEEP which is adjustable and actively controlled by the mechanical ventilator.

$$P_{res}(t) = R\dot{V}(t), \quad (1)$$

$$P_{el}(t) = EV(t), \quad (2)$$

$$P_{ao}(t) - P_{mus}(t) = P_{res}(t) + P_{el}(t) + P_0, \quad (3)$$

$$P_{ao}(t) - P_{mus}(t) = R\dot{V}(t) + EV(t) + P_0, \quad (4)$$

In practice, only $P_{ao}(t)$, $\dot{V}(t)$, $V(t)$ and P_0 are available. The parameters R and E must be estimated

simultaneously with $P_{mus}(t)$.

Muscular effort modelling – Figure 1 shows the muscular effort morphology, as well as other related curves such as pressure, air flow and air volume of the breathing cycle. It relies on the hypothesis that a typical effort has mostly three phases: contraction, relaxation and inactivity. The first translates the decreasing pressure phase, in which the muscles generate the pressure gradient to fulfill the lungs. The second describes the phase, after a peak, in which the muscles relax and the air can be exhaled. The third part translates the phase after the exhalation and the next inhalation, in which the respiratory muscles can be considered inactive. Equations (5)-(7) describe the muscular effort profile by means of its pressure. The times t_p , t_{end} and T represent the instant of peak pressure, the instant in which the effort is equal to zero and the period of the breathing cycle, respectively.

$$P_{mus}(t_i) \geq P_{mus}(t_j), 0 \leq t_i \leq t_j \leq t_p, \quad (5)$$

$$P_{mus}(t_i) \leq P_{mus}(t_j), t_p \leq t_i \leq t_j \leq t_{end}, \quad (6)$$

$$P_{mus}(t_i) = 0, t_{end} \leq t_i \leq T, \quad (7)$$

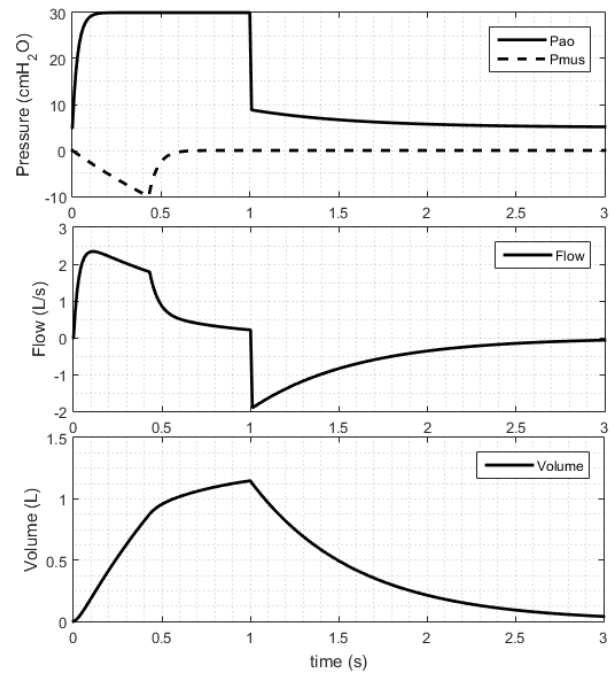


Figure 1: The top graph represents the pressure curves from the mechanical ventilator $P_{ao}(t)$ and the muscle effort $P_{mus}(t)$. The middle and the bottom graphs represent the resulting air flow and air volume, when the ventilator and muscles act over the respiratory system during a whole breathing cycle.

Active inputs simulation – The active inputs $P_{ao}(t)$ and $P_{mus}(t)$ were generated based on their related models. For the mechanical ventilator, a first order model was utilized (8). The exponential rising, translated by the τ_{rise} constant, explores the fact that the ventilator cannot instantly change pressures. The controls P_0 and ΔP are PEEP and support pressure,

respectively. Another adjustable parameter is t_{off} which determines the time when the ventilator cycles off. For the respiratory effort, a parabolic-exponential model was utilized (9). It is a piecewise model in which the first part – parabolic – describes the contraction phase of the respiratory effort. The second part – exponential – describes the relaxation phase and the time constant τ_{mus} characterizes its decay. The quantities t_p and P_p describes the point of maximum absolute pressure developed by the respiratory muscles.

$$P_{ao}(t) = \begin{cases} P_0 + \Delta P \left(1 - e^{-\frac{t}{\tau_{rise}}}\right), & 0 \leq t \leq t_{off}, \\ P_0, & t_{off} < t \leq T \end{cases}, \quad (8)$$

$$P_{mus}(t) = \begin{cases} P_p \frac{t(T-t)}{t_p(T-t_p)}, & 0 \leq t \leq t_p \\ P_p \frac{e^{-\frac{t-t_p}{\tau_{mus}}} - e^{-\frac{T-t_p}{\tau_{mus}}}}{1 - e^{-\frac{T-t_p}{\tau_{mus}}}}, & t_p \leq t \leq T \end{cases}, \quad (9)$$

Strictly speaking, the ventilator is active only during inspiration. During exhalation, its effect is an additional expiratory resistance R_v . The top graph in Figure 1 was based on Equations (8) and (9).

Numerical simulation – Once active and passive components have been described, they can be linked and their outcomes can be numerically computed. For such purpose, (4), (8) and (9) have to be combined, considering each stage of ventilation.

Primarily, the period before ventilator cycles off can be considered. The pressure effects of ventilator and muscles – left hand side of (4) – can be lumped in a single term. Equation (4) can be solved for $\dot{V}(t)$ and $V(t)$, since R , E and P_0 have nominal values. The period after ventilator cycles off is computed by the same manner, combining (4), (8) and (9). The only caveat is to add expiratory resistance R_v . Equation (10) exhibits such detail.

$$-P_{mus}(t) = (R + R_v)\dot{V}(t) + EV(t), \quad (10)$$

The main purpose of numerical simulation is to provide data for feeding estimating algorithms.

Quadratic programming – The muscular effort modelling described as a piecewise arbitrary function whose parts are decreasing, increasing and constant allows the utilization of quadratic programming. The aim of quadratic programming is to minimize a given cost function in which case is the quadratic error (12) between measured (simulated) data (4) and its estimation (11). In addition, quadratic programming allows constraints on the solution space, in which case were based on the physiology of the problem, excluding those solutions which are not physically possible.

$$\hat{P}_{ao}(t) = \hat{P}_{mus}(t) + \hat{R}\dot{V}(t) + \hat{E}V(t) + P_0, \quad (11)$$

$$J = \sum_{i=1}^N (P_{ao}(t_i) - \hat{P}_{ao}(t_i))^2, t_i \in [0, T], \quad (12)$$

Equation (12) shows that there are N samples in each cycle. From (11), \hat{R} , \hat{E} and $\hat{P}_{mus}(t)$ form the

$N + 2$ elements vector which will yield from the optimization problem solved by quadratic programming.

For mathematical purposes, the cost function (12) should be rewritten as (13). The vector of estimates is given by (14). Combining (5)-(7) and (14), physiological constraints can be imposed over the feasible solutions. Furthermore, (15)-(17) describe minima and maxima for the values of each estimate.

$$J = \frac{1}{2}x^T Hx + f^T x + g, \quad (13)$$

$$x^T = [R \ E \ P_{mus}(t_1) \cdots P_{mus}(t_N)], \quad (14)$$

$$R_{min} \leq R \leq R_{max}, \quad (15)$$

$$E_{min} \leq E \leq E_{max}, \quad (16)$$

$$P_{min} \leq P_{mus} \leq P_{max}, \quad (17)$$

Curve fitting – Based on the model described by (9), the muscle effort will be estimated by finding the three quantities – τ_{mus} , t_p and P_p – which characterize the model. The process of finding the three parameters is based on the same cost function (12). The curve fitting algorithm yields a curve which best fits the actual muscle effort by minimizing the quadratic error between estimated and measured (simulated) data.

Results

The simulations relied on setting ventilator and breathing cycles parameters. It was assumed a sample frequency of 100 [Hz], for all data. Ventilator parameters were: $P_0 = 5$ [cmH₂O], $\Delta P = 25$ [cmH₂O], $R_v = 2$ [cmH₂O.s/L] and $\tau_{rise} = 0.03$ [s]. Table 1 and Figure 2 show the results for a given set of parameters: $T = 3$ [s], $R = 10$ [cmH₂O.s/L], $E = 20$ [cmH₂O/L], $\tau_{mus} = 0.05$ [s], $t_p = 0.43$ [s] and $P_p = -10$ [cmH₂O]. The ventilator halt instant t_{off} was 0.40 [s].

For quadratic programming, the constraints (15)-(17) were assumed to be one hundred percent lesser or greater than the simulated value. It was assumed greater intervals than the sample period for finding the pairs (t_p , t_{end}). The grids were 10 and 25 times the sample period, for t_p and t_{end} respectively. Starting at half cycle period, for each possible $t_{end} - 1.5; 1.75; 2.00; 2.25; 2.50; 2.75$ and 3.00 – the correspondent value of $t_p - 0.10; 0.20; \dots; t_{end}$ – was found to be the value which yields the least cost function (12). The seven curves showed in Figure 2 represent the seven best estimations for each possible pair (t_p , t_{end}). Each estimation is a vector (14) of 302 elements.

For curve fitting, besides the 3 parameters from the model (9), there were 2 parameters representing resistance and elastance. The algorithm of minimization was based on Nelder-Mead simplex algorithm. The results from fitting were: $R = 10.0$ [cmH₂O.s/L], $E = 20.0$ [cmH₂O/L], $\tau_{mus} = 0.05$ [s], $t_p = 0.43$ [s] and $P_p = -10$ [cmH₂O].

Table 1: Quadratic programming results. The units are those described in Results section.

t_p	t_{end}	R	E	J
0.40	1.50	10.0	20.4	8.065e-02
0.40	1.75	10.0	20.9	1.028e-01
0.40	2.00	10.0	20.5	7.866e-02
0.40	2.25	10.7	27.6	2.598e-01
0.40	2.50	9.9	24.5	7.945e-02
0.40	2.75	9.9	32.0	4.768e-02
0.40	3.00	9.9	32.7	3.448e-02

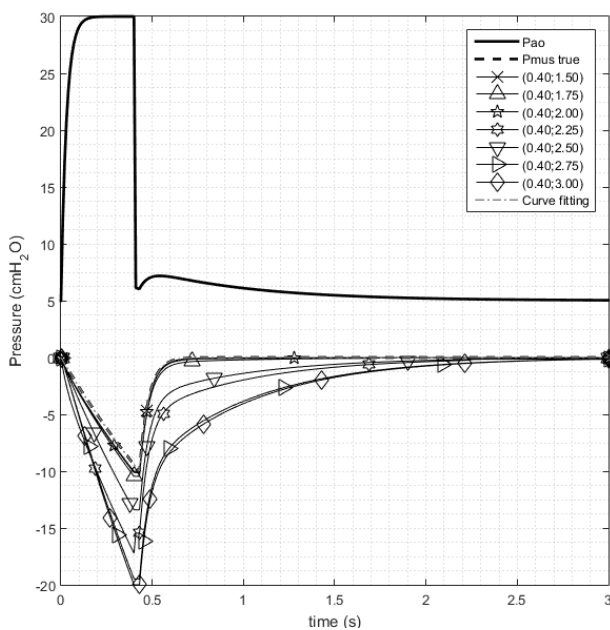


Figure 2: The original pressure curves $P_{ao}(t)$ and $P_{mus}(t)$, as well as the estimated curves, from quadratic programming and curve fitting.

Discussion

Figure 2 shows a typical situation in which the ventilator halts before the end of muscle effort. It can be seen that the quadratic programming found reasonable solutions, among all the seven available. Besides, the curve fitting found virtually the exact solution.

In quadratic programming, the matrix H , from (13), is positive semi-definite, which does not guarantee the convergence of the algorithm. Furthermore, the constraints can turn the problem non-convex, even if they reduce the solution space for only those feasible solutions. A positive definite matrix is desired, but this condition requires modifying the cost function (12). Changes in the cost function can turn the problem well-posed, but can yield biases in the solution vector. The settled parameters in Figure 2 were chosen for highlighting the fact that not always the least cost function yields the best solution. From Table 1, the best solution would be the curve (0.40; 3.00) in Figure 2. However, by visual inspection, it is not true.

In curve fitting, the problem of minimizing the cost function (12) based on a non-linear model (9) is highly dependent of initial finding point. If the last is not near the true value, the algorithm can reach a relative minimum point, instead of the desirable absolute minimum point.

From Figure 2 and Table 1, it can be seen that four solutions were reasonable close to the simulated data – curve fitting and the three pairs (0.40; 1.50), (0.40; 1.75) and (0.40; 2.00). The other four pairs show greater errors, mostly in elastance and muscle effort estimations. The scenario – four good estimations among eight – can be explored by machine learning techniques. It is possible to translate visual inspection valuations in objective programming, which can link results from different algorithms – quadratic programming and curve fitting – and improve the reliability of the final result, even if each particular algorithm does not guarantee the finding of the desired result. Refining the grid utilized in quadratic programming can improve the results, both for finding more exact instants, as for yielding more estimates which will be valuable for finding the final estimate, by feeding machine learning algorithms.

Finally, the findings are favorable in view to solve the estimation problem. Deeper studies are required to deal with other issues, such as noise on acquired data and artifacts on muscle effort – dispute between ventilator and patient, more than one effort during the same cycle, forced exhalation and reverse triggering. Machine learning techniques will be developed and exhaustive simulations will be done envisioning attest robustness and efficiency of the whole estimation algorithm.

Acknowledgements

Thanks to Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico (CNPq) for the grants.

References

- [1] Vicario F, Albanese A, Karamolegkos N, Wang D, Seiver A, Chbat NW. Noninvasive estimation of respiratory mechanics in spontaneously breathing patients: a constrained optimization approach. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*. 2016; 63 (4): 775-787.
- [2] Bellani G, Pesenti A. Review: Assessing effort and work of breathing. *Current Opinion Critical Care*. 2014; 20 (3): 352-358.
- [3] Mecklenburgh JS, Mapleson WW. Ventilatory assistance and respiratory muscle activity. 2: Simulation with an adaptive active (“aa” or “a-squared”) model lung. *British Journal of Anaesthesia*. 1998; 80: 434-439.
- [4] Carvalho AR, Zin WA. Review: Respiratory system dynamical mechanical properties: modeling in time and frequency domain. *Biophysical Reviews*. 2011; 3 (2):71-84.

A VARIANCE-BASED APPROACH TO PERFORM SINGLE-TRIAL P300 DETECTION

S. S. Viana*, P. L. Scalzo**, D. B. Melges*

* Graduate Program in Electrical Engineering - PPGEE, UFMG, Belo Horizonte, Brazil

** Department of Morphology, UFMG, Belo Horizonte, Brazil

e-mail: viana.sadraque@gmail.com

Abstract: P300 is an event-related potential (ERP) recorded in scalp by means of electroencephalography (EEG), commonly used for developing brain-computer interfaces (BCI). One of the main challenges of using P300 is presented by its low signal-to-noise ratio (SNR), making its detection a difficult task. Grand averaging is a technique commonly used to overcome the low SNR. However, it requires longer EEG recording periods, which hardens the implementation of P300-based BCI. Hence, single-trial detection (STD) of such potential is desirable for this application. In this paper, we propose a method which uses metrics based on EEG variance together with logistic regression model to perform STD. The proposed method was tested in 24 subjects and showed mean accuracy of 76.1%, a promising result that is compatible/better with/other ones found in literature.

Keywords: Electroencephalography (EEG), P300, single-trial detection, variance-based BCI, logistic regression.

Introduction

The P300 potential is an event-related potential (ERP) that is recorded in the scalp, using electroencephalography (EEG). It arises as a response to sensory stimuli of interest (visual, auditory or somatosensory) that are presented in an infrequent way (*target signal*), alternating with other unimportant stimuli that happen frequently (*non-target signals*) [1].

This potential is registered most prominently in the centro-parietal region and has a positive peak at around 300ms post-stimulus [1]. An example of a P300 signal with excellent signal-to-noise ratio (SNR) is shown in Figure 1 (blue line), where 120 epochs were used in the grand average calculation.

One of the main applications of P300 is the implementation of brain-computer interfaces (BCI), which are devices that can provide alternative ways to communicate and control the environment, using only brain waves [2].

In special, P300-based BCI is a useful alternative for patients whose motor impairment precludes the use of biosignals that have better SNR, such as electromyography signals. This is the reason why P300-based BCI have been subject of intense research [1-3].

However, the major challenge in detecting P300 is the fact that spontaneous brain activity (spontaneous or background EEG) masks this potential, as illustrated in Figure 2, in which it is not possible to clearly differentiate *target* from *non-target* single epochs.

To overcome this obstacle, many signal processing techniques have been used to remove artifacts, increase the SNR and extract relevant features [4-6].

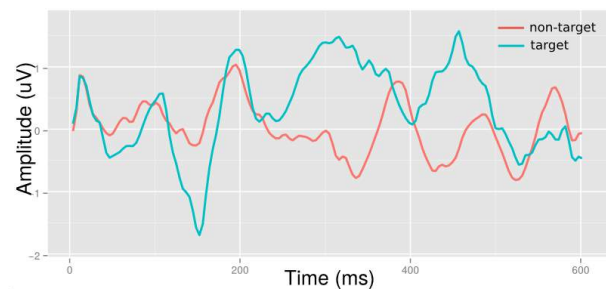


Figure 1: Example of P300 with good SNR.

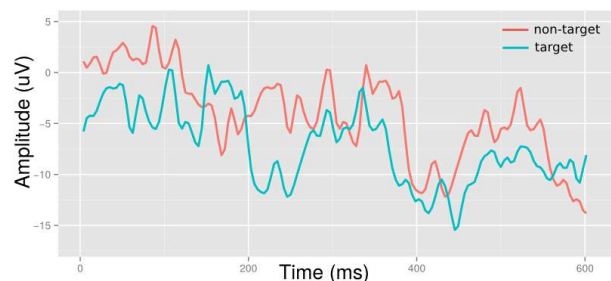


Figure 2: Example of *single-trial* P300 signal.

One of the most common signal processing techniques employed in the detection of P300 is the grand average [5].

This technique calculates the average of different EEG signal epochs, synchronized at the time of stimulation in order to reduce noise, specially, background EEG, and therefore increase SNR and classification rates [5].

However, this technique requires longer EEG recordings, hardening the use of BCI in practical applications [6]. Hence, the focus of this work is to propose a method capable of detecting *single-trial* P300, i.e., identify this potential from only one EEG epoch. This technique is further detailed in the next section.

Variance-based metrics definition

One of the main steps needed to perform ERP detection, such as P300, is extracting features that are able to distinguish the occurrence of the ERP. In this paper, the features extracted are derived from the method proposed by [6] and are based on the variance of EEG epochs which may or may not contain the P300.

An EEG epoch containing the P300 potential can be defined as:

$$x_0 = x_t + v, \quad (1)$$

where x_0 is the recorded EEG signal, with variance σ_0^2 ; x_t is the *target* signal (P300) with variance σ_t^2 ; and v is the background noise, considered to be random and stationary with variance σ_v^2 .

Assuming that the *target* signal and the background noise are statistically independent, we can write:

$$\sigma_0^2 = \sigma_t^2 + \sigma_v^2 \quad (2)$$

Now, suppose that the grand average of k *target* epochs is calculated, being defined as x_{st} . Thus, the background noise variance will decrease to $\frac{\sigma_v^2}{k}$. Therefore, the grand average x_{st} can be described as:

$$x_{st} = \frac{1}{k} \sum_{i=1}^k x_{0i} = \frac{1}{k} \sum_{i=1}^k (x_{ti} + v_i), \quad (3)$$

where x_{0i} is the i -th recorded EEG epoch; x_{ti} is the i -th *target* epoch; and v_i denotes the background noise present in the i -th EEG epoch.

Assuming that the variances of v and x_t remain constant with time, the variance of x_{st} can be written as:

$$\sigma_{st}^2 = \sigma_t^2 + \frac{\sigma_v^2}{k} \quad (4)$$

Hence, by increasing the number of epochs used, the variance of the grand average (P300 estimate) approaches the variance of the *target* signal. To this extent, two variable transformations can be made from x_0 and x_{st} :

$$T_1 = \frac{x_{st} + x_0}{2} \quad (5)$$

$$T_2 = \frac{x_{st} - x_0}{2} \quad (6)$$

If x_0 is a *target* signal, the variances of transformations T_1 and T_2 , derived from Equations 5 and 6, are given by:

$$\text{var}(T_1) = \text{var}\left(\frac{x_{st} + x_0}{2}\right) = \sigma_t^2 + \frac{(k+1)\sigma_v^2}{4k} \quad (7)$$

$$\text{var}(T_2) = \text{var}\left(\frac{x_{st} - x_0}{2}\right) = \frac{(k+1)\sigma_v^2}{4k} \quad (8)$$

In [6], a variance-based metrics, called D , was proposed from T_1 and T_2 :

$$D = \text{var}(T_1) - \text{var}(T_2) = \sigma_t^2 \quad (9)$$

If x_0 is a *non-target* signal, the variances of the transformations T_1 and T_2 are:

$$\text{var}(T_1) = \text{var}(T_2) = \frac{(k+1)\sigma_v^2}{4k} \quad (10)$$

Therefore, D will be zero.

As Equations 9 and 10 show, the D metrics can be used to perform P300 detection, since it presents a theoretical value that is equal to σ_t^2 for *target* and 0 for *non-target* signals.

Methodology

Database – The studied technique was applied to signals from the database provided by Ledesma-Ramirez *et al.* [7]. Subjects participated in the standard P300 elicitation protocol (*oddball paradigm*). Twenty-one symbols were presented for each volunteer, arranged in a 6x6 matrix. Each row and each column of the matrix were intensified during 100ms, in a random order of intensification. If the row or column of the desired symbols was intensified, P300 elicitation was expected to occur [8].

The database contains signals from 24 subjects, with 5000 epochs per subject. These observations were divided into a training set, containing 20% of the total data (1000 observations) and a validation set, with the remaining 80% (4000 observations).

EEG signals were acquired with a sampling rate of 256Hz and band-filtered between 0.1 and 60Hz. The ground lead was connected to the right mastoid and the right earlobe was used as reference.

Pre-processing – For each stimulus presented to the user (row or column intensified), EEG epochs containing 600ms were extracted. These epochs were re-referenced using common average reference (CAR) [9], which is known to enhance the SNR for P300 identification.

CAR is calculated by subtracting the average of all EEG derivations from each individual derivation:

$$\text{CAR}(V_i) = V_i - \frac{1}{N} \sum_{n=0}^N V_n \quad (11)$$

where V_i is the derivation of interest; N is the number of derivations; and V_n is the n-th EEG derivation in the scalp.

After applying CAR, the baseline of the signals was removed, by subtraction the function with best linear fit from each corresponding epoch, to facilitate feature extraction.

Feature extraction – The training set was used to calculate the grand averages X_{st} of the *target-signal* for each EEG derivation, used as P300 templates.

Then, for each incoming *single-trial* signal X_0 , D metrics was calculated using the template, for each analyzed derivation, constituting the feature vector employed to perform P300 detection.

Classification – The response variable established can assume only two classes: *target* and *non-target*. To describe the behavior of this kind of variable, logistic regression models are often used, being the response function, for multiple explanatory variables, defined as [10]:

$$E(y_i) = \frac{1}{1 + e^{-(\beta_0 + \beta_1 x_{i1} + \dots + \beta_k x_{ik})}}, \quad (12)$$

where $E(y_i)$ is the expected value of the response variable y_i , x_{ik} is the explanatory variable (feature), and β_k is the coefficient associated with the feature k .

Equation 12 models the relationship between y_i and the explanatory variables. Thus, the expected value can be used as a probability score in order to predict the outcome of the response variable [10].

D metrics values extracted from each derivation were used as inputs to the logistic regression model. The probabilities P_i generated by the model were used to classify each incoming signal as either a *target* (when $P_i > 0,5$) or a *non-target* (when $P_i < 0,5$) signal.

Results

Table 1 summarizes the results obtained in the detection of *single-trial* P300 signals, for the following performance parameters: Accuracy, area under the ROC curve (AUC), Sensitivity and Specificity. These results were calculated using 5 derivations (Fz, C4, Cz, C3 and P4) as inputs and are presented in terms of their medians and interquartile ranges (IQR).

Table 1: summary of results.

Parameter	Median	IQR
Accuracy	75.7%	6.8%
AUC	65.8	5.8
Sensitivity	74.0%	8.4%
Specificity	76.1%	6.8%

Figure 3 shows how Accuracy varies as the number of derivations used to classify the signals is increased from 1 to 10. This parameter seems to stabilize from 5

derivations onwards, with the median around 75.7%. The same observation can be made for AUC (Figure 4), Specificity (Figure 5) and Sensitivity (Figure 6), with median values remaining nearly stable, respectively, around 65.8, 74% and 76.1%.

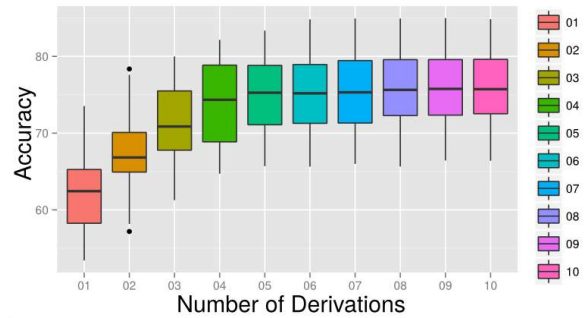


Figure 3: Accuracy versus number of derivations.

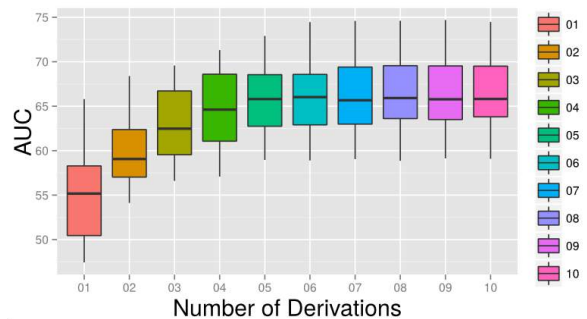


Figure 4: AUC versus number of derivations.

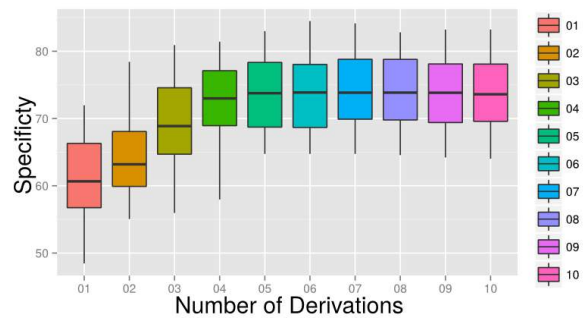


Figure 5: Specificity versus number of derivations.

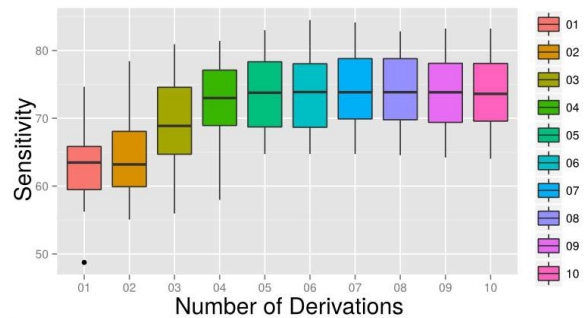


Figure 6: Sensitivity versus number of derivations.

Discussion

The results showed a clear improvement by increasing the number of derivations up to 5. Augmenting this value didn't result in relevant variation of performance parameters. This suggests that a small number of derivations is enough to perform *single-trial* P300 detection.

In Table 2, the method investigated in this paper is compared with recent literature works focused on *single-trial* P300 detection. As it can be noted, the performance of *D* method is comparable to the literature results.

Table 2: Comparison of results.

Reference	Subjects	Mean Accuracy
This work	24	76.1 %
Li 2009 [11]	1	76.7 %
Li 2012 [12]	5	84.8 %
Morales 2014 [13]	27	61.2 %
Xie 2014 [14]	8	85.7 %
Magee 2015 [15]	3	76.4 %

Particularly, it is worth noting that the proposed method was validated with a number of subjects that is far greater than the methods with superior performance, which indicates the strength of the proposed technique - associating variance-based criteria and logistic regression model - , meaning that it is robust to the highly variable P300 waveform. In comparison with the work that used a similar number of subjects [13], the evaluated method obtained better results.

Conclusion

In this paper, a variance-based metrics was combined with a logistic regression model to perform *single-trial* P300 detection. The proposed method obtained a mean accuracy of 76.1%, being tested on 24 subjects. These results are similar to the most recently reported in the literature, which indicates a promising tool for *single-trial* P300 detection.

We suggest that the proposed method can be applied to different ERP, other than P300, since its theoretical assumptions are based only on the generic model of the response to sensory/cognitive stimulation, masked by random additive noise (ERP generation model).

Acknowledgements

Thanks to CNPq, CAPES and FAPEMIG for the financial support.

References

[1] Allison BZ, Pineda JA. ERPs evoked by different matrix sizes: implications for a brain computer

- interface (BCI) system. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*. 2003; 11(2): 110-113.
- [2] Wolpaw J et al. Brain-computer interfaces for communication and control. *Clinical Neurophysiology*. 2002; 113(6):167–791.
- [3] McFarland DJ et al. The P300-based brain computer interface (BCI): Effects of stimulus rate. *Clinical Neurophysiology*. 2011, 122(4): 731-737.
- [4] Mason, SG, Birch, GE. A general framework for brain-computer interface design." *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*. 2003, 11(1): 70-85.
- [5] Bashashati A et al. A survey of signal processing algorithms in brain-computer interfaces based on electrical brain signals. *Journal of Neural Engineering*. 2007; 4(2): R32.
- [6] Li K et al. Single trial independent component analysis for p300 bci system. In: *Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*. 2009. p-4035-4038.
- [7] Ledesma-Ramirez C et al. An open-access P300 speller database. In: *4th International BCI Meeting*; 2010.
- [8] Viana SS, Batista DM, Melges, DB. Logistic Regression Models: Feature Selection for P300 Detection Improvement. In: *XXIV Brazilian Congress on Biomedical Engineering – CBEB 2014*. 2014. p. 979–982.
- [9] Alhaddad MJ. Common average reference (car) improves p300 speller." *International Journal of Engineering and Technology*. 2012, 2(3) : 21.
- [10] Myers RH et al. *Generalized linear models: with applications in engineering and the sciences*. 1st ed: John Wiley & Sons; 2012.
- [11] Li K. *Advanced signal processing techniques for single-trial electroencephalography signal classification for brain-computer interface applications [PhD dissertation]*. Tampa: University of South Florida; 2010.
- [12] Li K et al. A new single trial p300 classification method. *International Journal of E-Health and Medical Communications (IJEHMC)*. 2012. 3(4): 31-41.
- [13] Morales C et al. Single trial p300 detection in children using expert knowledge and som. In: *Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*. 2014. p. 3801–3804.
- [14] Xie S et al. Single channel single trial p300 detection using extreme learning machine: Compared with bpnn and svm. In: *IEEE International Joint Conference on Neural Networks*. 2014. p. 544–549.
- [15] Magee, R.; Givigi, S. A genetic algorithm for single-trial p300 detection with a low-cost eeg headset. In: *Annual IEEE International Systems Conference*. 2015. p. 230–234.

INTERFACE CÉREBRO-COMPUTADOR INDEPENDENTE DE VISÃO USANDO COERÊNCIA ESPACIAL E ESTIMULAÇÃO MONOAURAL

A. P. Souza******, L. B. Felix*** e E. M. A. M. Mendes****

* Instituto de Ciências Exatas e Tecnológicas, Universidade Federal de Viçosa/Campus Florestal, Florestal, Brasil

** Programa de Pós-graduação em Engenharia Elétrica, Universidade Federal de Minas Gerais, Belo Horizonte, Brasil

*** Núcleo Interdisciplinar de Análise de Sinais (NIAS), Departamento de Engenharia Elétrica, Universidade Federal de Viçosa, Viçosa, Brasil

**** Centro de Tecnologia e Pesquisa em Magneto Ressonância (CTPMAG), Programa de Pós-graduação em Engenharia Elétrica, Universidade Federal de Minas Gerais, Belo Horizonte, Brasil
e-mail: ana.psouza@ufv.br

Resumo: O presente trabalho tem por objetivo analisar a implementação de uma interface cérebro-computador (ICC) binária, independente de visão, utilizando atenção na estimulação monoaural e coerência espacial. A identificação da atenção foi feita por meio dos valores críticos da coerência espacial, obtidos através de simulações. Para verificar os valores críticos encontrados, o EEG de oito voluntários foi coletado durante estimulação auditiva e a classificação da ICC foi feita *off-line*. O estímulo utilizado foi um tom com modulação em amplitude (AM) com portadora e moduladora de 2 kHz e 38 Hz, respectivamente. Os resultados mostram que a taxa média de acerto dos voluntários é de 75% e o número de janelas para se atingir esse valor varia de acordo com os canais utilizados. Duas combinações ótimas foram encontradas: uma com cinco eletrodos, usando 29 janelas (49,3 segundos de sinal); e outra com oito eletrodos, usando 26 janelas (44,2 segundos de sinal). A análise dos resultados permite concluir que é possível a implementação de uma ICC binária com estimulação monoaural usando valores críticos do índice de atenção obtidos pela coerência espacial.

Palavras-chave: ICC, tom AM, estimulação monoaural, índice de atenção, coerência espacial.

Abstract: *In this work the vision-free Brain-Computer Interface (BCI) using spatial coherence and monoaural stimulus attention is evaluated. The detection of attention was done using critical values in spatial coherence that were obtained by means of simulations. The EEG from eight normal subjects was recorded during monoaural auditory stimulation and the BCI classification was conducted offline using critical values found during simulation. The stimulus was composed of amplitude modulation (AM) tones with carrier and modulation frequencies of 2 kHz and 38 Hz, respectively. The results shows that the average hit rate of subjects was 75% and that the number of windows changes according to the set of chosen channels. Two optimal combinations were obtained: one using five*

electrodes and 29 windows (49.3 seconds of signal); and other combination using eight electrodes with 26 windows (44.2 seconds of signal). The obtained results indicate that it is possible to develop a binary BCI using a monoaural stimulus and the critical values from the spatial coherence.

Keywords: BCI, AM tone, monoaural stimulation, attention index, spatial coherence.

Introdução

As Interfaces Cérebro-Computador (ICCs) permitem a comunicação de usuários com o meio e têm sido exploradas na literatura por contemplarem, por exemplo, pessoas que possuem restrições no controle motor [1-2].

Alguns estudos apresentam a utilização de ICCs com potenciais relacionados a eventos (PRE) devido a estímulos visuais [3], auditivos [4], sincronização e dessincronização relacionadas à imaginação motora (*event-related synchronisation* – ERS e *event-related desynchronisation* – ERD) [5], estímulos somatosensoriais como tato [6] e a combinação de dois estímulos (ICC híbrida) [7].

Avaliando-se as ICCs que utilizam potencial evocado visual nota-se que elas são restritas a usuários que possuem integridade visual e controle do movimento ocular [7]. Por outro lado, analisando-se a aplicação das ICCs implementadas com potencial relacionado à imaginação motora (independentes de visão), nota-se que a mesma requer esforço cognitivo, o que pode exigir um treinamento intenso, causando fadiga [2,8].

Neste sentido, a utilização de uma ICC independente dos sistemas visual e motor, que utiliza, por exemplo, apenas a estimulação auditiva, pode ser uma alternativa eficiente, uma vez que podem contemplar usuários totalmente paralisados [1, 9]. Além disso, essas ICCs independentes de visão exigem pouco ou nenhum treinamento dos usuários, evitando a fadiga e o

desconforto, que influenciam nos registros de Eletroencefalograma - EEG [4, 10-11].

Um dos potenciais evocados auditivos (PEA) utilizado nessas interfaces é originado por estímulos em regime permanente (ASSR). Estudos mostram que esse potencial pode ser alterado pela condição de atenção e pelo tipo de estímulo utilizado [9,12]. Portanto, estímulos auditivos diversos evocam respostas distintas e a escolha desses pode influenciar no desempenho de uma ICC [1,13].

Nesse contexto, o presente trabalho investiga a implementação de uma ICC auditiva usando a condição de atenção com estimulação monoaural. Sabe-se que a condição de atenção (atenção seletiva auditiva) durante estimulação binaural pode ser verificada por meio do índice de atenção [9, 14]. Esse índice, calculado com a coerência espacial e estimulação binaural, é obtido por meio da comparação dos valores encontrados para cada estímulo (esquerda e direita) [9]. Dessa forma, para a identificação da condição de atenção com estimulação monoaural, foi utilizada a coerência espacial com definição de um limiar para o índice de atenção. Essa avaliação permitiu o desenvolvimento de uma ICC binária, que possui as tarefas de focar ou não a atenção no estímulo apresentado.

Materiais e métodos

Coerência Espacial e Índice de Atenção – A coerência espacial considera a Magnitude Quadrática da Coerência (MSC) e a localização espacial do eletrodo no escalpo. Essa informação permite que seja localizada a região de maior amplitude e sincronismo dos potenciais evocados [9].

A Tabela 1 mostra o módulo (distância de cada eletrodo ao ponto do canal Cz) e a fase de cada eletrodo, calculados de acordo com o Sistema Internacional 10-20 e a aproximação fornecida em [15].

Tabela 1: Módulo e fase dos eletrodos de acordo com a posição no escalpo.

Eletrodo	A_i	θ_i (graus)
F7	0,51	144
T3	0,51	180
T5	0,51	225
Fp1	0,51	108
F3	0,33	129
C3	0,25	180
P3	0,33	231
O1	0,51	252
F8	0,51	36
T4	0,51	0
T6	0,51	315
Fp2	0,51	72
F4	0,33	51
C4	0,25	0
P4	0,33	309
O2	0,51	288
Fz	0,25	90
Cz	0	0
Pz	0,25	270
Oz	0,51	270

O cálculo da coerência espacial é dado pelo vetor resultante obtido por meio do somatório apresentado na equação (1). Sendo assim, esse resultado mostra a região de maior sincronismo para a frequência analisada [9, 14].

$$\kappa_{\text{espacial}}(f_0) = \sum_{i=1}^{ch} \hat{\gamma}_i^2(f_0) A_i e^{j\theta_i} \quad (1)$$

onde ch é o número de canais utilizados, $\hat{\gamma}_i^2(f_0)$ é o valor da coerência para o canal i na frequência f_0 , A_i é o módulo e θ_i é ângulo de cada eletrodo i .

Por meio da coerência espacial é possível determinar o índice de atenção, como pode ser visto na equação (2) [9, 14]. Esse cálculo considera a soma vetorial dos eletrodos, ponderada pela diferença na condição com atenção e sem atenção, conforme equação (1).

$$\text{Índice de Atenção} = \text{real}(\kappa_{\text{espacial}}) \quad (2)$$

O valor utilizado para o índice de atenção é a parte real do κ_{espacial} calculado na equação (2). Para classificar a atenção, levam-se em consideração as mudanças inter-hemisférios ocorridas durante estimulações binaurais [9, 14]. Para a classificação da atenção diante de estimulações monoaurais, faz-se necessário o cálculo de um valor crítico para o κ_{espacial} .

Simulação – Nesse trabalho foram simulados sinais aleatórios para a obtenção do valor crítico do κ_{espacial} em uma determinada frequência, considerando uma estimulação monoaural. Foram feitas 10000 simulações para obter valores do κ_{espacial} de acordo com as equações (1) e (2).

Para essas simulações adotou-se o conjunto de nove eletrodos ótimos obtidos em [14]. Foi utilizada apenas uma combinação com números distintos de eletrodos. Cada subconjunto N pode ser verificado na Tabela 2. O critério utilizado para a escolha dos subconjuntos é o agrupamento de acordo com a ordem crescente apresentada na Tabela 1.

Essa análise foi feita para um número de janelas (M) variando de dois a sessenta. Para as duas condições, com e sem atenção, foi analisada a frequência de 38 Hz. Essa frequência foi escolhida, pois foi a mesma utilizada na implementação de uma ICC com estimulação binaural usando atenção seletiva, conforme descrito em [9], [14] e [16]. Após as simulações, foram definidas as curvas do valor crítico, considerando a parte real do κ_{espacial} .

Aquisição de dados – O EEG foi registrado no NIAS (Núcleo Interdisciplinar de Análise de Sinais) de acordo com protocolo aprovado pelo Comitê de Ética Local (051/2010/UFV). Para a aquisição foi utilizado o amplificador BrainNet, com filtro passa-alta e passa-baixa de 0,1 Hz e 100 Hz, respectivamente, filtro notch de 60 Hz e frequência de amostragem de 600 Hz. Foram registrados os sinais de oito voluntários e os eletrodos utilizados foram fixados de acordo com o sistema 10-20.

O estímulo considerado foi um tom AM, gerado digitalmente, com frequência de amostragem de

44100 Hz e profundidade de 100%. A intensidade sonora foi de 75 dB SPL e as frequências de portadora e moduladora foram de 2 kHz e 38 Hz, respectivamente.

Tabela 2: Eletrodos utilizados para o cálculo do valor crítico do índice de atenção.

N	Eletrodos
2	T3 e F3
3	T3, F3 e P3
4	T3, F3, P3 e O1
5	T3, F3, P3, O1 e T4
6	T3, F3, P3, O1, T4 e P4
7	T3, F3, P3, O1, T4, P4 e O2
8	T3, F3, P3, O1, T4, P4, O2 e Fz
9	T3, F3, P3, O1, T4, P4, O2, Fz e Pz

O protocolo de estimulação foi composto de duas etapas com estimulação na orelha direita: sem atenção (escolha 1) e atenção no estímulo (escolha 2). Cada etapa de estimulação tinha duração de dois minutos, com intervalo de 30 segundos entre cada. Como orientação, antes de cada tarefa, foi gerado um estímulo de dez segundos indicando a tarefa de focar ou não a atenção. A orientação para focar a atenção era dez segundos de uma música (trecho inicial da música Hey Tonight – banda Creedence Clearwater Revival) e a orientação para não focar atenção era dez segundos do tom AM gerado. O protocolo pode ser observado na Figura 1.



Figura 1: Estimulação auditiva monoaural: a orientação representada pelo pontilhado (10 segundos do tom AM com portadora e moduladora de 2 kHz e 38 Hz, respectivamente) precede a tarefa sem atenção; a orientação preenchida (10 segundos de música) precede o teste de atenção no estímulo.

Resultados

Na Figura 2 mostra-se a análise do valor crítico obtido para as combinações dos eletrodos. Nela pode-se observar que os valores tendem a se estabilizar quando o número de janelas (M) é superior a 20. Esses números variam de acordo com a combinação N de eletrodos (Tabela 2).

Variando-se o número de canais, conforme os subconjuntos apresentados na Tabela 2, tem-se a taxa de acerto (TA) apresentada na Figura 3. O valor máximo obtido foi sempre de 75%, ocorrendo nas combinações com cinco, seis, oito e nove eletrodos com 29, 27, 26 e 26 janelas, respectivamente. Com valores de janelas superiores a 30, ocorre uma queda na TA. Essa redução também pode ser observada no início do teste, com valores de janelas inferiores a dez.

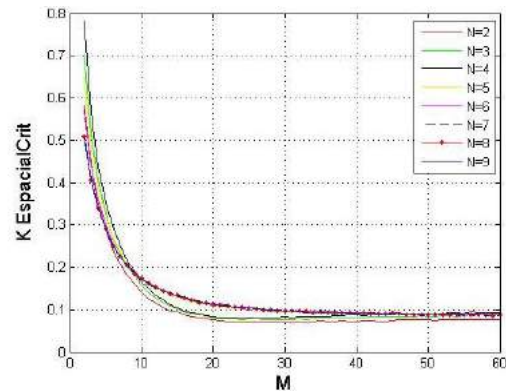


Figura 2: Variação do valor crítico do índice de atenção (parte real do κ_{espacial}) de acordo com o número N de canais utilizados e janelas.

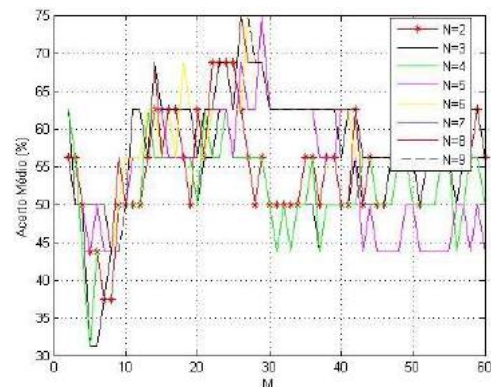


Figura 3: Classificação de oito voluntários utilizando variação de N eletrodos de acordo com a Tabela 2 e valores críticos encontrados por meio da simulação.

Discussão

A ICC auditiva monoaural desenvolvida nesse trabalho, com análise *off-line*, obteve taxa de acerto média de 75%, conforme pode ser observado na Figura 3. Esse valor é compatível com alguns estudos de ICCs auditivas, como por exemplo, nos trabalhos de [17], [8] e [10] que obtiveram taxas de 71%, 74% e 78,5%, respectivamente.

O número de janelas que forneceu a maior taxa de acerto média está entre 26 e 29. Esses valores indicam que foi necessário um tempo de 44,2 a 49,3 segundos de sinal para se obter a melhor taxa na classificação, respectivamente. A literatura mostra que, para ICCs com atenção seletiva usando estimulação binaural, as maiores taxas de acerto encontram-se em intervalos com até 20 janelas [8, 14]. Um dos motivos que podem justificar um maior número de janelas na ICC desenvolvida neste trabalho é a dificuldade em focar ou não a atenção na presença de um único estímulo. Essa informação foi relatada pelos voluntários, que também participaram do estudo com ICC binaural desenvolvida em [16].

Outros testes foram realizados utilizando-se outros três subconjuntos de eletrodos: um composto pelos canais da esquerda e os canais centrais (T3, F3, P3, O1, Fz e Pz); o segundo composto pelos canais da direita (T4, P4 e O2); e o terceiro formado pelos canais da

direita mais os canais centrais (T4, P4, O2, Fz e Pz). Os resultados obtidos com essas configurações não tiveram bons desempenhos, obtendo taxas de acerto inferiores a 70%.

Avaliando-se todos os resultados, pode-se constatar que existem duas combinações ótimas: uma com cinco eletrodos utilizando 29 janelas (49,3 segundos), caracterizando um menor esforço computacional; e outra mais rápida, com oito eletrodos usando 26 janelas (44,2 segundos).

Conclusão

Neste trabalho foi avaliada a implementação de uma interface cérebro-computador (ICC) binária, independente de visão, utilizando a coerência espacial para identificar valores críticos do índice de atenção na estimulação monoaural.

Os resultados encontrados mostram que é possível o desenvolvimento dessa ICC, considerando como estímulo um tom AM com portadora e moduladora de 2 kHz e 38 Hz, respectivamente. As análises mostraram duas combinações ótimas com taxa média de acerto de 75% e tempo de 44,2 s e 49,3 s. Esses resultados permitem concluir que é viável o desenvolvimento de uma ICC binária usando estimulação monoaural e coerência espacial para obtenção do valor crítico do índice de atenção.

Agradecimentos

Os autores agradecem à FAPEMIG, CAPES e CNPq pelo apoio financeiro.

Referências

- [1] Hill NJ, Scholkopf B. An online Brain-Computer Interface based on shifting Attention to concurrent streams of Auditory Stimuli. *Journal of Neural Engineering*. 2012; 9: 026011 (13pp).
- [2] Lopez-Gordo MA, Fernandez E, Romero S, Pelayo F, Prieto A. An Auditory Brain-Computer Interface Evoked by Natural Speech. *Journal of Neural Engineering*. 2012; 9(3):036013.
- [3] Gao S, Wang Y, Gao X, Hong B. Visual and Auditory Brain-Computer Interfaces. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*. 2014; 61(5).
- [4] Riccio A, Mattia D, Simone L, Olivetti M, Cincotti F. Eye-gaze independent EEG-based brain computer interfaces for communication. *Journal of Neural Engineering*. 2012; 9: 045001 (15pp).
- [5] Thomas E, Fruitet J, Clerc M. Investigating brief motor imagery for an ERD/ERS based BCI. 2012 Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society; 2012 Aug. 28-Sept. 1; San Diego, CA. 2012; p.2929 –32.
- [6] Zhang D, Wang Y, Maye A, Engel AK, Gao X, Hong B, Gao S. A Brain-Computer Interface Based on Multi-Modal Attention. 2007 3rd International IEEE/EMBS Conference on Neural Engineering. 2007; p. 414 – 417.
- [7] Yin E, Zhou Z, Jiang J, Chen F, Liu Y, Hu D. A Novel Hybrid BCI Speller based on the incorporation of SSVEP into the P300 paradigm. *Journal of Neural Engineering*. 2013; 10: 026012 (9pp).
- [8] Kim DW, Hwang HJ, Lim JH, Lee YH, Jung KY, Im CH. Classification of selective attention to auditory stimuli: Toward vision-free brain computer interfacing. *Journal of Neuroscience Methods*. 2011; 197(1), pp. 180–185.
- [9] Felix LB, Ranaudo FS, D’affonseca Neto A, Sá AMFLM. A spatial approach of magnitude-squared coherence applied to selective attention detection. *Journal of Neuroscience Methods*. 2014; 229, p. 28-32.
- [10] Halder S, Rea M, Adreoni R, Nijboer F, Hammer EM, Kleih SC, Birbaumer N, Kübler A. An auditory oddball brain-computer interface for binary choices. *Clinical Neurophysiology*. 2010; 121(4):516-523.
- [11] Barbosa S, Pires G, Nunes U. Toward a reliable gaze-independent hybrid BCI combining visual and natural auditory stimuli. *Journal of Neuroscience Methods*. 2016; 261, p. 47–61.
- [12] Henry MJ, Obleser J. Dissociable Neural Response Signatures for Slow Amplitude and Frequency Modulation in Human Auditory Cortex. *PLoS ONE*. 2013; 8(10): e78758. doi:10.1371/journal.pone.0078758.
- [13] Bidet-Caulet A, Fischer C, Besle J, Aguera PE, Giard MH, Bertrand O. Effects of Selective Attention on the Electrophysiological Representation of Concurrent Sounds in the Human Auditory Cortex. *The Journal of Neuroscience*. 2007; 27(35):9252–9261.
- [14] Felix LB, Ranaudo FS, D’affonseca Neto A, Sá AMFLM. A spatial coherence-based vision-free brain-computer interface using auditory selective attention. *Medical Express (São Paulo, online)*. V.2(6), São Paulo Nov./Dec. 2015.
- [15] Delorme A, Makeig S. EEGLAB: an open source toolbox for analysis of single-trial EEG dynamics. *Journal of Neuroscience Methods*. 2004; 134, p. 9–21.
- [16] Souza AP, Felix LB, Sá AMFLM, Mendes EMAM. Vision-Free Brain-Computer Interface using auditory selective attention: evaluation of training effect. XIV Mediterranean Conference on Medical and Biological Engineering and Computing 2016. 2016; 57: 196-199.
- [17] Kallenberg M. Auditory Selective Attention as a method for a Brain-Computer Interface. Dissertação de Mestrado. University Nijmegen, 2006.

DETERMINAÇÃO AUTOMÁTICA DE CRITÉRIO DE PARADA PARA TESTES REPETITIVOS USANDO A MAGNITUDE QUADRÁTICA DE COERÊNCIA

T. Zanotelli**** L. B. Felix ** E.M.A.M. Mendes * e M.F.S. Barroso****

*Centro de Tecnologia e Pesquisa em Magneto Ressonância (CTPMAG), Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica/UFMG, Belo Horizonte, Brasil

** Departamento de Engenharia Elétrica/UFV, Viçosa, MG, Brasil

*** Instituto Federal do Espírito Santo, São Mateus, ES, Brasil

****Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica/UFSJ, São João Del Rei, MG, Brasil
e-mail: tiagoz@ifes.edu.br

Resumo: A detecção das Respostas Auditivas em Regime Permanente (ASSR) tem sido utilizada na estimação de um perfil audiométrico fisiológico abrangente, beneficiando pacientes com problemas cognitivos. A presença ou ausência de resposta podem ser inferidas pelas Técnicas de Detecção Objetiva (ORD). Em exames clínicos, deseja-se um tempo mínimo de exame e, para isso pode-se utilizar as ORDs enquanto a coleta de sinais é realizada. No entanto a utilização repetitiva das ORDs durante o exame pode levar ao aumento da taxa de falsos positivos em relação à aplicação de uma única vez da técnica. Uma alternativa para contornar esse problema, é definir a presença da ASSR, quando a ORD detectar a presença de resposta em um número de vezes seguido de testes (NT). Assim, o objetivo desse trabalho foi determinar o valor de NT que assegure um nível de significância igual 5%, em função do número máximo de vezes que se aplicará a ORD (NT_{MAX}). A técnica de detecção utilizada foi a Coerência de Magnitude Quadrática (MSC) e para estimar os resultados utilizou-se o método de Monte Carlo (30.000 iterações). Os resultados obtidos mostraram que NT pode ser determinado por meio de uma equação linear, com coeficiente de determinação ajustado (R^2 ajustado) de 0,9977.

Palavras-chave: EEG, ASSR, MSC, Detecção.

Abstract: *Detection of Auditory Steady-State Responses (ASSR) has been used in the estimation of a comprehensive physiological audiometric profiles, benefiting patients with cognitive problems. The presence or absence of response can be inferred by using techniques of Objective Response Detection (ORD). In clinical tests, where the minimum test time is required, ORDs can be applied while collecting signals. However, the repetitive use of ORDs can lead to increased false positive rates. An alternative to solve this problem is to define the presence of an ASSR, when the ORD detects the presence of response, without a break, for a number of tests (NT). The objective of this study was to determine the value of NT, with a significance level of 5% as function of the maximum number of ORD tests, (NT_{MAX}). The detection technique*

used was the so-called Magnitude-Squared Coherence (MSC). To estimate the results the Monte Carlo Method (30,000 interactions) was used. The results showed that NT can be estimated by a linear equation with adjusted coefficient of determination (R^2 adjusted) of 0.9977.

Keywords: EEG, ASSR, MSC, Detection.

Introdução

Os Potenciais Evocados Auditivos (PEA) constituem uma das opções para o diagnóstico precoce das perdas auditivas, e podem ser coletados por meio de eletrodos posicionados no escalpo (sinais de eletroencefalograma – EEG) [1]. O PEA é o registro da atividade bioelétrica eliciada por um estímulo sonoro. Quando esses estímulos são apresentados com uma taxa de repetição suficientemente alta, *i.e.* de forma que as resposta dos estímulos se sobrepõem, as componentes espectrais discretas da respostas apresentam amplitude e fase constantes [2]. Essas respostas representam o alcance do equilíbrio de excitabilidade neuronal e são conhecidas como Respostas Auditivas em Regime Permanente (*Auditory Steady-State Responses*– ASSR) [3-4].

Em aplicações clínicas as ASSRs são utilizadas para estimação do limiar auditivo fisiológica, beneficiando pacientes com problemas cognitivos, ou que não querem responder, ou que não podem responder (*e.g.* neonatos) [5-6]. Em particular, os registros das ASSRs evocadas por sinais modulados em amplitude e/ou frequência, apresentam uma energia na faixa da frequência da moduladora e seus harmônicos. Assim, as ASSRs podem ser inferidas usando as Técnicas de Detecção Objetivas de respostas (*Objective Response Detection* - ORD) [3,5], e os resultados analisados de maneira objetiva e automática no domínio da frequência [5,7-8].

As ORDs são métodos matemáticos, que se baseiam na rejeição da Hipótese Nula (H_0) para avaliar a presença de resposta [9]. Considera-se a resposta presente quando os valores da estimativa das técnicas de detecção excedem o valor crítico obtido da distribuição de probabilidades para H_0 e uma taxa de falsos positivos α (nível de significância).

Na maioria dos equipamentos comerciais utilizados para estimação do limiar auditivo fisiológico, as ORDs são aplicadas no final da coleta dos sinais [10]. Porém, em aplicações clínicas o tempo é limitado. Uma alternativa para reduzir esse tempo de exame é aplicar as ORDs na medida em que se coletam os sinais do paciente. No entanto, a realização repetitiva do teste estatístico das ORDs, aumenta a taxa de falsos positivos em relação à aplicação de uma única vez do teste [10-12]. Uma forma de contornar esse problema é adotar o critério de parada, o qual a resposta é definida como presente, quando NT consecutivos teste de hipótese rejeitam H_0 [10-12].

O presente estudo investiga o valor de NT que assegure um nível de significância igual a 5%, para um exame que realizará uma quantidade máxima de testes estatísticos iguais a NT_{MAX} . Como técnica de ORD foi utilizada a Magnitude Quadrática de Coerência (MSC). Com isso, pretende-se utilizar o valor de NT no protocolo de parada de exame, em dispositivos que utilizam a MSC de maneira *online*.

Materiais e métodos

Magnitude Quadrática de Coerência (MSC) – A MSC indica o quanto há de dependência linear entre os componentes harmônicos dos estímulos e da resposta obtida no EEG [13]. A MSC é estimada pela equação [14]:

$$MSC(f) = \frac{|\sum_{i=1}^M Y_i(f)|^2}{M \sum_{i=1}^M |Y_i(f)|^2} \quad (1)$$

Onde M é o número de trechos e Y_i é a Transformada Discreta de Fourier do i -ésimo trecho.

Para a Hipótese Nula (H_0) de Ausência de Resposta, a $MSC(f)$ apresenta uma distribuição beta, sendo o valor crítico para H_0 obtido por [15]:

$$MSC_{crit} = 1 - \alpha^{\frac{1}{M-1}} \quad (2)$$

Onde M é o número de janela e α é nível de significância. A detecção do sinal é realizada rejeitando-se H_0 , ou seja, $MSC(f) > MSC_{crit}$. Nota-se que esses testes não são válidos para a componente contínua (DC) e para a frequência de *Nyquist* [13].

Geração de sinais simulados- Para cada NT_{MAX} foi gerado um conjunto 30.000 sinais com distribuição gaussiana, ruído branco, com média zero e variância 1 [16]. A duração de cada sinal foi de NT_{MAX} janelas. Em estudos preliminares conjecturamos que o valor da variância do ruído não influencia nos resultados, porém são necessários mais estudos.

Estimativa de falso-positivo – O critério de parada adotado nesse trabalho consiste em um sistema de varredura, o qual investiga a presença ou ausência de respostas em apenas uma frequência (f_0), nesse trabalho esse valor foi escolhido *a priori*, sendo $f_0 = 80$ Hz. A cada novo trecho M , a $MSC(f_0)$ é recalculada e aplicado

o teste de rejeição de H_0 , a resposta é considerada presente quando NT consecutivos testes apresentarem a rejeição da hipótese nula. O sistema de varredura realizou um número máximo de testes de hipótese (NT_{MAX}). Caso o número de testes exceda esse valor e não encontre a presença de resposta, é considerada a ausência de resposta. Para a estimação do MSC_{crit} utilizou-se o nível de significância (α) de 5%, e os valores de $1 \leq NT_{MAX} \leq 49$ e $1 \leq NT \leq NT_{MAX}$. No estudo [12] os autores utilizaram $NT_{MAX} = 32$. A Taxa de Falsos Positivos (TFP) foi estimada pela equação:

$$TFP(NT, NT_{MAX}) = \frac{NFP(NT, NT_{MAX})}{30.000} \quad (3)$$

Onde $NFP(NT, NT_{MAX})$ é o número de sinais que apresentaram a rejeição de H_0 , para um protocolo com NT_{MAX} , e com o critério de parada de NT testes consecutivos.

Resultados

Na Figura 1 são mostradas as taxas de falsos positivos em função do valor de NT para NT_{MAX} de 6, 12, 24, 32, 48.

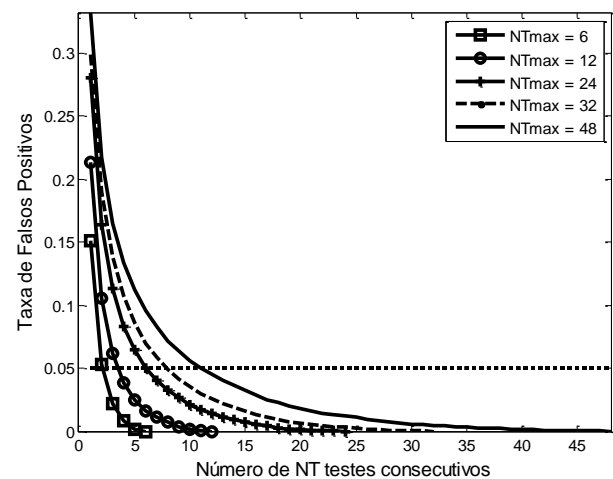


Figura 1. Número de NT consecutivos trechos em função da Taxa de Falsos Positivos, para $NT_{MAX} = 6, 12, 24, 32, 48$. A linha pontilhada indica a taxa de falsos positivos de 5%.

Realizou-se 30 simulações independentes da TFP e para cada simulação foi estimado o valor mínimo de NT em função do NT_{MAX} , por meio da interseção das curvas da TFP e nível de significância de 5%. Na Figura 2 é mostrado o NT médio em função do NT_{MAX} .

Segue abaixo a equação de regressão linear do valor de NT em função do NT_{MAX} (R^2 ajustado = 0,9977), para $\alpha=5\%$. Os coeficientes da equação foram estimados por meio da função *Polyfit* do Matlab®.

$$\begin{cases} NT = 1 & NT_{MAX} = 1 \\ NT = 0,209 \times NT_{MAX} + 1,18 & 2 \leq NT_{MAX} \leq 49 \end{cases} \quad (3)$$

O valor de NT deve ser arredondado para o valor inteiro maior mais próximo, para garantir uma TFP no máximo de 5%.

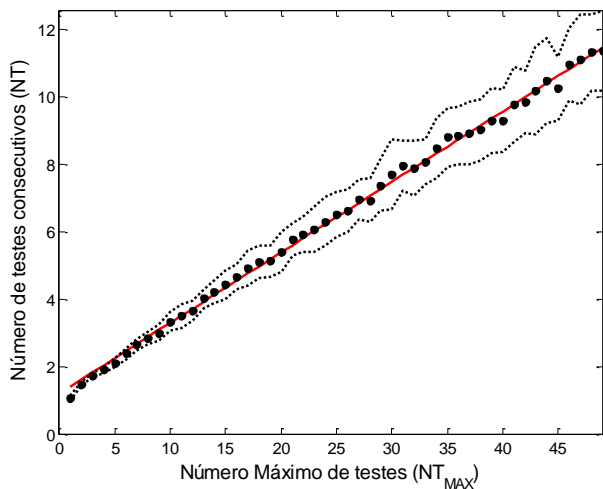


Figura 2. Os pontos representam os valores de NT em função do NT_{MAX} , para manter o nível de significância de 5%. As linhas pontilhadas representam dois desvios padrões. A linha contínua em vermelho representa a reta da Regressão Linear.

Discussão

As técnicas de detecção objetivas são ferramentas matemáticas no domínio da frequência que inferem sobre a presença ou ausência de um sinal em meio ruidoso. Porém, ao aplicar essa técnica de maneira repetitiva deve-se tomar o cuidado em relação ao número de falsos positivos que podem ocorrer, devido à quantidade repetitiva de testes [10]. Nota-se na Figura 1 que para pequenos valores de NT , o teste estatístico fica menos rigoroso, aumentando a taxa de falso positivo, e para maiores valores de NT o teste fica mais rigoroso e reduz a taxa de falso positivo.

Os resultados desse trabalho indicam o valor mínimo de NT testes consecutivos para H_0 ser rejeitada, e ainda manter o nível de significância em 5%. Por exemplo, para exames com $NT_{MAX} = 48$ é necessário um $NT = 12$, já para $NT_{MAX} = 32$, $NT = 8$.

Nos trabalhos [10,12] os autores utilizaram um número de 8 testes consecutivos para um protocolo de $NT_{MAX} = 32$ e nível de significância em 5%, nota-se que esses resultados estão de acordo com os encontrados no presente trabalho.

Conclusão

O presente trabalho investigou o valor mínimo de NT testes consecutivos para H_0 ser rejeitada, para um exame que realizará uma quantidade máxima de testes estatísticos igual a NT_{MAX} .

A escolha do NT pode afetar a qualidade do exame, aumentando ou diminuindo a taxa de falsos positivos. Assim para aplicações que realizam a MSC de maneira

repetitiva, sugere-se a utilização de NT conforme a equação 3, caso deseje-se manter o nível de significância constante em 5%. Adicionalmente, em equipamentos que utilizam a MSC de maneira *online*, pode-se ajustar o valor de NT de acordo com a quantidade de exames realizados.

Agradecimentos

Os autores agradecem à FAPEMIG, CAPES e CNPq pelo apoio financeiro.

Referências

- [1] Picton TW, John MS, Dimitrijevic A, Purcell D. Human auditory steady-state responses, *Int J Audiol*. 2003;42(4):177-219.
- [2] Chiappa KH, *Evoked Potentials in Clinical Medicine*. New York: Raven Press, 2nd ed: 1997.
- [3] Felix, LB, Detecção objetiva de respostas auditivas em regime permanente: aplicação em exames audiológicos [Tese]. Belo Horizonte: Universidade Federal de Minas Gerais, 2006.
- [4] Venema TA. Clinician's encounter with the auditory steady state response (ASSR): An introduction to ASSRs and their implication in real world fitting environment. *Hearing Review*, 2004, 11(5):22-28, 69-71.
- [5] Korczak P, Smart J, Delgado R, Strobel TM, Bradford C, Human auditory steady-state responses. *Journal of the Acoustical Society of America*, 2012, 23:146–170.
- [6] Resende LM, Carvalho SADS, Santos TS, Abdo FI, Romão M, Ferreira MC, Tierra-Criollo CJ, Auditory steady-state responses in school-aged children: a pilot study. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 2015, 12(1): 1–7.
- [7] Lin YH, Ho CH, Wu HP, Comparison of auditory steady state responses and auditory brainstem responses in audiometric assessment of adults with sensorineural hearing loss. *Auris Nasus Larynx*, 2009, 36(2):140–145.
- [8] Miranda de Sá AMFL, Felix LB. Improving the detection of evoked responses to periodic stimulation by using multiple coherence-application to eeg during photic stimulation, *Medical Engineering and Physics*, 2002, 24(4):245–252.
- [9] Picciotti PM, Giannantonio S, Paludetti G, Conti G. Steady state auditory evoked potentials in normal hearing subjects: Evaluation of threshold and testing time. *Journal for otorhinolaryngology and its related specialties*, 2012, 74(6):310–314.
- [10] D'haenens W, Vinck BM, Maes L, Bockstael A, Keppler H, et. al. Determination and evaluation of clinically efficient stopping criteria for the multiple auditory steady-state response technique. *Clinical Neurophysiology*, 2010, 121(8):1267–1278.
- [11] Wilding TS, McKay CM, Baker RJ, Kluk K. Auditory steady state responses in normal-hearing and hearing-impaired adults: an analysis of between-

- session amplitude and latency repeatability, test time, and F ratio detection paradigms. *Ear and Hearing*, 2012, 33(2), 267–7.
- [12] Luts H, Van Dun B, Alaerts J, Wouters J. The influence of the detection paradigm in recording auditory steady-state responses. *Ear and Hearing*, 2008, 29(4):638–650
- [13] Miranda de Sá AMFL, Infantosi AFC, Simpson DM, Estudo da função de coerência aplicada a sinais EEG, *Revista Brasileira de Engenharia, Caderno de Engenharia Biomédica*, Rio de Janeiro, 1994, 10(2): 39-55.
- [14] Dobie RA, Wilson MJ, A comparisons of t test, F test, and coherence methods of detecting steady-state auditory-evoked potentials, distortion-product otoacoustic emission, or other sinusoids, *J. Acoust. Soc. Am.*, 1996, 100(4): 2236-2246.
- [15] Miranda de Sá AMFL, Ferreira DD, Dias EW, Mendes EMAM, Felix LB, Coherence estimate between a random and a periodic signal: Bias, variance, analytical critical values, and normalizing transforms. *Journal of the Franklin Institute*, 2009, 346(9): 841–853.
- [16] Miranda de Sá AMFL, Infantosi AFC, A coherence-based technique for evaluating the degree of synchronism in the EEG during sensory stimulation. *Rev Bras Eng Biomed*, 2002, 18:39–49.

ACTIVATION PATTERNS OF ERECTOR SPINAE MUSCLE DURING GAIT ON TREADMILL

Flávia A. Loterio¹, Alexandre Pomer-Escher¹, Berthil B. Longo¹, Teodiano F. Bastos-Filho^{1,2}
and Anselmo Frizzera-Neto²

¹ Postgraduate Program in Biotechnology

² Postgraduate Program in Electric Engineering

Federal University of Espirito Santo, Av. Marechal Campos, 1468, Vitoria, Brazil.

loteriofa.ufes@gmail.com

Abstract: Trunk muscles activation is associated with gait and have the function of keeping balance and posture. Despite its importance, this muscle group has been little studied in gait analysis. The objective of this study is to compare sEMG pattern of erector spinae (ES) and of lower limbs muscles during gait on treadmill. Five volunteers (30 ± 4 years; 3 males) participated of this study. We analyzed the ES in three levels (C7, T12 and L4) and the lower limb muscles (rectus femoris, biceps femoris and gastrocnemius medialis) during gait on treadmill at 1.0 m/s. An accelerometer was used to identify the gait cycles. The stance phase remained until $59.83\% \pm 1.42$ of the gait cycle. The C7 level did not show a pattern in any volunteer. We identified two periods of activation for T12 and L4 levels of ES, both in double support phase. There was a correlation among the ES pattern and the lower limb muscles. These findings are important to identify the movement intention from these muscles and apply them in robotic devices for rehabilitation.

Keywords: sEMG, Erector spinae, Gait, Accelerometer.

Introduction

Trunk muscles have an important function for maintaining the balance and posture of body during gait. When trunk is lined, the muscle action for stabilizing the trunk is minimal. However, these muscles are activated during the gait and combine anticipatory and reactive actions [1-3]. In addition, these muscles are responsible for weight transfer between limbs and thorax and pelvis rotation inversion [4].

Some studies indicate [1-2] trunk muscle recruitment precedes limbs muscle recruitment in walking, and it continues even after the limbs have completed its target.

The erector spinae (ES) is a lengthy back trunk muscle and, therefore, it can be analyzed on many levels of the cervical column [5]. Ceccato et al. [1] suggest ES activation follows a rostrocaudal sequential. ES is innervated by ipsilateral and contralateral hemisphere, while distal muscles are innervated mainly by the contralateral one [6-7].

Few studies have approached trunk muscles for use

in gait analysis [1,4]. Therefore, the objective of this study is to compare the ES muscle activity with lower limbs muscles during gait on treadmill.

Methods

Volunteers – Five individuals (30 ± 4 years; 3 males) without motor impairments performed experimental procedures.

As inclusion criteria, the subject should have no motor impairments and sufficient cognitive and language skills to understand and follow the instructions about the test.

The exclusion criteria were: any cardiorespiratory impairment that hinds the walking and Body Mass Index (BMI) above 25 kg/m^2 .

The study has approval of the UFES's Ethic Committee and all of volunteers signed the Free and Informed Consent Form.

Data acquisition - The acquisition was performed using the equipment EMG System of Brazil® with six channels. A biaxial accelerometer was located and fixed by adhesive tape on the ankle to identify the stance and swing gait phases.

For comparison, both trunk and lower limb were considered. The lower limb muscles rectus femoris (RF), biceps femoris (BF) and gastrocnemius medialis (GM) and the trunk muscle erector spinae (ES), on level C7, T12 and L4, were analyzed through sEMG. A reference electrode was placed on the medial malleolus. The region where the bipolar electrodes (Ag-AgCl, pre-gelled, 20 mm of inter-electrode distance and 10 mm of diameter) were placed were cleaned and shaved to reduce skin-electrode impedance and their cables were fixed on the body to minimize motion artifacts. The electrodes positions (Figure 1) were determined following recommendations from SENIAM [8], and according to [5,8].

Experimental protocol - The volunteers walked on treadmill (predetermined speed: 1.0 m/s) for 3 minutes without arms movements (keep the arm leaning on the body). This walking was performed three times with a rest of three minutes between them.

Regarding arm movements during gait, it is a fact that there is no agreement that arm movement during gait is passive or driven by muscle activity [10]. Because of that, the subjects did not move their arms during walking.

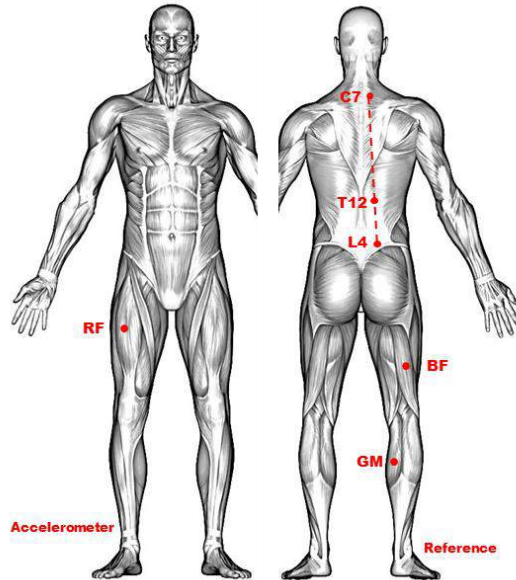


Figure 1. Positions of sEMG electrodes.

Data analysis - The electromyographic data were processed offline. A sampling rate of 2000 Hz was used. The raw signals underwent full-wave rectification, subsequently, they were filtered through a bandpass filter of 10 to 500 Hz. After that, the signals were converted to an envelope by Root Mean Square (RMS) technique and normalized by the reference method of signal maximum peak.

The vector module of the x and y axis of the accelerometer was calculated and used to divide the gait cycle in two phases: stance (when the foot is touching the ground and sustains the body weight) and swing phase (when the limb advance and there is not the foot support). The coefficient of variation (CV) was used to verify the dispersion of the data relating to the average. It is calculated as (standard deviation / mean) x 100 and is expressed in percentage.

The k-means clustering was used to dichotomization the myoelectric signal in muscle active and inactive. In this case, we use $k = 5$, and only the lower group was considered as 'muscle inactive', which means values above that indicate muscle activation period [11].

Preliminary results

The group of volunteers was composed of five subjects without motor impairments and their characteristics are exposed in Table 1.

For keeping a light and constant gait speed on

treadmill, it was predetermined at 1.0 m/s. About 90 gait cycles were analyzed for each volunteer and their average was used in this study.

We identified the stance and swing phases by the peaks of the vector module of the accelerometer signal, as shown in Figure 2. The mean duration of the stance phase of the right lower limb was $59.83\% \pm 1.42$. Individually, the coefficient of variation was low (1.5 – 3.5%), considering as low dispersion the samples with CV values lower than 15%.

Table 1. Features of the volunteers of the study.

Volunteer	Gender	Age (years)	BMI (Kg/m ²)	Stance phase (%)*
V1	M	29	24.7	58.65 ± 0.99
V2	M	35	21.9	61.62 ± 1.20
V3	F	29	18.0	61.90 ± 2.17
V4	F	24	20.9	56.24 ± 1.75
V5	M	32	24.2	60.75 ± 1.01
Mean	3M/2F	30 ± 4	21.9 ± 2.7	59.83 ± 1.42

*Duration of the stance phase; M = male; F = female.

Figure 2 shows the mean muscle activation during three gait cycles of each volunteers. The gray boxes indicate the period of activation (onset and offset) of each muscle obtained by k-mean clustering.

C7, the upper level of the ES, did not show a pattern of onset and offset for all of the volunteers. This lower correlation of its activation in the gait pattern may be related to the greater distance from the lower limbs.

On the other hand, T12 and L4 levels were activated in two times in the cycle: at the beginning of the stance phase and at the pre-swing phase until the initial swing (transition between stance and swing phase).

The lower limb muscles showed an expected pattern. However, V4 did not show peak of RF activation in the transition between stance and swing phase; V2 had a not expected peak in BF during the mid-swing; and GM of V2, V3 and V4 were activated during the swing phase.

Discussion

Trunk muscles play a role of preserving the stability during movements, both sitting and walking. Some authors [1-3] suggest these muscles are activated during the gait, not only to stabilize the body, but also as anticipatory action.

Perry and Burnfield [12] claim the lumbar and thoracic components of the ES act synchronously. Related to different levels of the cervical column, Ceccato et al. [1] found the ES activation occurs, firstly, in C7 level and, further, in the other levels sequentially. Finally, there should be the activation in L3 level (a rostrocaudal sequential activation of ES). However, in the study we did not find a sequential activation in this muscle. Thus, it was not possible to correlate the C7 activity with the other muscles, besides T12 and L4 showed a very similar cyclic pattern.

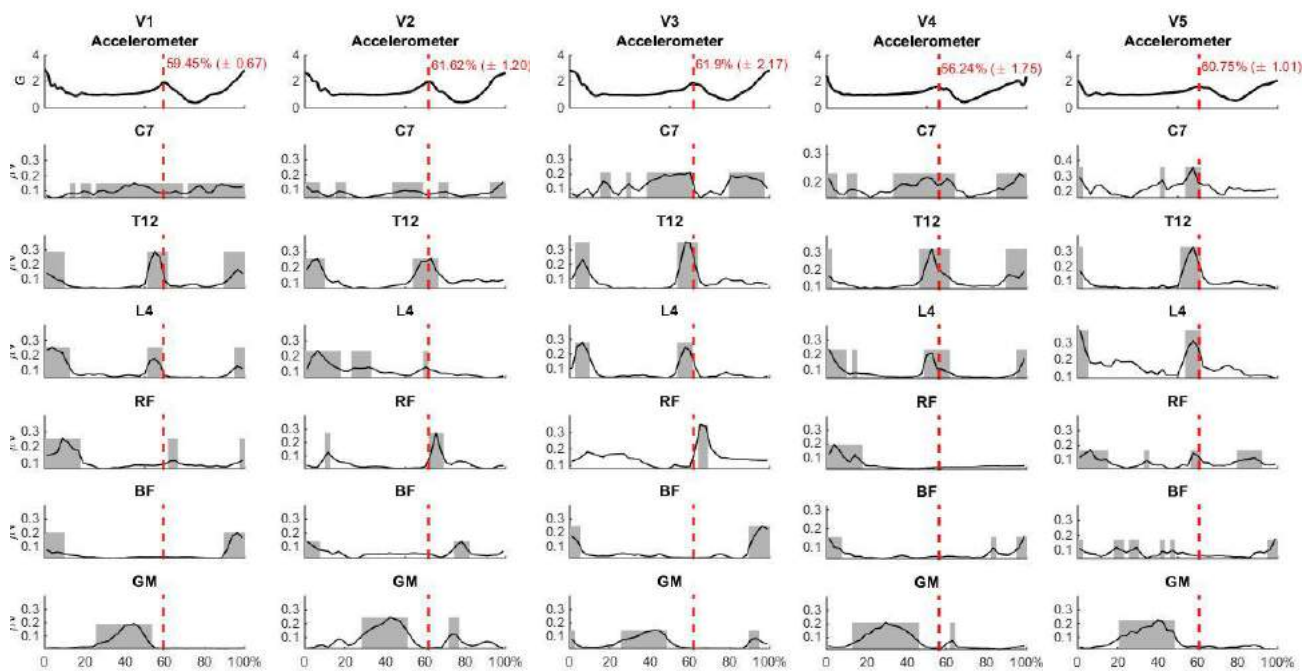


Figure 2. Muscle patterns of five volunteers during gait on treadmill. The red line indicates the transition of stance and swing phase. The black curve represents the mean activation pattern for each muscle and the gray boxes indicate the time of activation. C7, T12 and L4 are levels of the erector spinae muscle; RF = rectus femoris; BF= biceps femoris; GM = gastrocnemius medialis.

As described by [13], the gait cycle can be divided in stance phase, composed of first double support (0-10%), simple support (10-50%), second double support (50-60%), and swing phase (60-100%), with their respective duration in gait cycle.

Ceccato et al. [1] analyzed ES muscles bilaterally in the following levels: C7, T3, T7, T12 and L3. There are two activation peaks during the gait; one in the first double support and other in the second double support. The main activation occurs in 50% of gait cycle.

We observed the onset of GM coincided with the offset of T12 and L4, as well as, the offset of GM coincided with the second onset of T12 and L4. The first active time of the ES resembled with the thigh muscles pattern (RF and BF), which is the period of first double support.

During the second double support (50-60%), the second peak of activation of ES muscles occurred. Therefore, we identified the pattern of ES (T12 and L4) during both phases of double support. Other study [1] found the secondary activation showing a sequential pattern, although less organized than the main activation and with lower sEMG signal amplitude. It is suggested that the highest sEMG amplitude of contralateral ES is due to the pelvic decline, and its ipsilateral activity decelerates the trunk progression [12].

White and McNair [4] analyzed ES and abdominal muscles during gait in 38 healthy subjects. For ES (L4/L5) muscle, there were activity peaks near the initial contact phase. A decreased activation was observed in the initial contact of the contralateral limb to the studied limb. These authors suggest that both

right and left ES muscles contract in order to balance the trunk and pelvis for the swing phase.

Conclusion

Activation of the erector spinae muscle is directly correlated with the gait. We did not find a cyclic pattern for the C7 level, however the T12 and L4 levels of ES showed two peaks of activation, both in double support phase. Thus, it is possible to relate its onset and offset with the lower limb muscle patterns.

In future works, we will intend to use these data to verify movement intention from these muscles and apply them in the robotic devices we are developing for stroke rehabilitation.

Acknowledgements

The authors thank CAPES and FAPES by the support given to this research project.

References

- [1] Ceccato JC, de Sèze M, Azevedo C, and Cazalets JR. Comparison of trunk activity during gait initiation and walking in humans. *PLoS One*, vol. 4, no. 12, 2009.
- [2] Karthikbabu S, Chakrapani M, Ganeshan S, Rakshith KC, Nafeez S, and Prem V. A review on

- assessment and treatment of the trunk in stroke: A need or luxury, *Neural Regen. Res.*, vol. 7, no. 25, pp. 1974–1977, 2012.
- [3] Pereira LM, Marcucci FCI, Menacho MO, Garanhani MR, Lavado EL, and Cardoso JR. Electromyographic activity of selected trunk muscles in subjects with and without hemiparesis during therapeutic exercise. *J. Electromyogr. Kinesiol.*, vol. 21, no. 2, pp. 327–332, 2011.
- [4] White SG and McNair PJ. Abdominal and erector spinae muscle activity during gait: The use of cluster analysis to identify patterns of activity. *Clin. Biomech.*, vol. 17, no. 3, pp. 177–184, 2002.
- [5] De Sèze M, Falgairolle M, Viel S, Assaiante C, and Cazalets JR. Sequential activation of axial muscles during different forms of rhythmic behavior in man. *Exp. Brain Res.*, vol. 185, no. 2, pp. 237–247, 2008.
- [6] Dickstein R, Heffes Y, Laufer Y, and Ben-Haim Z. Activation of selected trunk muscles during symmetric functional activities in poststroke hemiparetic and hemiplegic patients. *J. Neurol. Neurosurg. Psychiatry*, vol. 66, no. 2, pp. 218–21, 1999.
- [7] Fujiwara T, Sonoda S, Okajima Y, and Chino N. The relationships between trunk function and the findings of transcranial magnetic stimulation among patients with stroke. *J. Rehabil. Med.*, vol. 33, no. 6, pp. 249–255, 2001.
- [8] SENIAM. Sensors location: Recommendations for sensor locations on individual muscles. 2016. .
- [9] Swinnen E, Baeyens JP, Meeusen R, and Kerckhofs E. Methodology of electromyographic analysis of the trunk muscles during walking in healthy subjects: A literature review. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, vol. 22, no. 1, pp. 1–12, 2012.
- [10] Meyns P, Bruijn SM, and Duysens J. The how and why of arm swing during human walking. *Gait and Posture*, vol. 38, no. 4, pp. 555–562, 2013.
- [11] Den Otter AR, Geurts ACH, Mulder T, and Duysens J. Abnormalities in the temporal patterning of lower extremity muscle activity in hemiparetic gait. *Gait Posture*, vol. 25, no. 3, pp. 342–52, Mar. 2007.
- [12] Perry J and Burnfield JM. *Gait Analysis - Normal and Pathological Function*. Second Edition. 2010.
- [13] Whittle MW. *Gait analysis - an introduction* Fourth edition. 2007.

CONECTIVIDADE CEREBRAL NA CLASSIFICAÇÃO DA IMAGINAÇÃO DE MOVIMENTOS NO MESMO MEMBRO COM EEG

G. F. M. da Silveira*, A. S. T. Silva*, A. M. F. L. Miranda de Sá* e C. J. Tierra-Criollo*

*Programa de Engenharia Biomédica, COPPE, Universidade Federal do Rio de Janeiro (UFRJ), Rio de Janeiro, Brasil.

e-mail: gustavosilveira@peb.ufrj.br

Resumo: A classificação de imagética motora (IM), com base no eletroencefalograma (EEG), é amplamente estudada devido à sua importância em aplicações de interface cérebro máquina (ICM) não invasiva. Classificar imaginação de diferentes movimentos no mesmo membro ainda é um desafio, devido à proximidade da representação espacial do EEG no córtex motor. A conectividade funcional cerebral (CFC) tem sido utilizada para estudar padrões de tarefas cognitivas e motoras. O objetivo deste trabalho é investigar a CFC como característica para classificar IM da flexão e extensão do cotovelo do mesmo membro. Sinais de EEG (Sistema 10/20) de seis indivíduos destros saudáveis foram utilizados. A CFC foi estimada pela função de transferência direcionada (DTF), que se baseia em modelos de causalidade de Granger. A DTF na banda alfa foi utilizada como característica num classificador com base em redes neurais artificiais. Para as classes extensão, flexão e repouso obteve-se uma acurácia de 98,68%, 83,68% e 68,56%, com 25, 15 e 5 imaginações, respectivamente. Estes resultados indicam a CFC como uma nova abordagem promissora para a identificação de diferentes movimentos de mesmo membro que pode ser aplicada a ICM não invasiva.

Palavras-chave: interface cérebro máquina, imagética motora, conectividade funcional cerebral, função de transferência direcionada, redes neurais artificiais.

Abstract: *Motor imagery classification based on electroencephalogram (EEG) has been widely studied in noninvasive brain machine interface (BMI) applications. The classification of different motor imagery in the same limb is a challenge, due to EEG close spatial representation on the motor cortex area. Cerebral functional connectivity (CFC) has been applied on cognitive and motor pattern identification. This paper aims at investigating CFC as a new characteristic to classify motor imagery of elbow flexion and extension in the same limb. EEG signals (10/20 international system) of six right-handed healthy subjects were collected. The CFC was estimated by the directional transfer function (DTF), which is based on the Granger causality models. The DTF of the alpha band was applied in a classifier based on artificial neural networks. The accuracies of the extension, flexion and rest classes were 98,68%, 83,68% and 68,56%, with 25, 15 and 5 imaginations, respectively. These results indicate CFC as a new promising*

approach to identify different movements in the same limb, which can be applied to noninvasive BMI.

Keywords: *brain machine interface, motor imagery, cerebral functional connectivity, directional transfer function, artificial neural networks.*

Introdução

A classificação de atividade motora baseada em sinais eletroencefalográficos (EEG) é um assunto amplamente estudado devido à sua relevância em aplicações de interfaces cérebro máquina (ICM) não invasiva [1], [2].

Apesar de tal problema ser bem estudado para movimentos de membros diferentes [3], existem poucos estudos com resultados satisfatórios para movimentos no mesmo membro, devido ao fato dessas tarefas motoras ativarem regiões adjacentes do córtex motor [1], [4], [5].

A conectividade funcional cerebral (CFC), com base em sinais de EEG, tem-se mostrado como uma ferramenta relevante para identificar padrões de tarefas cognitivas como a imaginação motora (IM) [6], [7].

A CFC pode ser estimada com a função de transferência direcionada (DTF) [8], baseada no modelo de causalidade de Granger e prediz a quantidade de informação num eletrodo “A” que provém de outro eletrodo “B” mesmo se “A” e “B” forem conectadas por outra região desconhecida “C”. A CFC estimada pela DTF não é totalmente imune a influência de regiões que não estejam relacionadas anatômica ou funcionalmente ao par de eletrodos analisados.

O objetivo desse trabalho é investigar a DTF como característica para classificar com redes neurais artificiais (RNA) a IM de diferentes movimentos do mesmo membro.

Materiais e métodos

Banco de dados – Os sinais de EEG foram registrados por Lana *et al.* [9] com o amplificador biológico BrainNet BNT-36 (EMSA, Rio de Janeiro, Brazil). Utilizou-se uma touca de EEG com os eletrodos posicionados no sistema internacional 10/20, os sinais foram filtrados por um passa banda (0,1-100 Hz) e a frequência de amostragem de 600 Hz.

Indivíduos – Seis indivíduos destros sem problemas físicos ou neurológicos foram selecionados, com idades

entre 23 e 32 anos. Durante o experimento, eles foram colocados numa sala de experimento acusticamente isolada e com iluminação controlada. Todos assinaram um termo de consentimento aprovado pelo comitê de ética da Universidade Federal de Minas Gerais (Nº ETIC 467/08).

Tarefa experimental – Os indivíduos foram instruídos a imaginar a ~~[mesma tarefa de]~~ flexão e extensão do cotovelo direito orientados por um braço robótico (*AX18 Smart Robot Arm – Crust Crawler Robotics*, Arizona, USA) (Fig. 1).

1. Flexão de cotovelo (FC) (duração 2,5 segundos).
2. Intervalo (tempo aleatório entre 8 e 12 segundos).
3. Extensão de cotovelo (EC) (duração 2,5 segundos).
4. Intervalo (tempo aleatório entre 8 e 12 segundos).

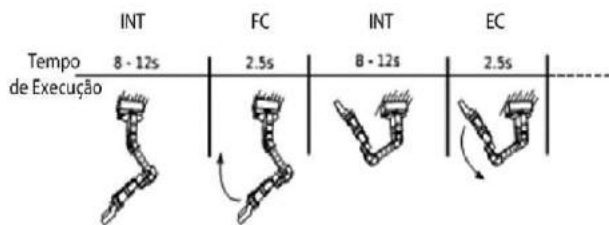


Figura 1 – Sequência de movimentos executados pelo robô durante a tarefa experimental. Modificado de [9].

Foram gravadas aproximadamente 35 imaginações para cada movimento de cada indivíduo durante a tarefa experimental. Após a rejeição de artefatos, 25 imaginações de cada movimento de cada indivíduo foram utilizadas.

Processamento de sinais – Os canais de EEG Cz, C3, C4, F3, F4, Fz, T3, T4 (sistema internacional 10/20) foram selecionados devido à sua proximidade a áreas relacionadas à execução da tarefa motora e preparação motora [4]. A análise DTF foi realizada com uma rotina criada no programa MATLAB®.

Características extraídas – Os valores de fluxo de informação na banda alfa (8-14 Hz), calculados pela DTF, da tarefa de imagética motora, que se originam das derivações: C3 em direção às derivações F3 e T3, C4 em direção às derivações T3 e T4 e Cz em direção à derivação F3 foram utilizados como característica para o classificador. Essas derivações sugeriram diferença da CFC na maioria de 6 indivíduos nas tarefas de IM de extensão e flexão de cotovelo [7].

Função de Transferência Direcionada (DTF) – No cálculo da DTF assume-se que os sinais de EEG são provenientes de um sistema multivariado auto regressivo (MVAR) acrescido de um erro, de acordo com a Equação 1 [10]:

$$x[k] = \sum_{i=0}^p A[i]x[k-i] + E[k] \quad (1)$$

Sendo $x[k]$ o EEG multicanal, $A[i]$, os coeficientes do modelo MVAR e p , a ordem do modelo. A estimativa do ruído branco gaussiano, $E[k]$, é dada por:

$$E[k] = \sum_{i=0}^p \hat{A}[i]x[k-i] \quad (2)$$

Sendo $\hat{A}[i] = -1$ para $k = 0$ e $A[i]$, para $k > 0$. No domínio da frequência, tem-se:

$$E(f) = A(f)X(f) \quad (3)$$

Manipulando-se (3) pode-se estimar os valores de $X(f)$. Assumindo-se que $G(f) = A(f)^{-1}$, os valores de DTF são calculados pela Equação 4:

$$\gamma_{ij} = \frac{g_{ij}}{\sqrt{\sum_{k=1}^N |g_{ik}|^2}} \quad (4)$$

com γ_{ij} sendo o valor de fluxo de informação do eletrodo i em direção ao eletrodo j [6],[10].

São calculados 7 valores de fluxo de informação em cada par de derivações, cada um correspondente a um *bin* de frequência na faixa da banda alfa (8-14 Hz). Dessa forma, como estão sendo analisados 6 pares de derivações, são gerados 42 valores para extensão de cotovelo, 42 valores para flexão de cotovelo e 84 valores para repouso por participante.

Classificador – Uma rede neural supervisionada do tipo *feedforward* foi utilizada para classificar os dados entre três classes:

1. Extensão de cotovelo (Imagética).
2. Flexão de cotovelo (Imagética).
3. Repouso.

O algoritmo de treinamento utilizado foi o Gradiente Conjugado Escalado e o desempenho foi avaliado por Entropia Cruzada. Foram utilizados 3 neurônios na camada escondida (figura 2).

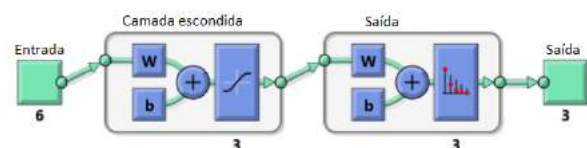


Figura 2 – Topologia da rede neural utilizada no trabalho. Ela apresenta 6 neurônios na entrada, 3 neurônios na camada escondida e 3 neurônios na camada de saída.

As RNAs utilizaram 25, 20, 15, 10 e 5 imaginações escondidas aleatoriamente. Para cada conjunto de dados, utilizou-se aleatoriamente 70% para treinamento, 15% para validação e 15% para teste. O processo foi repetido 5 vezes.

Resultados

A Figura 3 mostra a matriz de confusão para o caso de 25 imaginações por indivíduo (168 valores de DTF). Foram classificados corretamente 41 em 42 IM (97,6%) para a extensão (1) e flexão (2) do cotovelo, enquanto

que para o repouso a classificação foi de 100% (84 em 84). A porcentagem média de acurácia do classificador para as 5 repetições foi de 98,68% (Tabela 1).

Matriz de Confusão

Classes de saída	1	41 24.4%	0 0.0%	0 0.0%	100% 0.0%
	2	1 0.6%	41 24.4%	0 0.0%	97.6% 2.4%
	3	0 0.0%	1 0.6%	84 50.0%	98.8% 1.2%
		97.6% 2.4%	97.6% 2.4%	100% 0.0%	98.8% 1.2%
	1	2	3	Classes alvo	

Figura 3 – Matriz de confusão do classificador utilizando 25 imaginações por indivíduo. As classes são: 1. Extensão de cotovelo, 2. Flexão de cotovelo e 3. Repouso.

A Figura 4 mostra a matriz de confusão para o caso de 5 imaginações. Neste caso, para a extensão (1) foram classificados corretamente 21 em 42 IM (50%), para a flexão (2) 23 de 42 IM (54,8%), e para o repouso 63 em 84 (75%). A porcentagem média de acurácia do classificador para as 5 repetições foi de 68,56% (Tabela 1).

Matriz de Confusão

Classes de saída	1	21 12.5%	0 0.0%	7 4.2%	75.0% 25.0%
	2	2 1.2%	23 13.7%	14 8.3%	59.0% 41.0%
	3	19 11.3%	19 11.3%	63 37.5%	62.4% 37.6%
		50.0% 50.0%	54.8% 45.2%	75.0% 25.0%	63.7% 36.3%
	1	2	3	Classes alvo	

Figura 4 – Matriz de confusão do classificador utilizando 5 imaginações por indivíduo. As classes são: 1. Extensão de cotovelo, 2. Flexão de cotovelo e 3. Repouso.

Tabela 1: Acurácia (média±dp) da rede neural artificial em relação ao número de imaginações por voluntário utilizado.

Imaginações por voluntário	Acurácia do classificador
25 imaginações	98,68±0,65%
20 imaginações	92,64±1,99%
15 imaginações	83,68±4,47%
10 imaginações	76,80±3,26%
5 imaginações	68,56±2,44%

Discussão

A conectividade funcional das áreas do cérebro tem se mostrado uma relevante característica da imagética motora, sugerindo padrões para diferentes tipos de atividade motora imaginada [6],[7].

O número de imaginações por voluntário, como esperado, é determinante para a acurácia do classificador. Utilizando-se apenas 5 imaginações por voluntário a porcentagem de acertos de classificação foi de 68,56%, provavelmente pela baixa relação sinal-ruído. Incrementando-se o número de imaginações a 25, a acurácia do classificador chega muito próximo de uma classificação perfeita (98,68%).

A classificação da execução de tarefa motora de membros diferentes, estudada em [3], exibiu valores altos de acurácia (entre 56% e 93%), permitindo a aplicação em uma ICM.

Porém, para a classificação de imagética motora de mesmo membro a literatura exhibe poucos estudos, e estes apresentaram resultados inferiores ao método aqui apresentado. Como exemplo, em [1], foi utilizada a energia do EEG aplicada à Análise do Discriminante Linear e obteve-se 60,7% de acurácia na classificação entre 3 classes de imagética motora. Em [9], não foi possível distinguir diferentes movimentos de mesmo membro analisando-se a desincronização/sincronização relacionado a eventos (ERD/ERS).

Conclusão

Neste trabalho, a conectividade funcional cerebral foi proposta (calculada pela função de transferência direcionada - DTF) como característica para classificar a imaginação de diferentes movimentos de mesmo membro. Utilizando-se redes neurais artificiais obteve-se valores de acurácia superiores aos da literatura.

O trabalho mostra um novo método de classificação, com sinais de EEG não invasivos, que se mostra promissor para aplicações em interfaces cérebro máquina (ICM), para o controle de tarefas motoras realizadas no mesmo membro.

Agradecimentos

A CAPES, CNPq, FAPERJ pelo apoio financeiro e ao Programa de Engenharia Biomédica da COPPE-

UFRJ. Ao Professor Antonio Fernando Catelli Infantosi (in memoriam) pelos ensinamentos.

Referências

- [1] Yong, Xinyi, and Carlo Menon. “EEG Classification of Different Imaginary Movements within the Same Limb.” Edited by Bin He. *PLOS ONE* 10, no. 4 (April 1, 2015): e0121896. doi:10.1371/journal.pone.0121896.
- [2] Liu, Ye, Qibin Zhao, and Liqing Zhang. “Uncorrelated Multiway Discriminant Analysis for Motor Imagery EEG Classification.” *International Journal of Neural Systems* 25, no. 4 (June 2015): 1550013. doi:10.1142/S0129065715500136
- [3] Chakraborti T, Sengupta A, Banerjee D, Konar A, Anvesha SB, Janarthanan R. Implementation of EEG based control of remote robotic systems. In: *International Conference on Recent Trends in Information Systems*. Kolkata, India; 2011. p. 203–208.
- [4] Sanes, J. N., J. P. Donoghue, V. Thangaraj, R. R. Edelman, and S. Warach. “Shared Neural Substrates Controlling Hand Movements in Human Motor Cortex.” *Science (New York, N.Y.)* 268, no. 5218 (June 23, 1995): 1775–77.
- [5] Plow, Ela B., Pooja Arora, Megan A. Pline, Meagan T. Binenstock, and James R. Carey. “Within-Limb Somatotopy in Primary Motor Cortex--Revealed Using fMRI.” *Cortex; a Journal Devoted to the Study of the Nervous System and Behavior* 46, no. 3 (March 2010): 310–21. doi:10.1016/j.cortex.2009.02.024.
- [6] Li X, Ong S-H, Pan Y, Ang KK. Connectivity pattern modeling of motor imagery EEG. 2013 IEEE Symposium on Computational Intelligence, Cognitive Algorithms, Mind, and Brain (CCMB). 2013. p. 94–100.
- [7] Silva A. S. T., Miranda de Sá A. M. F. L., Tierra-Criollo C. J.. Identificação da direção do fluxo de informação no EEG para movimentos do cotovelo durante integração humano robô. Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica – CBEB XXIV. 2014.
- [8] Friston KJ. Functional and effective connectivity: a review. *Brain Connect.* 2011;1(1):13–36.
- [9] Lana E. P., Adorno B. V., and Tierra-Criollo C. J., “An ERD/ERS analysis of the relation between human arm and robot manipulator movements,” in *Biosignals and Biorobotics Conference (BRC), 2013 ISSNIP, 2013*, pp. 1–7.
- [10] Kamiński M, Ding M, Truccolo WA, Bressler SL. Evaluating causal relations in neural systems: granger causality, directed transfer function and statistical assessment of significance. *Biol Cybern.* agosto de 2001;85(2):145–57.

CARACTERIZAÇÃO DA ATIVIDADE EPILEPTIFORME EM SINAIS ELETROFISIOLÓGICOS IN VITRO UTILIZANDO PCA

N. S. Araújo^{1,2}, S. Z. Reyes-Garcia², E. A. Cavalheiro², C. A. Scorza² e J. Faber^{1,2}

¹ Núcleo de Neuroengenharia e Computação, ICT - UNIFESP, São José dos Campos, Brasil

² Departamento de Neurologia e Neurocirurgia, EPM – UNIFESP, São Paulo, Brasil

e-mail: noemi.araujo@unifesp.br

Resumo: A epilepsia do lobo temporal (ELT) apresenta relevância clínica devido à alta taxa de incidência e refratariedade ao tratamento medicamentoso. A caracterização da atividade epileptiforme na ELT é fundamental pois, a partir dessas caracterizações, pode-se compreender melhor as propriedades dessa patologia e seus mecanismos de resistência aos fármacos. Este trabalho apresenta a aplicação da técnica multivariada PCA (*Principal Component Analysis*) para caracterização da atividade epileptiforme em sinais eletrofisiológicos extracelulares registrados *in vitro* em fatias de córtex humano. Com esta abordagem, obteve-se o agrupamento dos padrões epileptiformes a partir de características extraídas dos sinais eletrofisiológicos e a identificação de características ótimas para a separação desses padrões.

Palavras-chave: Epilepsia do lobo temporal, atividade epileptiforme, PCA, caracterização eletrofisiológica.

Abstract: *The temporal lobe epilepsy (TLE) has clinical relevance because of the high incidence rate and refractory to medical treatment. The characterization of epileptiform activity in TLE is critical because from these characterizations, we can better understand the properties of this disease and its drug resistance mechanisms. This work presents the application of PCA (Principal Component Analysis) to characterize the epileptiform activity in extracellular electrophysiological signals recorded human cortex slices in vitro. With this approach, we obtained the extracted epileptiform patterns groups from electrophysiological signals characteristics, and we identified the optimal characteristics for separating these patterns.*

Keywords: *Temporal lobe epilepsy, epileptiform activity, PCA, electrophysiological characterization.*

Introdução

A epilepsia é o transtorno neurobiológico mais comum, afetando aproximadamente 1% da população mundial [1, 2]. No Brasil, embora poucos estudos epidemiológicos sejam realizados, estima-se que a epilepsia atinja de 2% a 4% da população [1]. Essa doença provoca impactos significativos na vida dos pacientes, aumenta de duas a três vezes o risco de morte e possui alto custo para tratamento [1]. Dentre os diversos tipos de epilepsia, destaca-se a Epilepsia do Lobo Temporal (ELT), a qual possui alta taxa de incidência (cerca de

50% dos casos) e refratariedade ao tratamento medicamentoso [1]. Muitos pacientes que sofrem de ELT não alcançam o controle das crises apesar do tratamento médico apropriado [3].

Uma das maneiras de se avaliar a resistência a fármacos na ELT consiste na análise de sinais eletrofisiológicos extracelulares. Estudos anteriores [3-5] indicam que fatias de tecido epileptogênico (humano) podem ser estimuladas a desenvolver atividade epileptiforme autossustentada. Essa atividade epileptiforme pode ser classificada em quatro tipos: (i) SLE (*Seizure-Like Event*) tônico-clônicos; (ii) *ictal spiking*; (iii) *inter-ictal spiking*; e (iv) SLE tônicas [3]. Este trabalho concentra-se na avaliação de SLE tônico-clônicos, os quais ocorrem quando potenciais de campo lento (*sfp* – *slow field potential*) negativos com duração maior que 5s são sobrepostos por descargas transitórias em alta frequência e subsequentes descargas do tipo clônica em baixa frequência [3].

A caracterização dessa atividade é realizada em duas etapas: extração de características – busca por parâmetros eletrográficos no sinal; e análise dos dados – correlação de parâmetros e identificação de padrões que melhor caracterizam a atividade epileptiforme. A análise dos dados geralmente é feita utilizando técnicas estatísticas que comparam uma quantidade reduzida de variáveis por vez, como teste-T e ANOVA [3-5]. Esse tipo de abordagem, além de exaustivo, dependendo da quantidade de dados, não permite avaliar o desempenho dos parâmetros em conjunto para caracterizar e identificar padrões da atividade epileptiforme que se correlacionam.

O presente trabalho propõe a aplicação da técnica multivariada de Análise das Componentes Principais (PCA – *Principal Component Analysis*) para caracterização da atividade epileptiforme em sinais eletrofisiológicos extracelulares registrados em fatias de córtex humano. Essa técnica possibilita a avaliação de vários parâmetros simultaneamente para caracterização da atividade epileptiforme, além de possibilitar a identificação de padrões, com formação de grupos, a partir das covariações das características analisadas. A caracterização e identificação de padrões da atividade epileptiforme pode fornecer informações sobre a eficiência do tratamento com determinado fármaco antiepilético [3], permitindo avaliar o desempenho de medicamentos que ainda não foram testados no tratamento da epilepsia,

além de propiciar maior compreensão sobre os mecanismos de resistência medicamentosa na ELT [4].

Materiais e métodos

Para desenvolvimento do método de caracterização da atividade epileptiforme em sinais eletrofisiológicos, utilizou-se 2 (dois) sinais registrados em fatias de córtex humano, provenientes de tecido epileptogênico extraído cirurgicamente de um paciente com ELT refratária. O protocolo de aquisição do tecido foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa da Universidade Federal de São Paulo – Escola Paulista de Medicina sob o número 0925/2015, onde os pacientes assinam um termo de consentimento.

Registro dos sinais – Para realização do protocolo experimental de eletrofisiologia, o tecido extraído cirurgicamente é mantido vivo imerso em líquido cefalorraquidiano (LCRa) oxigenado à temperatura de 1 a 4°C. A seguir, são preparadas fatias com ~500µm de espessura. As fatias são depositadas na câmara de registro, onde permanecem em repouso por 4h sendo perfundidas com LCRa pré-aquecido ($34,5 \pm 0,5^\circ\text{C}$). Os eletrodos de registro são posicionados na fatia e a atividade epileptiforme é induzida por perfusão com LCRa contendo 8 mM de potássio e 50 µM de bicuculina.

O protocolo de registro dos sinais é segmentado em três etapas: a etapa de indução das crises epiléticas no tecido; a etapa de teste com fármacos; e a etapa de lavagem. Cada uma das etapas mencionadas tem duração aproximada de trinta minutos, contudo, apenas os últimos dez minutos são avaliados na análise dos sinais, pois, considera-se que, neste intervalo, o tecido permanece estável. Todos os sinais utilizados foram registrados a uma frequência de amostragem de 10kHz. A Figura 1 apresenta um dos sinais registrados, indicando cada fase do protocolo de registro.

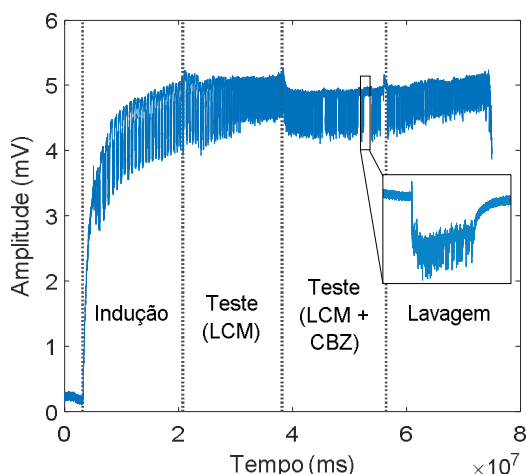


Figura 1: Sinal registrado em fatia de córtex humano. No detalhe, tem-se um SLE com atividade epileptiforme do tipo tônico-clônica. Legenda: LCM – lacosamida; CBZ – carbamazepina.

Neste trabalho, testou-se a resposta do tecido epileptogênico aos medicamentos lacosamida (LCM) [6, 7] e

carbamazepina (CBZ) [3, 8]. Utilizou-se 40 µM de LCM e 50 µM de CBZ nos testes.

Os experimentos de eletrofisiologia e o registro dos sinais utilizados neste trabalho foram realizados no Laboratório de Neurofisiologia, Departamento de Neurologia e Neurocirurgia da Escola Paulista de Medicina (UNIFESP), pelo aluno de doutorado Selvin Zacarias Reyes-Garcia.

Extração de características – As seguintes características foram extraídas dos sinais para análise: (i) duração da crise; (ii) amplitude do sfp; (iii) amplitude dos picos nas crises; (iv) taxa de crises por minuto e (v) taxa de picos por crise. A Figura 2 exibe os três primeiros parâmetros mencionados.

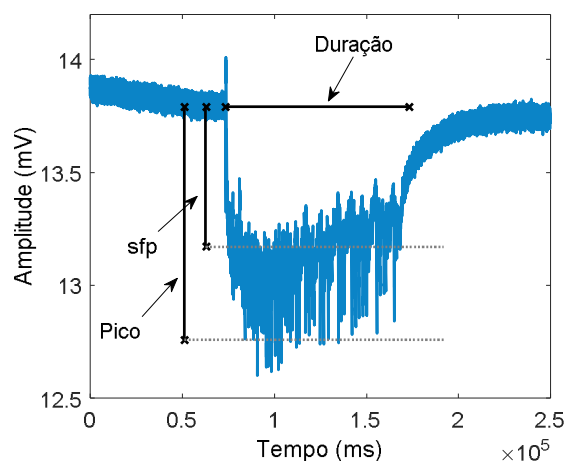


Figura 2: SLE do tipo tônico-clônico em sinal eletrofisiológico registrado em fatia de córtex humano. As barras verticais indicam a amplitude do sfp e dos picos na crise epilética. A duração da crise é indicada pela barra horizontal.

O potencial de campo lento (sfp) é o resultado da despolarização contínua e síncrona de populações de neurônios [3]. Portanto, a amplitude do sfp está diretamente correlacionada à corrente sináptica fornecida. O cálculo das amplitudes dos picos na crise (SLE) inclui a identificação dos máximos transientes negativos sobrepostos ao sfp. Seguindo a literatura [3], considerou-se apenas picos com amplitude superior a 0,3mV. A duração do evento é medida desde o início da crise até dois terços da recuperação do sfp [3].

As características foram calculadas por meio de algoritmos próprios desenvolvidos na plataforma MATLAB®. Primeiramente, o sinal (como o apresentado na Figura 1) é filtrado com um filtro passa-alta para evidenciar as crises e retirar o ‘drift’ provocado pelo aumento da tensão devido ao protocolo de indução de crises. Identifica-se então os picos e a taxa de aparecimento desses picos no sinal filtrado. A partir dessas informações, os pontos de início e fim de cada SLE são demarcados no sinal original (não-filtrado). O sinal é avaliado considerando-se uma janela de tempo com dez minutos finais em cada etapa do protocolo de registro. Cada uma dessas janelas é percorrida e são calculadas as características de interesse. Para o cálculo das ampli-

tudes (do sfp e dos picos nas crises), determinou-se a equação da reta ligando os pontos médios do sinal, antes e após a crise (linha base), como indicado na Figura 3. Além disso, fez-se um envelope de cada uma das crises para determinar o ponto mínimo do sfp e calcular sua amplitude.

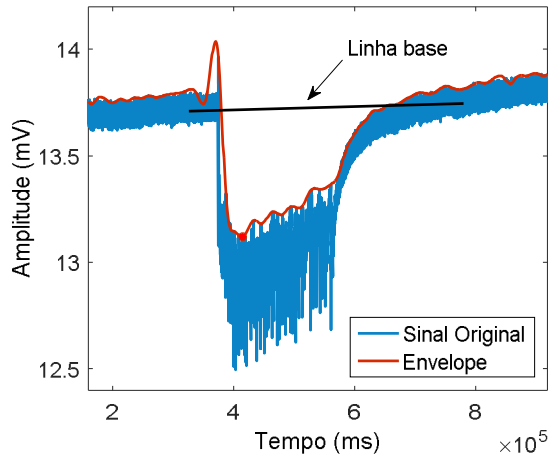


Figura 3: Ilustração da linha de base ligando pré e pós crise e envelope do sinal para demarcação da amplitude.

Análise de dados – Os dados foram analisados utilizando a técnica de PCA (*Principal Component Analysis*). A técnica de PCA consiste em uma ferramenta matemática de redução de dimensão, sendo um dos métodos estatísticos mais utilizados para análise de dados multivariados. Essa técnica permite transformar um conjunto de variáveis inter-correlacionadas (ou redundantes) X num novo conjunto de variáveis linearmente não correlacionadas Y , por meio de uma transformação linear ortogonal, denominadas componentes principais [9]. Além da compressão de dados, a PCA pode ser utilizada para classificação e identificação de agrupamentos, segundo a variação de suas características [9]:

$$Y = AX \quad (1)$$

O objetivo da PCA é rotacionar rigidamente os eixos de um espaço L -dimensional para novos eixos de coordenadas (componentes principais, CPs), gerados a partir do cálculo dos autovetores da matriz de covariância de cada coluna da variável X . Deste modo, cada CP aponta para a máxima covariação entre as colunas (características de interesse do sistema). Sendo \vec{a}_i o autovetor correspondente ao autovalor λ_i , então a i -ésima PC é dada por [9]:

$$Y_i = a_{i1}X_1 + a_{i2}X_2 + \dots + a_{iL}X_L \quad (2)$$

Cada elemento da base vetorial é ordenado de acordo com seu grau de importância na reconstrução da informação original [9].

Após a extração de características, os dados foram analisados utilizando PCA. Para decidir a quantidade de

componentes principais (CPs) a ser utilizada, calculou-se a porcentagem da variância total explicada. Como as duas primeiras componentes principais explicaram uma porcentagem significativa da variabilidade dos dados (~90%), optou-se por reduzir o espaço de características para um espaço bidimensional.

Resultados

A Figura 4 apresenta as cinco características extraídas dos sinais eletrofisiológicos projetadas na primeira e segunda CPs.

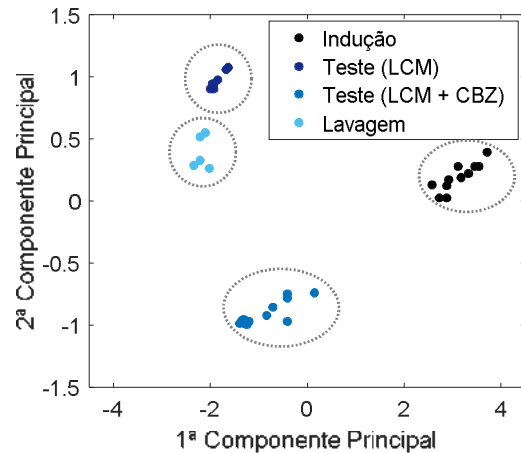


Figura 4: Matriz de características projetada ao longo das duas primeiras componentes principais.

Nota-se da Figura 4 que ocorreu a separação em grupos, de acordo com as etapas do protocolo experimental (indução, teste e lavagem). Contudo, não foi possível agrupar eficientemente os parâmetros extraídos durante a etapa de teste com lacosamida e durante a lavagem na primeira componente principal, sendo necessário a segunda componente para tal. A Tabela 1 apresenta o valor médio das características extraídas, em cada etapa do protocolo experimental.

Tabela 1: Valor médio e desvio-padrão das características extraídas em cada fase do protocolo experimental.

Característica	Indução	Teste (LCM)	Teste (CBZ)	Lavagem
Amplitude dos picos (mV)	0,80 ± 0,01	0,61 ± 0,02	0,62 ± 0,02	0,54 ± 0,03
Amplitude do sfp (mV)	0,47 ± 0,02	0,29 ± 0,02	0,31 ± 0,02	0,21 ± 0,02
Duração das crises (s)	21,66 ± 1,94	6,17 ± 0,69	4,02 ± 0,77	5,83 ± 1,66
Taxa de crises/min.	5,90	1,80	1,20	5,30
Taxa de picos/crise	278,73 ± 3,47	10,58 ± 5,16	2,00 ± 1,15	16,77 ± 0,54

Além do agrupamento da atividade epileptiforme segundo o protocolo experimental, o método de análise aplicado forneceu resultados sobre os melhores parâmetros para caracterizar os padrões epileptiformes, a partir

da projeção dos dados no novo sistema de coordenadas calculado com PCA. As características ótimas apontadas foram: amplitude dos picos nas crises; duração das crises; taxa de picos por crise; e taxa de crises por minuto.

Discussão

Em cada etapa (indução, teste e lavagem) do protocolo experimental tem-se a alteração da atividade epileptiforme, ou seja, as características extraídas se alteram caso seja aplicado um fármaco (no caso, lacosamida e/ou carbamazepina). Sendo assim, a atividade epileptiforme foi classificada conforme o padrão fisiológico e consequente alteração da excitabilidade dos neurônios no tecido (promovida pela adição dos medicamentos). Como todos os sinais foram registrados em tecidos de um mesmo paciente, a maior parte da variabilidade dos dados ocorreu devido à mudança no protocolo. Neste caso, evidenciou-se a similaridade das características epileptiformes inter-protocolo e a distinguibilidade entre-protocolo. características.

Na etapa de teste com lacosamida e no período de lavagem, a variação entre as características foi pequena, justificando a adjacência entre os referidos conjuntos. Comparando, por exemplo, a característica “duração das crises” nesses dois grupos, essa não apresentou diferença significativa em um teste-T bilateral não-pareado, com nível de significância (α) de 5% (p-Value = 0,32).

A análise dos dados pode fornecer também informações sobre a eficiência de cada fármaco no controle dos eventos epileptiformes. Considerando os dados obtidos, o fármaco carbamazepina reduziu a taxa de crises por minuto, quando comparado com a lacosamida.

Conclusão

Esse trabalho foi motivado pela necessidade de estudo da epilepsia do lobo temporal, cujos mecanismos fisiológicos precisam ser esclarecidos com urgência, devido a sua alta incidência e refratariedade ao tratamento medicamentoso. A análise de sinais eletrofisiológicos extracelulares registrados *in vitro* consiste em uma maneira de avaliar a atividade epileptiforme, fornecendo informações relevantes para elucidar a refratariedade na ELT. O resultado da extração de características desses sinais pode gerar uma grande quantidade de dados, os quais devem ser avaliados, preferencialmente, em conjunto. Nesse contexto, a aplicação de técnicas estatísticas multivariadas, como a PCA, mostra-se uma abordagem adequada para essa análise pois permite a redução do espaço de características e a separação dos padrões epileptiformes com base naquelas consideradas ótimas.

O presente trabalho contribuiu apresentando a possibilidade de uma análise multivariada para caracterização da atividade epileptiforme, permitindo separar as quatro etapas estudadas (indução, teste com LCM, teste com CBZ e lavagem). Outra contribuição consiste no método de extração de características. Essa etapa é primordial e fundamental em todos os trabalhos em que se pretende

realizar a caracterização dos padrões epileptiformes presentes em sinais eletrofisiológicos.

Em trabalhos futuros, esta análise será refeita com uma quantidade maior de sinais e tecido (fatias), de forma a garantir uma robustez maior do processo. Pretende-se também realizar a caracterização de outros tipos de SLE, como *ictal-spiking* e SLE clônicas. Após a caracterização da atividade epileptiforme, a classificação automática dos sinais eletrofisiológicos será realizada por meio da aplicação de classificadores lineares e não lineares, como LDA (*Linear Discriminant Analysis*) e SVM (*Support Vector Machine*).

Referências

- [1] Fernandes MJS. Epilepsia do lobo temporal: mecanismos e perspectivas. *SciELO Brasil - Estudos Avançados*. 2013; 27(77):85-98.
- [2] Thurman DJ, Beghi E, Begley CE, Berg AT, Buchhalter JR, Ding D, Hesdorffer DC, Hauser WA, Kazis L, Kobau R, Kroner B, Labiner D, Liow K, Logroscino G, Medina MT, Newton CR, Parko K, Paschal A, Preux PM, Sander JW, Selassie A, Theodore W, Tomson T, Wiebe S. Standards for epidemiologic studies and surveillance of epilepsy. *Epilepsia*. 2011; 52(7):22-26.
- [3] Jandová K, Päsler D, Antonio LL, Raue C, Ji S, Njunting M, Kann O, Kovács R, Meencke HJ, Cavalheiro EA, Heinemann U, Gabriel S, Lehmann TN. Carbamazepine-resistance in the epileptic dentate gyrus of human hippocampal slices. *Brain*. 2006; 129(12):3290-3306.
- [4] Sandow N, Kim S, Raue C, Päsler D, Klaft ZJ, Antonio LL, Hollnagel JO, Kovacs R, Kann O, Horn P, Vajkoczy P, Holtkamp M, Meencke HJ, Cavalheiro EA, Pragst F, Gabriel S, Lehmann TN, Heinemann U. Drug resistance in cortical and hippocampal slices from resected tissue of epilepsy patients: no significant impact of p-glycoprotein and multidrug resistance-associated proteins. *Front. Neurol*. 2015; 6(30):1-18.
- [5] Remy S, Gabriel S, Urban BW, Dietrich D, Lehmann TN, Elger CE, Heinemann U, Beck H. A novel mechanism underlying drug resistance in chronic epilepsy. *Ann. Neurol*. 2003; 53(4):469-479.
- [6] Biase S, Gigli GL, Valente M, Merlino G. Lacosamide for the treatment of epilepsy. *Expert Opin. Drug Metab. Toxicol*. 2014; 10(3):459-468
- [7] Contin M, Albani F, Riva R, Candela C, Mohamed S, Baruzzi A. Lacosamide therapeutic monitoring in patients with epilepsy: effect of concomitant antiepileptic drugs. *Ther Drug Monit*. 2013; 35(6):849-852.
- [8] Gierbolini J, Giarratano M, Benbadis SR. Carbamazepine-related antiepileptic drugs for the treatment of epilepsy - a comparative review. *Expert Opin. Pharmacotherapy*. 2016; 17(7):885-888.
- [9] Theodoridis S, Koutrombas, K. *Pattern Recognition*. 4th ed. Academic Press: Elsevier; 2009.

ESTIMULAÇÃO ELÉTRICA CEREBRAL PROFUNDA COMO SONDAGEM DA ATIVIDADE NEURAL: APLICAÇÃO EM PREVISÃO DE CRISE EPILEPTICA

D. C. Medeiros***, F. A. G. Mourão**, E. M. A. M. Mendes* e M. F. D. Moraes***

*Centro de Tecnologia e Pesquisa em Magneto Ressonância (CTPMAG), Programa de Pós Graduação em Engenharia Elétrica - Universidade Federal de Minas Gerais, Belo Horizonte, Brasil

** Núcleo de Neurociências (NNC), Instituto de Ciências Biológicas - Universidade Federal de Minas Gerais, Belo Horizonte, Brasil
e-mail: dacame@yahoo.com.br

Resumo: A imprevisibilidade das crises epiléticas é um problema central para os pacientes epiléticos, principalmente os refratários ao tratamento medicamentoso. O objetivo principal deste trabalho foi sondar o sistema neural por meio da estimulação elétrica cerebral profunda (ES) de baixa frequência com intuito de desenvolver uma nova abordagem para predição de crises epiléticas. Eletrodos bipolares foram cirurgicamente implantados no núcleo anterior do tálamo de ratos wistar para ES (0,5Hz) assim como micro parafusos em ambos os córtices parietais para aquisição do eletroencefalograma (EEG). Todos os animais foram infundidos com pentilenotetrazol (PTZ) pela veia da cauda para indução da crise epilética e foram divididos em dois grupos: PTZ-noES (apenas infusão de PTZ) e PTZ+ES (ES concomitante com infusão de PTZ). A ES não alterou a latência para início das crises, a duração das mesmas e a energia (mV^2/ms) do EEG anteriormente o início dos disparos ictais. Apesar disso, alterações no EEG dos córtices parietais foram detectadas dez segundos antes do início das crises pela análise da energia normalizada, usada para destacar as alterações provocadas pela ES. A análise espectral destas alterações (potencial evocado) pela ES revelou aumento da densidade de componentes de alta frequência (banda gama) em comparação com o período basal. Logo, a ES proporcionou uma detectável janela pre-ictal que pode ser usada futuramente para o desenvolvimento de métodos mais acurados e seguros de previsão de crise epilética.

Palavras-chave: Epilepsia, previsão de crise epilética, estimulação elétrica cerebral profunda, rato.

Abstract: *The unpredictability of seizures is a central problem for all patients suffering from uncontrolled epilepsy. This work aimed to probe the excitability level of neural system by deep brain electrical stimulation (ES) at a low frequency as a new seizure prediction approach. Bipolar electrodes were surgically implanted at anterior thalamus nucleus for ES (0,5Hz) and micro-screws at parietal cortex of wistar rats for EEG acquisition. All animals received pentylenetetrazole (PTZ) by the tail vein for seizure induction and divided in two groups: PTZ-noES (PTZ with no ES) and PTZ+ES (PTZ associated with ES). Although PTZ+ES*

presented no significant difference for seizure onset, duration or even EEG energy (mV^2/ms) prior seizure, the normalized energy, applied in order to highlight the effect of ES over neural system, demonstrated statistical increase ten seconds before the ictal discharges. The ES evoked potential detected by this analysis demonstrated a higher gamma band density (30-100Hz) compared with basal period (no influence of ES). Therefore, the ES afford a detectable temporal window prior seizure onset, which is suggestive for safer seizure prediction development.

Keywords: *Epilepsy, epileptic seizure prediction, deep brain electric stimulation, rat*

Introdução

Epilepsia é uma afecção neurológica que atinge em média de 1% da população mundial [1], sendo que 25% são resistentes ao tratamento medicamentoso [2]. Um dos fatores mais incapacitantes dessa síndrome é a imprevisibilidade de ocorrência das crises epiléticas (CE) [3]. O processo de instauração da CE pode ser visto como um aumento do número de interações entre neurônios de uma determinada região hiperexcitável, que por meio das conexões com outras unidades, expandem um padrão de oscilação anormalmente sincrônico. Sobre esse conceito, estudos têm sido realizados com o intuito de caracterizar o comportamento neural pre-ictal, período no qual há maior probabilidade de início das crises [4]. Para tal, utilizam-se técnicas matemático-computacionais capazes de extrair do eletroencefalograma (EEG) parâmetros descritivos da neurodinâmica cerebral e assim destacar esse período [2]. Apesar do grande avanço, esses métodos de análise ainda geram consideráveis resultados falsos positivos e negativos [5]. Uma das razões é a rápida mudança do padrão de disparo neural de fisiológico para um estado de disparos epileptiformes (patológico), o que dificulta a análise pela simples leitura do EEG (análise passiva) [6]. Uma nova abordagem ao desafio de predição de CE é o uso de estimulação elétrica cerebral profunda (ES) como forma de sondagem do sistema neural [7]. A resposta neural perante o estímulo elétrico poderia ser usada para quantificar o tônus excitatório do sistema,

onde uma grande resposta indica uma alta excitabilidade [8] e, logo, maior probabilidade de disparos excessivamente sincrônicos [9]. Os trabalhos que utilizaram a ES como forma de sondagem para previsão de crise epiléptica forneciam pulsos elétricos a frequências em torno de 20Hz [8, 10]. Levando-se em conta que a própria estimulação elétrica tem potencial para gerar danos ao tecido cerebral, a regra de ouro é a busca pela menor frequência de pulso que ainda seja eficiente na previsão de crise epiléptica. Sendo assim, o intuito do nosso trabalho foi sondar o nível de excitabilidade neural utilizando ES de baixa frequência (0,5Hz) e análise da resposta eletroencefalográfica em modelo de crise epiléptica induzida pelo fármaco pentilenotetrazol (PTZ) em ratos, visando o desenvolvimento de técnica de previsão de CE.

Materiais e métodos

Este trabalho utilizou modelo de indução de crise epiléptica por PTZ, um fármaco que aumenta a excitabilidade neural ao ponto de evocar disparos epileptiformes [11]. Este trabalho foi aprovado pelo comitê de ética e experimentação animal da Universidade Federal de Minas Gerais sob o protocolo 112/2014. Foram utilizados 17 ratos wistar machos (300 – 320g) provenientes do CEBIO-ICB-UFGM *vivarium*. Os animais foram divididos em dois grupos experimentais: PTZ-noES (infusão de PTZ – n=6) e PTZ+ES (ES concomitante com infusão de PTZ – n=11). Em todos os animais, eletrodos bipolares foram cirurgicamente implantados no núcleo anterior do tálamo (ANT) (AP: -1,4 referenciam no bregma; ML: -1,0; DV: -5,2) para a realização de estimulação elétrica (0,1ms largura de pulso e 0,8mA de intensidade – 0,5Hz - fixador de corrente DIGITIMER®) e micro parafusos em ambos os córtex parietais para a aquisição do EEG (amplificação 1000x; passa alta de 1Hz e passa baixa de 500Hz; 1KHz amostragem). Os eletrodos, bem como os parafusos, foram então soldados em um conector RJ11 (6 pinos) fixado ao crânio com acrílico dental. Após um período de recuperação de cinco dias, a veia da cauda dos animais foi canulada para infusão de PTZ (2,5mg/ml/min) que perdurou até a apresentação da crise epiléptica. O registro do EEG, a infusão de PTZ e a ES (grupo PTZ+ES) iniciaram simultaneamente. Os dados do EEG, bem como o momento da aplicação dos pulsos de ES, foram salvos em disco rígido para posterior análise.

Primeiramente foi analisada a latência para a apresentação da CE (quantidade de droga necessária para evocar a CE) bem como a duração da mesma para ambos os grupos. A detecção dos disparos epileptiformes típicos foi determinada pelo experimentador, tomando-se como diretriz: disparos 30% maiores que a linha de base que perduraram por mais de 3 segundos. Todas as análises quantitativas do EEG foram realizadas utilizando o programa MATLAB® 7.12 R2010 (MathWorks). Primeiramente foi calculada a energia do sinal (mV^2/ms) ao longo dos dois minutos anteriores à

crise epiléptica. Para verificação estatística, foram utilizados os dados dos dez segundos anteriores ao início da CE (teste *T-Student*). Com o intuito de melhor evidenciar o efeito da ES sobre a atividade neural do córtex parietal, foi analisada a energia (mV^2/ms) normalizada do EEG. Para tal, a energia do EEG foi calculada em duas janelas temporais distintas, extraídas para cada pulso de ES: 250ms após o estímulo (E_d – energia depois) e 250ms anteriores (E_a – energia antes). Para cada pulso de ES, a energia normalizada foi calculada dividindo-se o valor de E_d pelo respectivo valor de E_a . O valor da energia normalizada e bem como a análise estatística foram obtidas da janela temporal de dois minutos anteriores à crise epiléptica (sessenta pulsos de ES). Posteriormente, procedeu-se a caracterização da resposta neural perante a ES (potencial evocado – PE) nos dez segundos anteriores ao início da CE. Para tal, foi calculada a composição espectral do PE, analisada perante a densidade em bandas de frequência que o compõem: gama 30-100Hz, beta 12-30Hz, alfa 8-12Hz, teta 4-8Hz. Foi utilizado o método *wavelet* (*Morlet wavelet – continuous wavelet analysis, Matlab Signal Processing Toolbox*) tomando-se o valor da potência dos coeficientes referentes às bandas de frequências de interesse (pseudofrequências correspondentes às 256 escalas utilizadas). Para cada animal, essa janela de dez segundos foi dividida em janelas menores de 2s (intervalos entre os pulsos de ES) e esta subdividida em dois períodos distintos: 0ms a 0,25s após ES (período no qual há o potencial evocado – PE) e de 0,25s a 2s após ES (período basal – controle). O período PE foi comparado então com o basal em cada banda de frequência perante teste *T-student*.

Resultados

A ES no ANT não alterou significativamente a latência para o início da CE (Figura 1A - PTZ-noES $0,053 \pm 0,01g/Kg$; PTZ+ES $0,048 \pm 0,01g/Kg$ – teste *T-Student* $p=0,49$) nem a duração da mesma (Figura 1B - PTZ-noES $19,6 \pm 3s$; PTZ+ES $20,7 \pm 2s$ – teste *T-Student* $p=0,68$).

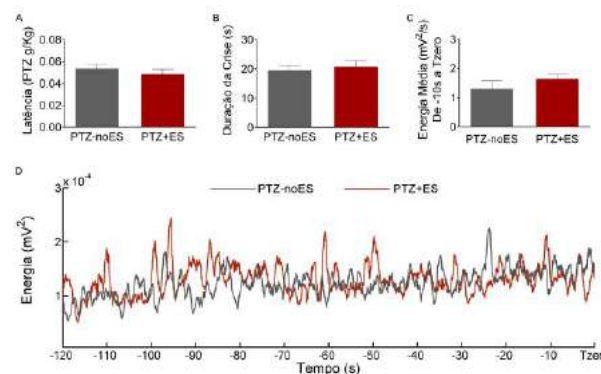


Figura 1: Análises da crise epiléptica e do período pré-ictal. A: Latência para início da CE. B: Duração da CE. C: energia média dos 10s antes da CE. D: Energia do EEG cortical para os grupos PTZ+ES e PTZnoES ao longo do tempo de 2 min antes do início da CE (T_{zero}).

Por inspeção visual, não se percebe diferença expressiva da energia do EEG entre os dois grupos ao longo dos dois minutos que antecedem a CE (Figura 1D). A análise estatística da média da energia nos dez segundos que antecedem a CE suporta essa afirmativa, pois não foi encontrada diferença significativa entre os dois grupos (Figura 1C - PTZ-noES $1,1 \times 10^{-4} \pm 0,4 \times 10^{-4}$ mV²/ms; PTZ+ES $1,4 \times 10^{-4} \pm 0,4 \times 10^{-4}$ mV²/ms). Porém, quando o sinal cortical foi submetido à análise da energia normalizada, que tem por finalidade ressaltar a influencia da ES nos circuitos neurais, obteve-se um aumento significativo para o grupo PTZ+ES nos dez segundos antes da crise epiléptica, quando comparada com o grupo PTZ-noES (Figura 2 - *Two way Anova*, Bonferroni *post-hoc test* - $p < 0,05$).

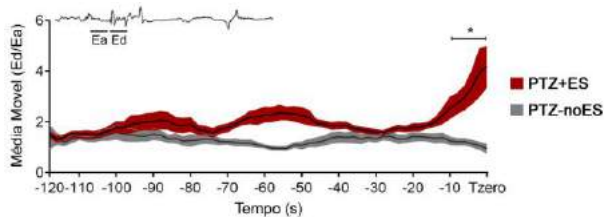


Figura 2: Análise da energia normalizada (Ed/Ea) para os dois grupos experimentais. Nota-se um aumento significativo da energia normalizada para o grupo PTZ+ES momentos antes do início da CE (T_{zero}).

As análises das frequências que compõem o potencial evocado pela ES do grupo PTZ+ES demonstraram que há um aumento significativo dos valores referentes à banda gama no período pós-estímulo comparado com período basal nos 10s anteriores à CE (Figura 3 – Banda gama: PE $0,16 \pm 0,05$ a.u.; Basal $0,1 \pm 0,02$ – *T-Student* - $p < 0,05$).

Discussão

Neste trabalho, a ES cerebral profunda de baixa frequência agiu como mecanismo de sondagem do sistema neural ao ponto de gradativamente evocar, momentos antes da CE eletrográfica, respostas corticais mensuráveis, em ratos submetidos à infusão de PTZ pela veia da cauda. É importante ressaltar que a ES não demonstrou características ictogênicas (pró-convulsivas), sem qualquer alteração significativa no valor da duração das crises eletrográficas ou latência para o início das mesmas.

A sincronia neural desempenha papel fundamental no fluxo e processamento de informação ao longo dos substratos neurais [11]. Certas desordens cerebrais estão associadas a uma sincronização neural anormal, entre elas a epilepsia [12]; cujos disparos ictais têm sido tradicionalmente assumidos como sendo resultado de intensa/extensa sincronização neural [13]. Porém, ainda é alvo de debates se essa hipersincronia é resultado de um gradual aumento de sincronia neural entre substratos neurais distantes [14], tanto que alguns estudos têm encontrado evidências de redução de sincronia [15, 16] momentos antes da crise epiléptica. Todavia, nossos

resultados mostram que estruturas talâmicas, quando ativadas por ES, sincronizaram suas atividades neurais com regiões corticais momentos antes da crise epiléptica induzida PTZ. A disparidade de resultados pode ter suas razões na diferença de metodologia aplicada. Enquanto os trabalhos que encontraram uma redução da sincronia utilizaram métodos passivos de análise do EEG, nosso trabalho se assenta na análise do EEG perante uma perturbação, ativamente realizada pela ES. Um fato interessante sobre resposta cortical evocada pela ES é o desta apresentar aumento significativo de componentes de alta frequência (banda gama) que se destacam da atividade basal. O incremento

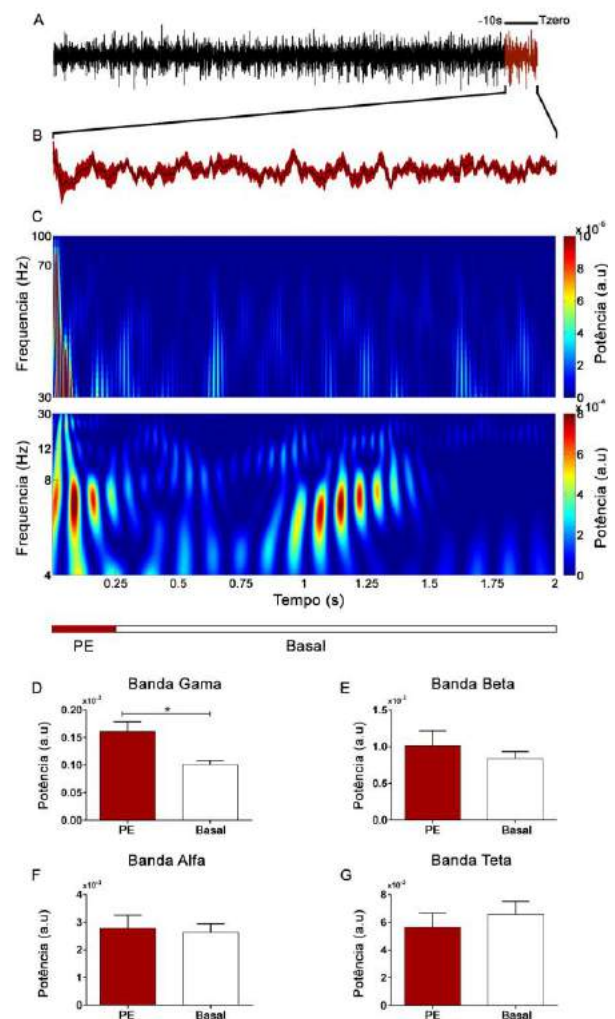


Figura 3: Análise da composição espectral nos períodos pós-estímulo (PE) e basais nos 10s imediatamente anteriores ao início da CE. A: EEG demonstrativo de um animal do grupo PTZ+ES, cujo período analisado foi demarcado. B: sobreposição dos 10s pré-ictais de todos os animais, janelados em períodos de 2s. C: média da potencia dos coeficientes referentes à banda gama (parte superior) e para as frequências inferiores a 30Hz (parte inferior). D, E, F, G: densidade da potencia dos coeficientes referentes às bandas de frequência que compõem o PE (0s a 0,25s) e o período basal (0,25s a 2s).

desta banda de frequência sugere um aumento de atividade de circuitos locais [17], que podem estar exacerbadas nos momentos que antecedem a CE [18].

Conclusão

Este estudo revelou ser possível encontrar uma janela de previsão de crise epiléptica de 10 segundos em animais acordados utilizando-se estimulação elétrica cerebral profunda de baixa frequência e apenas um ponto de registro cortical. Apesar de ser pertinente a afirmativa de que há diferentes mecanismos para a geração de crise epiléptica e logo exigindo diferentes abordagens para a previsão [2], a sondagem de baixa frequência se mostrou efetiva para destacar um momento de aumento de excitabilidade na iminência da CE. É possível ainda que essa janela de previsão seja ampliada se forem utilizadas mais de um ponto de registro e técnicas multivariadas de análise de EEG associadas à ES de baixa frequência, levando a um sistema mais seguro e eficaz.

Agradecimentos

Agradecemos o apoio dos órgãos de fomento: CNPq (projeto 454458/2014-2), CAPES e FAPEMIG.

Referências

- [1] J. Engel, *Epilepsy : global issues for the practicing neurologist*. New York, N.Y.: Demos Medical Pub., 2005.
- [2] F. Mormann, R. G. Andrzejak, C. E. Elger, and K. Lehnertz, "Seizure prediction: the long and winding road," *Brain*, vol. 130, pp. 314-33, Feb 2007.
- [3] P. R. Carney, S. Myers, and J. D. Geyer, "Seizure prediction: methods," *Epilepsy Behav*, vol. 22 Suppl 1, pp. S94-101, Dec 2011.
- [4] S. S. Viglione and G. O. Walsh, "Proceedings: Epileptic seizure prediction," *Electroencephalogr Clin Neurophysiol*, vol. 39, pp. 435-6, Oct 1975.
- [5] R. G. Andrzejak, D. Chicharro, C. E. Elger, and F. Mormann, "Seizure prediction: any better than chance?," *Clin Neurophysiol*, vol. 120, pp. 1465-78, Aug 2009.
- [6] F. Lopes da Silva, W. Blanes, S. N. Kalitzin, J. Parra, P. Suffczynski, and D. N. Velis, "Epilepsies as dynamical diseases of brain systems: basic models of the transition between normal and epileptic activity," *Epilepsia*, vol. 44 Suppl 12, pp. 72-83, 2003.
- [7] S. N. Kalitzin, D. N. Velis, and F. H. L. da Silva, "Stimulation-based anticipation and control of state transitions in the epileptic brain," *Epilepsy & Behavior*, vol. 17, pp. 310-323, Mar 2010.
- [8] D. R. Freestone, L. Kuhlmann, D. B. Grayden, A. N. Burkitt, A. Lai, T. S. Nelson, S. Vogrin, M. Murphy, W. D'Souza, R. Badawy, D. Nestic, and M. J. Cook, "Electrical probing of cortical excitability in patients with epilepsy," *Epilepsy & Behavior*, vol. 22, pp. S110-S118, Dec 2011.
- [9] P. Kudela, P. J. Franaszczuk, and G. K. Bergey, "Changing excitation and inhibition in simulated neural networks: effects on induced bursting behavior," *Biol Cybern*, vol. 88, pp. 276-85, Apr 2003.
- [10] S. Kalitzin, D. Velis, P. Suffczynski, J. Parra, and F. L. da Silva, "Electrical brain-stimulation paradigm for estimating the seizure onset site and the time to ictal transition in temporal lobe epilepsy," *Clin Neurophysiol*, vol. 116, pp. 718-28, Mar 2005.
- [11] W. Loscher, C. P. Fassbender, and B. Nolting, "The role of technical, biological and pharmacological factors in the laboratory evaluation of anticonvulsant drugs. II. Maximal electroshock seizure models," *Epilepsy Res*, vol. 8, pp. 79-94, Mar 1991.
- [12] W. Singer, "Neuronal synchrony: a versatile code for the definition of relations?," *Neuron*, vol. 24, pp. 49-65, 111-25, Sep 1999.
- [13] P. J. Uhlhaas and W. Singer, "Neural synchrony in brain disorders: relevance for cognitive dysfunctions and pathophysiology," *Neuron*, vol. 52, pp. 155-68, Oct 5 2006.
- [14] W. Penfield, H. H. Jasper, and F. Macnaughton, *Epilepsy and the Functional Anatomy of the Human Brain*. By W. Penfield ... and Herbert Jasper ... Chapter XIV by Francis McNaughton, etc. [With plates and a bibliography.]. London; printed in U.S.A.: J. & A. Churchill, 1954.
- [15] P. Jiruska, M. de Curtis, J. G. R. Jefferys, C. A. Schevon, S. J. Schiff, and K. Schindler, "Synchronization and desynchronization in epilepsy: controversies and hypotheses," *Journal of Physiology-London*, vol. 591, pp. 787-797, Feb 2013.
- [16] M. Le Van Quyen, J. Martinerie, V. Navarro, M. Baulac And, and F. J. Varela, "Characterizing neurodynamic changes before seizures," *J Clin Neurophysiol*, vol. 18, pp. 191-208, May 2001.
- [17] F. Mormann, T. Kreuz, R. G. Andrzejak, P. David, K. Lehnertz, and C. E. Elger, "Epileptic seizures are preceded by a decrease in synchronization," *Epilepsy Res*, vol. 53, pp. 173-85, Mar 2003.
- [18] N. Kopell, G. B. Ermentrout, M. A. Whittington, and R. D. Traub, "Gamma rhythms and beta rhythms have different synchronization properties," *Proc Natl Acad Sci U S A*, vol. 97, pp. 1867-72, Feb 15 2000.
- [19] D. W. Grasse, S. Karunakaran, and K. A. Moxon, "Neuronal synchrony and the transition to spontaneous seizures," *Exp Neurol*, vol. 248, pp. 72-84, Oct 2013.

ANÁLISE DE DESEMPENHO DE UM CONTROLADOR ADAPTATIVO NÃO-REALIMENTADO PARA A REDUÇÃO DO EFEITO DE OCLUSÃO EM APARELHOS AUDITIVOS

Renata Coelho Borges e Márcio Holsbach Costa.

Departamento de Engenharia Elétrica e Eletrônica
Universidade Federal de Santa Catarina, Florianópolis, SC, Brasil.
e-mail: renata@lpds.ufsc.br, costa@eel.ufsc.br

Resumo: Esse trabalho apresenta uma análise teórica do desempenho de um sistema adaptativo não-realimentado para redução do efeito de oclusão em aparelhos auditivos. Equações determinísticas recursivas para predição do comportamento médio dos coeficientes e do erro quadrático médio são obtidas em função das estatísticas dos sinais envolvidos e dos parâmetros de projeto do cancelador. Confrontações entre predições teóricas e simulações de Monte Carlo apresentam excelente acurácia para a condição de adaptação lenta. Os modelos desenvolvidos são de especial interesse pelos projetistas desse tipo de cancelador, pois servem como importantes guias de projeto para a obtenção do desempenho desejado.

Palavras-chave: Aparelhos auditivos, efeito de oclusão, filtro adaptativo, NLMS.

Abstract: *This work presents a theoretical performance analysis of a feedforward adaptive canceller for reduction of the occlusion effect in hearing aids. Deterministic recursive equations for predicting the mean coefficient behavior and the mean squared error were developed as a function of the input signal statistics and design parameters. Comparisons between theoretical predictions and Monte Carlo simulations show excellent accuracy for the slow convergence case. These models are of special interest by the designers since they serve as important project guides for obtaining the desired performance.*

Keywords: *Hearing aids, occlusion effect, adaptive filter, NLMS.*

Introdução

Aparelhos auditivos são pequenos e poderosos dispositivos microprocessados, cuja finalidade principal é compensar perdas auditivas [1]. Apesar dos avanços tecnológicos, os aparelhos atuais ainda apresentam limitações significativas de desempenho, sendo o efeito de oclusão um dos motivos de elevada insatisfação dos usuários [2].

O efeito de oclusão é causado pelo bloqueio parcial ou completo do canal auditivo. Quando o usuário fala (ou mastiga) a sua voz (ou a pressão mecânica da mastigação) é conduzida através dos ossos e cartilagem, que vibram atuando como uma membrana elástica. Essa vibração causa aumento significativo de potência em

baixas frequências (predominantemente na faixa de 200 a 500 Hz) no interior do canal auditivo [3]. O completo fechamento do canal impossibilita a dissipação da pressão sonora produzindo aumento de 20 a 30 dB em sons de baixa frequência [4]. A redução do problema de oclusão pode ser obtida aumentando-se o diâmetro do duto de ventilação (o que acarreta no aumento do fenômeno de realimentação acústica) ou utilizando-se estratégias baseadas em cancelamento ativo de ruído [5].

Nesse trabalho são apresentados modelos teóricos para a previsão de desempenho do sistema não-realimentado de redução do efeito de oclusão originalmente proposto em [5]. São desenvolvidos modelos analíticos para a predição do erro quadrático médio e do comportamento médio dos coeficientes assumindo-se convergência lenta. Esses modelos servem como ferramentas de auxílio ao projeto dos parâmetros ótimos para um determinado desempenho desejado.

Ao longo desse trabalho, variáveis em itálico referem-se a escalares, maiúsculas em negrito são matrizes e minúsculas em negrito são vetores. A variável n representa o tempo discreto.

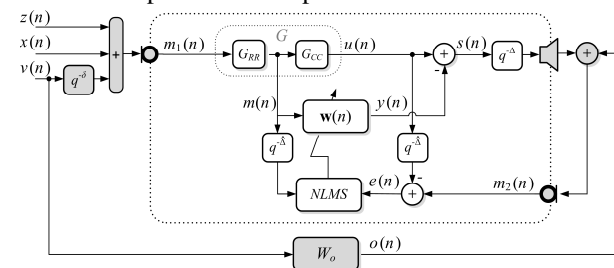


Figura 1 - Estrutura de cancelamento proposta.

Materiais e métodos

O diagrama em blocos do sistema não-realimentado para redução do efeito de oclusão em questão [5] é apresentado na Figura 1. Os blocos brancos representam estruturas internas ao aparelho (delimitadas pela linha pontilhada). O microfone externo $m_1(n)$ capta os sinais acústicos externos enquanto que o microfone $m_2(n)$ e o alto-falante são posicionados internamente ao canal auditivo. Os sinais acústicos externos $v(n-\delta)$, $x(n)$ e $z(n)$ representam a fala do usuário do aparelho auditivo, fala

externa e o ruído ambiente, respectivamente. O efeito de oclusão é modelado por um filtro de resposta finita ao impulso W_o . O bloco de atraso $q^{-\delta}$ representa a diferença de tempo entre a produção da fala no sistema fonador e a sua aquisição pelo microfone externo. O sistema G representa o processamento intrínseco ao aparelho auditivo (G_{RR} : redução de ruído, G_{CC} : compensação em frequência). O bloco $q^{-\Delta}$ representa o atraso do caminho secundário e $\hat{\Delta}$ é uma estimativa de Δ [6].

O sinal de erro é dado por:

$$e(n) = m_2(n) - G\{m_1(n)\}q^{-\Delta}, \quad (1)$$

em que

$$m_2(n) = [G\{m_1(n)\} - \mathbf{m}^T(n)\mathbf{w}(n)]q^{-\Delta} + \mathbf{v}^T(n)\mathbf{w}_o. \quad (2)$$

Substituindo (2) em (1) obtém-se

$$e(n) = \mathbf{v}^T(n)\mathbf{w}_o - [\mathbf{m}^T(n)\mathbf{w}(n)]q^{-\Delta}. \quad (3)$$

em que $\mathbf{m}(n) = G_{RR}\{\mathbf{m}_1(n)\} \approx \mathbf{v}(n-\delta) + \mathbf{x}(n) + \boldsymbol{\eta}(n)$, $\mathbf{m}(n) = [m(n) \ m(n-1) \ \dots \ m(n-N+1)]^T$, N é o comprimento de \mathbf{w}_o , $\mathbf{v}(n-\delta) = [v(n-\delta) \ v(n-\delta-1) \ \dots \ v(n-\delta-N+1)]^T$, $\mathbf{x}(n) = [x(n) \ x(n-1) \ \dots \ x(n-N+1)]^T$ e $\boldsymbol{\eta}(n) = [G_{RR}\{z(n)\} \ G_{RR}\{z(n-1)\} \ \dots \ G_{RR}\{z(n-N+1)\}]^T$ é o vetor de ruído residual. Assumindo-se em (3) que $\mathbf{w}(n) = \mathbf{w}$ é fixo, elevando-se ao quadrado e tomando-se o valor esperado, obtém-se a função de desempenho:

$$E\{e^2(n)\} = \mathbf{w}_o^T \mathbf{R}_{vv(0)} \mathbf{w}_o - 2\mathbf{w}^T \mathbf{R}_{mv(-\delta-\Delta)} \mathbf{w}_o + \mathbf{w}^T \mathbf{R}_{mm(0)} \mathbf{w}, \quad (4)$$

em que $\mathbf{R}_{mm(k)} = E\{\mathbf{m}(n)\mathbf{m}^T(n-k)\}$, $\mathbf{R}_{mv(k)} = E\{\mathbf{m}(n)\mathbf{v}^T(n-k)\} = E\{\mathbf{m}(n+k)\mathbf{v}^T(n)\}$, $\mathbf{R}_{vv(k)} = E\{\mathbf{v}(n)\mathbf{v}^T(n-k)\}$. Assumindo que $x(n)$ e $v(n)$ são processos independentes e estacionários (em uma determinada janela de tempo): $\mathbf{R}_{mm(k)} = \mathbf{R}_{vv(k)} + \mathbf{R}_{xx(k)} + \mathbf{R}_{\eta\eta(k)}$, $\mathbf{R}_{mv(k)} = \mathbf{R}_{vv(k-\delta)} = E\{\mathbf{v}(n-\delta)\mathbf{v}^T(n-k)\}$ e $\mathbf{R}_{xx(k)} = E\{\mathbf{x}(n)\mathbf{x}^T(n-k)\}$.

Calculando-se o gradiente com relação a \mathbf{w} e igualando o resultado a zero, chega-se na solução ótima que minimiza $E\{e^2(n)\}$:

$$\mathbf{w}_{opt} = (\mathbf{R}_{vv(0)} + \mathbf{R}_{xx(0)} + \mathbf{R}_{\eta\eta(0)})^{-1} \mathbf{R}_{vv(-\delta-\Delta)} \mathbf{w}_o. \quad (5)$$

Comportamento médio dos coeficientes – A equação de atualização dos coeficientes é dada por [5]:

$$\mathbf{w}(n+1) = \mathbf{w}(n) + \frac{\alpha e(n)}{\mathbf{m}^T(n-\Delta)\mathbf{m}(n-\Delta)} \mathbf{m}(n-\Delta), \quad (6)$$

em que α é o passo de adaptação. Substituindo-se (3) em (6) e tomando-se o valor esperado, obtém-se:

$$E\{\mathbf{w}(n+1)\} = E\{\mathbf{w}(n)\} + \alpha E\left\{\frac{\mathbf{m}(n-\Delta)\mathbf{v}^T(n)}{\mathbf{m}^T(n-\Delta)\mathbf{m}(n-\Delta)}\right\} \mathbf{w}_o - \alpha E\left\{\frac{\mathbf{m}(n-\Delta)\mathbf{m}^T(n-\Delta)}{\mathbf{m}^T(n-\Delta)\mathbf{m}(n-\Delta)}\right\} E\{\mathbf{w}(n-\Delta)\}. \quad (7)$$

Assumindo-se que numerador e denominador dos termos no lado direito de (7) são pouco correlacionados e aplicando o princípio das médias [7] tem-se que:

$$E\left\{\frac{\mathbf{m}(n-\Delta)\mathbf{v}^T(n)}{\mathbf{m}^T(n-\Delta)\mathbf{m}(n-\Delta)}\right\} \approx \frac{E\{\mathbf{m}(n-\Delta)\mathbf{v}^T(n)\}}{E\{\mathbf{m}^T(n-\Delta)\mathbf{m}(n-\Delta)\}} = \frac{E\{\mathbf{v}(n-\delta-\Delta)\mathbf{v}^T(n)\}}{E\{\mathbf{m}^T(n-\Delta)\mathbf{m}(n-\Delta)\}} + \frac{E\{\mathbf{x}(n-\Delta)\mathbf{v}^T(n)\}}{E\{\mathbf{m}^T(n-\Delta)\mathbf{m}(n-\Delta)\}} = \frac{1}{Nr_{m(0)}} \mathbf{R}_{vv(-\delta-\Delta)}, \quad (8)$$

em que $r_{m(k)} = E\{m(n)m(n-k)\} = r_{v(k)} + r_{x(k)} + r_{\eta(k)}$. Da mesma forma:

$$E\left\{\frac{\mathbf{m}(n-\Delta)\mathbf{m}^T(n-\Delta)}{\mathbf{m}^T(n-\Delta)\mathbf{m}(n-\Delta)}\right\} \approx \frac{E\{\mathbf{m}(n-\Delta)\mathbf{m}^T(n-\Delta)\}}{E\{\mathbf{m}^T(n-\Delta)\mathbf{m}(n-\Delta)\}} = \frac{1}{Nr_{m(0)}} \mathbf{R}_{mm(0)}. \quad (9)$$

Substituindo-se (8) e (9) em (7) obtém-se

$$E\{\mathbf{w}(n+1)\} = E\{\mathbf{w}(n)\} + \frac{\alpha}{Nr_{m(0)}} \mathbf{R}_{vv(-\delta-\Delta)} \mathbf{w}_o - \frac{\alpha}{Nr_{m(0)}} \mathbf{R}_{mm(0)} E\{\mathbf{w}(n-\Delta)\}. \quad (10)$$

Assumindo convergência de (10), $\lim_{n \rightarrow \infty} E\{\mathbf{w}(n+1)\} \approx \lim_{n \rightarrow \infty} E\{\mathbf{w}(n)\} \approx \dots \approx \lim_{n \rightarrow \infty} E\{\mathbf{w}(n-\Delta)\}$, obtém-se

$$\lim_{n \rightarrow \infty} E\{\mathbf{w}(n)\} = (\mathbf{R}_{vv(0)} + \mathbf{R}_{xx(0)} + \mathbf{R}_{\eta\eta(0)})^{-1} \mathbf{R}_{vv(-\delta-\Delta)} \mathbf{w}_o. \quad (11)$$

A partir de (11) verifica-se que, na média, os coeficientes convergem para a solução ótima que minimiza $E\{e^2(n)\}$.

As equações (10) e (11) fornecem previsões do comportamento médio dos coeficientes do cancelador de efeito de oclusão analisado [5] para os períodos transiente e regime permanente, respectivamente.

Erro quadrático médio – Elevando-se (3) ao quadrado e tomando-se seu valor esperado chega-se a

$$E\{e^2(n)\} = \mathbf{w}_o^T \mathbf{R}_{vv(0)} \mathbf{w}_o - 2E\{\mathbf{w}^T(n)\} \mathbf{R}_{vv(-\delta-\Delta)} \mathbf{w}_o + \text{tr}[\mathbf{R}_{mm(0)} \mathbf{K}(n-\Delta)]. \quad (12)$$

onde assumiu-se que $\mathbf{m}(n-\Delta)$ e $\mathbf{w}(n)$ não são correlacionados [8] e $\mathbf{K}(n) = E\{\mathbf{w}(n)\mathbf{w}^T(n)\}$ é a matriz de momentos de segunda ordem do vetor de coeficientes.

Uma equação recursiva para a avaliação da matriz $\mathbf{K}(n)$ pode ser obtida multiplicando-se (6) por sua transposta e tomando-se o valor esperado. Dessa forma chega-se a

$$\begin{aligned} \mathbf{K}(n+1) = & \mathbf{K}(n) + \alpha^2 E\left\{\frac{\mathbf{m}(n-\Delta)c^2(n)\mathbf{m}^T(n-\Delta)}{\mathbf{m}^T(n-\Delta)\mathbf{m}(n-\Delta)\mathbf{m}^T(n-\Delta)\mathbf{m}(n-\Delta)}\right\} + \alpha^2 E\left\{\frac{\mathbf{m}(n-\Delta)\mathbf{v}^T(n)\mathbf{w}_o\mathbf{w}_o^T\mathbf{v}(n)\mathbf{m}^T(n-\Delta)}{\mathbf{m}^T(n-\Delta)\mathbf{m}(n-\Delta)\mathbf{m}^T(n-\Delta)\mathbf{m}(n-\Delta)}\right\} \\ & - \alpha^2 E\left\{\frac{\mathbf{m}(n-\Delta)c(n)\mathbf{w}_o^T\mathbf{v}(n)\mathbf{m}^T(n-\Delta)}{\mathbf{m}^T(n-\Delta)\mathbf{m}(n-\Delta)\mathbf{m}^T(n-\Delta)\mathbf{m}(n-\Delta)}\right\} - \alpha^2 E\left\{\frac{\mathbf{m}(n-\Delta)\mathbf{v}^T(n)\mathbf{w}_o c(n)\mathbf{m}^T(n-\Delta)}{\mathbf{m}^T(n-\Delta)\mathbf{m}(n-\Delta)\mathbf{m}^T(n-\Delta)\mathbf{m}(n-\Delta)}\right\} \\ & - \alpha E\{\mathbf{w}(n)\mathbf{w}^T(n-\Delta)\} E\left\{\frac{\mathbf{m}(n-\Delta)\mathbf{m}^T(n-\Delta)}{\mathbf{m}^T(n-\Delta)\mathbf{m}(n-\Delta)}\right\} - \alpha E\left\{\frac{\mathbf{m}(n-\Delta)\mathbf{m}^T(n-\Delta)}{\mathbf{m}^T(n-\Delta)\mathbf{m}(n-\Delta)}\right\} E\{\mathbf{w}(n-\Delta)\mathbf{w}^T(n)\} \\ & + \alpha E\{\mathbf{w}(n)\} \mathbf{w}_o^T E\left\{\frac{\mathbf{v}(n)\mathbf{m}^T(n-\Delta)}{\mathbf{m}^T(n-\Delta)\mathbf{m}(n-\Delta)}\right\} + \alpha E\left\{\frac{\mathbf{m}(n-\Delta)\mathbf{v}^T(n)}{\mathbf{m}^T(n-\Delta)\mathbf{m}(n-\Delta)}\right\} \mathbf{w}_o E\{\mathbf{w}^T(n)\}, \end{aligned} \quad (13)$$

sendo $c(n) = \mathbf{w}^T(n-\Delta)\mathbf{m}(n-\Delta)$.

Utilizando-se o princípio das médias [7] pode-se aproximar os valores esperados em (13) pela razão dos valores esperados do numerador e denominador. Dessa forma, os momentos de quarta ordem em (13) podem ser simplificados através do teorema de fatoração dos momentos Gaussianos [9] que estabelece:

$$E\{\mathbf{y}_1\mathbf{y}_2^T\mathbf{w}_1\mathbf{w}_2^T\mathbf{y}_3\mathbf{y}_4^T\} = E\{\mathbf{y}_1\mathbf{y}_2^T\}\mathbf{w}_1\mathbf{w}_2^TE\{\mathbf{y}_3\mathbf{y}_4^T\} + E\{\mathbf{y}_1\mathbf{y}_3^T\}\mathbf{w}_2\mathbf{w}_1^TE\{\mathbf{y}_2\mathbf{y}_4^T\} + \mathbf{w}_1^TE\{\mathbf{y}_2\mathbf{y}_3^T\}\mathbf{w}_2E\{\mathbf{y}_1\mathbf{y}_4^T\}, \quad (14)$$

em que \mathbf{y}_i para $i = 1, 2, 3, 4$ são vetores de variáveis aleatórias Gaussianas de dimensão $(N \times 1)$ e \mathbf{w}_1 e \mathbf{w}_2 são vetores constantes. Os denominadores de quarta ordem em (13) tornam-se então

$$E\{\mathbf{m}^T(n-\Delta)\mathbf{m}(n-\Delta)\mathbf{m}^T(n-\Delta)\mathbf{m}(n-\Delta)\} = \sum_{i=0}^{N-1} \sum_{j=0}^{N-1} r_{m(0)}^2 + 2 \sum_{i=0}^{N-1} \sum_{j=0}^{N-1} r_{m(j-i)}^2. \quad (15)$$

Assumindo-se independência entre $\{\mathbf{m}(n), \mathbf{v}(n)\}$ e $\mathbf{w}(n)$, e convergência lenta do algoritmo $E\{\mathbf{w}(n)\mathbf{w}^T(n-\Delta)\} \cong E\{\mathbf{w}(n)\mathbf{w}^T(n)\}$ chega-se em:

$$\begin{aligned} \mathbf{K}(n+1) &= \mathbf{K}(n) - \frac{\alpha}{Nr_{m(0)}} [\mathbf{K}(n)\mathbf{R}_{mm(0)} + \mathbf{R}_{mm(0)}\mathbf{K}(n) \\ &\quad - E\{\mathbf{w}(n)\}\mathbf{w}_o^T\mathbf{R}_{vv(\delta+\Delta)} - \mathbf{R}_{vv(-\delta-\Delta)}\mathbf{w}_oE\{\mathbf{w}^T(n)\}] \\ &\quad + \frac{\alpha^2}{N^2r_{m(0)}^2 + 2 \sum_{i=0}^{N-1} \sum_{j=0}^{N-1} r_{m(j-i)}^2} [2\mathbf{R}_{mm(0)}\mathbf{K}(n-\Delta)\mathbf{R}_{mm(0)} \\ &\quad + \text{tr}[\mathbf{R}_{mm(0)}\mathbf{K}(n-\Delta)]\mathbf{R}_{mm(0)} + 2\mathbf{R}_{vv(-\delta-\Delta)}\mathbf{w}_o\mathbf{w}_o^T\mathbf{R}_{vv(\delta+\Delta)} \\ &\quad + \mathbf{w}_o^T\mathbf{R}_{vv(0)}\mathbf{w}_o\mathbf{R}_{mm(0)} - 2\mathbf{R}_{mm(0)}E\{\mathbf{w}(n-\Delta)\}\mathbf{w}_o^T\mathbf{R}_{vv(\delta+\Delta)} \\ &\quad - 2\mathbf{R}_{vv(-\delta-\Delta)}\mathbf{w}_oE\{\mathbf{w}^T(n-\Delta)\}\mathbf{R}_{mm(0)} \\ &\quad - 2E\{\mathbf{w}^T(n-\Delta)\}\mathbf{R}_{vv(-\delta-\Delta)}\mathbf{w}_o\mathbf{R}_{mm(0)}] \end{aligned} \quad (16)$$

O conjunto de equações (12), (10) e (16) constitui um modelo analítico para predição do desempenho do erro quadrático médio do cancelador de efeito de oclusão apresentado originalmente em [5].

Simulações computacionais – Simulações Monte Carlo foram realizadas no programa MatLab[®] para verificar a acurácia dos modelos desenvolvidos. O efeito de oclusão foi emulado através do filtro de resposta finita ao impulso apresentado em [10] para o caso do canal auditivo completamente fechado. O sinal de fala do usuário (entrada do cancelador) foi simulado a partir da filtragem de um ruído branco gaussiano por um modelo autorregressivo (ordem 21, $\sigma_v^2 = 3.5 \cdot 10^{-3}$) de forma a apresentar as características de um som vozeado [10] (situação em que o efeito de oclusão é maximizado). O atraso de propagação foi definido como $\delta = 14$. Este atraso refere-se a um comprimento de propagação de 30.29 cm, em que é considerado a distância média de 15 cm entre a glote e os lábios [11] e 15,29 cm de distância entre os lábios e o microfone externo dos aparelho auditivo. O processo de compensação da audição realizado pelo aparelho auditivo foi modelado como um ganho em banda larga e um atraso de propagação $G_{CC} = G_o q^{-T}$. Os parâmetros utilizados no cancelador foram: $G_o = 1$, $T = 16$ (1 ms)

[15], $\Delta = \{0, 10\}$, $\hat{\Delta} = \Delta$, $N = 150$, NLMS, $\alpha = 10^{-2}$. Foram realizadas 1000 realizações, resultando em um intervalo de confiança de 95 % para uma variação de $\pm 0,5$ dB.

Resultados

As Figuras 2 e 3 apresentam comparações entre simulações de Monte Carlo e o modelo teórico desenvolvido para o comportamento médio dos coeficientes, assumindo SNR = 0dB (a) $\Delta=0$ e (b) $\Delta=10$, respectivamente. Apenas os coeficientes $w_i(n)$ para (a) $i = \{16, 39, 150, 3\}$ e (b) $i = \{50, 3, 2, 1\}$ são apresentados para melhor visualização. O valor SNR = 0dB foi escolhido de maneira a proporcionar uma melhor visualização das curvas em regime permanente, uma vez que valores mais elevados apresentavam resultados muito parecidos.

A Figura 4 apresenta a evolução do erro quadrático médio para o caso $\Delta = 10$, nas situações SNR = ∞ e SNR = 0dB. No detalhe são apresentadas as 10^4 primeiras iterações dos erros quadráticos médios.

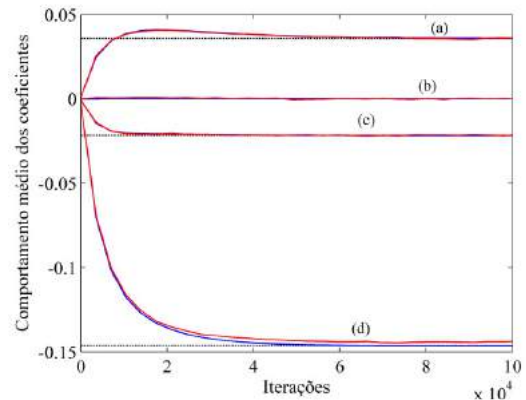


Figura 2 – Comportamento médio dos coeficientes: $E\{w_i(n)\}$ para $i = \{16, 39, 150, 3\}$ e $\Delta = 0$. Simulação de Monte Carlo em vermelho, modelo teórico em azul e regime permanente em pontilhado preto.

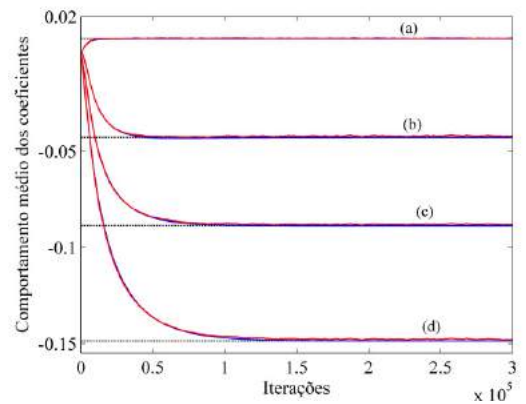


Figura 3 – Comportamento médio dos coeficientes: $E\{w_i(n)\}$ para $i = \{50, 3, 2, 1\}$ e $\Delta = 10$. Simulação de Monte Carlo em vermelho, modelo teórico em azul e regime permanente em pontilhado preto.

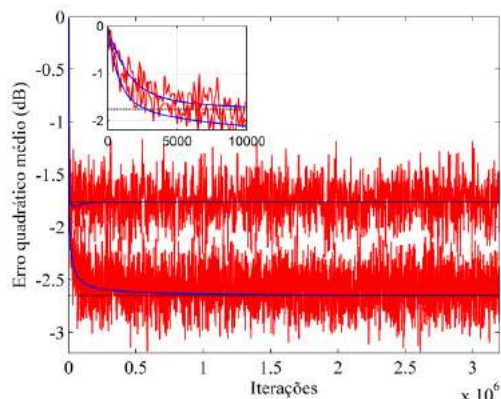


Figura 4 – Evolução do erro quadrático médio $E\{e^2(n)\}$ para $\Delta = 10$, sendo (a) $SNR = \infty$ e (b) $SNR = 0$ dB. Simulação de Monte Carlo em vermelho e modelo teórico em azul.

Discussão

Diferentemente do sistema realimentado apresentado em [6], a estrutura não-realimentada do sistema de redução de oclusão proposto em [5], e analisado neste trabalho, permite a determinação de modelos analíticos relativamente simples e esclarecedores para predição teórica de desempenho do cancelador. Tais modelos são de grande interesse para o desenvolvimento de aparelhos auditivos, fornecendo diretrizes para definir os parâmetros ótimos para obter um determinado desempenho pelo dispositivo. Predições teóricas obtidas a partir das equações recursivas determinísticas desenvolvidas para o comportamento médio dos coeficientes e erro quadrático médio, apresentadas nas equações (10), (11), (12) e (16), demonstraram elevada concordância com ampla variedade de simulações de Monte Carlo realizadas assumindo-se convergência lenta. Nesse trabalho são apresentados apenas dois exemplos para ilustração.

Para o caso $SNR = \infty$ ($z(n) = 0$), foi observado um cancelamento de -2,6 dB em regime permanente, concordando com as predições teóricas. Para o caso em que $SNR = 0$ dB ($z(n) \neq 0$), que se assemelha a uma situação mais prática, as predições do erro quadrático médio também concordam com as simulações de Monte Carlo, alcançando 1,7 dB de atenuação.

Conclusão

Este trabalho apresentou a análise teórica de um sistema adaptativo não-realimentado para a redução do efeito de oclusão em aparelhos auditivos. Comparações entre as previsões teóricas obtidas e simulações de Monte Carlo apresentaram excelente concordância em situações próximas das encontradas em aplicações reais tanto durante transitório como em regime permanente.

Agradecimentos

Este trabalho foi financiado pelo Ministério da

Ciência e Tecnologia (CNPq), através dos projetos 304832/2012-0 e 304867/2015-2. Os autores gostariam de agradecer à Acústica Amplivox, Wavetech Soluções Tecnológicas, e ao Eng. Alexandre André Ferreira.

Referências

- [1] Dillon H. Hearing aids. Thieme, 2001.
- [2] Kochkin S. Markettrak vii: Customer satisfaction with hearing instruments in the digital age. *The Hearing Journal*. 2005; 58(9):30-43.
- [3] Valente M. Hearing aids: Standards, options, and limitations. Thieme, 2002.
- [4] Chung K. Challenges and recent developments in hearing aids part ii: feedback and occlusion effect reduction strategies, laser shell manufacturing processes, and other signal processing technologies. *Trends in Amplification*. 2004; 8(4):125-164.
- [5] Borges RC, Costa MH. Um controlador adaptativo não-realimentado para a redução do efeito de oclusão em aparelhos auditivos. In: Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica; 2014. p. 1929-1932.
- [6] Borges RC, Costa MH, Cordioli JA, Cardoso LFC. An adaptive occlusion canceller for hearing aids. In: European Signal Processing Conference; 2013. p. 1-5.
- [7] Samson C, Reddy VU. Fixed point error analysis of the normalized ladder algorithms. *IEEE Transactions on Acoustics, Speech, and Signal Processing*. 1983; ASSP-31(5):1177-1191.
- [8] Minkoff J. Comment on the "Unnecessary assumption of statistical independence between reference signal and filter weights in feedforward adaptive systems". *IEEE Transactions on Signal Processing*. 2001; 49(5):1109.
- [9] Haykin S. Adaptive Filter Theory, Prentice-Hall, 1991.
- [10] Borges RC, Costa MH, Naylor PA, Ferreira AA. Impact of the vent size in the feedback-path and occlusion-effect in hearing aids. In: Biomedical Circuits and Systems Conference; 2014. p. 25-28.
- [11] Fant G., A note on vocal tract size factors and non-uniform F-pattern scalings. *Speech Transmission Laboratory. Quarterly Progress and Status Report* 7. 1966; (4):22-30.
- [12] Ljung L. System Identification, Prentice-Hall, 1999.
- [13] Bendat JS, Piersol AG. Random data: analysis and measurement procedures, John Wiley & Sons, 1986.
- [14] Burg JP. A new analysis technique for time series data. Advanced Institute on Signal Processing, Enschede, 1968.
- [15] Kates JM. Principles of digital dynamic-range compression. *Trends in amplification*. 2005; 9(2):45-76.
- [16] Papoulis A, Pilai SU. Probability, Random Variables and Stochastic Processes, McGraw-Hill, 2002.

UMA COMPARAÇÃO DE DESEMPENHO ENTRE SISTEMAS DE REDUÇÃO DO EFEITO DE OCLUSÃO EM APARELHOS AUDITIVOS

Renata Coelho Borges e Márcio Holsbach Costa.

Universidade Federal de Santa Catarina, Florianópolis, SC, Brasil.

e-mail: renata@lpds.ufsc.br, costa@eel.ufsc.br

Resumo: Esse trabalho apresenta uma comparação de desempenho entre duas estratégias de cancelamento adaptativo para redução do efeito de oclusão em aparelhos auditivos. Simulações de Monte Carlo indicam que a estrutura de cancelamento não-realimentada analisada pode propiciar uma redução global do efeito de oclusão até 11 dB maior que a obtida utilizando-se o cancelador realimentado. Experimentos subjetivos com voluntários, obtidos através da implementação de um sistema microprocessado em tempo real, demonstram a eficácia de ambas as estratégias, propiciando uma sensação de “ouvido aberto” mesmo na situação em que o canal auditivo encontra-se completamente fechado.

Palavras-chave: Aparelhos auditivos, efeito de oclusão, filtro adaptativo, NLMS.

Abstract: *This work presents a performance comparison between two adaptive cancelling techniques for reduction of the occlusion effect in hearing aids. Monte Carlo simulations show an up to 11 dB advantage for the analyzed feedforward canceller as compared to the feedback structure. Subjective experiments with volunteers, in a real-time microprocessor system, show the efficacy of both techniques, resulting in an “open ear” sensation even in the totally closed ear-canal situation.*

Keywords: *Hearing aids, occlusion effect, adaptive filter, NLMS.*

Introdução

Denomina-se “efeito de oclusão” à sensação subjetiva de abafamento da própria voz que uma pessoa experimenta quando o canal auditivo é ocluído na sua porção mais externa. Esse fenômeno é comumente vivenciado por usuários de aparelhos auditivos, em decorrência do fechamento ou estreitamento do canal auditivo pelo molde do aparelho. Nessa situação, quando o usuário fala há um aumento da potência dos componentes de baixas frequências [1]. De forma geral, as soluções para minimização do efeito de oclusão são baseadas em alterações nas características físicas do molde, como o aumento da abertura do duto de ventilação [2]. Tal solução, entretanto, propicia a manifestação do indesejado fenômeno de realimentação acústica [3].

Pouco tem sido estudado com relação a métodos ativos de redução do efeito de oclusão. No conhecimento dos autores, em 2008 foi apresentada a

primeira proposta de um sistema de controle ativo de ruído para a redução do efeito de oclusão [4]. Como principal fator limitador desse tipo de estratégia pode-se citar a necessidade de conhecimento prévio e acurado das características de transmissão elétrica e acústica dos sistemas envolvidos. A partir de [4], estratégias adaptativas têm sido propostas para lidar com as mudanças dinâmicas do sistema acústico, evitando perdas de desempenho devido às variações do canal auditivo ou deslocamentos do molde auricular [5]-[7].

A primeira técnica adaptativa que se tem conhecimento foi apresentada em [5]. Nessa proposta o controlador adaptativo digital é tratado do ponto de vista do projeto de um filtro de resposta infinita ao impulso, o que implica em uma superfície de desempenho que pode apresentar múltiplos mínimos que não são necessariamente globais [8]. Essa característica pode levar a um desempenho subótimo do sistema. Posteriormente, em [6] foi proposto um sistema com estrutura não-realimentada. A inexistência de realimentação na estrutura do controlador resulta uma superfície de desempenho quadrática (em função dos coeficientes do controlador), evitando a presença de mínimos locais e, portanto, apresenta-se como uma estratégia promissora. Recentemente, em [7] foi apresentada uma estrutura que tem como objetivo realizar o completo cancelamento do campo acústico no interior do canal auditivo. Isso implicaria na inexistência de sons, causando o desconforto do usuário pelo fato deste não possuir a percepção de sua própria fala.

Este trabalho apresenta comparações de desempenho entre os canceladores do efeito de oclusão apresentados em [5] e [6]. Simulações computacionais do erro quadrático médio entre o sinal acústico existente no canal auditivo e o sinal de fala do usuário e avaliações subjetivas feitas por voluntários, obtidas através da implementação de um protótipo real, demonstram a viabilidade e capacidade de cancelamento das duas estruturas. Ao longo desse trabalho, variáveis em itálico referem-se a escalares, maiúsculas em negrito são matrizes e minúsculas em negrito são vetores. A variável n representa o tempo discreto.

Materiais e métodos

As estruturas de cancelamento propostas em [5] e [6], respectivamente denominadas de estrutura realimentada e não-realimentada, são apresentadas nas Figuras 1 e 2. Os sinais acústicos envolvidos $v(n)$, $x(n)$ e

$z(n)$ representam a fala do usuário do aparelho auditivo, a fala externa e o ruído ambiente, respectivamente. Os blocos delimitados pela linha pontilhada representam estruturas internas ao aparelho. O atraso $q^{-\delta}$ representa o tempo de transmissão do sinal de fala entre o sistema fonador do usuário do aparelho auditivo e o microfone externo. Os sinais captados pelos microfones externo e interno são, respectivamente, representados por $m_1(n)$ e $m_2(n)$. O sistema G representa o processamento realizado pelo aparelho auditivo (onde G_{RR} refere-se ao subsistema de redução de ruído e G_{CC} à compensação em frequência e compressão dinâmica) e $o(n)$ é o sinal de oclusão (cuja geração é modelada pela filtragem da fala do usuário por um sistema com resposta ao impulso W_o). Assumindo-se ausência de adaptação $\mathbf{w}(n) = \mathbf{w}$, os vetores de coeficientes ótimos dos controladores, para ambas as estruturas, podem ser obtidos minimizando-se o erro quadrático médio $E\{e^2(n)\}$ entre o som no interior do canal auditivo e a fala original do usuário.

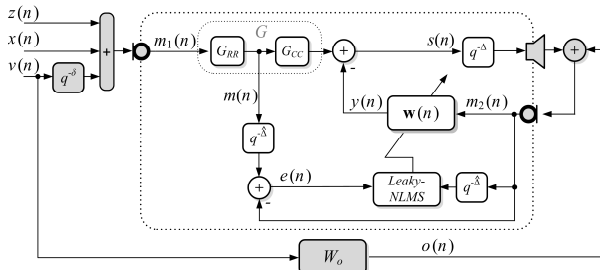


Figura 1 – Cancelador realimentado [5].

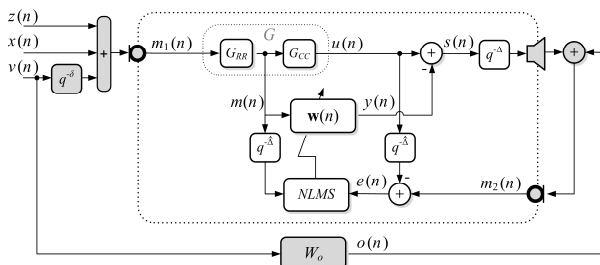


Figura 2 – Cancelador não-realimentado [6].

Estratégia de atualização – A estrutura de cancelamento realimentada [5] utiliza como estratégia de atualização dos coeficientes o algoritmo *Leaky-NLMS* [8]. Neste, a estabilidade pode ser controlada pela redução do ganho de malha (através do fator de vazamento γ) ao custo de uma perda tolerável de desempenho. A equação de atualização é dada por:

$$\mathbf{w}(n+1) = (1 - \alpha\gamma)\mathbf{w}(n) + \frac{\alpha e(n)}{\mathbf{m}^T(n-\Delta)\mathbf{m}(n-\Delta)}\mathbf{m}(n-\Delta) \quad (1)$$

Para a estrutura não-realimentada [6] o ajuste do vetor de coeficientes do controlador é realizado através do algoritmo NLMS [8]. Dessa forma, a equação de atualização é definida como:

$$\mathbf{w}(n+1) = \mathbf{w}(n) + \frac{\alpha e(n)}{\mathbf{m}^T(n-\Delta)\mathbf{m}(n-\Delta)}\mathbf{m}(n-\Delta) \quad (2)$$

Nas equações (1) e (2) o denominador tem como função realizar o controle da potência instantânea do sinal captado pelo microfone interno.

Simulações computacionais – Simulações de

Monte Carlo foram realizados no programa MatLab[®]. O efeito de oclusão foi emulado através do filtro de resposta finita ao impulso apresentado em [10] para o caso do canal auditivo completamente fechado. Duas situações foram analisadas. No primeiro experimento o sinal de fala do usuário $v(n)$ foi simulado a partir da filtragem de um ruído branco gaussiano por um modelo autorregressivo [11] (ordem 21, $\sigma_v^2 = 3,5 \cdot 10^{-3}$) de forma a apresentar as características de um som vozeado (situação na qual o efeito de oclusão é maximizado). De acordo com as medições apresentadas em [10] definiu-se $\delta = 0$. Assumiu-se a inexistência de fala externa $x(n) = 0$ e que o ruído ambiente, após processado por G_{RR} , é desprezível $z(n) = 0$. O processo de compensação da audição realizado pelo aparelho auditivo foi modelado como um ganho em banda larga e um atraso de propagação $G_{CC} = G_o q^{-T}$. Os parâmetros utilizados nos canceladores foram: $G_o = 1$, $T = 16$ (1 ms) [12], $\Delta = 10$, $\hat{\Delta} = \Delta$, $N = 150$. Os parâmetros de projeto adicionais foram definidos manualmente até que fosse alcançada a mesma taxa de convergência inicial para ambos os controladores. Para a estrutura realimentada obteve-se $\alpha = 0,002$ e $\gamma = 0,01$, enquanto para a estrutura não-realimentada $\alpha = 0,001$. As seguintes faixas de parâmetros foram analisadas: número de coeficientes (N): 50 a 200 em passos de 50; passo de adaptação (α): 0,001 a 0,1 em incrementos de 0,001; fator leaky (γ): de 0 a 0,1 em incrementos de 0,01.

Para o segundo experimento foram utilizados os mesmos parâmetros, porém com $v(n)$ sendo um sinal de fala real de um indivíduo de sexo masculino.

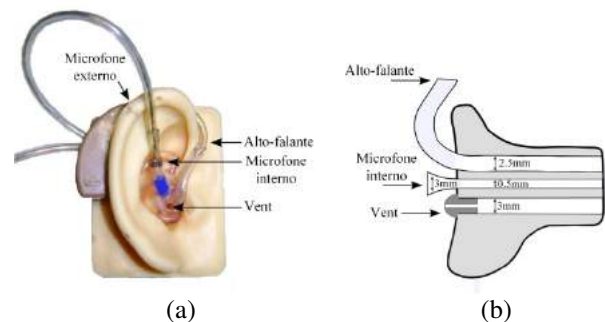


Figura 3 – Protótipo do molde auricular e protótipo do aparelho auditivo (a); e esquemático do molde auricular (b).

Implementação prática – Ambos canceladores foram implementados em uma placa de desenvolvimento ADSP BF537 EZ-KIT Lite da Analog Devices[®], utilizando uma unidade de condicionamento de sinais analógicos para amplificação e filtragem. Os sinais de entrada foram submetidos à uma filtragem passa-baixas com frequência de 7,5 kHz. Os ganhos de amplificação analógica foram ajustados de forma a evitar *overflow*.

Para cada voluntário foi confeccionado um molde personalizado (Figura 3(a)) para evitar vazamento acústico. Além do microfone (externo) e alto-falante convencionais, um segundo microfone foi acoplado à parte interna do molde, através de um tubo de 15 mm de comprimento e 0,5 mm de diâmetro (Figura 3(b)) para estimação do campo acústico no interior do canal

auditivo. Possíveis erros de medição da pressão acústica devido à separação entre o microfone interno e da membrana timpânica podem ser desprezados uma vez que o campo de som não varia significativamente dentro do canal do ouvido [13]. O duto de ventilação foi totalmente fechado.

Experimentos subjetivos – Avaliações subjetivas dos sinais processados pelos canceladores foram realizados por cinco voluntários do sexo masculino, sem relato de queixas relacionadas a perdas auditivas. O processo de avaliação foi composto por comparações pareadas para os seguintes cenários: (a) cancelador desligado \times cancelador não-realimentado [6]; (b) cancelador desligado \times cancelador realimentado [5]; (c) cancelador realimentado \times cancelador não-realimentado. Para o experimento foram selecionadas 15 sentenças. A combinação dos 3 cenários e das 15 sentenças resultou um total de 45 realizações do processo de avaliação.

Os voluntários foram convidados a quantificar a qualidade global do som para cada locução pareada, indicando em uma escala contínua, cujos extremos estão definidos entre -5 (pior) e 5 (melhor), a sensação da segunda locução em relação a primeira.

Os procedimentos metodológicos foram aprovados pelo Comitê de Ética em Pesquisas em Seres Humanos do Centro de Pesquisas Oncológicas de Florianópolis sob o certificado CAEE 35299914.5.0000.5355.

Resultados

A Figura 4 apresenta uma comparação dos erros quadráticos médios $E\{e^2(n)\}$ obtidos pelos canceladores realimentado [5] e não-realimentado [6]. Também é apresentado o erro quadrático médio para a situação sem cancelador. Neste exemplo foi utilizado o sinal de fala simulado por um processo autorregressivo. No detalhe são mostradas as primeiras iterações indicando a mesma velocidade de convergência inicial para ambos canceladores.

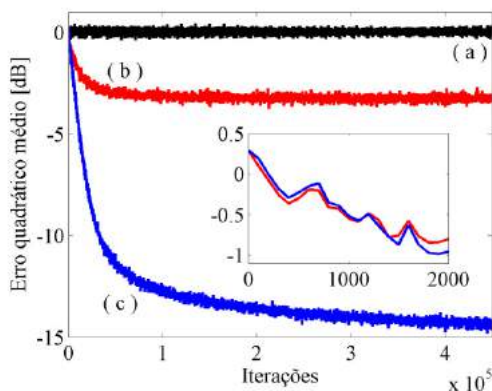


Figura 4 – Erro quadrático médio: (a) cancelador desligado (preto); (b) cancelador realimentado [5] (vermelho); (c) cancelador não-realimentado [6] (azul).

A Figura 5 apresenta o espectro de potência do sinal acústico no canal auditivo para um sinal de fala real. Para tanto, foram utilizados 500 segmentos de 20 ms com 50% de sobreposição e a transformada rápida de Fourier com 1024 amostras. Os seguintes sinais são

apresentados: fala original do usuário; fala submetida ao efeito de oclusão; fala processada pelo controlador realimentado; e fala processada pelo controlador não-realimentado.

Os resultados das avaliações subjetivas são apresentados na forma de diagrama de extremos e quartis nas Figuras 6, 7 e 8. O índice zero indica que não houve diferença entre os cenários comparados, valores negativos sugerem ampliação do efeito de oclusão ou distorção da fala.

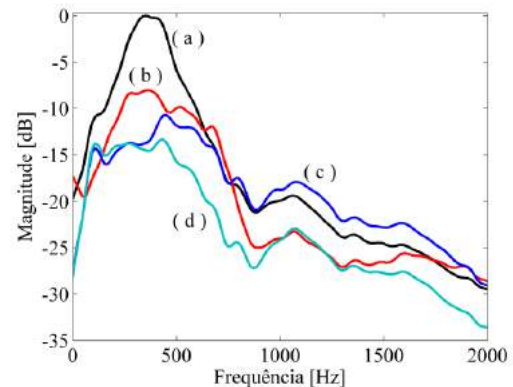


Figura 5 – Espectro de potência do sinal acústico no interior do canal auditivo. (a) cancelador desligado (preto); (b) cancelador realimentado [5] (vermelho); (c) cancelador não-realimentado [6] (azul); (d) sinal de fala desejado (ciano).

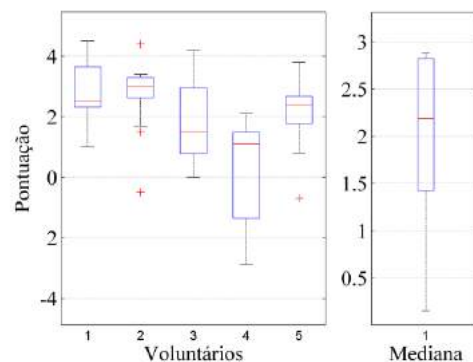


Figura 6 – Pontuação para o cancelador não-realimentado comparado com o cancelador desligado. Pontuação de cada voluntário (esquerda) e da população (direita).

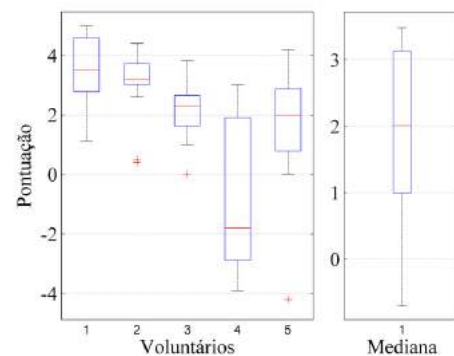


Figura 7 – Pontuação para o cancelador realimentado comparado com o cancelador desligado. Pontuação de cada voluntário (esquerda) e da população (direita).

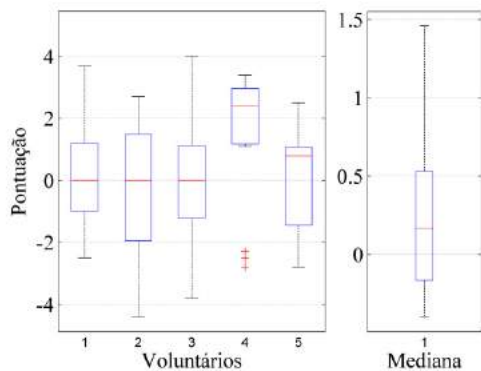


Figura 8 – Pontuação para o cancelador realimentado comparado com o cancelador não-realimentado. Pontuação de cada voluntário (esquerda) e da população (direita).

Discussão

A comparação objetiva entre os canceladores (Figura 4) mostrou que o cancelador não-realimentado apresenta uma vantagem de 11 dB de redução em relação ao cancelador realimentado e de 15 dB comparada com o caso em que o cancelador está desligado. Simulações exaustivas resultaram, invariavelmente, no melhor desempenho do cancelador não-realimentado, em relação ao cancelador realimentado, para uma mesma velocidade de convergência.

A análise espectral do sinal acústico no interior do canal auditivo (Figura 5) mostra uma redução média do efeito de oclusão de 9 dB na faixa de 200 a 500 Hz para o cancelador não-realimentado e de 6 dB para o cancelador realimentado, quando comparadas ao caso sem cancelador.

As avaliações subjetivas realizadas com o protótipo desenvolvido corroboram os resultados simulados esperados. Nas Figuras 6-7 nota-se uma variabilidade entre as avaliações dos voluntários (lado esquerdo do gráfico), no entanto, a média geral das avaliações para ambos os canceladores (lado direito do gráfico) indica uma melhora significativa da qualidade da fala (maior que 2 pontos em uma faixa de -5 a 5) em relação à situação sem cancelador. A análise da mediana para a comparação pareada entre os dois canceladores (Figura 8) não indica diferença significativa entre os dois canceladores. Entretanto, dois voluntários indicaram uma melhora substancial de 2,4 e 0,8 pontos a favor do cancelador não-realimentado.

Conclusão

Este trabalho apresentou uma comparação de desempenho entre dois canceladores adaptativos para redução do efeito de oclusão em aparelhos auditivos. Simulações de Monte Carlo com sinais de fala simulados e reais mostram um aumento de até 11 dB na redução do efeito de oclusão pelo cancelador não-realimentado em comparação ao realimentado. Experimentos subjetivos com um protótipo real

mostraram que ambos os canceladores proporcionam uma melhora significativa na qualidade do som, reduzindo o efeito de oclusão e resultando em uma sensação de “ouvido aberto”, conforme relatado pelos voluntários.

Agradecimentos

Este trabalho foi financiado pelo CNPq, processos 304832/2012-0 e 304867/2015-2. Os autores gostariam de agradecer a Acústica Amplivox, Wavetech Soluções Tecnológicas, e ao Eng. Alexandre André Ferreira.

Referências

- [1] Dillon H. Hearing aids. Thieme, 2001.
- [2] Valente M. Hearing aids: Standards, options, and limitations. Thieme, 2002.
- [3] Chung K. Challenges and recent developments in hearing aids part ii: feedback and occlusion effect reduction strategies, laser shell manufacturing processes, and other signal processing technologies. Trends in Amplification. 2004; 8(4):125-164.
- [4] Mejia J, Dillon H, Fisher M. Active cancellation of occlusion: An electronic vent for hearing aids and hearing protectors. The Journal of the Acoustical Society of America. 2008; (124): 235-240.
- [5] Borges RC, Costa MH, Cordioli JA, Cardoso LFC. An adaptive occlusion canceller for hearing aids. In: European Signal Processing Conference; 2013. p. 1-5.
- [6] Borges RC, Costa MH. Um controlador adaptativo não-realimentado para a redução do efeito de oclusão em aparelhos auditivos. In: Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica; 2014. p. 1929-32.
- [7] Sunohara M, Watanuki K, Tateno M. Acoustical letter: Occlusion reduction system for hearing aids using active noise control technique. Acoustical Science and Technology. 2014; 35(6):318-320.
- [8] Haykin S. Adaptive Filter Theory, Prentice-Hall, 1991.
- [9] Mayyas K, Aboulnasr T. Leaky LMS algorithm: MSE analysis for Gaussian data. IEEE Transaction on Signal Processing. 1997; 45(4):927-34.
- [10] Borges RC, Costa MH, Naylor PA, Ferreira AA. Impact of the vent size in the feedback-path and occlusion-effect in hearing aids. In: Biomedical Circuits and Systems Conference; 2014. p. 25-8.
- [11] Burg JP. A new analysis technique for time series data. Advanced Institute on Signal Processing, Enschede, 1968.
- [12] Kates JM. Principles of digital dynamic-range compression. Trends in amplification. 2005; 9(2): 45-76.
- [13] Stinson M, Daigle G. Transverse pressure distributions in a simple model ear canal occluded by a hearing aid test fixture. The Journal of the Acoustical Society of America. 2007; 121(6): 3689–3702.

CARACTERIZAÇÃO ESPECTRAL DAS FLUTUAÇÕES DE LINHA BASE EM SINAIS DE ECG DURANTE PROVAS DE ESFORÇO

F.P. Romero*, E.F.P. Meléndez**, L.V. Romaguera*, M.G.F. Costa*, C.R.V. Seiseddos***, J.E. Neto*

*Universidade Federal do Amazonas, Manaus, Brasil

**Universidad Católica de Santiago de Guayaquil, Guayaquil, Ecuador

*** Universidad de Oriente, Santiago de Cuba, Cuba

e-mail: fperdigon88@gmail.com

Resumo: Para eliminar as flutuações da linha base (FLB) do sinal eletrocardiográfico, a *American Heart Association* (AHA), sugere eliminar as componentes de frequências inferiores a 0,67 Hz, a qual corresponde a uma frequência cardíaca de 40 batimentos por minuto. No presente trabalho é apresentada uma caracterização espectral das flutuações de linha base usando sinais de provas de esforço da *MIT-BIH Noise Stress Test Database*, adquiridos em derivações onde o eletrocardiograma (ECG) não é visível. Os resultados evidenciam que o conteúdo espectral das FLB é consideravelmente superior a 0,67 Hz, pelo qual a aplicação das recomendações da AHA em sinais procedentes de provas de esforço não garante a eliminação das FLB.

Palavras-chave: ECG, flutuações de linha base, caracterização espectral.

Abstract: To eliminate the base line wander of the electrocardiographic signal, the *American Heart Association* suggests eliminating the frequency contents below 0.67 Hz, which corresponds to a heart rate of 40 beats per minute. In this paper we presented a spectral characterization of the baseline wander using signals from *MIT-BIH Noise Stress Test Database*, acquired in such a way that the electrocardiogram is not visible. The results show that the spectral content of base line wander is considerably higher than 0.67 Hz, thence, the application of AHA recommendations to signals from stress tests doesn't guarantee the elimination of base line wander.

Keywords: ECG, base line wander, spectral characterization.

Introdução

O sinal do eletrocardiograma (ECG) é umas das ferramentas mais usadas para o diagnóstico de doenças cardíacas [1], e sua probabilidade de detectar eventos patológicos aumenta quando é registrado durante monitorização ambulatorial ou em provas de esforço. Entretanto, o ECG é influenciado pela presença de elementos espúrios, em especial as flutuações da linha base (FLB), que provocam um funcionamento errado dos algoritmos de análise.

As FLB são consideradas um tipo de ruído localizado na parte inferior do espectro do ECG, o qual é gerado na interface eletrodo-pele devido à respiração e ao movimento do indivíduo durante a aquisição do sinal de ECG [2].

O limite inferior do conteúdo espectral do ECG é estabelecido levando em conta a frequência cardíaca (FC) em batimentos por minuto (bpm) dividido por 60 (segundos por minuto) [3]. Geralmente, é improvável uma $FC \leq 0,5$ Hz (30 bpm). Assim também, uma FC menor que 0,67 Hz (40 bpm) é pouco frequente na prática.

A *American Heart Association* (AHA) recomenda que a frequência de corte (f_c) do filtro passa-alta fosse de 0,05 Hz para reduzir a distorção do segmento ST (útil para o diagnóstico da isquemia miocárdica) e que pode se estender a 0,67 Hz, para filtros digitais lineares sem distorção de fase [3].

Tem-se constatado na literatura que a filtragem com $f_c \leq 0.67$ Hz provoca uma distorção considerável no nível do segmento ST do ECG [4] e na onda T [5]. Essa distorção resulta da não linearidade de fase que ocorre em segmentos do sinal de ECG onde o conteúdo espectral e a amplitude da onda mudam abruptamente, por exemplo, na união do final do complexo QRS e o segmento ST.

As especificações da AHA continuam vigentes apesar se mostrarem não efetivas no sentido de evitar distorções no sinal ECG, quando adquirido em prova de esforço.

Apesar da evidente relevância do tema, não foi identificada nenhuma publicação que caracterize o conteúdo espectral das FLB em sinais de ECG adquiridos durante exercício intenso, o qual será o objetivo do presente trabalho.

Materiais e métodos

Sinais utilizados— Os sinais utilizados na caracterização espectral pretendida, pertencem à *MIT-BIH Noise Stress Test Database* (NSTD) da Physionet [6 e 7] a qual inclui 3 registros de 30 minutos de ruídos típicos presentes no ECG ambulatorial e 12 registros de ECG de 30 minutos, contaminados de forma aleatória com os referidos ruídos. Os ruídos referidos correspondem a: flutuações produzidas pela respiração

(res), artefatos gerados pelo movimento dos eletrodos (em) e ruído eletromiográfico. Cada registro tem dois canais cuja frequência de amostragem é de 360 Hz [6]. Os registros ruidosos foram adquiridos durante períodos em que voluntários realizavam provas de esforço físico. Para tal, os eletrodos foram colocados em posições tais que possibilitaram a captura apenas do ruído.

Para o nosso estudo foram utilizados o registro que contém flutuações devidas à respiração e o que contém artefatos de movimentos (ruído gerado pelos eletrodos) pois, ambos conformam as FLB. Na Figura 1 são mostrados dois segmentos de 5 segundos de FLB devidas à respiração (a) e aos artefatos de movimento (b) e em (c) tem-se um exemplo de sinal de ECG da base NTSDB, contaminado com valores dos sinais (a) e (b).

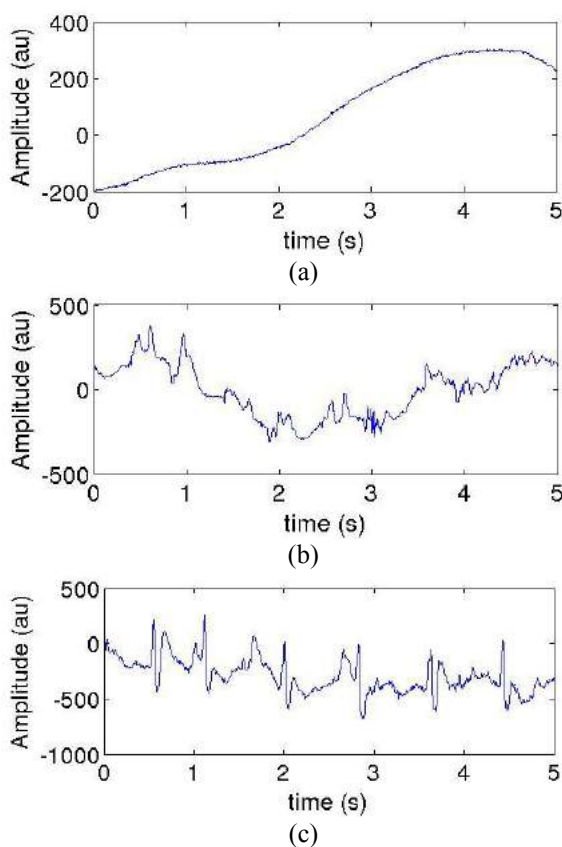


Figura 1: Segmento de 5 segundos do sinal bioelétrico da NSTD (a) registro “bw” canal 1, FLB produzida pela respiração, (b) registro “em” canal 1, FLB produzida pelos artefatos de movimento de eletrodos, (c) registro “118e12” canal 1, sinal de ECG contaminado com valores de amplitude randômicos dos sinais (a) e (b).

Metodologia– O procedimento realizado para caracterizar espectralmente as FLB foi o seguinte:

1. Para eliminar os ruídos de alta frequência, os sinais dos dois canais de cada um dos registros foram filtrados com um filtro passa-baixa de Butterworth, ordem 4, com frequência de corte de 8 Hz e, posteriormente, foram concatenados em dois sinais de 60 minutos de duração.

2. Os sinais resultantes foram subdivididos em 30 segmentos de 2 minutos para cada um dos registros, visando cumprir com maior probabilidade a condição de estacionaridade (necessária para a estimação espectral correta) e ter uma quantidade de amostras que não seja excessiva, nem custosa computacionalmente. Os novos sinais obtidos foram denominados como em01, em02, ..., em30, para as FLB devidas ao movimento dos eletrodos e res01, res02, ..., res30, para as FLB devidas à respiração.

3. Para testar a condição de estacionaridade em cada sinal foi realizado o teste de ordenações invertidas [8].

4. Para cada sinal estacionário, foi estimado seu espectro de amplitude, mediante o cálculo do valor absoluto da Transformada Rápida de Fourier, $|Y(f)|$, vide Figura 2.

5. Para determinar a frequência máxima dos sinais (f_{MAX}) leva-se em conta as características do espectro $|Y(f)|$ gerado pelos mesmos. Assim, encontram-se os picos do espectro e toma-se como referência o pico mais distante de zero (o de maior frequência). A f_{MAX} corresponde à base à direita desse pico (ponto vermelho na Figura 2).

6. A partir dos valores obtidos de frequências máximas, calculam-se as frequências máximas médias $\overline{f_{EM}}$ e $\overline{f_{RESP}}$ para as FLB devidas ao movimento dos eletrodos e à respiração, respectivamente.

A caracterização espectral, conforme descrita, foi implementada utilizando-se o Matlab[®] versão 8.3.

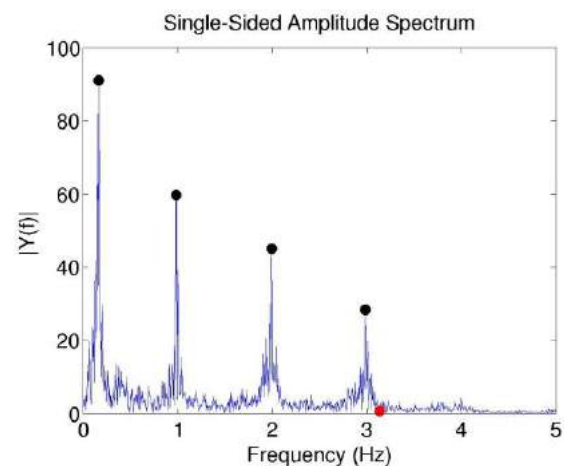


Figura 2: Espectro de amplitude de um sinal estacionário, ilustrando a f_{MAX} (ponto vermelho)

Resultados

Na Figura 3 são apresentados os sinais em14 e res12 depois da filtragem passa-baixa a 8 Hz, correspondentes aos de maior conteúdo espectral. Todos os sinais passaram com sucesso no teste de estacionaridade, aprofundando a validade do espectro obtido.

Na Tabela 1 apresentam-se os valores da frequência máxima obtidos para cada sinal, assim como os valores médios. Pode-se observar que:

- O conteúdo espectral das FLB devidas ao movimento dos eletrodos está localizado entre 1,9666 Hz e 3,1476 Hz. A frequência média $\overline{f_{EM}}$ é de 2,6530 Hz.

- O conteúdo espectral das FLB devidas à respiração está localizado entre 0,3131 Hz e 1,1151 Hz. A frequência média $\overline{f_{RES}}$ é de 0,9431 Hz.

Tabela 1: Frequência máxima dos sinais.

Sinal	f_{MAX} [Hz]	Sinal	f_{MAX} [Hz]
em01	2,9333	res01	0,8240
em02	3,0377	res02	0,7196
em03	3,0981	res03	0,3131
em04	3,1256	res04	1,0437
em05	3,1036	res 05	1,1151
em06	3,1311	res 06	0,8185
em07	3,0597	res 07	1,0437
em08	3,1036	res 08	0,5328
em09	3,0048	res 09	1,0492
em10	3,0927	res 10	0,4779
em11	3,1311	res 11	1,0437
em12	3,1476	res 12	1,1151
em13	3,1366	res 13	1,0437
em14	3,1476	res 14	1,0437
em15	3,1146	res 15	0,4559
em16	1,9775	res 16	1,0437
em17	3,0103	res 17	1,0492
em18	1,9666	res 18	1,0437
em19	2,0380	res 19	1,0437
em20	2,0435	res 20	1,0437
em21	2,0544	res 21	1,0437
em22	2,0435	res 22	1,0437
em23	1,9885	res 23	1,0437
em24	3,0103	res 24	1,0437
em25	1,9666	res 25	1,0437
em26	3,0267	res 26	1,0437
em27	1,9940	res 27	1,0437
em28	2,0544	res 28	1,0437
em29	2,0435	res 29	1,0437
em30	2,0050	res 30	1,0382
$\overline{f_{EM}}$	2,6530	$\overline{f_{RES}}$	0,9432

Na Figura 4 apresentam-se os espectros de amplitude correspondentes aos sinais da Figura 3.

Como pode ser observado, todos os sinais apresentam componentes de amplitudes consideráveis nas frequências próximas a 1 Hz, 2 Hz e 3 Hz.

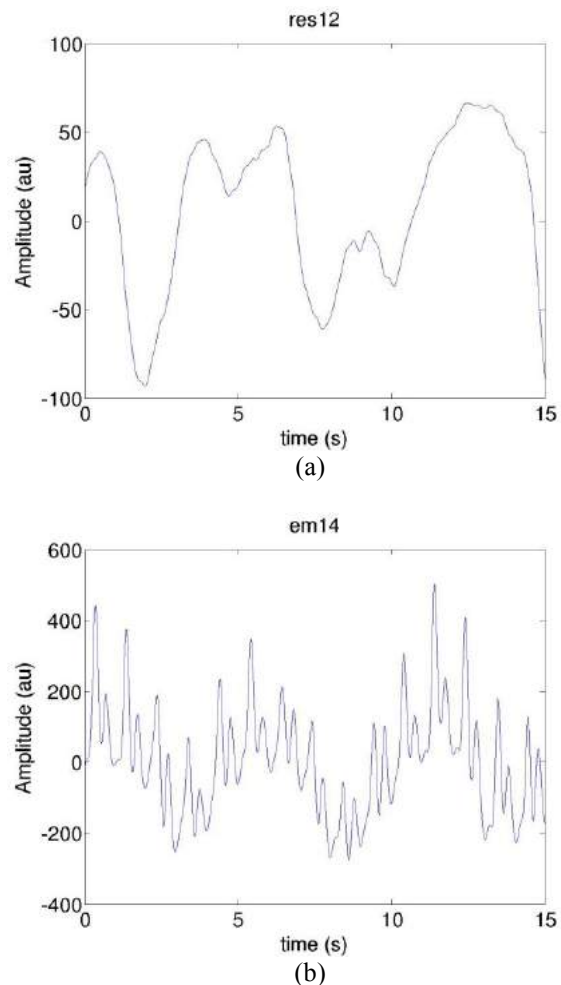


Figura 3: Sinais das FLB de 15 segundos de duração com conteúdos espectrais máximos: (a) sinal res12 (respiração), (b) sinal em14 (movimento dos eletrodos).

Discussão

As componentes espectrais na faixa de 0,5 Hz a 1 Hz observadas nas FLB devidas à respiração podem ser ocasionadas pelo exercício intenso bem como pelo fato desses sinais também apresentarem, em menor medida, ruídos gerados pelos eletrodos [6].

Conforme já mencionado, a AHA em 2007 [3] estabeleceu a $f_c \leq 0,67$ Hz para filtros digitais com o objetivo de mitigar as FLB e não distorcer o sinal de ECG. Entretanto, nos resultados de nossa pesquisa constata-se que o conteúdo espectral presente nas FLB de ECG em prova de esforço, acima de 0,67 Hz é significativo. Assim, ao se utilizar esta recomendação, um fabricante de equipamentos pode não estar garantindo a remoção de todo o conteúdo espectral relativos as FLB em prova de esforço.

Pelas razões já mencionadas, na eliminação das FLB em sinais de ECG, adquiridos em prova de esforço, recomenda-se o uso de outras técnicas que não envolvam a filtragem, tais como a *Independent*

Component Analysis e a interpolação usando *Splines* cúbicos.

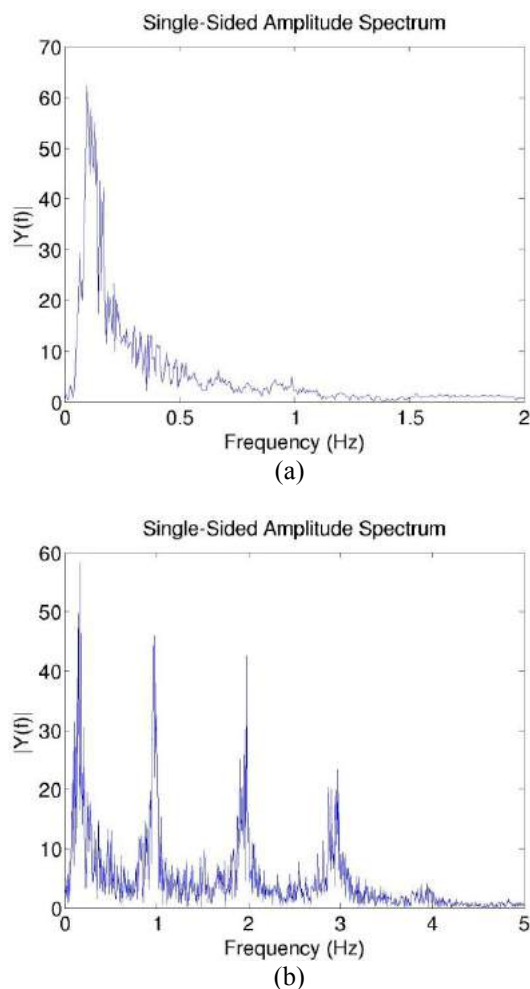


Figura 4: Espectro (a) sinal res12, (b) sinal em14.

Conclusão

A caracterização espectral das FLB em sinais eletrocardiográficos adquiridos durante exercício intenso mostrou que seu conteúdo espectral é superior a 0,67 Hz e são devidas, principalmente, ao movimento dos eletrodos e, em menor medida, à respiração. Desta forma a aplicação da filtragem passa-alta, seguindo as recomendações da AHA, não garante a eliminação efetiva das FLB nestas condições.

Agradecimentos

Os autores desejam agradecer à agência CAPES pelo suporte financeiro e à Samsung. Parte dos resultados apresentados neste trabalho foram obtidos através do Projeto de pesquisa e formação de RH, em nível de graduação e pós-graduação, nas áreas de automação industrial, softwares para dispositivos móveis e TV Digital, financiado pela Samsung Eletrônica da Amazônia Ltda., no âmbito da Lei no. 8.387 (art.2º)/91.

Referências

- [1] Joanne RVD, Singleton K, Hernandez CG, Holzemer SP. Primary Care, Second Edition: An Interprofessional Perspective: Springer Publishing Company; 2014. p.92.
- [2] Murgatroyd FD. Handbook of Cardiac Electrophysiology: A Practical Guide to Invasive EP Studies and Catheter Ablation: REMEDICA; 2002.
- [3] Kligfield P, et al. Recommendations for the standardization and interpretation of the electrocardiogram: part I: the electrocardiogram and its technology a scientific statement from the American Heart Association Electrocardiography and Arrhythmias Committee, Council on Clinical Cardiology, Journal of the American College of Cardiology, vol. 49, no. 10; 2007.p. 1109-1127.
- [4] Pilia N, Lenis G, Loewe A, Schulze W, Dössel O. The impact of baseline wander removal techniques on the ST segment in simulated ischemic 12-lead ECGs, Current Directions in Biomedical Engineering, vol. 1, no. 1; 2015. p. 96-99.
- [5] Seisdodos CRV, Neto JE. Efeito da filtragem passa altas de tipo Butterworth no final da onda T do eletrocardiograma. In: Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica; 2014.
- [6] Moody GB, Muldro W, Mark RG. A noise stress test for arrhythmia detectors, Computers in cardiology, vol. 11, no. 3; 1984. p. 381-384.
- [7] PhysioBank, PhysioNet: components of a new research resource for complex physiologic signals, Circulation.v101 i23. <http://www.physionet.org/physiobank/>
- [8] Bendat JS, Piersol AG. Random data: analysis and measurement procedures: John Wiley & Sons; 2011.
- [9] Malik M. Heart rate variability, European Heart Journal; 1996. 17 p. 354–381. doi: 10.1161/01.CIR.93.5.1043.

INTEGRATING MYO ARMBAND FOR THE CONTROL OF MYOELECTRIC UPPER LIMB PROSTHESIS

S. Masson*, F. S. Fortuna*, F. S. Moura*, D. C. Soriano*

* Centro de Engenharia, Modelagem e Ciências Sociais Aplicadas (CECS), Universidade Federal do ABC, São Bernardo do Campo – SP, Brasil

e-mail: {sergio.masson, fernanda.fortuna, fernando.moura, diogo.soriano}@ufabc.edu.br

Abstract: This work presents a friendly interface for processing and analyzing myoelectric signals aiming to control upper limb prosthesis using Myo[®] armband, a low cost gesture control device. In such framework, an easily-operated pattern recognition system is made available, being capable of displaying raw myoelectric signals, extracting their features (e.g. signal power), suggesting the most promising attributes for distinguishing arbitrary hand gestures and also classifying them by *k*-nearest neighbor. Such pattern recognition environment is then used for mapping simple arbitrary hand movements into control signals to be reproduced by open source upper limb prosthesis. As a central contribution, the whole system offers the opportunity of integrating low cost devices for myoelectric prosthesis control with algorithms for mapping different myoelectric responses in external commands without requiring deep or specific programming knowledge. Besides its relevance for educational purposes and academic relevance on pattern recognition in the context of myoelectrical signals, the work also claims to widespread applications and studies concerning amputee rehabilitation by means of **inexpensive** devices.

Keywords: upper limb prosthesis, myoelectric signals, Myo[®] armband, pattern recognition.

Introduction

The control of prosthetic upper limbs based on surface electromyographic signals (sEMG) outlines a relatively old idea, dating from the 50's and 60's the first attempts to do so [1-3]. In fact, since its pioneering proposes and developments, the advent of new resources in signal processing, sensors and electronic devices, communication protocols, embedded platforms, and affordable manufacturing of prostheses by state of the art 3D printers, have provided a real revolution in the designing of such devices [3].

As an example of such new resources in myoelectric prosthesis control, the Myo[®] armband (www.myo.com) – a gesture control device, usually employed for managing virtual interfaces (e.g. slide presentations, media center navigation, etc.) – consists in a promising option in terms of facility, convenience and cost for signal acquiring, conditioning, preprocessing and transmission. This device offers eight medical stainless steel sEMG sensors with embedded analog conditioning, three-axis gyroscope, accelerometer and magnetometer with an ARM Cortex M4 processor

compatible with many operational systems. Myo[®] also has a Bluetooth adapter for wireless communication, which stands as an interesting alternative to high cost wireless sEMG sensors, despite of its lack of flexibility in terms of sensor positioning.

Besides that, from the hardware standpoint, developments concerning open source prostheses and the opportunity of easily “printing” them with current available 3D technology allowed access to a range of possible technological innovation, in which integration of both technologies (signal acquiring, conditioning and transmitting) with usable, low cost and robust prostheses, for sure, takes a role of major importance.

Having these ideas in mind, this work proposes a new friendly interface for a complete pattern recognition setup for myoelectrical signals in order to control upper limb prosthesis. The interface, built in C#, allows the visualization of myoelectrical signals provided by Myo[®], the evaluation of signal power under specified time windows (feature extraction), the quality of such computed attributes for class (gestures) differentiation by means of the Davies-Bouldin index and their classification using *k*-nearest neighbor algorithm. To illustrate the environment facilities and performance, different studies are shown here both in offline and online operational modes. Besides its academic contribution to the study of pattern recognition for myoelectric signals, the interface offers the possibility of conducting experiments without any programming knowledge, which widens the perspective of studies including professionals in health sciences, aiming to widespread applications affordable devices.

Materials and methods

Raw sEMG signals were collected with Myo[®], placed on arm's transradial portion, as usually performed in common applications. Data were transmitted via Bluetooth to a computer in which the developed interface, The Myo-Analyzer, performed the signal processing task, aiming to map the original signals into gesture commands as illustrated in Figure 1. These commands were sent by the interface to an open source prosthesis (www.inmoov.fr), connected with cables. The prostheses control unit is composed by five servo motors and one Arduino Mega board which is capable of receiving the pose's information from the USB interface. Depending on the information received,

the Arduino's internal software controls the servos in order to reproduce the gesture - any pre-programmed one - as performed by the user.

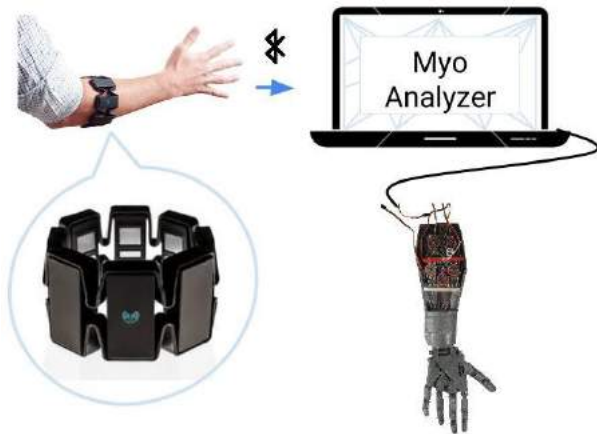


Figure 1: experimental setup including Myo® armband, Myo Analyzer and the prosthesis.

Myo Analyzer was developed as a friendly interface aiming to widen the power of machine learning tools to non-technical users. The proposed software is composed of four main signal processing steps: data acquisition, feature extraction, feature selection, dataset partition and classification as classically stated in this context [4-5]. The interface supports two operational modes: offline analysis and real time streaming.

In offline mode, each trial (the sEMG signal associated with a given gesture) can be acquired, exhibited and recorded in a .txt file. Feature extraction was defined by the signal power of each channel after signal rectification and smoothing by a moving average filter of five samples. Feature selection can be set by the user considering feature ranking by Davies-Bouldin index (DBI), which can be summarized by the expression [6]

$$DBI = \frac{1}{K} \sum_i^K \left(\min_{j=1, \dots, K, j \neq i} \frac{d_{i,j}}{s_i + s_j} \right), \quad (1)$$

i.e., given a pair of classes i and j , the ratio between the respective centroids ($d_{i,j}$) by the sum of the individual dispersion of the classes (standard deviation s_x) defines a desirable quality for distinguishing the classes. The minimum of these values for a given class defines its worst case, being the index evaluated as the mean of the worst cases concerning all classes.

Classification was implemented using a k -nearest neighbors classifier [5], which can be justified not only by its simplicity, but also due to its performance considering small data training sets for greater number of attributes. It is worth to note that classical linear discriminant analysis, support vector machines or even minimum squares classifier would exhibit bad conditioning design for classifiers weights considering, for instance, one training trial per class and eight attributes - one per channel - to characterize the underlying patterns [5].

Once the attributes were selected and the classifier was trained, real time streaming operational mode takes place by setting a time window of 0.5 s for acquisition, followed by the feature extraction and classification stages. The chosen pose is then sent to Arduino that controls the servos giving rise to the prosthesis movements and visual feedback.

In order to test the reliability for the overall interface, a small study was made using the Myo Analyzer to perform all steps needed to create a classifier capable of distinguishing all gestures for both recorded and live data.

In the following, a brief overview of the main characteristics of the interface is provided. After that, its efficiency is illustrated both in the offline and online scenarios. To accomplish this task, the offline scenario aimed to characterize the mean classifier accuracy and its standard deviation when five different hand gestures - 'Open', 'Close', 'Point', 'Like' and 'Rock' - were considered under a progressive increase of the number of training trials in eight health volunteers. A total of 10 trials for each class was acquired for each volunteer. The analysis was repeated considering three poses not available by default in Myo® ('Point', 'Like', 'Rock'). This experiment allowed evaluating the whole system efficiency when a small training set is used and also the possibility of dealing with new poses on Myo®. The mean classifier performance was evaluated in 100 rounds in the 'leave M out' framework, followed by a statistical analysis (one way ANOVA with $p = 0,05$) to compare the employment of 2, 4, 6 and 8 training trials for each class.

Finally, real time evaluation streaming was illustrated by means of a single volunteer executing 10 testing trials for each gesture, being the user performance reported by the confusion matrix (columns: instances in a predicted class; rows: instances in an actual class). All the experiments were approved by UFABC ethical committee (CAAE: 53052015.6.0000.5594).

Results

The main interface workspace is shown in Figure 2, in which the main boxes: 'Data Acquisition Tools' and 'Machine Learning Tools', can be easily identified. In 'Data Acquisition Tools', time series associated with all eight sEMG channels can be recorded (and stopped) by the 'Get Data' button. Data can be renamed and saved into .txt file for posterior analysis in any desirable software, which is convenient for Matlab or Python users, for instance.

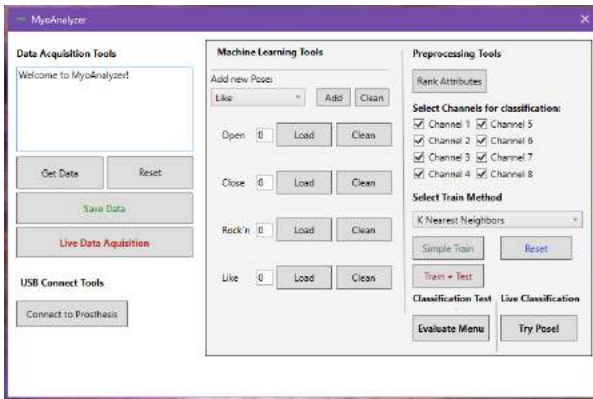


Figure 2: Myo-Analyzer workspace.

After the acquisition, a specific window allows the visualization of all waveforms or even any subset of them, as shown in figure 3, which is valuable for setting experimental protocols.

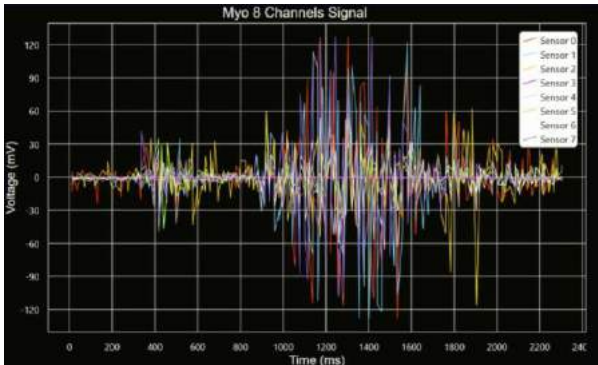


Figure 3: sEMG time series acquired by Myo[®] and shown by Myo-Analyzer.

On the ‘Machine Learning Tools’ menu, it is possible to add and remove data of an arbitrary pose, which can be named by the user. Recorded data of defined poses can be loaded by the user and the quality of the attributes (signal power) ranked by the Davies-Bouldin index is shown in a ranking window (see video – further introduced). Provided the quality, the user can decide which subset of attributes to use for classification, manually checking the respective boxes.

Once the attributes for the classification is defined, the *k*-nearest neighbor can be set. Class separability can be firstly checked considering the classification performance taking the same dataset for testing and training. This option can be accessed by clicking in ‘Simple Train’ and then ‘Evaluate’ button.

Typical evaluating menu is shown in Figure 4. The confusion matrix is also available in order to observe occurrences of misclassifications (in %) between each pair of class. For training and test purposes, a menu concerning dataset partition allows the user to define how many trials to use for training (*N* trials) and testing (*M* test) with *R* rounds. This provides a better statistical characterization of the classifier performance, in terms of a mean classification error and its standard deviation.

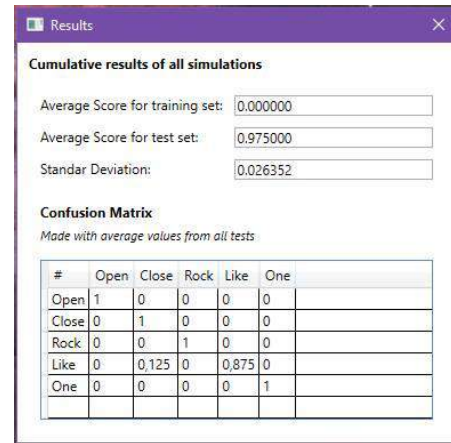


Figure 4: Train and test evaluating menu

The interacting process with the developed interface is intrinsically dynamical and the best way to summarize that is by means of a video, as provided in the following link: <https://youtu.be/vaL8wSWIIDk>.

Offline Analysis

In order to check the interface and the whole pattern recognition framework, a database of five poses was acquired with ten samples per pose, for each volunteer. The first set of experiments included all five poses, while the second one, only three of them. Data were evaluated using ‘Train’ and ‘Test’ Menu. The procedure was repeated 100 times for each set, in five scenarios, varying the number of training trials (1, 2, 4, 6 and 8).

The accuracy (average hit rate) and standard deviation are shown in figure 5 for the first experimental set (all poses separation).

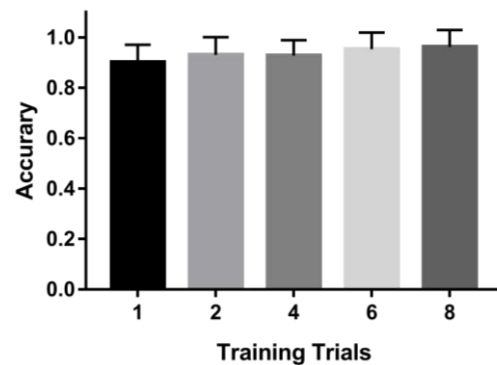


Figure 5: Average success rate and standard deviation (error bar) varying number of training trials for five class separation.

It can be noted that the accuracy in each set of training trials tends to a progressive (slight) increase as a greater amount of training trials was used. Interestingly, the average performance with a single training trial is close to the one attained when employing 80% of the dataset for this purpose. In fact, one way ANOVA ($p = 0,05$) has detected no statistical difference between the groups, which outlines an important characteristic of such classification process:

small data training is capable to achieve a high classification performance, even in a five class situation.

In the second experimental set, the same study was repeated, but now considering just the pose subset ('Point', 'Like' and 'Rock') which are not included in the Myo[®] default library. In this case, higher classification performance was attained (Figure 6) for all training trials groups when compared to figure 5, and, moreover, statistical difference (ANOVA, $p = 0,05$) was detected just between the first group (one training trial) to the others. It is interesting to note that with two training trials, the mean performance is close to the perfect scenario.

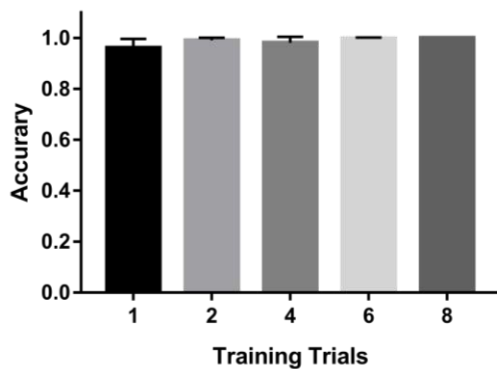


Figure 6: Mean success rate and standard deviation (error bar) varying number of training trials for three class separation.

Real data streaming

Finally, a real time classification study was made based on the classification performance of 10 trials per pose - randomly requested - for one volunteer. sEMG data were collected by 2s followed by immediate classification. The result is summarized into the confusion matrix shown in Table 1. It is possible to note that 'Close' was more frequently confused to 'Open' and 'Point' to 'Rock' and 'Open'. Despite of that, a reasonable global accuracy of 84 % was attained, considering all 50 testing trials and 42 successful classifications in Table 1.

Table 1: Confusion matrix for real data streaming, five classes, one volunteer.

	Open	Close	Rock	Point	Like
Open	1	0	0	0	0
Close	0.3	0.7	0	0	0
Rock	0	0	0.9	0.1	0
Point	0.2	0	0.2	0.6	0
Like	0	0	0	0	1

Discussion and Conclusion

This work has presented a new friendly framework for pattern recognition in the context of myoelectrical signals for controlling upper limb prosthesis. In general, offline and online experiments have exhibited success rate above 90% and 84% respectively, even when

considering not standard Myo[®] poses, which sounds as great performance. As a natural perspective, this work will focus on: a) a better statistical characterization with a large number of health (ongoing) and amputees (under ethical approval) volunteers; b) the insertion of new machine learning tools (ongoing), especially for feature extraction resources – spectral analysis, recurrence quantification analysis, autoregressive coefficients, wavelets, etc. – and classification; c) mechanical improvement aiming flexibility in usable applications; d) mechanism for collaboration, development, dissemination and access in a greater scope of social impact, which is ongoing with the foundation of a startup devoted just to this purpose: Linked (<http://www.linkedbionics.com/>).

Finally, we conclude that the integration of Myo[®] armband to the new technology of 'printable' prosthesis can provide high myoelectric control performances in the framework developed here, which can be a promising alternative for amputee people, and, therefore, deserves a carefully investigation by the biomedical engineering community.

Acknowledgements

The authors thank to CNPq (449467/2014-7) financial support and the technical help of Alan Tersi.

References

- [1] Parker PA, Scott RN. Myoelectric control of prostheses. *Critical Reviews in Biomedical Engineering*. 1986; 13(4): 283-310.
- [2] Parker PA, Englehart K, Hudgins B. Myoelectric signal processing for control of powered limb prostheses. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. 2006; 16 (6): 541-548.
- [3] Farina D, Jiang N, Rehbaum H, Holobar A, Graimann B, Dietl H, Aszmann OC. The extraction of neural information from the surface EMG for the control of upper-limb prostheses: emerging avenues and challenges. *IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng* 2014; 22(4): 797-809.
- [4] Zecca M, Micera S, Carrozza MC, Dario P. Control of multifunctional prosthetic hands by processing electromyographic signal. *Critical Reviews in Biomedical Engineering*, 2002; 30(4-6): 459-485.
- [5] Theodoridis S, Koutroumbas. *Pattern Recognition*. 4th ed. Academics Press, 2008.
- [6] Davies DL, Bouldin DW. A cluster separation measure. *IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Learning*; 1979; 1: 224-227.

COMPARAÇÃO ENTRE DIFERENTES PONTOS FIDUCIAIS DA ONDA T PARA AVALIAR O ACOPLAMENTO DINÂMICO DA DURAÇÃO DA REPOLARIZAÇÃO VENTRICULAR AO CICLO CARDÍACO

O. Nasario-Junior *, P. R. Benchimol-Barbosa ** e J. Nadal *

* Programa de Engenharia Biomédica, COPPE, Universidade Federal do Rio de Janeiro, RJ, Brasil

** Hospital Universitário Pedro Ernesto, Universidade do Estado do Rio de Janeiro, RJ, Brasil

e-mail: olivasse@hotmail.com

Resumo: O acoplamento dinâmico entre a duração da repolarização ventricular (DRV) e do intervalo RR está relacionado ao controle autônomo cardíaco e a estabilidade elétrica do miocárdio. Esta avaliação é particularmente desafiadora, pois requer exatidão na detecção dos pontos fiduciais das ondas T do ECG. O objetivo do estudo foi comparar dois tipos de medições da DRV ('pico' e 'fim' da onda T) e avaliar sua dinâmica de acoplamento ao ciclo cardíaco. Dez homens saudáveis foram submetidos a 15 min de gravação do ECG em repouso. A detecção dos pontos fiduciais foi realizada após filtragem passa-baixas dos sinais ECG em 15 e 35 Hz. A DRV foi definida como 'intervalo RT', que compreende o pico-R até os pontos fiduciais das ondas T (pico ou fim), respectivamente, RT-pico e RT-fim. As séries dos intervalos RR correspondentes foram analisadas pelo histograma com largura de classe de 100 ms, no intervalo de 600 ms a 1100 ms. Para cada classe do histograma, a média dos intervalos RR normais (MRR) e dos respectivos intervalos RT foram agrupadas (MRT-pico ou MRT-fim). As linhas de regressão entre MRT- e MRR, baseadas nas classes do histograma, foram calculadas e suas inclinações comparadas ($\alpha < 0,05$). As inclinações das retas de regressão não apresentaram diferenças significativas em relação aos pontos fiduciais e às frequências de corte avaliadas. A avaliação do acoplamento dinâmico entre a DRV e os intervalos RR, tanto pelo 'pico' como pelo 'fim' das ondas T, foram capazes de fornecer resultados adequados e mutuamente compatíveis.

Palavras-chave: Duração da repolarização ventricular, Pontos fiduciais da onda T, Histograma de intervalos RR.

Abstract: *Dynamic coupling between ventricular repolarization duration (VRD) and RR-interval is related to cardiac autonomic control and myocardial electrical stability. Particularly challenging, its assessment requires accurate detection of fiducial points of ECG T-waves. The aim of the study was to compare two types of DRV measurements (T wave 'peak' and 'offset') and assess their dynamic coupling to the cardiac cycle. Ten healthy males underwent 15 min resting ECG recording in controlled conditions. Fiducial point detection was carried out after low-pass filtering at 15 and 35 Hz. VRD was defined as RT-interval, from R-peak to T-wave fiducial points (peak or*

offset), respectively, as RT-peak and RT-offset. RR interval series were analyzed using histogram distribution, split in 100 ms-width classes, from 600 ms to 1100 ms. For each histogram class, mean normal RR intervals (MRR), and corresponding mean RT (MRT-peak or MRT-offset) were grouped. Regression lines of MRT- vs. MRR based on histogram classes were calculated, and slope compared. ($\alpha < 0.05$) The regression slopes did not differ regarding to either cutoff frequency or fiducial point assessed. Assessment of VRD dynamic coupling to RR interval using either T-wave 'peak' or 'offset' provides accurate and interchangeable results.

Keywords: *sVentricular repolarization duration, T wave fiducial points, RR interval histogram.*

Introdução

A medida dos intervalos de tempo característicos do eletrocardiograma (ECG), tais como intervalos RR e QT, requer, primariamente, a determinação adequada dos pontos fiduciais (picos R; início e fim do complexo QRS e ondas T). Este é um passo imprescindível da análise quantitativa do ECG. Algumas informações fisiológicas/clínicas cardíacas só podem ser determinadas, precisamente, após a determinação desses intervalos. Assim, é necessário estabelecer, com exatidão, tais pontos fiduciais em cada batimento.

Nas últimas décadas, uma série de métodos automatizados para realizar a detecção de ondas T, e correspondentes medidas de intervalos, especialmente o QT, foram propostas a partir de diferentes abordagens [1]. A avaliação de intervalos e duração de ondas são amplamente utilizadas para definir a normalidade na condução elétrica do coração, detectar danos no miocárdio, estratificar uma condição fisiológica ou o risco de desenvolver arritmias cardíacas potencialmente fatais [2]. Entretanto, a detecção de eventos elétricos no batimento é influenciada pela presença de interferências ou ruído de base no sinal adquirido. Para atenuar tais problema, utiliza-se filtro passa-baixas, com frequência de corte que permita atenuar tais interferências sem, entretanto, comprometer a qualidade do sinal analisado. Um dos filtros que apresenta adequada solução de compromisso para tal abordagem é o filtro Butterworth de 4ª ordem, com linearização de fase, nas frequências de corte entre 15 e 35 Hz.

A análise do acoplamento dinâmico entre a duração da repolarização ventricular (DRV) e os intervalos RR (ciclo cardíaco) é uma ferramenta valiosa para avaliar a adaptação cardíaca ao controle autonômico e/ou a estabilidade elétrica do miocárdio [3]. Estudos anteriores reproduziram a dependência da DRV pelo ciclo cardíaco e mostraram que a separação de intervalos RR por classes de histograma pode ser uma ferramenta útil de análise [4]. Adicionalmente, apresentaram propostas de análise do acoplamento dinâmico, batimento a batimento, do intervalo entre os picos das ondas R e T (intervalo RT substituindo o clássico intervalo QT) [4, 5]. Não obstante, uma comparação entre diferentes métodos de avaliação dos intervalos RT, ainda é necessária. Os objetivos do presente estudo foram: i) comparar as análises da DRV com base na detecção dos pontos fiduciais ('pico' e 'fim') das ondas T; e ii) avaliar a dinâmica de acoplamento da DRV ao ciclo cardíaco de acordo com o método de detecção e estratificação por classes de histograma dos intervalos RR.

Materiais e Métodos

População do estudo – O estudo foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa do Instituto Nacional de Cardiologia (número: 0026/20.02.04) e foi obtido o termo de consentimento esclarecido.

Um grupo de 10 homens sedentários saudáveis foram incluídos, (média \pm SD) de $58,3 \pm 13,1$ anos de idade. Os seguintes critérios de inclusão foram atendidos: (i) não ingestão de suplementos nutricionais e/ou hormonais, ou potenciais substâncias ergogênicas; (ii) não-fumantes; (iii) pressão arterial normal; (iv) não diabéticos; (v) sem história de alcoolismo; (vi) sem história de disfunção da tireóide; e (vii) não estar em uso de medicamentos que afetem as propriedades elétricas cardíacas e/ou função autonômica.

Aquisição e pré-processamento dos sinais – Em um ambiente silencioso e climatizado (27°C), os indivíduos permaneceram na posição supina por 5 min para estabilização da atividade autonômica, logo após a realização de anamnese e exame físico. Os voluntários foram orientados a evitar exercícios durante 48 h antes do exame e não consumir bebidas com cafeína no dia.

Os sinais de ECG de alta resolução foram gravados durante 15 min contínuos, por meio das derivações ortogonais XYZ de Frank, com amplificador de três canais diferenciais (Lynx Tecnologia, Brazil), impedância de entrada de $10\text{ G}\Omega$, rejeição de modo comum -120 dB/canal , e filtro passa-banda 1 - 300 Hz (Butterworth de 2ª ordem). Placa digitalizadora A/D de 14 bits com taxa de 1000 amostras/s. Todos os pacientes estavam em repouso na posição supina durante a aquisição. A pele foi limpa com leve abrasão e utilizou-se eletrodos de Ag/AgCl (3M, USA) [6].

A detecção das ondas (pontos fiduciais) foi realizada após filtragem passa-baixas dos sinais a 15 e 35 Hz (filtro Butterworth, 4ª ordem, com fase linear). Assim como a redução da flutuação da linha de base, que

utilizou o método adaptado de Ezenwa, *et al.* [7], onde o algoritmo rastreia e equipara as regiões isoelétrica do sinal de ECG. A análise do comprimento dos intervalos RR foi realizada após a identificação dos batimentos (complexo QRS). Para tal, artefatos e batimentos ectópicos foram excluídos por correlação, precocidade e inspeção visual, confirmados por um especialista. Adicionalmente, qualquer intervalo RR com variação superior a 20%, em relação ao anterior, foi excluído, pois são susceptíveis a ser relacionados aos ruídos de medição ou batimentos ectópicos [8].

Deteção de ondas – O intervalo DRV, compreendido entre a distância do pico R até a onda T em batimentos normais, definido com intervalo RT (Figura 1), foi empregado para analisar a adaptação instantânea da repolarização aos batimentos cardíacos [5]. O intervalo RT foi quantificado de duas maneiras: i) medida finalizada ao pico da onda T (RT-pico); e ii) finalizada ao fim da onda T (RT-fim).

Os intervalos RR e RT foram analisados na derivação X.

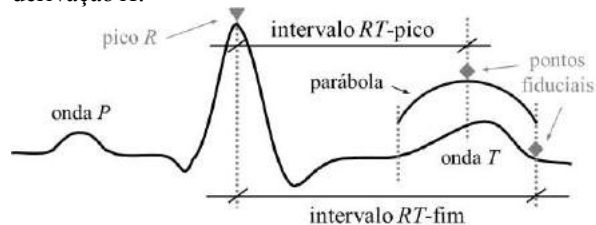


Figura 1. Representação do pico R e dos pontos fiduciais na onda T (T-pico e T-fim, respectivamente), empregados no cálculo do 'intervalo RT'. \blacktriangledown pico da onda R; \blacklozenge pontos fiduciais da onda T.

As detecções dos limites das ondas foram realizadas por meio do método da área de um triângulo adaptado, com base na abordagem da área de trapézios [1], o qual apresenta bom desempenho em sinais ruidos e não se baseia em limiares empíricos. Para detecção dos picos das ondas T (T-pico), uma função parábola foi calculada a partir do segmento compreendido entre os limites das ondas (início e fim), sendo o respectivo vértice adotado como o valor máximo absoluto (Figura 1) [5].

Análise dos intervalos RR e RT – Após a análise dos intervalos RR, construiu-se o histograma de intervalos RT, no qual os intervalos estavam distribuídos de forma a preservando as respectivas correspondências aos intervalos RR precedentes. O histograma foi dividido em classes com amplitudes de 100 ms que variaram de 600 ms a 1100 ms, em função dos intervalos RR máximos e mínimos, comuns a amostra analisada. No presente estudo, foi tomado por hipótese que o valor do intervalo RR associa-se a um padrão de estimulação autonômica. Assim, optou-se por analisar os valores absolutos do intervalo RR, sem normalização das faixas do histograma.

Para cada classe do histograma, foram calculadas a média (MRR) e o desvio-padrão (SDRR) dos intervalos RR normais consecutivos, e o mesmo, respectivamente, para cada série de intervalos RT (MRT e SDRT). Apenas pares de intervalos RR e RT que se encontravam dentro

de uma classe particular do histograma RR foram analisados em conjunto.

Para uma classe particular do histograma (*classe*) da *i*ésima série, contendo $N_{i, classe}$ de intervalos RR, a média ($Mx_{i, classe}$) e o desvio-padrão ($DPx_{i, classe}$) dos intervalos RR e RT foram calculados conforme abaixo:

$$Mx_{i, classe} = \sum_{k=1}^{N_{i, classe}} \frac{x_k}{N_{i, classe}} \quad (1)$$

$$DPx_{i, classe} = \sqrt{\sum_{k=1}^{N_{i, classe}} \frac{(x_k - Mx_{i, classe})^2}{N_{i, classe} - 1}} \quad (2)$$

onde x representa tanto intervalos RR quanto RT.

Para cada histograma, classes contendo 20 ou menos intervalos foram excluídos da análise para evitar discrepâncias devido à falta de precisão estatística.

Os valores $Mx_{i, classe}$ e $DPx_{i, classe}$ foram agrupados às respectivas classes dos histogramas. Os respectivos valores médios do conjunto da amostra (Mx_{classe} e DPx_{classe}), ponderados pelo respectivo grau de liberdade ($\eta_{i, classe}$), foram calculados de acordo com as fórmulas:

$$Mx_{classe} = \frac{\sum_{i=1}^{20} Mx_{i, classe} \cdot (\eta_{i, classe} + 1)}{\sum_{i=1}^{20} (\eta_{i, classe} + 1)} \quad (3)$$

$$DPx_{classe} = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^{20} (DPx_{i, classe})^2 \cdot \eta_{i, classe}}{\sum_{i=1}^{20} \eta_{i, classe}}} \quad (4)$$

onde x representa tanto intervalos RR quanto RT.

As variáveis MRT, medidas tanto pelo pico (MRT-pico) quanto pelo fim (MRT-fim), foram plotadas e correlacionadas com as classes MRR.

Análise estatística – As variáveis numéricas foram expressas como média \pm DP e, as categóricas, como porcentagem. Os coeficientes de correlação (r) foram calculados para cada sujeito entre as séries RR, RT-pico e RT-fim. As médias MRT-pico, MRT-fim e MRR foram agrupadas por classe. Os valores MRT foram analisados em função dos seus respectivos valores MRR e tiveram suas inclinações (*slope*; s -) calculadas (s -MRT-pico e s -MRT-fim). Assumindo distribuição normal dos coeficientes angulares, as linhas de regressão foram analisadas e os coeficiente angulares comparados entre i) os métodos de avaliação da DRV (intervalos RT: pico vs. fim), e ii), às frequências de corte utilizadas (15 vs. 35 Hz), por meio do teste t de Student emparelhado. Cada valor de r foi testado anteriormente às comparações. Todos os testes consideram $\alpha = 0,05$.

Resultados

As durações dos intervalos RR e RT agrupados estão descritas na Tabela 1, para cada frequência de corte.

As médias dos valores r entre as séries RT-pico vs. intervalos RR e RT-fim vs. intervalos RR de todos os sujeitos estão descritas na Tabela 2, para cada frequência de corte.

A correlação linear e os respectivos coeficientes angulares (*slope*; s -) das linhas de regressão entre as variáveis MRT e MRR são apresentadas na Figura 2. Os valores de inclinação s -MRT-pico e s -MRT-fim aumentam significativamente em função do MRR em todos os casos (Figura 2; (a) e (b), respectivamente), e a comparação entre as frequências de corte (15 vs. 35 Hz) não apresentou diferença significativa ($p < 0,05$).

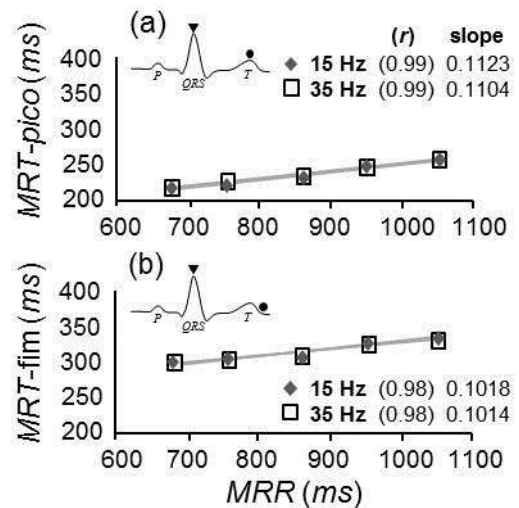


Figura 2. Análise da duração da repolarização ventricular agrupada (MRT; filtragem \diamond 15 Hz e \square 35 Hz), em função dos intervalos RR médios (MRR) para (a) MRT-pico e (b) MRT-fim. \blacktriangledown pico da onda R; \bullet pontos fiduciais da onda T.

Tabela 1. Durações dos intervalos RR e RT agrupados (média \pm DP) para cada frequência de corte

	15 Hz	35 Hz
RR (ms)	849,2 \pm 109,1	849,2 \pm 109,1
RT-pico (ms)	228,7 \pm 22,8 \parallel	230,4 \pm 22,5 \S
RT-fim (ms)	317,1 \pm 29,6 \parallel	313,8 \pm 30,8 \S

média \pm DP; RT-pico – intervalo entre pico R e pico da onda T; RT-fim – intervalo entre pico R e fim da onda T. \parallel Comparação RT-pico e RT-fim a 15 Hz; \S Comparação RT-pico e RT-fim a 35 Hz; $p < 0,05$.

Tabela 2. Média dos coeficientes de correlação (r) entre as séries RT-pico, RT-fim e intervalos RR para cada frequência de corte

Intervalos	15 Hz	35 Hz
RR vs. RT-pico	0,55 \pm 0,21	0,45 \pm 0,21
RR vs. RT-fim	0,56 \pm 0,18	0,40 \pm 0,18
RT-pico vs. RT-fim	0,76 \pm 0,12	0,49 \pm 0,21

média \pm DP; RT-pico - intervalo entre o pico R e pico da onda T; RT-fim - intervalo entre o pico R e fim da onda T.

Discussão

No presente estudo, o acoplamento dinâmico da repolarização ventricular foi avaliado por meio da dependência entre a DRV e o ciclo cardíaco

(intervalo RR). Para tal, foi necessária a detecção exata dos pontos fiduciais (picos e limites) da onda T do ECG. Adicionalmente, a presente abordagem propôs um método computadorizado para auxiliar na realização de medições da DRV com base na detecção supervisionada de picos e limites das ondas T em homens saudáveis sedentários. O acoplamento dinâmico da DRV aos ciclos cardíacos foi analisado, em conformidade, por meio da estratificação por classes de intervalos RR (histograma).

O intervalo QT convencional exige a identificação exata do início da onda Q e o fim da onda T. A utilização do intervalo RT-pico (intervalo entre o pico R e pico da onda T) como uma medida de DRV, em substituição ao QT convencional, tem provado ser viável e vantajosa, além de incluir algoritmos de detecção rápidos e menos complexos [9]. De fato, Merri *et al.* [9] mostraram que a medida da DRV avaliada tanto pelo pico quanto pelo ponto de inflexão após o pico da onda T apresentou alta correlação com as medidas realizadas ao fim da onda T, validando assim sua utilização como forma de avaliar a repolarização ventricular. No presente estudo, foi possível confirmar que ambos os pontos fiduciais da onda T utilizados (pico e fim) expressam adequadamente a dinâmica de acoplamento, embora os intervalos RT-pico sejam mais curtos, como esperado. Adicionalmente, as frequências de corte passa-baixas analisadas apresentaram resultados semelhantes.

As DRVs médias avaliadas pelo pico da onda T são mais curtas em comparação com as medidas no fim (Tabela 1). As inclinações MRT (*slope*) não diferem significativamente em relação à frequência de corte (15 vs. 35 Hz) ou ponto fiducial utilizado (Figura 2, (a) intervalo entre R-pico e T-pico e (b) intervalo entre R-pico e T-fim). Portanto, o acoplamento dinâmico entre a DRV e a MRR se ajusta de forma adequada em um modelo linear de primeira ordem, na faixa fisiológica de variação dos intervalos RR estudada. Adicionalmente, as filtragens testadas parecem ter mínima influência no pré-processamento dos sinais, para ambos os intervalos avaliados (RT-pico e RT-fim).

O tamanho relativamente pequeno da amostra está entre as limitações do estudo. Ao medir o intervalo RT-pico, o tempo de repolarização ventricular sofre efeitos de variações de morfologia da onda T e pode ter impacto em algumas populações. Finalmente, embora a semelhança na inclinação MRT entre RT-pico e RT-fim, o valor r entre as séries de intervalos RT (pico e fim), para mesma frequência de corte, indica ausência de acoplamento perfeito, apesar de significativo (Tabela 2). Este desvio residual pode ser parcialmente explicado, pela variação batimento-a-batimento da duração entre o pico e o fim da onda T, devido a pequenas flutuações nos tempos de ativação entre o endocárdio e o epicárdio ventriculares. Esta observação merece investigação mais aprofundada.

A detecção dos pontos fiduciais das principais ondas do ECG impacta a avaliação diagnóstica e prognóstica. Além disso, detecções fidedignas dos intervalos do ECG

implicam em medições confiáveis, imprescindíveis na prática clínica.

Assim, em indivíduos saudáveis, os métodos empregados para avaliação do acoplamento dinâmico entre a DRV e os intervalos RR, fornecem resultados equivalentes. Adicionalmente, o acoplamento dinâmico da DRV e os intervalos RR pode ser representado por um modelo linear de primeira ordem, na faixa fisiológica de variação dos intervalos RR.

Agradecimentos

Este trabalho foi parcialmente financiado pelas agências CAPES, CNPq e FINEP.

Referências

- [1] Vázquez-Seisdedos CR, Neto JE, *et al.* New approach for T-wave end detection on electrocardiogram: Performance in noisy conditions. *BioMedical Engineering OnLine*. 2011; 10:77.
- [2] Castro-Torres Y, Carmona-Puerta R, *et al.* Ventricular repolarization markers for predicting malignant arrhythmias in clinical practice. *World J Clin Cases*. 2015; 3(8):705-20.
- [3] Haigney MC, Zareba W, *et al.* QT interval variability and spontaneous ventricular tachycardia or fibrillation in the Multicenter Automatic Defibrillator Implantation Trial (MADIT) II patients. *J Am Coll Cardiol*. 2004; 44(7):1481-7.
- [4] Nasario-Junior O, Benchimol-Barbosa PR, *et al.* Assessment of autonomic function by phase rectification of RR interval histogram analysis in Chagas disease. *Arq Bras Cardiol*. 2015; 104(6):450-5.
- [5] Benchimol-Barbosa PR, Barbosa-Filho J, *et al.* The effect of the instantaneous RR interval on the dynamic properties of the heart rate and the ventricular repolarization duration variability. *CinC*. 2000; 27:821-4.
- [6] Barbosa PR, Barbosa-Filho J, *et al.* Reduction of electromyographic noise in the signal-averaged electrocardiogram by spectral decomposition. *Biomedical Engineering IEEE Transactions*. 2003; 50(1):114-117.
- [7] Ezenwa BN, Gupta MM, *et al.* A baseline tracking algorithm for drift reduction in electrocardiography. *IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*. 1988;3:1230-2.
- [8] Nasario-Junior O, Benchimol-Barbosa PR, *et al.* Refining the deceleration capacity index in phase-rectified signal averaging to assess physical conditioning level. *J Electrocardiol*. 2014; 47(3):306-10.
- [9] Merri M, Moss AJ, *et al.* Relation between ventricular repolarization duration and cardiac cycle length during 24-hour Holter recordings. Findings in normal patients and patients with long QT syndrome. *Circulation*. 1992; 85(5):1816-21.

SELEÇÃO DE CARACTERÍSTICAS POR ALGORITMO GENÉTICO NA CLASSIFICAÇÃO DA CARDIOPATIA CHAGÁSICA

L. S. Rodrigues*, C. C. R. Sady** e M. E. D. Gomes*

*Departamento de Engenharia Eletrônica - UFMG, Belo Horizonte, Brasil

** Hospital das Clínicas - UFMG, Belo Horizonte, Brasil

e-mail: lucasdesouzarodrigues@hotmail.com

Resumo: Este artigo investiga o uso de algoritmo genético na seleção de características para predição de risco de morte de pacientes com doença de Chagas. Um total de 19 características, divididas entre características clínicas, tempo-frequenciais e de dinâmica simbólica foram extraídas a partir de janelas de 5 min das séries de intervalos RR do eletrocardiograma de 150 pacientes. Os dados foram utilizados para distinguir os grupos de pacientes que evoluíram ou não para o óbito, por meio de um modelo construído com máquina de vetores de suporte (SVM) com kernel Gaussiano (RBF - *Radial Basis Function*). A seleção de características foi feita por um algoritmo genético que avalia uma população de soluções candidatas ao longo de 100 gerações, realizando uma seleção de pais para um cruzamento das soluções, gerando descendentes e selecionando as candidatas com melhor taxa de acerto a cada geração. Foram realizados diferentes experimentos variando a quantidade de dados utilizados para treinamento e teste do classificador. Foi possível obter taxas de acerto de 99,53%, 98,86% e 98,80% com 8, 9 e 10 características selecionadas, respectivamente. Estes resultados foram superiores aos obtidos com a seleção empírica realizada em trabalho anterior, o que sugere que a técnica de algoritmo genético pode melhorar o desempenho do classificador de risco de morte de origem cardíaca em pacientes chagásicos.

Palavras-chave: Algoritmos Genéticos, Seleção de Características, Máquina de Vetores de Suporte, Classificação, Doença de Chagas.

Abstract: *This paper investigates the use of genetic algorithm for features selection in predicting death in patients with Chagas disease. A total of 19 features, among clinical data, indices from time and frequency domain, and symbolic dynamics features were extracted from 5-min epochs from RR series of 150 patients. The data was used to distinguish the group of patients who died and the group who did not die, by using a model built with support vector machine (SVM) with radial basis function (RBF) kernel. The features selection was made by a genetic algorithm that evaluates a population of candidate solutions over 100 generations, doing selection of parents to do crossover and breed offspring, then selecting the best solutions, with the highest accurate rate. Different experiments were performed changing the amount of data used to train and test the classifier. There were achieved accurate rates of*

99.53%, 98.86% and 98.80% with 8, 9 and 10 features, respectively. These results suggest that characteristics selection by genetic algorithms may improve the performance of the classifier in predicting death of patients with Chagas disease.

Keywords: *Genetic Algorithm, Features Selection, Support Vector Machine, Classification, Chagas Disease.*

Introdução

O sinal da variabilidade da frequência cardíaca (VFC), derivado da série de intervalos RR do eletrocardiograma (ECG), incorpora informações relevantes sobre o sistema cardíaco e os mecanismos de controle associados. Diferentes condições fisiológicas e patológicas alteram a VFC. Essas mudanças podem ser perceptíveis através de características extraídas deste sinal, podendo se tornar uma poderosa ferramenta de diagnóstico [1]. Logo, é importante que características relevantes sejam selecionadas para a análise do sinal de VFC.

Em um trabalho anterior [2], foi possível separar as classes de pacientes chagásicos que evoluíram ou não para óbito por meio da análise de 18 características extraídas da VFC realizada por um classificador baseado na máquina de vetores de suporte (SVM, do inglês *support vector machine*).

No reconhecimento de padrões, é desejável que se obtenha o menor espaço de características possível para diminuir o custo, o tempo de processamento e as informações redundantes, melhorando o desempenho do classificador. Os algoritmos genéticos (AG) têm sido utilizados na seleção de características, como uma poderosa ferramenta de busca e otimização baseada no processo de evolução natural [3].

Assim, este trabalho tem como objetivo investigar o uso de AG no reconhecimento de padrões da VFC com o intuito de traçar quais são as características mais relevantes na classificação da cardiopatia chagásica, aprimorando o conhecimento da base de dados e da epidemiologia em geral da doença de Chagas.

Materiais e métodos

Banco de Dados – O banco de dados foi constituído de 150 séries de intervalos RR derivadas de registros *Holter* de 24h obtidos no Hospital das Clínicas da

UFMG. Os pacientes estudados tinham entre 20 e 70 anos de idade e foram submetidos a exames clínicos e laboratoriais para detectar evidências de outras cardiopatias ou patologias que excluíssem o paciente do estudo. Todos os procedimentos visaram garantir os direitos e bem-estar das pessoas estudadas. Os exames apenas foram realizados após o recebimento do consentimento por escrito dos pacientes. Todos os procedimentos foram aprovados pelo Comitê de Ética do Hospital das Clínicas da UFMG (Parecer 001/97). Os 150 pacientes foram divididos em duas classes: 15 pacientes que evoluíram para o óbito e 135 que não evoluíram [2].

Pré-Processamento dos Dados – As séries de intervalos RR foram obtidas automaticamente a partir de registros Holter (Burdick/DMI) que apresentaram pelo menos 18 h de traçados de boa qualidade e mais de 85% de batimentos sinusoidais. A frequência de amostragem foi de 200 Hz. Cada registro foi cuidadosamente inspecionado por um clínico e os complexos QRS foram classificados como batimentos normais, artefatos e ectópicos. Os artefatos e batimentos ectópicos foram retirados de modo a criar séries temporais de intervalos RR normais. Para a extração de características, foram selecionadas aleatoriamente 30 janelas de 5 min das séries RR de cada paciente [2].

Características – A Tabela 1 apresenta um resumo de todas as características utilizadas, baseadas na dinâmica simbólica, nos índices clássicos da VFC e em informações clínicas dos pacientes.

Tabela 1: Características utilizadas.

Índice	Características	Símbolo	Natureza
1	Entropia de Shannon	H_{sd}	Simbólicas
2	Número de Palavras Proibidas	nFW	
3	Entropia dos Padrões Ordinários 1	H_{perm1}	
4	Entropia dos Padrões Ordinários 2	H_{perm2}	
5	Índice de Complexidade	C_{index}	
6	Média dos Intervalos RR	mNN	Tempo-Frequenciais
7	Desvio Padrão Médio	SDNN	
8	Raiz Quadrada das Diferenças Sucessivas	RMSSD	
9	Porcentagem Intervalos Maiores que 50 ms	pNN50	
10	Média dos Intervalos Sucessivos	MSD	
11	Potência Espectral Total	TotPow	
12	Potência em Baixa Frequência	LF	
13	Potência em Alta Frequência	HF	
14	Razão Baixa e Alta Frequência	LF/HF	
15	Idade	idade	Clínicas
16	Sexo	Sexo	
17	Presença de Taquicardia Ventricular não Sustentada ao Holter de 24 h	NSVT	
18	Fração de Ejeção do Ventrículo Esquerdo	LVEF	
19	Tempo do Complexo QRS	QRS	

As características H_{sd} e nFW são calculadas a partir da dinâmica simbólica, que mapeia a evolução das séries RR através da partição dessa série em símbolos e da combinação desses símbolos em palavras. H_{sd} é a entropia de Shannon do sistema e nFW é a quantidade de palavras que ocorreram com baixa frequência de ocorrência durante a evolução do sistema. As características H_{perm1} e H_{perm2} correspondem à entropia de Shannon calculada a partir dos Padrões Estatísticos Ordinários (PEO's). Os PEO's descrevem a relação entre os intervalos RR. Desses segmentos são extraídos índices de permutações. As combinações desses índices de permutações permitem a descrição da série temporal. Diferentes configurações foram utilizadas em H_{perm1} e H_{perm2} . Finalmente, o índice de complexidade, C_{index} , foi calculado seguindo a métrica em [4] e fornece uma medida da ordem e desordem do sistema. Maiores detalhes podem ser encontrados em [2, 5].

Os índices clássicos da VFC correspondem a: mNN, média dos intervalos RR; MSD – média das diferenças dos intervalos RR sucessivos; SDNN – desvio padrão dos intervalos RR; pNN50 – porcentagem dos intervalos RR cuja diferença com intervalo anterior exceda a 50 ms; TotPow – variância dos intervalos RR; LF – potência na faixa de baixas frequências (0,04 Hz até 0,15 Hz); HF – potência na faixa das altas frequências (0,15 Hz até 0,4 Hz), e LF/HF – razão entre LF e HF. Maiores detalhes podem ser encontrados em [2, 6].

As características clínicas correspondem a: idade do paciente, sexo do paciente, NSVT – presença de taquicardia ventricular não sustentada durante o Holter de 24 h, LVEF – fração de ejeção do ventrículo esquerdo menor que 50% e QRS – tempo de duração do complexo QRS maior que 134 ms.

As características passaram por um processo de normalização entre 0 e 1. Para uma determinada característica, subtraiu-se cada valor pelo valor mínimo encontrado, e o resultado foi dividido pela diferença entre o valor máximo e o valor mínimo encontrado.

Balanceamento dos Dados – Como existe uma diferença muito grande entre o número de sinais de VFC das duas classes, os dados foram balanceados utilizando a técnica SMOTE (do inglês *Synthetic Minority Over-sampling Technique*), para evitar erros de treinamento do classificador [2].

Classificador – O classificador utilizado foi a SVM. A SVM é uma técnica que cria um modelo, baseado em aprendizado de máquinas, gerando um hiperplano separador das duas classes. Maiores detalhes sobre a SVM podem ser encontrados em [5, 7]. Os parâmetros utilizados na SVM foram: $C = 1$, $\sigma = 1$ e o *kernel* adotado foi o RBF (do inglês *Radial Basis Function*), esses valores foram obtidos no trabalho anterior [2].

Algoritmo Genético – O algoritmo genético tem como finalidade selecionar as características a serem utilizadas no processo de classificação. Um indivíduo é modelado como um vetor de 0's e 1's de tamanho 19, em que, seguindo a ordem da Tabela 1, 0 corresponde a característica desligada (não utilizada) e 1 corresponde a característica ligada (utilizada). Cada elemento desse

vetor é chamado de gene. Um indivíduo tem seu desempenho (ou *fitness*) definido como a taxa de acerto média (definida adiante) do classificador utilizando aquelas características. O algoritmo segue a seguinte rotina: gera uma população inicial aleatória, calcula o *fitness* dessa população, seleciona os pais, gera os descendentes (filhos), executa mutações nos genes dos descendentes, calcula o *fitness* dos descendentes e seleciona os melhores indivíduos. O procedimento a partir da seleção dos pais é repetido até que o número de gerações seja atingido. Durante a execução do AG, foram realizados diferentes experimentos com 20%, 40%, 50% e 60% dos dados utilizados para treinamento e, dessa forma, com 80%, 60%, 50% e 40% do restante dos dados utilizado para testes. Os dados de treinamento e teste foram selecionados aleatoriamente. Para o classificador final foram utilizados 20% dos dados para treinamento e 80% para testes, conforme utilizado no trabalho anterior [2]. A Tabela 2 apresenta todos os parâmetros utilizados no algoritmo genético.

Tabela 2: Parâmetros Utilizados

Parâmetro	Valor(es)	Descrição
Tamanho da População	30	Quantidade de indivíduos na população.
Número de pais	2	Quantidade de pais por cruzamento.
Número de filhos	15	Número de filhos gerados a cada iteração.
Número de gerações	100	Número total de gerações ou iterações.
Taxa de mutação	0,2	Chance de ocorrência de mutação.
Taxa de Determinismo	0,95	Chance de que o torneio seja vencido pelo melhor competidor.
Número de Participantes	5	Número de participantes do torneio.
Dados para treinamento	20%, 40%, 50% e 60%	% dos dados separados para treinamento.
Dados para teste	80%, 60%, 50% e 40%	% dos dados separados para teste.
Número de repetições do processo de classificação	5	Quantidade de vezes que se classifica durante cálculo de <i>fitness</i> .
Número de repetições do processo de classificação final	10	Quantidade de vezes que se classifica durante a classificação final.

Cálculo do *Fitness* – Os genes de cada indivíduo definem quais características serão utilizadas no processo de classificação. Para esse conjunto de características, é realizado um treinamento do classificador e testes. Esse procedimento é repetido cinco vezes e uma taxa média de acerto é calculada.

Seleção dos Pais – A seleção dos pais foi realizada através da técnica de torneio não determinístico. Cinco candidatos a pais são selecionados aleatoriamente e competem entre si. A competição é baseada no *fitness*. O candidato com o maior *fitness* é escolhido como vencedor. Como se trata de um torneio não determinístico, existe uma pequena chance (de 5%) de o melhor participante não vencer. Nesse caso, um dos cinco participantes é escolhido ao acaso como vencedor.

Cruzamento e Mutação – O cruzamento foi implementado como uma chance do descendente herdar gene a gene de cada um dos pais. É percorrido todos os genes de cada pai, um a um. Para cada gene, existe uma chance igual de 50% de o descendente herdar o gene do primeiro pai ou o gene do segundo pai.

A mutação foi implementada como uma chance de cada gene sofrer uma inversão do seu valor. O vetor de genes é percorrido e, para cada gene, é sorteado uma chance de acontecer ou não uma mutação. Caso aconteça, o valor daquele gene é invertido. Um gene igual a 0 se torna 1 e vice-versa.

Seleção dos Melhores Indivíduos – Os descendentes são adicionados à população, com seus respectivos *fitness*, totalizando uma nova população de 45 membros. Desses 45 são selecionados os 30 melhores indivíduos, que possuem os maiores *fitness*, e essa população é passada adiante.

Resultado Final – Para o resultado final, foram utilizadas as soluções encontradas e a metodologia do trabalho anterior [2], servindo de parâmetro para análise. Portanto, para configurar os parâmetros C e σ do classificador, foi realizada uma validação cruzada usando uma busca em um espaço logarítmico, com os valores $C \in \{10^0, 10^1, 10^2, 10^3\}$ e $\sigma \in \{10^{-2}, 10^{-1}, 10^0, 10^1\}$. O classificador foi treinado com o melhor par (C, σ) encontrado. Os resultados foram analisados com base na taxa de acerto definida como $A_{cc} = n_c/M \times 100\%$, em que M é quantidade de janelas de uma dada série RR de um dado paciente e n_c é número de janelas classificadas corretamente. Também foram calculadas a sensibilidade (Sen), que é a razão entre o número de verdadeiros-positivos sobre a quantidade real de casos positivos (evoluíram para o óbito), a especificidade (Esp), que é a razão entre o número de verdadeiros-negativos e o número real de casos negativos (não evoluíram para o óbito) e a área da curva ROC. A curva ROC mede o desempenho de um classificador binário, fornecendo a razão dos verdadeiros-positivos em função dos falsos-positivos para diferentes limiares. Por convenção os valores da área da curva ROC são sempre maiores que 0,5 e o valor igual a 1 representa uma classificação perfeita.

Resultados

A Tabela 3 apresenta as soluções em que as quatro maiores taxas de acerto foram encontradas.

Tabela 3: Soluções Encontradas.

Solução	% Treino	% Teste	Nº Carac.	Carac.	Taxa Acerto (%)
1	20	80	8	5, 7, 14 a 19	99,59%
2	40	60	10	5, 6, 7, 12, 14 a 19	99,86%
3	50	50	8	5, 7, 14 a 19	99,90%
4	60	40	9	5, 6, 7, 14 a 19	99,94%

A Tabela 4 mostra a média e o desvio padrão da média dos parâmetros de desempenho do classificador utilizados neste trabalho. AUC representa a área sob a curva ROC.

Tabela 4: Resultados finais de desempenho

Solução	1 e 3	2	4
$\overline{A_{cc}}$ (% ± %)	99,53 ± 0,20	98,86 ± 1,52	98,80 ± 1,64
\overline{Sen} (% ± %)	99,44 ± 0,24	98,77 ± 2,12	98,61 ± 2,21
\overline{Esp} (% ± %)	99,70 ± 0,28	99,02 ± 0,63	99,16 ± 0,68
AUC	0,9998 ± 0,0002	0,9979 ± 0,0059	0,9980 ± 0,0055

Discussão

Classificadores baseados em aprendizado de máquina, como a SVM, são sensíveis à quantidade de dados utilizados para treinamento. Conforme apresentado na Tabela 3, o percentual de dados usado no treinamento e teste do classificador foi alterado para avaliar se alguma característica se tornaria mais ou menos importante para o classificador. Verificou-se que essa alteração não mudou de forma significativa a relação de características selecionadas pelo algoritmo genético.

Todas as características clínicas estiveram presentes em todas as soluções, assim como o índice de complexidade (C_{index}), o desvio padrão médio dos intervalos RR (SDNN) e a razão da baixa e alta frequência (LF/HF). Tais resultados demonstram que os dados clínicos ainda são preponderantes na avaliação de risco de morte dos pacientes. Entretanto, índices de VFC podem contribuir com o auxílio ao diagnóstico final.

Em comparação com o trabalho anterior [2], houve um aumento de cerca de 4% em relação à taxa de acerto e um ganho de cerca de 11% na especificidade. No trabalho realizado em [8], foi utilizada a técnica $F - score$, que atribui um valor para uma característica e estabelece um *ranking* dos maiores valores. Utilizando a SVM, os autores conseguiram reduzir o número de características de 9 para 5 e obtiveram uma taxa de acerto de 99,51% na classificação de malignidade ou benignidade do tumor de mama. Os autores de [9] utilizaram uma combinação das técnicas KNN e SVM para também separar tumores de mama com um

conjunto de 32 características. Utilizando AG, a taxa de acerto final foi de 97,38% com apenas 6 características.

Conclusão

Os resultados apresentados sugerem que as técnicas de algoritmos genéticos melhoram o desempenho do classificador de risco de morte em pacientes chagásicos, apresentando ainda a vantagem de otimizar o número de características utilizadas. Neste trabalho foi obtida uma taxa de 99,53% e uma redução de 19 características para 8. A monitoração das características selecionadas ainda pode auxiliar a clínica médica no tratamento e acompanhamento dos pacientes chagásicos.

Agradecimentos

Os autores agradecem ao Prof. Dr. Antônio Ribeiro por disponibilizar os dados e ao CNPq pelo apoio financeiro.

Referências

- [1] Gomes, MED. Técnicas de sistemas dinâmicos não-lineares na análise da modulação autonômica da variabilidade da frequência cardíaca [tese]. Belo Horizonte: Universidade Federal de Minas Gerais; 2001.
- [2] Sady CCR, Ribeiro ALP. Symbolic features and classification via support vector machine for predicting death in patients with Chagas disease. *Computers in Biology and Medicine*. 2016; 70 (2016): 220-227.
- [3] Fröhlich H, Chapelle O, Schölkopf B. Feature selection for support vector machines by means of genetic algorithm. In: *Proceedings of 15th IEEE International Conference on Tools with Artificial Intelligence*; 2003 Nov 3-5; Sacramento, USA. 2003. p. 142-148.
- [4] Lempel A, Ziv J. On the complexity of finite sequences. *Information Theory, IEEE Transactions*. 1976; 22 (1): 75-81.
- [5] Sady CCR. Técnicas de Reconhecimentos de Padrões para Classificação de Sinais Fisiológicos [tese]. Belo Horizonte: Universidade Federal de Minas Gerais. 2013.
- [6] Task Force of the European Society of Cardiology. Heart rate variability standards of measurement, physiological interpretation, and clinical use. *Eur Heart J*. 1996; 17: 354-381.
- [7] Lorena AC, De Carvalho ACPLF. Uma introdução às support vector machines. *Revista de Informática Teórica e Aplicada*. 2007; 14(2): 43-67.
- [8] Akay MF. Support vector machines combined with feature selection for breast cancer diagnosis. *Expert systems with applications*. 2009; 36(2): 3240-7.
- [9] Zheng B, Yoon SW, Lam SS. Breast cancer diagnosis based on feature extraction using a hybrid of K-means and support vector machine algorithms. *Expert Systems with Applications*. 2014; 41(4): 1476-82.

ANÁLISE DO PROCESSAMENTO AUDITIVO PRIMÁRIO PERANTE DESENVOLVIMENTO ICTAL EM UM MODELO DE CRISES AUDIOGÊNICAS

V. R. Carvalho*, H. P. P. Pinto *, M. F. F. Moraes*** e E. M. A. M. Mendes**

*Núcleo de Neurociências UFMG, Belo Horizonte, Brasil

**Centro de Tecnologia e Pesquisa em Magneto Ressonância (CTPMAG), Belo Horizonte, Brasil
e-mail: vrcarva@gmail.com

Resumo: Este artigo analisa a dinâmica ictal em um modelo audiogênico, por meio de registros eletrográficos de eletrodos posicionados no Colículo Inferior de animais WAR (*Wistar Audiogenic Rats*). Estímulos sonoros de 110 dB, modulados em amplitude, são apresentados para evocar Crises Audiogênicas e resultam em Potenciais Evocados Auditivos em Regime Permanente, que podem ser considerados marcadores eletrográficos do processamento auditivo primário destes animais. A hipótese analisada neste trabalho é que, durante e após uma crise audiogênica, o processamento auditivo seria prejudicado consideravelmente, uma vez que circuitos de resposta fariam parte do foco ictogênico e perderiam sua função fisiológica. A resposta evocada auditiva dos animais experimentais é analisada em termos de dois atributos: potência e sincronismo de fase com o estímulo. A potência de osciladores endógenos, em diferentes bandas de frequência, também é quantificada. Os resultados encontrados refutam a hipótese proposta, pois a amplitude da resposta não é alterada significativamente antes, durante ou após a crise. O sincronismo com o estímulo é ligeiramente prejudicado antes da crise, mas atinge valores máximos no pós-ictal. Os resultados sugerem que circuitos do Colículo Inferior responsáveis pelo processamento auditivo, apesar de estarem envolvidos no processo que leva a uma crise audiogênica, podem não fazer efetivamente parte da via ictogênica, uma vez que continuam responsivos durante e após a crise.

Palavras-chave: Epilepsia, ASSR, ictogênese, PLV.

Abstract: *This paper analyses the ictal dynamics in an audiogenic seizure model, with electrographic signals from electrodes inserted in the Inferior Colliculus (IC) of WAR animals. Amplitude Modulated sound stimuli of 110 dB were used to evoke seizures. These stimuli also result in Auditory Steady State Responses (ASSR), which can be considered as primary auditory processing markers. This work evaluates the hypothesis that, during and after an audiogenic seizure, auditory processing is compromised, since these neural response circuits would be part of the ictogenic focus. Two features of the ASSR of each animal are extracted; Power and Phase Locking Value (PLV), corresponding to excitability and level of synchrony with stimulus, respectively. The power of endogenous rhythms, from delta to gamma, is also analyzed. The results refute the*

proposed hypothesis, since the ASSR power is not altered significantly during or after the seizure. PLV is slightly lower before the seizure, but reaches maximum values in the post-ictal period. The results may indicate that response neuronal circuits of the IC would not effectively be part of the ictogenic circuit, but would only be responsible for triggering such a circuit.

Keywords: *Epilepsy, ASSR, ictogenesis, PLV*

Introdução

Crises epiléticas são caracterizadas pela atividade anormal, em geral rítmica e de alta intensidade, de grupos de neurônios do cérebro. Esta dinâmica é comumente interpretada como excesso de excitabilidade e sincronismo neural, podendo ocasionar uma série de sintomas cognitivos, sensoriais, motores e autonômicos, de acordo com a localização e extensão de regiões recrutadas [1].

Apesar de todo esforço em pesquisas visando esclarecer a dinâmica e os fatores que levam à ictogênese e epileptogênese, grande parte das questões ainda se encontra em aberto. Isso se reflete em altas taxas de diagnósticos errôneos de epilepsia [2], na ineficiência de tratamento farmacológico para cerca de um terço dos pacientes e no mau desempenho de algoritmos de predição de crises [1].

A análise da dinâmica de episódios ictais é comumente feita por registros eletroencefalográficos, em parte devido à sua alta resolução temporal. Sinais deste tipo representam a atividade de conjuntos de osciladores que geram atividade rítmica, em geral aleatória, em diversas faixas de frequência [3]. Porém, estímulos sensoriais podem ser utilizados para acoplar tais osciladores, fazendo-os agir de forma coerente e resultando em potenciais evocados. Características que normalmente estariam invisíveis em meio à atividade basal de uma infinidade de osciladores endógenos, seriam visíveis como respostas do sistema a certos estímulos, permitindo a caracterização de estados deste sistema.

Considerando que excitabilidade e sincronismo são dois fatores fundamentais em ictogênese, foi proposto um protocolo de sondagem que permitisse a análise da dinâmica de ambos antes, durante e após episódios ictais, em um modelo animal de crises audiogênicas. A amplitude da resposta evocada é um indicador de excitabilidade neural [4], enquanto variações na fase

relativa entre resposta e estímulo seriam um modo de estimar o sincronismo de circuitos sensoriais [5].

O experimento proposto busca avaliar a hipótese que o processamento auditivo é prejudicado de modo significativo durante e após crises. Como circuitos de resposta seriam responsáveis pelo início da crise, estes permaneceriam envolvidos em estados reverberantes (logo, não respondendo a estímulos externos) durante o período ictal, e hipoexcitáveis no pós-ictal, em um período caracterizado como resposta decremental. A avaliação da hipótese proposta busca esclarecer parte dos mecanismos de icogênese, analisando o papel de circuitos neurais de resposta na geração e manutenção de estados ictais.

Materiais e métodos

Os experimentos foram realizados no Núcleo de Neurociências (NNC), da Universidade Federal de Minas Gerais, e aprovados pelo respectivo comitê de ética (protocolo nº 24/2013 CEUA UFMG).

Modelo Animal – São utilizados sete animais da linhagem WAR, um modelo de crises audiogênicas (CA). Estes animais sofrem crises generalizadas tônico-clônicas [6] quando submetidos a estímulos sonoros de alta intensidade (~110 dB), além de possuírem maior sensibilidade a certos indutores de crises, como eletrochoque e certas drogas [6]. Cada WAR passou por um processo de *Screening* Audiogênico, para avaliação de suscetibilidade a crises por estímulos acústicos. Como controle, são utilizados sete animais Wistar, que não sofrem CAs com a aplicação do mesmo som.

Estimulação – Estímulos auditivos de 110dB e duração de 60 segundos são apresentados. Estes são tons de 10 kHz modulados em amplitude ($f_m = 53.71$ Hz) são apresentados, de modo a evocar Potenciais Evocados Auditivos de Regime Permanente (PEARp ou ASSR – *Auditory Steady State Response*) [7]. Deste modo, a apresentação do tom AM resulta na ativação síncrona de grupos de neurônios que respondem a 10 kHz, na forma de oscilações de 53.71 Hz. Esta atividade corresponde à ASSR, que serve como marcador eletrográfico do processamento auditivo primário de cada animal [7].

Posicionamento dos Eletrodos – Após anestesia (30mg/Kg de Ketamina e 5mg/Kg de Xilazina) e posicionamento em aparelho estereotáxico (David Kopf Model 960), cada animal foi submetido à cirurgia para implantação de um eletrodo no Colículo Inferior (CI) e fixação de três parafusos de aço para fixação do capacete com o conector RJ11 de quatro pinos. Um parafuso foi fixado no osso parietal e dois parafusos à direita e esquerda da fossa nasal, servindo como terra e referência, respectivamente.

O CI foi escolhido como região de análise por dois motivos principais: (1) desempenha papel fundamental para o desencadeamento de crises audiogênicas e límbicas [8] e (2) é um substrato essencial da via auditiva, situado em seus primeiros estágios, de modo que a ASSR evocada por tons AM é facilmente visível nesta estrutura.

Aquisição de Sinais – Os sinais dos microeletrodos são amplificados por um condicionador analógico de sinais (Axon Instruments, Cyberamp320) e digitalizados a uma taxa de amostragem de 20 kHz (NI-DAQ 6023E). Um segundo canal é registrado, contendo a componente moduladora do sinal de estimulação sonora.

Análise – Em cada registro, são analisados três períodos: (1) Pré-ictal (2) ictal e (3) pós-ictal, separados por inspeção visual do Vídeo-EEG de animais WAR. Os mesmos períodos também são definidos nos registros de animais Wistar (mesmo na ausência de crises) para fins de comparação entre amostras de cada grupo. Atributos de excitabilidade e sincronismo, descritos a seguir, são extraídos de cada trecho e comparados entre si e entre grupos controle e experimental.

Um dos modos de quantificar excitabilidade neural é através do cálculo da potência de bandas de frequência específicas, que podem estar na faixa de frequência da ASSR ou em ritmos oscilatórios endógenos [9]. Em geral, a potência de uma banda pode ser obtida por meio de análises espectrais como a Transformada de Fourier e suas variantes. Como os registros de EEG/LFP deste trabalho são relativamente longos e marcados por não-estacionariedade e oscilações transitórias, foi utilizada a Transformada de Fourier de Tempo Curto (STFT), com janelas com 32768 amostras (equivalente a 1,6384 segundos). Calculou-se a potência de seis bandas diferentes: *Delta* 1,2 – 3,7 Hz, *Teta* 4,2 – 9,8 Hz, *Alfa* 10,3 – 15,8 Hz, *Beta* 17,0 – 30,0 Hz, *Gama* 31,1 – 100 Hz e ASSR 53,1 – 54,3 Hz. No cálculo de potência da banda Gama, são eliminados os coeficientes de 48,71 até 58,71 Hz, para dissociar a componente da ASSR de osciladores endógenos do respectivo ritmo. A potência calculada de cada banda é normalizada pelos respectivos valores basais de cada animal.

Para o cálculo do nível de sincronismo, é utilizado o índice de *Phase Locking Value* (PLV) [5] entre a resposta ASSR e a componente moduladora do som, obtido pelos seguintes passos: Os dois sinais são filtrados (FIR – Finite Impulse Response, em direções opostas) de 48,7 Hz até 58,7 Hz. Por meio da Transformada de Hilbert e representação analítica de cada sinal [10], são calculadas as séries de fase instantânea ($\phi_1(t)$ e $\phi_2(t)$) de cada sinal filtrado, que são subtraídas entre si, resultando na série de fase relativa $\phi_{1,2}(t)$. Por fim, é calculado o valor de PLV:

$$PLV_{raw} = \frac{1}{N} \sum_{j=1}^N e^{i\psi_{1,2}(t(j))} \quad (1)$$

Para evitar índices espúrios, várias séries subsitutas são obtidas “embaralhando” $\phi_1(t)$, calculando um PLV_s para cada. Um índice normalizado de PLV_{norm} é então calculado, subtraindo a média de PLV_s de PLV_{raw} , e dividindo pelo desvio padrão de PLV_s .

Assim, o cálculo do índice PLV entre ASSR e componente moduladora do som serve como estimativa da capacidade da resposta de sincronizar (ou “seguir”) com o estímulo.

Resultados

Dos sete animais WAR, dois apresentaram CAs com Índice de Severidade (IS) [11] igual a 1 (máximo), e os demais tiveram CAs com IS = 0,95. Os valores de potência normalizada de cada banda são mostrados na Figura 1.

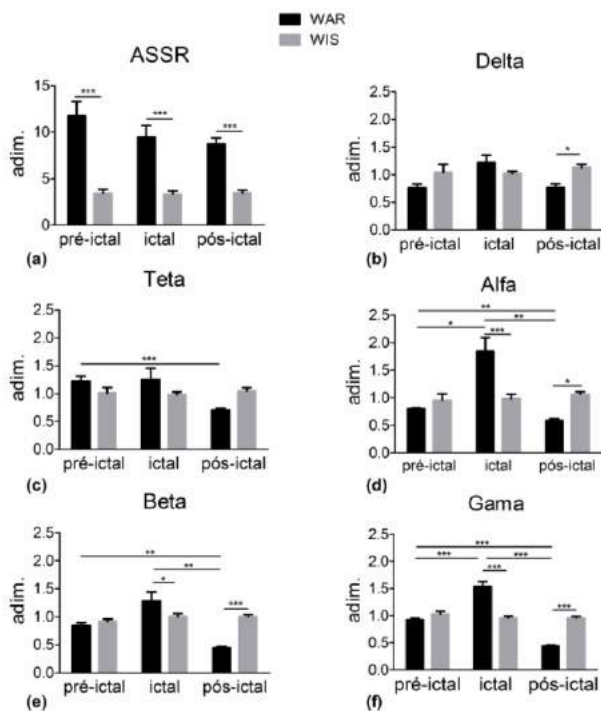


Figura 1: Potências normalizadas das bandas (a) ASSR, (b) Delta, (c) Teta, (d) Alfa, (e) Beta e (f) Gama. Resultados mostrados como média + Erro padrão médio. (RM-Anova de uma via com Correção Bonferroni). * $p < 0.05$, ** $p < 0.01$ e *** $p < 0.001$.

A Figura 1 mostra que, em WARs, os ritmos endógenos (1.a – 1.e), sobretudo Alfa, Beta e Gama, são marcados por uma dinâmica característica ao longo dos três períodos analisados; aumento na potência durante a CA, e diminuição considerável no pós-ictal, caracterizado por uma resposta eletrodecremental. Tal dinâmica é esperada e de acordo com o encontrado na literatura. Porém, ao contrário do esperado, a ASSR (1.f) não possui alterações significativas ao longo dos três períodos, permanecendo hiperexcitável em comparação com animais controle.

A Figura 2 mostra a comparação dos valores de PLV entre cada estágio da CA de animais WAR, e de cada estágio com os respectivos trechos controle de Wistars.

O período pré-ictal de animais WAR apresenta os menores valores de PLV, que aumentam ligeiramente durante a CA, e atingem valores máximos no pós-ictal. Ou seja, o sincronismo da resposta perante estímulos sonoros é ligeiramente prejudicado momentos antes da CA, mas permanece com valores normais durante o período ictal. Após a CA, o sincronismo é favorecido.

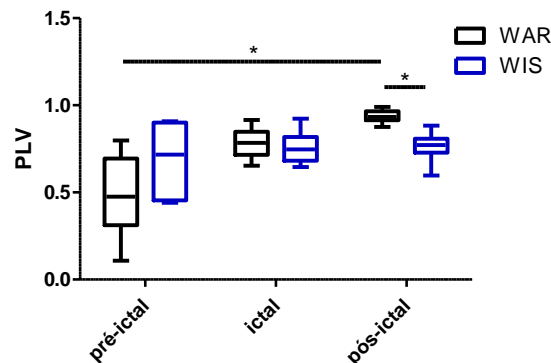


Figura 2: Índices de PLV entre ASSR e estímulo. Resultados mostrados como Boxplot (percentis 10-90 e mediana). Para comparação entre períodos de um mesmo grupo, foi utilizado Teste de Friedman. Para comparação entre WAR e WIS, foi empregado o teste Kruskal-Wallis. Teste post hoc de Dunn em ambos os casos [12]. * $p < 0,05$.

Discussão

A capacidade de resposta a um estímulo auditivo, quantificada pela amplitude da ASSR, não é afetada significativamente pela CA em animais WAR, seja em períodos antes ou após sua ocorrência. Nos três trechos, a ASSR permanece com amplitudes maiores que animais saudáveis (Wistars), evidenciando que animais WAR continuam hiperexcitáveis a estímulos externos, mesmo durante e após uma CA.

A queda do PLV no pré-ictal poderia ser explicada por, na iminência de ocorrência de uma crise, circuitos neurais responsáveis pelo processamento auditivo poderiam estar interagindo com circuitos icotogênicos, prejudicando o sincronismo da resposta. Isso comprometeria a capacidade destes grupos neurais produzirem uma ASSR com a plena capacidade de 'seguir' o estímulo sonoro, pois estariam parcialmente ou transientemente acoplados com outros circuitos ictais, ainda que os valores de amplitude da ASSR não sejam alterados significativamente. Já o aumento do PLV após a CA indica uma tendência a sincronizar mais facilmente com estímulos externos no pós-ictal, que poderia ser explicada pelo fato que grande parte dos circuitos endógenos está em período hipoexcitável. Entre esses circuitos, podem estar incluídos os responsáveis por modulações top-down [14] e inibição.

A hipótese proposta inicialmente considerou que o processamento auditivo primário de WARs, quantificado por PLV e potência da ASSR, seria comprometido significativamente durante e após uma CA. Porém, os resultados encontrados refutam tal hipótese. Uma possível explicação seria que circuitos responsáveis pelo processamento auditivo do CI não fariam parte efetivamente da via icotogênica, apesar de estarem intimamente envolvidos em seu gatilhamento. Em outras palavras, o processamento do som de alta intensidade daria início a um processo de ativação de um foco ictal, que por sua vez deflagraria uma CA por meio do recrutamento de circuitos em um estado

reverberante. Porém, ao contrário de circuitos que recrutados pelo foco ictogênico (ou que fazem parte do próprio foco), que perdem momentaneamente as respectivas funções fisiológicas, os circuitos responsáveis pela resposta auditiva do CI continuam responsivos a estímulos externos.

Em [15], é mostrado que a amplitude de potenciais evocados auditivos é reduzida no pós ictal, em eletrodos ipsilaterais ao foco epileptogênico em pacientes com Epilepsia de Lobo Temporal. Já em [16], respostas evocadas sensoriais neurovasculares são reduzidas ipsilateralmente, mas aumentadas na região contralateral ao foco ictogênico. Seria, portanto, esperado que circuitos de processamento sensorial fossem comprometidos quando recrutados pelo foco ictal, mas funcionassem normalmente caso a via sensorial não fosse recrutada em um estado reverberante. Ademais, é possível que a resposta em circuitos que não são recrutados pelo foco ictal seja aumentada, devido a fatores como o desequilíbrio inibitório [16]. Isto reforça a possível explicação que circuitos de resposta do CI, embora envolvidos com o gatilhamento de CAs, não seriam responsáveis pelo espalhamento da crise nem de sua manutenção.

Conclusão

A hipótese que o processamento auditivo seria significativamente comprometido durante e após uma CA foi refutada. Por meio de técnicas de processamento dos sinais de LFP obtidos, foram estimados atributos de excitabilidade e sincronismo da ASSR, que evidenciaram o contrário da hipótese proposta; mesmo com a CA, animais WAR continuam a processar estímulos auditivos. Estes resultados sugerem que circuitos de processamento podem não ser parte efetivamente da via ictogênica, estando envolvidos apenas em seu gatilhamento.

Agradecimentos

Este trabalho foi realizado com o apoio financeiro da CAPES – Brasil. Agradecemos também ao CNPq e FAPEMIG pelo desenvolvimento e apoio à pesquisa.

Referências

- [1] L. D. Iasemidis, “Epileptic seizure prediction and control,” *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 50, no. 5, pp. 549–58, May 2003.
- [2] D. Smith, B. a Defalla, and D. W. Chadwick, “The misdiagnosis of epilepsy and the management of refractory epilepsy in a specialist clinic,” *QJM*, vol. 92, no. 1, pp. 15–23, 1999.
- [3] E. Başar, “Brain oscillations in neuropsychiatric disease,” *Dialogues Clin. Neurosci.*, vol. 15, no. 3, pp. 291–300, 2013.
- [4] Y. Oda, “Gamma band neural synchronization deficits for auditory steady state responses in bipolar disorder patients,” *Seishin Shinkeigaku Zasshi*, vol. 116, no. 3, pp. 245–53, Jan. 2014.
- [5] J. P. Lachaux, E. Rodriguez, J. Martinerie, and F. J. Varela, “Measuring phase-synchrony in brain signals,” *Hum. Brain Mapp.*, vol. 8, pp. 194–208, 1999.
- [6] A. V. Scarlatelli-Lima, L. H. M. Magalhães, M. C. Doretto, and M. F. D. Moraes, “Assessment of the seizure susceptibility of Wistar Audiogenic rat to electroshock, pentylenerazole and pilocarpine.,” *Brain Res.*, vol. 960, no. 1–2, pp. 184–9, Jan. 2003.
- [7] T. W. Picton, M. S. John, A. Dimitrijevic, and D. Purcell, “Human auditory steady-state responses.,” *Int. J. Audiol.*, vol. 42, no. 4, pp. 177–219, Jun. 2003.
- [8] M. F. D. Moraes, F. Del Vecchio, V. C. Terra, and N. Garcia-Cairasco, “Time evolution of acoustic ‘information’ processing in the mesencephalon of Wistar rats,” *Neurosci. Lett.*, vol. 284, no. 1–2, pp. 13–16, 2000.
- [9] G. Buzsáki and B. O. Watson, “Brain rhythms and neural syntax: Implications for efficient coding of cognitive content and neuropsychiatric disease,” *Dialogues Clin. Neurosci.*, vol. 14, no. 4, pp. 345–367, 2012.
- [10] D. Gabor, “Theory of communication. Part 1: The analysis of information,” *Electr. Eng. - Part III Radio Commun. Eng. J. Inst.*, vol. 93, no. 26, pp. 429–441, 1946.
- [11] N. Garcia-Cairasco, H. Wakamatsu, J. A. Oliveira, E. L. Gomes, E. A. Del Bel, and L. E. Mello, “Neuroethological and morphological (Neo-Timm staining) correlates of limbic recruitment during the development of audiogenic kindling in seizure susceptible Wistar rats.,” *Epilepsy Res.*, vol. 26, no. 1, pp. 177–92, Dec. 1996.
- [12] G. K. Kanji, *100 statistical tests*. SAGE Publications, 2006.
- [13] M. Le Van Quyen, V. Navarro, J. Martinerie, M. Baulac, and F. J. Varela, “Toward a neurodynamical understanding of ictogenesis.,” *Epilepsia*, vol. 44 Suppl 1, pp. 30–43, 2003.
- [14] A. K. Engel, P. Fries, and W. Singer, “Dynamic predictions: Oscillations and synchrony in top-down processing,” *Nat. Rev. Neurosci.*, vol. 2, no. 10, pp. 704–716, Oct. 2001.
- [15] A. Abubakr and I. Wambacq, “The localizing value of auditory event-related potentials (P300) in patients with medically intractable temporal lobe epilepsy,” *Epilepsy Behav.*, vol. 4, no. 6, pp. 692–701, 2003.
- [16] S. Harris, M. Bruyns-Haylett, A. Kennerley, L. Boorman, P. G. Overton, H. Ma, M. Zhao, T. H. Schwartz, and J. Berwick, “The effects of focal epileptic activity on regional sensory-evoked neurovascular coupling and postictal modulation of bilateral sensory processing.,” *J. Cereb. Blood Flow Metab.*, vol. 33, no. 10, pp. 1595–604, 2013.

ANÁLISE DE CORRELAÇÃO CANÔNICA COMO ESTRATÉGIA DE PRÉ-PROCESSAMENTO E EXTRAÇÃO DE CARACTERÍSTICAS EM SISTEMAS BCI-SSVEP

J. I. da Silva Júnior*, A. K. Takahata*, S. N. Carvalho**, T. B. Costa***, L. F. S. Uribe***, R. Suyama*, R. Attux***, D. C. Soriano*

* CECS/Universidade Federal do ABC (UFABC), São Bernardo do Campo - SP, Brasil

** Universidade Federal de Ouro Preto (UFOP), João Monlevade – MG, Brasil

*** FEEC/Universidade Estadual de Campinas (UNICAMP), Campinas – SP, Brasil
e-mail: inaciojr9@gmail.com

Resumo: Interfaces cérebro-computador (BCIs) originam canais de comunicação capazes de mapear diretamente sinais cerebrais em sinais de controle para dispositivos externos. Neste trabalho, apresenta-se o desempenho da análise de correlação canônica (CCA) tanto como método de extração de características como uma estratégia de pré-processamento em um sistema BCI baseado em potenciais visuais evocados em regime permanente (SSVEP). Em uma primeira etapa, o uso da CCA como extrator de características foi comparado com o desempenho de uma configuração clássica em BCI baseada na estimação de espectro via método de Welch para uma interface de cinco comandos utilizando nove indivíduos saudáveis. Tanto os cenários utilizando número fixo de atributos quanto os baseados em *wrappers* foram abordados após o ranqueamento dos atributos segundo o índice de Davies-Bouldin. Posteriormente, foi avaliado o desempenho da BCI quando a CCA foi empregada como estratégia de pré-processamento tendo o método de Welch como extrator dos atributos. Por fim, vantagens e desvantagens relativas ao uso da CCA são apresentadas nas discussões e conclusões.

Palavras-chave: interface cérebro-máquina; eletroencefalografia; análise de correlação canônica, reconhecimento de padrões; aprendizado de máquina; potenciais visuais evocados.

Abstract: *Brain-computer interfaces (BCIs) outline alternative communication channels with the objective to directly map brain signals onto control signals for external devices. In this context, this paper presents the performance of the canonical correlation analysis (CCA) as a feature extraction method and also as a preprocessing strategy for a BCI system based on steady-state visually evoked potentials (SSVEP). Initially, the use of CCA as a feature extractor was compared with the performance of a classic BCI configuration based on spectrum estimation by means of the Welch method in a five-command interface using nine healthy subjects. Both scenarios using a fixed number of attributes and wrappers were addressed after ranking the attributes according to the Davies-Bouldin*

index. Subsequently, we evaluated the performance of the interface when the CCA was employed as preprocessing strategy with the Welch method as feature extractor. Finally, advantages and drawbacks for the use of CCA are presented in the discussions and conclusions.

Keywords: *brain-computer interface; electroencephalography; canonical correlation analysis; pattern recognition; machine learning; evoked potentials.*

Introdução

Interfaces cérebro-computador (BCI - *brain-computer interface*) definem sistemas capazes de mapear sinais cerebrais, coletados de forma invasiva ou não invasiva, em sinais de controle para dispositivos externos com diferentes propósitos, seja visando à atuação de dispositivos assistivos no contexto da reabilitação de pacientes com severas restrições, ou mesmo para fins de entretenimento [1].

De maneira geral, os sistemas BCI não invasivos buscam reconhecer padrões específicos na eletroencefalografia de superfície com o intuito de associá-los com sinais de controle (diferentes classes). Tais padrões bioelétricos distinguíveis são induzidos por meio de diferentes estratégias que fundamentam os chamados paradigmas, dentre os quais se destacam a imagética de tarefas, os potenciais evocados - tais como os observados mediante tarefas de tomada de decisão (P300) - e os potenciais visuais evocados em regime permanente (SSVEP - *steady-state visually evoked potentials*) [1]. Neste último caso, solicita-se ao usuário que se concentre em um dos diferentes estímulos visuais, i.e. fontes luminosas oscilando em diferentes frequências. O foco de atenção em uma fonte específica induz sincronismo da atividade elétrica do córtex visual com a frequência estimulatória visual, o que pode ser inferido a partir de técnicas adequadas de processamento de sinais (e.g. estimação de espectro).

No presente trabalho, cinco diferentes cenários envolvendo diferentes técnicas de pré-processamento, extração e seleção de características tiveram seus

desempenhos avaliados. Tais cenários tiveram por objetivo central estabelecer um comparativo em relação à utilização da análise de correlação canônica (CCA – *canonical correlation analysis*) como um extrator de características ou mesmo como estratégia de pré-processamento frente a abordagens clássicas em BCI, considerando, sobretudo, os bons desempenhos reportados na literatura [2]. Tais comparativos motivaram discussões interessantes em relação a possíveis alternativas de processamento de sinais para sistemas BCI-SSVEP operando em tempo de execução.

Materiais e métodos

A interface de estímulos visuais consistiu em dois padrões xadrez com 3,8 cm de lado cintilando em diferentes frequências entre as cores preto e branco em um monitor de 14 polegadas com taxa de atualização de 60 Hz, tal como mostrado na Figura 1(A). Os estímulos foram apresentados dois a dois com as frequências 6 e 7,5; 12 e 15; 20 e 30 Hz, estando os voluntários sentados a uma distância de 60 a 100 cm do monitor - Figura 1(B).

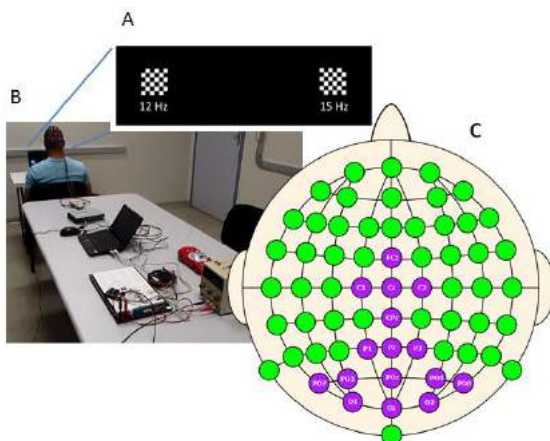


Figura 1: (A) Interface de estímulo visual; (B) aparato experimental como um todo; (C) posições de EEG (em roxo) registradas.

As aquisições de um dado estímulo (*trials*) duraram 12 s e foram repetidas 8 vezes para um mesmo indivíduo, podendo haver descanso entre elas. Os experimentos foram realizados com 9 indivíduos, saudáveis, com idade média de $26,2 \pm 3,5$ anos, 6 homens e 3 mulheres, todos com visão normal ou corrigida. O experimento foi aprovado pelo comitê de ética em pesquisa com seres humanos da UNICAMP (protocolo n. 791/2010).

O EEG de superfície foi registrado nas posições mostradas na Figura 1(C) utilizando o amplificador gUSBamp (g.Tec, Guger Technologies, Graz, Austria) com taxa de amostragem de 256 Hz. Os dados foram processados em Matlab, tal como detalhadamente descrito em [3].

Das aquisições realizadas, optou-se por estudar o processo de reconhecimento de padrões associado à discriminação das classes 6, 7,5, 12, 15 e 20 Hz, uma

vez que observou-se por meio de análises preliminares que a resposta evocada em 30 Hz já era bem reduzida.

Os *trials* de 12 s foram segmentados em janelas menores visando não apenas o aumento do número de observações, mas também a simulação de intervalos de tempo compatíveis com os de sistemas BCI operando em tempo de execução. Diferentes tamanhos de janelas (1 s, 2 s, 3 s e 4 s) foram considerados para a análise comparativa dos cenários de processamento, os quais envolveram variantes em termos de técnicas de pré-processamento (CAR – *common average reference* vs. CCA), extração de características (método de Welch vs. CCA), seleção de características (sem seleção vs. Wrappers com ranqueamento baseado no índice de Davies-Bouldin - DBI).

O pré-processamento utilizando filtro CAR, consiste na retirada de cada eletrodo da média global considerando todas as posições do EEG registradas [4]. Já pré-processamento utilizando a CCA baseia-se na obtenção de um conjunto de filtros espaciais que relacionam os sinais dos eletrodos - matriz \mathbf{X} de M canais por N amostras - e um conjunto de sinais de referência, no caso, senóides e cossenóides (para abranger também desvios de fases) nas frequências dos estímulos visuais - matriz \mathbf{Y} de P sinais de referência por N amostras. O primeiro filtro espacial, dado pelo vetor \mathbf{a}_1 , é obtido de modo a maximizar a correlação da sua saída, $\mathbf{a}_1^T \mathbf{X}$, com uma combinação linear de sinais de referência, $\mathbf{b}_1^T \mathbf{Y}$, ou seja, como solução do seguinte problema de otimização [5]:

$$\rho = \max_{\mathbf{a}_1, \mathbf{b}_1} \text{corr}(\mathbf{a}_1^T \mathbf{X}, \mathbf{b}_1^T \mathbf{Y}) = \max_{\mathbf{a}_1, \mathbf{b}_1} \frac{\mathbf{a}_1^T \mathbf{X} \mathbf{Y}^T \mathbf{b}_1}{\sqrt{\mathbf{a}_1^T \mathbf{X} \mathbf{X}^T \mathbf{a}_1} \sqrt{\mathbf{b}_1^T \mathbf{Y} \mathbf{Y}^T \mathbf{b}_1}}, \quad (1)$$

em que, $\mathbf{a}_1^T \mathbf{X}$ e $\mathbf{b}_1^T \mathbf{Y}$ ótimos formam o primeiro par de variáveis canônicas. Os filtros espaciais subsequentes podem ser obtidos maximizando-se ρ de modo que os novos pares de variáveis canônicas sejam descorrelacionados com os pares já obtidos. No caso, os sinais de referência podem ser definidos como [2,5]:

$$\mathbf{y}(t) = [\text{sen}(2\pi f_1 t) \quad \cos(2\pi f_1 t) \quad \dots \quad \text{sen}(2\pi f_6 t) \quad \cos(2\pi f_6 t)]^T, \quad (2)$$

em que $f_1 = 6$ Hz; $f_2 = 7,5$ Hz; $f_3 = 10$ Hz; $f_4 = 12$ Hz; $f_5 = 15$ Hz; $f_6 = 20$ Hz, de modo que $\mathbf{Y} = [\mathbf{y}(0) \quad \mathbf{y}(T_s) \quad \mathbf{y}(2T_s) \quad \dots \quad \mathbf{y}((N-1)T_s)]$, sendo T_s o período de amostragem. A frequência em 10 Hz foi acrescentada devido ao aparecimento de um significativo componente subharmônico evocado quando da estimulação visual em 20 Hz [6], o que tende a melhorar o desempenho de classificação.

Para efeitos comparativos, a densidade espectral de potência (PSD – *power spectral density*) nas frequências de f_1 até f_6 para cada canal registrado foi calculada pelo método de Welch, tal como classicamente feito em sistemas BCI-SSVEP [1, 3]. Tal estimativa foi realizada por meio da função *pwelch* do *software* Matlab. A extração de característica por CCA foi realizada com o uso dos coeficientes canônicos \mathbf{b}_1 descrito em (1), tendo sido os termos de senos e cossenos associados a uma mesma frequência combinados, o que deu origem a um

total de seis coeficientes considerando toda matriz de observação X .

A seleção de características baseada em *wrappers* consistiu em uma subpartição dos dados de treinamento para avaliação do desempenho de classificação mediante a adição progressiva de atributos previamente ranqueados pelo índice de Davies-Bouldin. Quando o desempenho do classificador apresenta quatro piores consecutivas, define-se o subconjunto de atributos selecionados como sendo aqueles antes do início da queda de desempenho. O número máximo de atributos foi limitado em 35. O índice de Davies-Bouldin combina em uma única métrica a maximização da distância entre as médias das classes e a minimização de suas dispersões [7, 8].

Foram considerados cinco diferentes cenários de processamento: (1) – extração de atributos utilizando a CCA e sem seleção de características; (2) – extração de atributos utilizando método de Welch com pré-processamento CAR e seleção de atributos utilizando DBI e *wrappers*; (3) - extração de atributos utilizando método de Welch com pré-processamento CCA e seleção de atributos utilizando DBI e *wrappers*; (4) - extração de atributos utilizando método de Welch com pré-processamento CAR e seleção de atributos utilizando DBI e número fixo (seis) de atributos; (5) - extração de atributos utilizando método de Welch com pré-processamento CCA e seleção de atributos utilizando DBI e número fixo de atributos (seis).

Todos os métodos utilizaram um classificador linear baseado em mínimos quadrados, tendo por critério de decisão a classe mais frequente entre todas as comparações par a par. Os dados foram particionados por meio da estratégia de validação *'leave M out'*, com 70% dos *trials* para treinamento e 30 % para teste em 100 repetições, com escolha aleatória entre os *trials* de treinamento e teste [9].

Resultados

A Tabela 1 mostra a acurácia intersujeito para diferentes janelas de tempo considerando as diferentes técnicas utilizadas. Nota-se a melhora de desempenho com o aumento do tamanho da janela, o qual implicou num incremento médio de desempenho em torno de 9% para janelas de 2 s vs. 1 s. Incrementos posteriores de 1 s no janelamento melhoraram o desempenho de 2 ou 3% para todas as técnicas analisadas.

Em geral, o método de CCA-Welch alcançou o melhor desempenho nos cenários analisados. A Figura 2 mostra os desempenhos dos diferentes métodos quando o tamanho da janela é fixado em 3 s, bem como uma comparação estatística entre os mesmos. Observou-se uma diferença significativa entre o método que usa exclusivamente a extração de característica baseada na CCA em relação às abordagens conjuntas CAR-Welch-*wrappers* e CCA-Welch-*wrappers*. Observa-se ainda que quando a seleção de características baseada em *wrappers* não foi utilizada, não foram detectadas diferenças significativas, o que sugere uma possível

influência desta estratégia no desempenho final, mais do que propriamente um desempenho superior em relação ao método de extração utilizado. Também foi encontrada diferença significativa entre a abordagem CAR-Welch-*wrappers* e CAR- Welch, 6 melhores.

Tabela 1: taxa média de acerto percentual \pm desvio padrão da média para 100 rodadas considerando todos os 9 indivíduos (i.e. 900 realizações para cada método).

Configuração	Janela [s]	Acurácia [%]
CCA	1	30 \pm 8
	2	40 \pm 10
	3	44 \pm 10
	4	46 \pm 13
CAR - Welch - Wrappers	1	39 \pm 7
	2	47 \pm 10
	3	50 \pm 11
	4	52 \pm 13
CCA - Welch - Wrappers	1	40 \pm 9
	2	49 \pm 11
	3	51 \pm 12
	4	52 \pm 11
CAR - Welch - 6 Melhores atributos	1	37 \pm 6
	2	46 \pm 9
	3	48 \pm 11
	4	51 \pm 13
CCA - Welch - 6 Melhores atributos	1	39 \pm 8
	2	47 \pm 9
	3	49 \pm 10
	4	52 \pm 10

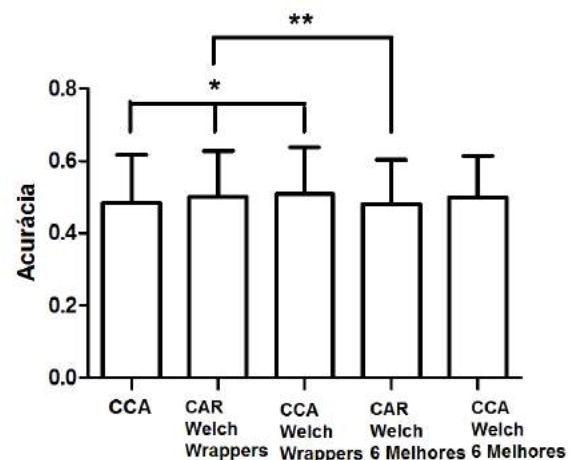


Figura 2: Desempenho médio de acerto e desvio padrão intersujeito considerando janelas de 3 s para cada método utilizado. '*' e '**' indicam diferenças estatísticas significantes apontadas pelo método de Kruskal-Wallis com significância de 0,05.

Apesar da CCA como extrator de características ter tido pior desempenho em relação à abordagem com Welch e *wrappers*, ela se mostrou extremamente mais rápida apresentando média \pm desvio padrão de 0.18 ± 0.008 s, enquanto a estimação baseada no método de Welch foi de 4.16 ± 0.053 s considerando os 9 voluntários. Diferença esta tida como estatisticamente significativa tanto para métodos paramétricos (teste *t* não

pareado) como não paramétricos (Mann-Whitney) com significância de 0,05.

Como o desempenho individual é avaliado para janelas de tempo de 3 s (Tabela 2), observou-se que o cenário CCA, Welch, *wrappers* foi o melhor em termos do valor absoluto de desempenho médio para 4 indivíduos, tendo o voluntário 5 o melhor desempenho em todos os cenários. Para ele, a extração de características via CCA foi estatisticamente inferior ao desempenho das abordagens com *wrappers* (teste Kruskal-Wallis, significância de 0,05). No entanto, não foram detectadas diferenças estatísticas entre o cenário CCA e as abordagens que utilizaram apenas os 6 melhores atributos para a classificação.

De maneira geral, observou-se ainda que a diferença entre o pior e melhor método para um mesmo indivíduo oscilou entre 1 e 15 pontos percentuais, enquanto a diferença entre o melhor cenário do indivíduo com pior desempenho e o pior cenário do indivíduo com melhor desempenho foi de 27%, evidenciando as variabilidades intersujeito e intermétodo.

Tabela 2: Taxa de acerto média do classificador \pm desvio padrão para 100 rodadas para cada indivíduo com janelas de 3 s: (1) – CCA; (2) – CAR, Welch, *wrappers*; (3) – CCA, Welch, *wrappers*; (4) CAR, Welch, 6 atributos; (5) – CCA, Welch, 6 atributos.

Voluntários	(1)	(2)	(3)	(4)	(5)
S1	39 \pm 6	44 \pm 6	45 \pm 7	44 \pm 8	46 \pm 7
S2	44 \pm 6	58 \pm 7	49 \pm 7	55 \pm 7	47 \pm 6
S3	37 \pm 6	37 \pm 7	38 \pm 6	37 \pm 7	37 \pm 6
S4	38 \pm 6	46 \pm 6	51 \pm 6	46 \pm 5	52 \pm 7
S5	66 \pm 6	72 \pm 6	73 \pm 8	65 \pm 7	68 \pm 6
S6	56 \pm 6	56 \pm 7	67 \pm 7	52 \pm 8	62 \pm 6
S7	30 \pm 5	32 \pm 6	37 \pm 6	29 \pm 7	37 \pm 6
S8	46 \pm 7	57 \pm 7	50 \pm 7	58 \pm 7	50 \pm 7
S9	46 \pm 6	51 \pm 8	48 \pm 6	47 \pm 6	47 \pm 6

Discussão e Conclusão

A CCA tem sido reportada na literatura como uma promissora técnica de extração de características em sistemas BCI-SSVEP. Em particular, [2] demonstrou desempenho superior da CCA em relação a abordagens clássicas baseadas em estimação de espectro via FFT (*Fast Fourier Transform*). Dentre as especificidades apresentadas em [2], mencionam-se: a inclusão de harmônicas das frequências de estímulo dentre os sinais de referência, a seleção de características também baseada em CCA e a aquisição de um número maior de posições do EEG (64 canais).

No presente trabalho, observou-se que a CCA apresentou um desempenho inferior em relação à abordagem baseada em estimação de espectro com seleção de características utilizando *wrappers*, mas desempenho análogo quando o mesmo número de atributos PSD foi utilizado. Tal resultado permite concluir que a CCA define uma abordagem competitiva em desempenho e extremamente rápida em termos do tempo de processamento exigido, i.e. em termos das variáveis essenciais no âmbito de sistemas BCI-SSVEP

operando em tempo de execução. As possíveis discrepâncias de desempenho encontradas em relação à [2] justificam-se pela ausência de harmônicas dentre os sinais de referências, o que se fez necessário uma vez que as frequências estimulatórias foram definidas como submúltiplas da taxa de atualização do monitor, bem como pelas diferenças nos critérios de seleção de características e métodos de aquisição. Neste sentido, um *hardware* mais versátil para a estimulação visual pode ser uma alternativa interessante no sentido de melhorar o desempenho da abordagem.

Por fim, conclui-se que a CCA define um arcabouço interessante tanto como um extrator de características como estratégia de pré-processamento em sistemas BCI-SSVEP, sobretudo no que se refere ao modo de operação em tempo de execução.

Agradecimentos

Os autores agradecem ao CNPq (449467/2014-7 e 305621/2015-7), FINEP (projeto DesTine), CAPES e FAPESP (CEPID BRAINN).

Referências

- [1] Wolpaw JR, Wolpaw, EW. Brain-Computer Interfaces: Principles and Practice, Oxford University Press, 2012.
- [2] Lin Z, Zhang C, Wu W, Gao X. Frequency Recognition Based on Canonical Correlation Analysis for SSVEP-Based BCIs. IEEE Transactions on Biomedical Engineering; 2007; 54(1):1172-1176.
- [3] Carvalho SN, Costa TBS, Uribe LFS, Soriano DC, Yared GFG, Coradine LC, Attux R. Comparative analysis of strategies for feature extraction and classification in SSVEP BCIs. Biomedical Signal Processing and Control; 2015; 21: 34-42.
- [4] McFarland DJ, McCane LM, David SV, Wolpaw JR. Spatial filter selection for EEG-based communication. Electroencephalography and Clinical Neurophysiology; 1997; 103: 386-394.
- [5] Zhang Y, Zhou G, Jin J, Wang M, Wang X, Cichocki A. L1-Regularized Multiway Canonical Correlation Analysis for SSVEP-based BCI. IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng; 2013; 21(6): 887-896.
- [6] Hermann CS. Human EEG responses to 1-100 Hz Flicker: Resonance Phenomena in Visual Cortex and their potential correlation to cognitive phenomena. Experimental Brain Research; 2001; 137: 346-353.
- [7] Davies DL, Bouldin DW. A cluster separation measure. IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Learning; 1979; 1: 224-227.
- [8] Suarez L, Cardozo E, Attux R, Soriano DC. An implementation of SSVEP-BCI system based on a cluster measure for feature selection. IEEE Biosignals and Biorobotics conference, 2014: Salvador, 26-28/05: 1-6.
- [9] Theodoridis S, Koutroumbas. Pattern Recognition. 4th ed. Academic Press, 2008.

AQUISIÇÃO DE ESTERTORES PULMONARES COM BANCO DE FILTROS PARA REDUZIR ATENUAÇÃO DO TÓRAX

C. G. Speranza*, D. D. Alves, **, C. A. F. Rocha*** e R. Moraes***

*DAELN/IFSC-GPqCom/UFSC, Florianópolis, Brasil

**DAE/IFSC, Florianópolis, Brasil

***GPqCom/UFSC, Florianópolis, Brasil

e-mail: carlosge@ifsc.edu.br

Resumo: Estertores (sons respiratórios presentes em certas enfermidades respiratórias) podem ser registrados sobre o tórax; no entanto, suas formas de onda podem ser distorcidas pela atenuação do canal (tórax e interface tórax-microfone). Este artigo investiga técnicas para reduzir tal efeito. Os resultados mostram que o uso de bancos de filtros e equalização cega pode recuperar características dos estertores, contribuindo na investigação de índices quantitativos de auxílio ao diagnóstico.

Palavras-chave: sons respiratórios, sons adventícios, banco de filtros, equalização cega, sistema respiratório.

Abstract: *Crackle is a lung sound that occurs in patients with respiratory illness. It can be recorded on the thorax, but its waveform may be distorted by the channel (thorax and the thorax-microphone interface) attenuation. This work describes techniques developed to reduce the effects of thorax attenuation on the crackles characteristics. The results show that filter bank and blind equalization can recover characteristics of crackles, contributing to current researches on quantitative indices for diagnosis.*

Keywords: *lung sounds, adventitious sounds, filter bank, blind equalization, respiratory system.*

Introdução

O sistema respiratório é acometido por uma série de enfermidades que comprometem sua função. Dentre as doenças, as do aparelho respiratório consistem-se na terceira maior causa de óbito no Brasil.

Indivíduos com enfermidades pulmonares apresentam sons respiratórios adventícios (SRA) que não se encontram presentes (ou tem baixa incidência) em indivíduos saudáveis. Os estertores, também denominados de crepitanes, estão entre os SRA mais relevantes no auxílio ao diagnóstico; são descritos como sons descontínuos, curtos, explosivos e transientes. Seu registro mostra uma rápida deflexão de pressão acompanhada de um segmento oscilatório, sendo associado à equalização de pressão em vias aéreas colapsadas [1].

A ausculta pulmonar é uma das ferramentas mais amplamente utilizadas para a avaliação clínica do sistema respiratório, haja vista que sons auscultados sobre o tórax encontram-se associados a diferentes tipos

de enfermidades pulmonares, tais como doença pulmonar obstrutiva crônica (DPOC), fibrose cística, insuficiência cardíaca congestiva [2]. A ampla utilização da ausculta pulmonar deve-se ao fato desta se constituir em exame não invasivo de baixo custo; além disso, tem-se portabilidade e baixo tempo de resposta [3]. No entanto, a ausculta com a utilização de estetoscópio apresenta limitações. A avaliação dos diferentes sons está condicionada à experiência do examinador, bem como de sua acuidade auditiva. A ausência de registro dificulta o acompanhamento da evolução clínica e a troca de informações entre especialistas.

O registro e a análise computadorizada de sons respiratórios (ACSR) vêm sendo realizados, visando a obtenção de parâmetros quantitativos que possibilitem contornar tais limitações [4]. No entanto, não há índices estabelecidos para auxílio ao diagnóstico, sendo estes, objeto de investigação.

O percurso entre os pulmões e o microfone de sistemas de registro atua como um filtro passa-baixa, atenuando as componentes de mais alta frequência dos sons respiratórios. Essa atenuação apresenta uma grande variabilidade interindividual (depende do peso, altura, estruturas do corpo, arranjo dos órgãos, pulmão afetado e doença). Salienta-se que estertores têm componentes de frequência bastante atenuados pelo tórax [5]. Portanto, o emprego de técnicas mais elaboradas para a aquisição destes sons pode reduzir os efeitos da atenuação do canal sobre índices obtidos a partir dos estertores.

Este trabalho objetiva a investigação de técnicas (hardware e software) para a captação e processamento de estertores sobre o tórax que reduzam o efeito da atenuação do canal sobre os mesmos. O uso destas técnicas deve permitir a obtenção de índices quantitativos mais consistentes para o auxílio ao diagnóstico e para o acompanhamento de pacientes acometidos com enfermidades respiratórias, reduzindo os custos de internação hospitalar e a exposição dos pacientes à radiação ionizante.

Materiais e métodos

Os sistemas de registro de sons respiratórios descritos na literatura utilizam uma mesma amplificação para todo o espectro de frequências [6]. Devido à atenuação do tórax, um mesmo ganho para o

amplificador possibilita a captação das componentes de mais baixa frequência, sendo que a captação daquelas de maior frequência é dependente da massa corporal do indivíduo (nível de atenuação). Por outro lado, uma elevada amplificação faz com que as componentes de mais baixa frequência saturam o conversor analógico-digital (ADC). Isto pode ser contornado através da captação de sons respiratórios com banco de filtros, atribuindo-se maior ganho para bandas de frequências mais atenuadas. Tal abordagem possibilita a recuperação de mais informação de diagnóstico, tal que os parâmetros medidos a partir destes possam ser melhor correlacionados com o estado de saúde dos pacientes.

Para investigar esta abordagem, sons similares aos estereos foram aplicados junto à boca e captados por microfones posicionados na boca e sobre o tórax de voluntários. O sinal de saída do microfone sobre o tórax foi suprido a 2 diferentes canais que possuem filtros passa-alta com diferentes frequências de corte e diferentes ganhos. Os sinais destes canais foram então, digitalizados e armazenados em arquivos distintos para a investigação de técnicas de processamento de sinais que possibilitem reconstituir sinal similar ao aplicado. A Figura 1 ilustra o sistema experimental utilizado.

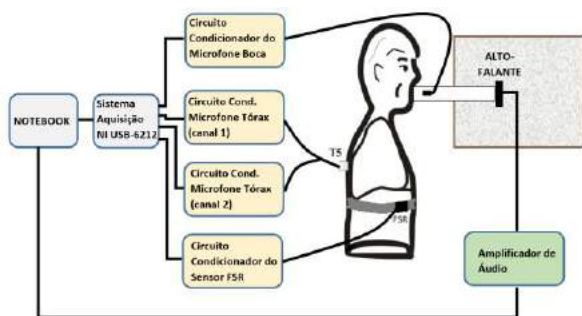


Figura 1: Diagrama de Blocos do Sistema Proposto

Geração de sinal de referência - Estereos classificados como finos [1] foram gerados computacionalmente (faixa de frequência de 200 a 850Hz) a partir de modelo matemático [7] e gravados em arquivo. Este arquivo foi então reproduzido através de aplicativo executado em um *notebook*. A saída de áudio do *notebook* foi amplificada e aplicada a um alto-falante (MDR-ZX100-SONY): diâmetro de 3 cm; resposta plana entre 12 e 22000Hz; potência máxima de 1000 mW e sensibilidade de 100dB/mW. O alto-falante foi colocado em uma caixa com isolamento acústico que direciona a propagação do som desta, através de duto plástico oco (3,5x40 cm), até a boca de voluntários. Na extremidade deste tubo, foi fixado um microfone de eletreto (Knowles Acoustics - MD9745APA-1) para registrar a forma de onda do som aplicado na boca, sendo esta utilizada como referência para comparação com o sinal captado sobre o tórax após processamento *off-line*. As frequências de corte (FC) de cada filtro passa-alta e passa-baixa (FPA e FPB), assim como o ganho do amplificador do sinal registrado na boca são apresentados na Tabela 1.

Sistema para captação de sons - Um microfone de eletreto (Knowles Acoustics - MD9745APA-1) foi acondicionado em um acoplador acústico confeccionado em alumínio com as dimensões recomendadas [6]. Este foi posicionado sobre as costas em local onde o som aplicado foi melhor captado na fase inspiratória (quando há abertura da glote, permitindo que o som alcance a superfície do tórax com maior intensidade). A identificação da fase inspiratória foi realizada a partir da forma de onda da expansão do tórax (FET) registrada por um *force sensitive resistor* (FSR). O sinal de saída do microfone foi processado por 2 diferentes canais, cada um contendo FPA, FPB (ambos *Butterworth* de segunda ordem) e amplificador (Tabela 1). Os ganhos dos amplificadores foram estabelecidos a partir de curva média de atenuação do tórax anteriormente medida [5].

Para amostragem dos 4 sinais (3 canais de áudio e FET) por um notebook, utilizou-se o sistema de aquisição de dados NI USB-6212 (*National Instruments*). Os sinais foram digitalizados com resolução de 16 bits à taxa de 20kSPS. O software de aquisição empregado no notebook foi o *LabVIEW Signal Express 2012* (*National Instruments*). Todos os arquivos foram posteriormente convertidos em formato *wave* com auxílio de software comercial (MATLAB®).

Tabela 1: Especificações técnicas de cada canal do sistema de aquisição de sons respiratórios.

Canal	FC – FPA (Hz)	FC – FPB (Hz)	Ganho
Boca	200	2000	35
1	100	2000	1500
2	300	2000	11200

Processamento Digital – O sinal S1 foi obtido através do sinal captado apenas pelo canal 1 (Figura 2). Já o sinal S2 foi reconstituído a partir dos sinais captados pelos canais 1 e 2, a fim de obter estertor do tórax com mais informação de diagnóstico. Estes sinais foram filtrados por banco de filtros digitais (BFD) que tem magnitude aproximadamente plana e fase linear [8].

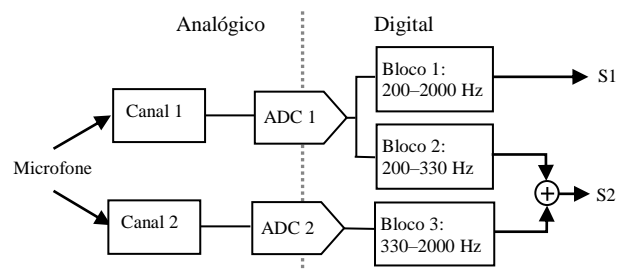


Figura 2 – Composição de S1 e S2 a partir do sinal do microfone: amplificação, filtragem analógica, digitalização, filtragem digital pelo BFD e soma dos sinais resultantes.

A implementação do BFD foi realizada em MATLAB®. O BFD limita as contribuições das componentes de frequência acima de 330Hz no canal 1

que são recuperadas a partir da soma destas mesmas componentes que se encontram bem mais amplificadas pelo canal 2. O uso de BFD permitirá investigar, futuramente, a otimização do limite superior para a banda passante do canal 1 (bem como, limites inferior e superior para o canal 2) na reconstituição do estertor.

Para a reconstituição do sinal, utiliza-se ainda a técnica de equalização cega EVA (*eigenvector approach*) já empregada com bons resultados em estertores [9]. Esta técnica possibilita compensar a atenuação do canal (tórax e interface tórax-microfone) em estertores captados sobre o tórax sem o conhecimento prévio da função de transferência do canal.

Neste trabalho, esta técnica visa recuperar sinal similar ao aplicado na boca, sendo que os ganhos de amplificação somam-se às demais modificações impostas pelo canal (atenuação do tórax e interface tórax-microfone).

Procedimento Experimental - Para investigar a influência das características físicas dos pacientes em parâmetros obtidos de estertores, medições foram realizadas em 4 voluntários do sexo masculino. Esse registro foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa com Seres Humanos (CEPSH) da Universidade Federal de Santa Catarina (CAAE no: 53092416.9.0000.0121).

A Tabela 2 apresenta as características físicas dos voluntários. Foram selecionados indivíduos com Índice de Massa Corporal (IMC) entre normal (18,5 a 24,9) e obeso (≥ 30).

Tabela 2: Características físicas dos voluntários

Vol.	Altura (m)	Massa (kg)	IMC
A	1,74	76	25
B	1,72	84	28
C	1,70	113	39
D	1,82	102	31

A comparação quantitativa das formas de onda registradas na boca e no tórax foi realizada através do cálculo da raiz quadrada do erro quadrático médio (REQM).

$$REQM = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^N (y_i - \hat{y}_i)^2}{N}} \quad (1)$$

onde y_i é o valor normalizado da amostra do estertor aplicado na boca; \hat{y}_i é o valor normalizado do estertor registrado no tórax e N é o número de amostras do estertor.

Para avaliar a recuperação das componentes de maior frequência, mediu-se a máxima frequência (FMAX) do sinal aplicado e do reconstituído. Para obtenção desta medida, foi utilizada a pseudo distribuição discreta de Wigner-Ville (DPWD) e o Método Geométrico Modificado (MGM). A DPWD é mais apropriada para análise de sinais não-estacionários [10]. Salienta-se que a máxima frequência dos estertores tem sido correlacionada com a enfermidade [11].

Resultados

Após avaliação, escolheu-se os parâmetros da equalização cega (EVA) que apresentavam melhor desempenho na reconstituição do sinal quando comparados ao injetado: 30 coeficientes e 5 iterações.

A Figura 3 compara um estertor aplicado na boca (registrado pelo microfone) em um indivíduo obeso ao: (a) estertor captado no tórax através do canal 1 apenas (sinal S1) e (b) estertor reconstituído através dos canais 1 e 2 (sinal S2). S1 e S2 encontram-se equalizados pelo EVA. Verifica-se maior similaridade, quantitativamente e qualitativamente, entre os sinais no segundo caso.

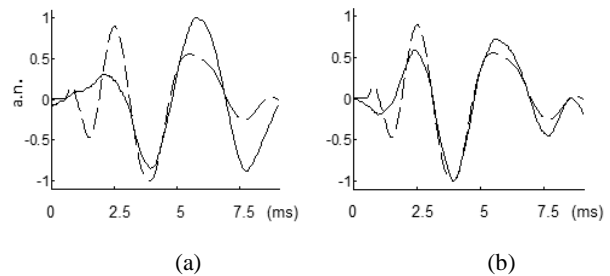


Figura 3 – Comparação entre estertores medidos na boca (linhas tracejadas) e no tórax (linhas contínuas) - após equalização, através do (a) sinal S1 e (b) sinal S2. a.n.: amplitude normalizada.

Para análise quantitativa, calculou-se o REQM entre o estertor aplicado na boca e o captado no tórax (Eq. 1; $N = 160$). A Tabela 3 apresenta os REQM para os estertores captados de 4 voluntários (Tabela 2) correspondentes aos sinais S1, S1 equalizado (S1-E) e S2 equalizado (S2-E).

Tabela 3: Valores médios e desvios padrão - para 5 estertores de cada indivíduo - de REQM entre os estertores captados na boca e no tórax - sinais S1, S1 equalizado (S1-E) e S2 equalizado (S2-E).

Vol.	REQM		
	S1	S1-E	S2-E
A	0,25 ± 0,02	0,19 ± 0,03	0,26 ± 0,02
B	0,26 ± 0,05	0,15 ± 0,03	0,26 ± 0,02
C	0,32 ± 0,04	0,33 ± 0,02	0,23 ± 0,03
D	0,38 ± 0,01	0,37 ± 0,02	0,19 ± 0,02

A Tabela 4 apresenta a FMAX medida dos estertores.

Tabela 4: Valores médios e desvios padrão de FMAX - para 5 estertores de cada indivíduo - calculados para o sinal medido na boca e no tórax - sinais S1, S1 equalizado (S1-E) e S2 equalizado (S2-E).

Vol.	FMAX (Hz)			
	Boca	S1	S1-E	S2-E
A	645 ± 18	496 ± 16	539 ± 27	550 ± 28
B	619 ± 07	466 ± 18	525 ± 28	564 ± 18
C	652 ± 05	566 ± 86	469 ± 23	679 ± 53
D	570 ± 14	396 ± 20	422 ± 57	494 ± 49

Discussão

Os estertores captados sobre o tórax sofrem distorção em sua morfologia pelo trajeto entre os pulmões e o microfone, comprometendo a obtenção de parâmetros quantitativos consistentes para o auxílio ao diagnóstico. Por vezes, impossibilita até mesmo a identificação destes no registro.

Ponte et al. [9] haviam proposto a recuperação, através do equalizador EVA, das características de estertores modificadas pela atenuação do sistema pulmão-tórax, obtendo bons resultados. No entanto, a atenuação do canal pode ser de tal magnitude que impossibilite a aquisição de componentes de maior frequência pelo sistema de captação. Neste trabalho, procurou-se investigar técnicas que permitam recuperar componentes de frequência que sejam praticamente removidas de estertores captados com sistemas que possuam um único ganho para todo o espectro. Isto ocorre devido à elevada atenuação das componentes de frequência acima de 300Hz pelo tórax. A utilização de banco de filtros analógicos (BFA) permite amplificar as componentes de maior frequência. Por outro lado, os diferentes ganhos do BFA (aplicados, portanto, a diferentes bandas de frequência) podem ser vistos como fatores adicionais (somados à atenuação do tórax) de distorção impostos ao estertor. O equalizador cego consegue compensar esta composição do canal resultante (atenuação do tórax e diferentes ganhos do BFA para as diferentes bandas de frequências estabelecidas pelo BFD).

Através dos resultados da Tabela 3, nota-se que a aplicação direta do EVA no sinal S1 (canal 1 analógico) reduz o REQM apenas para os voluntários com menor IMC (A e B). Já para os voluntários com IMC maior (C e D), a redução do REQM só acontece após a equalização cega do sinal S2. Isto se deve à maior atenuação das frequências mais altas dos estertores captados destes indivíduos em relação aos primeiros.

Adicionalmente, a Tabela 4 indica uma melhor recuperação da FMAX (boca versus tórax) para os sinais equalizados. Para os voluntários com menor IMC (A e B), os valores de FMAX para S1-E e S2-E são próximos; porém, estes últimos são menos similares aos sinais aplicados (maior REQM). Já para os voluntários de maior IMC (C e D), o sinal S2-E recupera melhor a morfologia (menor REQM) e a FMAX.

Conclusão

A característica de filtragem passa-baixa do sistema pulmões-tórax causa distorção na morfologia de estertores captados sobre o tórax [5]. Isso dificulta a caracterização de SRA, pois as características dos estertores registrados dependem, portanto, do IMC do indivíduo. Isto impossibilita a obtenção de índices quantitativos consistentes para auxílio ao diagnóstico. No entanto, tal aspecto é surpreendentemente pouco discutido na literatura. O presente estudo investiga técnicas para compensar o efeito do trajeto sobre as

características dos estertores. A aquisição de estertores de indivíduos com IMC superior a 28 com banco de filtros e equalização cega possibilita recuperar sinal similar ao gerado pelo sistema respiratório. A equalização cega reduz os efeitos da atenuação em todos os casos. A validação foi realizada, aplicando-se estertor simulado no sistema respiratório (através da boca), e calculando-se a distorção entre este e formas de onda captadas no tórax. Verificou-se também, a preservação da componente de maior frequência do sinal. Ensaio adicionais serão realizados para um maior número de indivíduos saudáveis e pacientes. Espera-se que a aplicação deste conjunto de técnicas proposto permita a obtenção de índices quantitativos que possam auxiliar na identificação de estertores gerados nas diferentes enfermidades respiratórias, tornando o diagnóstico menos subjetivo.

Referências

- [1] Sovijärvi ARA, Malmberg LP, Charboneau G, Vanderschoot J, Dalmaso F, Sacco C, Rossi M, Earis JE. Characteristics of breath sounds and adventitious respiratory Sounds. *Eur Respir Rev.* 2000; 10:77, 591–596.
- [2] Bohadana A, Izbicki G, Kraman SS. Fundamentals of Lung Auscultation. *N Engl J Med.* 2014; 370: 744-51.
- [3] Postiaux G. Fisioterapia respiratória pediátrica: o tratamento guiado por ausculta pulmonar. 2ª ed. Porto Alegre: ArtMed; 2004.
- [4] Marques A, Oliveira A, Jácome C. Computerized adventitious respiratory sounds as outcome for respiratory therapy: a systematic review. *Respir Care.* 2014; 59(5): 765-776.
- [5] Ponte DF, da Rocha ACF, Hizume DC, Moraes R. Equalization of Crackle Sounds to Compensate Thorax Attenuation. *IEEE Transactions on Instrumentation and Measurement*, 2014. Vol. 63, n. 8, 1983-1990.
- [6] Vannuccini L, Earis JE, Helisto P, Cheetham BMG, Rossi M, Sovijarvi ARA, Vanderschoot J. Capturing and preprocessing of respiratory sounds. *Eur Respir Rev.* 2000; 10:77, 616 - 620.
- [7] Kiyokawa H, Greenberg M, Shirota K, Pasterkamp H. Auditory Detection of Simulated Crackles in Breath Sounds. *Chest.* 2001; 119: 1886-1892.
- [8] Schafer RW, Rabiner LR. Design of digital filter banks for speech analysis. *The Bell System Tech. J.* 1971; Vol. 50, No. 10, 3097-3115.
- [9] Ponte DF, Moraes R, Aurélio C. Aplicação de Equalização Cega na Detecção e Caracterização de Crepitações Pulmonares. In: XXII CBEB; 2010. Anais. Tiradentes, 327-330.
- [10] Ponte DF, Moraes R, Hizume DC, Alencar AM. Characterization of crackles from patients with fibrosis, heart failure and pneumonia. *Med. Eng. Phys.* 2013; vol. 35, no. 4, 448–456.
- [11] Piirilä P. Changes in crackle characteristics during the clinical course of pneumonia. *Chest.* 1992; 102: 176-183.

CORRELAÇÃO ENTRE SINAIS DE EEG E QUESTIONÁRIO SAM NO ESTUDO DAS EMOÇÕES

Alexandre Pomer-Escher *, Berthil Longo*, Carlos Valadão** e Teodiano Bastos *

* Programa de Pós Graduação em Biotecnologia, UFES, Vitória, Brasil

** Programa de Pós Graduação em Engenharia Elétrica, UFES, Vitória, Brasil

E-mail: alexandrepomer@hotmail.com

Resumo: O reconhecimento de emoções pode ser feito através da eletroencefalografia (EEG) e podem ser analisadas e descritas em termos de excitação, valência e dominância (modelo de Russel). O objetivo deste estudo é utilizar os sinais de EEG captados durante estimulação emocional por imagens e vídeos e relacioná-los ao modelo de Russel. A estimulação foi feita de duas formas: a primeira (42 voluntários), através de estimulação com imagens do banco de dados IAPS; e a segunda (32 voluntários) através de vídeos. Em ambos, os voluntários classificaram os estímulos através do questionário SAM. Os valores de valência, excitação e dominância mantiveram-se semelhantes aos valores utilizados como critérios de escolha dos estímulos, também ocorrendo reprodutibilidade nos experimentos. Os eletrodos com maior correlação com o modelo de Russel foram os das áreas frontais e occipitais.

Palavras-chave: EEG, SAM, Emoções, Valência, Neurofeedback.

Abstract: *Emotion recognition can be evaluated through electroencephalography (EEG). Emotions have been analyzed and described in terms of arousal, valence and dominance (Russel's model). The aim of this study is to use data from EEG signals obtained during emotional stimulation by images and videos and relate them to the Russell's model. The stimulation was produced in two ways: the first (42 volunteers), through stimulation with IAPS picture database; and the second (32 volunteers) through videos. In both, volunteers classified the stimuli by the SAM questionnaire. Valence, arousal and dominance values remained similar to those values used with criteria for choosing stimuli and there was reproducibility in experiments. Electrodes with higher correlation to Russel's model were the frontal and occipital areas.*

Keywords: EEG, SAM, Emotion, Valence, Neurofeedback.

Introdução

Emoções são sentidas e expressadas por todos, de fato, trata-se de um importante fator de comunicação e convívio social. O sistema nervoso central é considerado o centro do controle emocional, mais precisamente na região da amígdala [1]. Deste modo, sinais cerebrais podem ser utilizados no reconhecimento de emoções. A análise de sinais cerebrais tem sido realizada por anos, porém ainda encontram-se desafios,

uma vez que se trata de um sinal altamente variável. Os sinais cerebrais podem ser monitorados por eletroencefalografia (EEG), a qual mede os sinais no momento do evento, sendo assim, uma medida de alta resolução temporal e fidedigna dos processos vivenciados pelo sujeito.

A abordagem mais antiga no estudo das emoções é a definição destas como discretas, sendo classificadas levando em conta avaliações de antecedentes, expressões faciais e tendências de ação. Este modelo propõe que todos estados emocionais podem ser decompostas em termos mais básicos: medo, raiva, tristeza, felicidade, alívio e desgosto [2].

Outra abordagem é conceitualizá-las em termos de dimensões, de acordo com o modelo circunflexo proposto por Russel [3], o qual apresenta três dimensões: A primeira, Valência, refere-se aos estados emocionais que variam de desagradável a estados agradáveis, a segunda, *arousal (excitação)*, variando de estados emocionais de pouca excitação a estados com alta excitação. A terceira dimensão é definida de acordo com os critérios de cada estudo, sendo a mais comum e utilizada a dimensão de dominância. Para a determinação do valor para cada escala, normalmente é utilizado o questionário SAM (do inglês *Self Assessment Scale*), elaborado por [4]. Este questionário utiliza figuras para representar valores numéricos para cada uma das três dimensões do modelo dimensional. Porém, apesar de largamente utilizada, esta forma de avaliação é muito subjetiva e pode ser facilmente “sabotada” por informações não verídicas do narrador.

Para estimular emoções em pesquisas, são utilizados, principalmente, imagens e sons. Existem diversos bancos de dados de estímulos emocionais disponíveis atualmente, entre os quais, os comumente citados são o IAPS (do inglês *International Affective Picture System*) banco de imagens elaborado por [4]. O IADS (do inglês *International Affective Digitized Sounds*), banco de sons elaborado por [5], e o banco de vídeos DEAP, elaborado por [6].

Desta forma o objetivo deste trabalho é utilizar dados obtidos através das análises dos sinais de EEG captados durante a estimulação emocional por imagens e vídeos e relacioná-los ao modelo bidimensional de Russel.

Materiais e métodos

Foi realizada uma análise off-line dos dados de EEG de dois estudos: o primeiro, em que a estimulação de

emoções foi realizada utilizando imagens do IAPS, e o segundo utilizando vídeos. Em ambos os voluntários classificaram os estímulos através do questionário SAM [7], utilizando as seguintes bases de dados:

Datasets Stressofs Firefighters (SOFF) – Dados de 42 voluntários saudáveis (37% de mulheres) com idade entre 22 e 52 anos (idade média 33,6 anos) [8]. Para estimular as emoções foram apresentadas 30 grupos de imagens (selecionadas no banco de dados IAPS), sendo 10 para cada uma das três classes de estímulo, as quais continham cinco imagens com tempo de apresentação de 3,5 segundos cada. A seleção dos subconjuntos correspondentes às classes de estados emocionais de interesse foi instrumentada via limiares empíricos sobre valência e de excitação, tal como feito em [8, 9], classificando-os em três grupos de estímulos: Positivo (valência > 6,8; excitação > 5), Calmo (4 < valência < 6; excitação < 4) e Negativo (valência < 3; excitação > 5), como mostra a Figura 1. Os dados de EEG foram obtidos através de um equipamento sem fios (*Emotiv Epoc*), com 14 canais, sendo os eletrodos posicionados de acordo com o Sistema 10-20, com taxa de amostragem de 128 Hz [10].

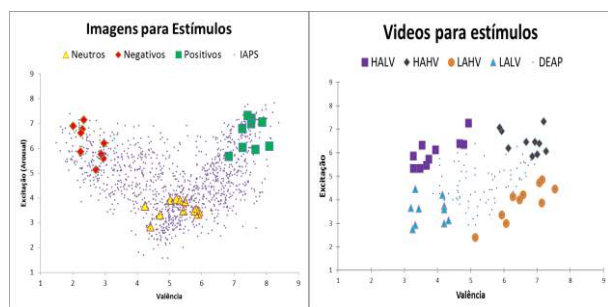


Figura 1: Modelo dimensional para os grupos de estímulo emocional com valores médios de valência (horizontal) e excitação (vertical). À esquerda as imagens do IAPS [9]. À direita vídeos do DEAP [6].

Dataset DEAP – Dados disponibilizados por [6], onde foram analisados os dados de 32 voluntários saudáveis (50% mulheres) com idade entre 19 e 37 anos (idade média de 26,9 anos). Os voluntários foram estimulados através da apresentação de vídeos musicais com duração de um minuto cada. A seleção dos vídeos foi baseada nos valores de excitação e valência, onde o espaço bidimensional foi subdividido em quatro quadrantes de acordo com a Figura 1. Este banco de dados contém 120 vídeos, no entanto, foram utilizados 10 de cada quadrante para a realização dos experimentos. Os dados de EEG foram obtidos através de um equipamento *Biosemi ActiveTwo*, utilizando 32 canais posicionados de acordo com o sistema 10-20 com taxa de amostragem de 512 Hz.

Análises – Os dados foram processados em Matlab, sendo filtrados por um filtro espacial Laplaciano [11], filtros: passa-alta de 2 Hz e passa-baixa de 47 Hz. Foram utilizados os dados de 27,5 segundos de EEG do SOFF, e os dados de um minuto dos experimentos do DEAP. Para ambos os estudos são comparados os dados

dos 5,0 s iniciais e 5,0 s finais de cada sessão de estimulação. A extração da densidade espectral de potência (PSD - *Power Spectral Density*) de cada banda de frequência foi realizada através do método de *Welch* [12], utilizando uma janela de 128 amostras e 50% de sobreposição, nas bandas de frequências: *teta* (3-7 Hz), *alfa* (8-13 Hz), *beta* (14-29 Hz) e *gama* (30-47 Hz). A fim de reduzir a variabilidade interpessoal, os valores de PSD foram normalizados utilizando o valor do PSD total (3-47 Hz) do sinal analisado.

Para cada um dos 14 canais de EEG utilizados em comuns pelos dois conjuntos de dados (AF3, F7, F3 FC5, T7, P7, O1, O2, P8, T8, FC6, F4, F8, AF4), foi calculada a Energia Espectral (EE) de acordo com Equação 1:

$$EE = \frac{1}{N} \sum_{f=0}^{\frac{fs}{2}} P_{xx}(f), \quad (1)$$

onde N é o número total de coeficientes espectrais estimados, fs é a frequência de amostragem e P_{xx} é a PSD. Deste modo, as relações entre as energias das bandas de frequência teta, alfa, beta e gama são utilizadas como características.

Estatística – Inicialmente os resultados das dimensões do questionário SAM são comparados com os dados disponíveis no banco de dados através do teste *t-Student* para amostras independentes. Foi realizada uma análise da correlação entre os oito parâmetros de EEG definidos (nos 14 eletrodos utilizados) e as avaliações subjetivas do questionário SAM (valência, excitação e dominância), de modo independente para cada participante, através do coeficiente de correlação de *Spearman*. Os *p-value* são, então, combinados através do método de Fisher [13], separadamente para os dois estudos. Além dos parâmetros descritos, também foi analisada a diferença de ativação entre os pares de eletrodos homólogos entre os hemisférios (AF3-AF4, F7-F8, F3-F4, FC5-FC6, T7-T8, P7-P8, O1-O2), assim como para as regiões pré-frontal (AF3+AF4), frontal (F7+F8+F3+F4), central (FC5+FC6), temporal (T7+T8), parietal (P7+P8) occipital (O1+O2). Todas as análises estatísticas foram realizadas utilizando um nível de significância de 95%.

Resultados

Os dados obtidos pela aplicação do questionário SAM em cada um dos estudos foram comparados com os dados utilizados como critérios de seleção dos estímulos (Tabela 1), de modo a avaliar se os voluntários foram estimulados de acordo com o esperado. Diante destes resultados, observa-se que apenas o valor médio da excitação do grupo positivo, estudo que utiliza imagem, mostrou-se ligeiramente fora dos critérios de inclusão. Ainda é possível notar que os valores de Dominância dos grupos Calmo e Positivo apresentaram valores médios com diferença significativa dos valores médios descritos pelo banco de dados IAPS.

Tabela 1: Relação dos critérios de escolha dos grupos de estímulos, média (desvio padrão) dos grupos dos dados SAM entre os voluntários e os bancos de dados utilizados. São destacados os valores fora dos critérios estabelecidos (*) e valores com diferença significativa (**) dos valores disponíveis no banco de dados de estímulos utilizados.

Estímulo	Valência			Excitação			Dominância		
	Critério	Utilizado	Voluntário	Critério	Utilizado	Voluntário	Utilizado	Voluntário	
SOFF	Positivo	>6.8	7.50 (0.37)	7.76 (0.29)	> 5	6.57 (0.63)	3.84 (1.29)*	5.86 (0.48)	7.12 (0.50)**
	Calmo	4 a 6	5.23 (0.58)	5.60 (0.75)	< 4	3.57 (0.34)	2.03 (0.51)	5.84 (0.26)	7.09 (0.72)**
	Negativo	< 3	2.52 (0.36)	2.07 (0.40)	> 5	6.22 (0.68)	5.33 (0.72)	3.48 (0.42)	3.55 (0.45)
DEAP	HAHV	> 5	6.69 (0.53)	6.60 (0.60)	> 5	6.47 (0.50)	5.90 (0.90)	6.20 (0.54)	6.30 (1.00)
	LAHV	> 5	6.53 (0.72)	6.60 (0.80)	< 5	3.90 (0.78)	4.70 (1.00)	5.05 (0.38)	5.70 (1.30)
	LALV	< 5	3.76 (0.48)	4.20 (0.90)	< 5	3.51 (0.56)	4.30 (1.10)	3.87 (0.67)	4.50 (1.40)
	HALV	< 5	3.93 (0.64)	3.70 (1.00)	> 5	6.02 (0.60)	5.70 (1.50)	5.40 (0.68)	5.00 (1.60)

LALV: baixa excitação e baixa valência; LAHV: baixa excitação e alta valência; HALV: alta excitação e baixa valência; HAHV: alta excitação e alta valência.

Tabela 2: Correlações entre as características (eletrodos e combinações destes) e os valores de SAM (Valência, Excitação e Dominância) que apresentaram diferenças significativas com (p -value <0,05).

	Valência				Excitação				Dominância			
	Da-taSet	Carac	CM	P	Da-taSet	Carac	CM	P	Da-taSet	Carac	CM	P
Teta	DEAP	Parietal	-0,089	0,046	DEAP	F3	-0,040	0,019	SOFF	T7	-0,061	0,037
	SOFF	AF4	-0,028	0,023	DEAP	P8	-0,064	0,048	SOFF	O2	0,002	0,004
	SOFF	AF3-AF4	-0,020	0,047	DEAP	F4	-0,085	0,034				
					DEAP	AF3-AF4	0,013	0,050				
					DEAP	FC5-FC6	0,055	0,020				
					DEAP	O1-O2	-0,058	0,030				
					DEAP	Central	-0,048	0,034				
Alfa	DEAP	F3	0,069	0,000	SOFF	T7	-0,055	0,016				
	DEAP	P8	0,043	0,001	SOFF	F8	-0,012	0,024				
	DEAP	F4	0,058	0,001								
Beta	SOFF	AF4	-0,085	0,015					SOFF	O1	-0,068	0,033
Gama	SOFF	AF4	-0,088	0,028	SOFF				DEAP	P-Frontal	-0,010	0,037
	DEAP	Frontal	-0,061	0,035	DEAP	F3	0,003	0,010	DEAP	AF3-AF4	0,012	0,028
$\frac{E_{\theta} + E_{\alpha}}{E_{\beta}}$	SOFF	Occipital	0,017	0,024	DEAP	P8	-0,013	0,008	SOFF	O2	-0,011	0,000
					DEAP	F4	0,000	0,005				
					DEAP	AF3-AF4	-0,022	0,007				
					DEAP	FC5-FC6	0,005	0,012				
					DEAP	O1-O2	-0,007	0,011				
					DEAP	Central	0,024	0,020				
					SOFF	Frontal	-0,009	0,049				
$\frac{E_{\beta}}{E_{\alpha}}$					SOFF	Temporal	-0,040	0,046	DEAP	P7	-0,015	0,028
									DEAP	O2	-0,002	0,013
									DEAP	P7-P8	0,002	0,039
									DEAP	O1-O2	-0,021	0,046
$\frac{(E_{\theta} + E_{\alpha})}{(E_{\alpha} + E_{\beta})}$					SOFF	P8	-0,043	0,008	SOFF	P8	-0,043	0,008
					SOFF	Central	0,026	0,041	DEAP	P7	-0,034	0,011
					DEAP	AF4	-0,013	0,028	DEAP	P8	-0,018	0,036
					SOFF	FC5-FC6	-0,036	0,007	DEAP	F4	0,021	0,009
					SOFF	FC5-FC6	-0,036	0,007	DEAP	F4	0,021	0,009
					SOFF	Frontal	-0,029	0,034	DEAP	AF3-AF4	0,017	0,018
									DEAP	FC5-FC6	-0,013	0,031
$\frac{E_{\theta}}{E_{\beta}}$					DEAP	O1-O2	0,021	0,041	DEAP	O1-O2	0,021	0,041
									SOFF	O2	-0,026	0,002
					DEAP	T8	-0,020	0,033	DEAP	AF3	0,048	0,043
					DEAP	F4	0,013	0,040	SOFF	O2	-0,066	0,014
					DEAP	F8	-0,072	0,020				
					DEAP	F4	0,009	0,005				
					DEAP	AF3-AF4	-0,026	0,009				
				DEAP	FC5-FC6	0,008	0,011					
				DEAP	O1-O2	-0,012	0,013					
				DEAP	Central	0,047	0,014					
				SOFF	P7	0,026	0,036					

EE: PSD total do sinal filtrado, EE_{θ} : PSD da onda teta, EE_{α} : PSD da onda alfa, EE_{β} : PSD da onda beta, EE_{γ} : PSD da onda gama. (* p <0,01), (** p <0,001). P: p-value combinado através do método de Fisher.

A análise dos coeficientes de correlação de *Spearman* entre os dados de SAM e o sinal de EEG de cada voluntário, para ambos os estudos separadamente, foram agrupados pelo método de *Fisher*. Os resultados dos eletrodos e a combinação de eletrodos que apresentaram valores estatísticos significativos ($p < 0.05$) são apresentados na Tabela 2.

Discussão

Conforme apresentado na é possível observar que Tabela 1 em ambos os estudos os valores de Valência, Excitação e Dominância reportados pelos voluntários mantêm-se semelhantes aos valores utilizados com critérios de escolha dos estímulos. Este mesmo resultado tem sido constantemente reportado na literatura em diversas regiões do mundo, o que demonstra a universalidade dos estímulos, pois, independente de cultura e condições sociais, pessoas tendem a responder de modo semelhante quando estimulados emocionalmente por imagens e vídeos [1].

De acordo com a análise dos dados apresentados na Tabela 2, é possível observar que a dimensão de valência possui correlação principalmente com as ondas alfa da região frontal, mais especificamente nos eletrodos F3 e F4 quando estimulados por vídeos, além de uma correlação com as ondas teta na região pré-frontal quando estimulados por imagens, resultados estes que estão de acordo com o descrito por [14], que destaca a assimetria entre a região pré-frontal e frontal como forte característica na classificação de emoções.

Os valores de Excitação apresentam correlação entre todos os parâmetros, com praticamente todas as regiões do cérebro, principalmente os mais próximos à linha medial. No entanto, os valores mais significativos são observados nas relações (teta+alfa)/beta e teta/beta nos valores de assimetria das áreas pré-frontal, frontal e central. Os dados de dominância apresentam correlação significativa com as ondas teta e relação (teta+alfa)/beta com a região occipital direita [14, 8].

No geral, os eletrodos com maior correlações são os das áreas frontais e occipitais. De acordo com a literatura, a região occipital é estimulada por imagens, o que pode explicar as correlações inespecíficas dessa região, enquanto que a área frontal tem sido relatada com umas das principais responsáveis pelo processamento de emoções e, principalmente, de estresse.

Conclusão

Os estímulos utilizados, tanto as imagens como os vídeos, apresentam resultados de acordo com o esperado, mais uma vez destacando a reprodutibilidade dos experimentos.

Os resultados para os estímulos por vídeos apresentam mais características relevantes, de acordo com a correlação com o questionário SAM. No entanto, deve-se levar em conta a diferença dos equipamentos utilizados, uma vez que o estudo utilizando imagens foi

realizado utilizando um equipamento de baixo custo e sem fios e, mesmo apresentando resultados inferiores, foi possível utilizar os dados desse experimento para a análise da correlação.

Referências

- [1] M. Lewis, J. M. Haviland-Jones e L. F. Barrett, *Handbook of emotions*. 3rd ed., New York: The Guilford Press, 2008.
- [2] P. Ekman, "An argument for basic emotions.," *Cognition & Emotion*, v6 n3-4, pp. 169-200, 1992.
- [3] J. A. Russell, "A circumplex model of affect.," *Journal of personality and social psychology*. vol. 39, no. 6, pp. 1161-1178, 1980.
- [4] P. J. Lang, M. M. Bradley e B. N. Cuthbert, "International Affective Picture System (IAPS): Affective ratings of pictures and instruction manual," *Technical Report A-8*, 2008.
- [5] M. Bradley e P. J. Lang, "The International affective digitized sounds (IADS): stimuli, instruction manual and affective ratings.," *NIMH Center for the Study of Emotion and Attention*, 1999.
- [6] S. Koelstra, C. Mühl, M. Soleymani, J.-S. Lee, A. Yazdani, T. Ebrahimi, T. Pun, A. Nijholt e I. Patras, "Deap: A database for emotion analysis; using physiological signals.," *Affective Computing, IEEE Transactions on*, 3(1), pp. 18-31, 2012.
- [7] M. M. Bradley e P. J. Lang, "Measuring emotion: the self-assessment manikin and the semantic differential," *Journal of behavior therapy and experimental psychiatry*, v. 25, n. 1., pp. 49-59, 1994.
- [8] A. Savran, K. Ciftci, G. Chanel, J. C. Mota, L. H. Viet, L. Akarun, A. Caplier e M. Rombaut, "Emotion Detection in the Loop from Brain Signals and Facial Images.," 2006.
- [9] A. Pomer-Escher, T. Bastos-Filho e M. D. S. Pinheiro, "Analysis of Stress Level Based on Asymmetry Patterns of Alpha Rhythms in EEG Signals," *IEEE Engineering in Medicine & Biology society (EMBC), Salvador*, 2014.
- [10] P. J. Lang, M. M. Bradley e B. N. Cuthbert, *International Affective Picture System (IAPS): Affective ratings of pictures and instruction manual*, pp. Technical Report A-8, 2008.
- [11] D. J. McFarland, L. M. McCane, S. V. David e J. R. Wolpaw, "Spatial filter selection for EEG-based communication.," *Electroencephalography and clinical Neurophysiology*, 103(3), pp. 386-394, 1997.
- [12] P. D. Welch, "The use of fast Fourier transform for the estimation of power spectra: A method based on time averaging over short, modified periodograms.," *IEEE Transactions on audio and electroacoustics*, v. 15, n. 2, pp. 70-73, 1967.
- [13] T. M. Loughin, "A systematic comparison of methods for combining p-values from independent tests.," *Computational statistics & data analysis*, v. 47, n. 3., pp. 467-485, 2004.
- [14] M. Singh, M. Singh e S. Gangwar, "Emotion Recognition Using Electroencephalography (EEG): A Review.," *International Journal of Information Technology & Knowledge Management*, v. 7, n. 1, pp. 1-5, 2013.

POTENCIAL RELACIONADO A ERRO: DISTRIBUIÇÃO TOPOGRÁFICA, HABITUAÇÃO E SINCRONIZAÇÃO/DESSINCRONIZAÇÃO

R. Y. Takeda* e D. B. Melges*

*Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica/UFMG, Belo Horizonte, Brasil
e-mail: romeu_yukio@hotmail.com

Resumo: O objetivo deste trabalho foi investigar o Potencial Relacionado a Erro (ErrP), gerado devido a uma falha no alcance de um copo (alvo) por um braço robótico observado por um voluntário. A detecção deste erro vem sendo usada para correção automática em interfaces cérebro-máquina (ICM). Foi avaliada a distribuição topográfica deste potencial, sua habituação ao longo do experimento e a Sincronização/Dessincronização Relacionadas a Evento, usando-se sinais EEG de 8 voluntários. A análise topográfica indicou que o ErrP é mais evidente na região fronto-central, sendo verificada redução da amplitude ao longo das seções de registro (habituação). Verificou-se ainda Sincronização na banda delta e Dessincronização na alfa para a maioria dos indivíduos, comparando-se as potências do ErrP e do EEG espontâneo. Tais resultados mostraram que a forma de onda do ErrP pode não ser adequada para identificação de erro, enquanto a potência (domínio da frequência) pode evidenciar a presença deste potencial, sendo útil para construção de ICM.

Palavras-chave: Potencial relacionado a erro, EEG, ICM.

Abstract: *This work aims at investigating the Error-Related Potential (ErrP), generated due to a failure on reaching a cup by a robotic arm observed by a volunteer. The error detection has been used for automatic correction in brain-computer interfaces (BCI). The topographical distribution, the habituation phenomenon during the experiment and Event-Related Synchronization and Desynchronization were studied using EEG signals from 8 volunteers. The topographical analysis indicated that ErrP is more evident in the fronto-central region. A gradual reduction in the ErrP amplitude during recording sections (habituation) was observed. Moreover, Synchronization in delta band and Desynchronization in alpha was verified for the majority of volunteers, comparing the power of ErrP and spontaneous EEG. These results showed that the waveform could not be suitable for error identification, while the power (frequency domain) can distinguish the presence of such potential and could be useful for BCI implementation.*

Keywords: *Error-related Potential, EEG, BCI.*

Introdução

Nos últimos anos, inúmeros estudos com emprego do Eletroencefalograma (EEG) voltado para a interação

direta com o computador – interfaces cérebro-máquina (ICM) – foram realizados [1, 2, 3, 4]. Boa parte destes trabalhos tem como objetivo beneficiar pacientes com comprometimento motor severo, como por exemplo, os acometidos por Esclerose Lateral Amiotrófica, Esclerose Múltipla e Doença de Parkinson [5].

Assim, as ICM baseadas em EEG vêm sendo utilizadas a fim de proporcionar a pessoas com deficiência novas ferramentas de locomoção, controle do ambiente e de comunicação, com a vantagem de fazerem uso de um método de registro não-invasivo.

Usualmente, as ICM envolvem aquisição de sinais EEG durante estimulação sensorial rítmica ou por imaginação de alguma atividade motora repetitiva (imagética motora), protocolos que dão origem a potenciais relacionados a evento (PRE) [6].

Como qualquer outra modalidade de interação baseada em sinais fisiológicos, as ICM estão propensas a erros de identificação das intenções do usuário, levando o sistema a um comportamento indesejado. Um dos tipos de PRE para o qual se tem voltado a atenção é o Potencial Relacionado a Erro (ErrP – *Error-related Potential*), que pode ocorrer de cerca de 150 a 600 ms após um evento (erro), com seus componentes mais pronunciados sendo um vale em torno de 250 ms (ERN/Ne) e um pico em torno de 350 ms (ERP/Pe) [3]. Este potencial é eliciado, por exemplo, quando um atuador robótico erra um alvo [1, 4]. Neste caso, a detecção automática de erros permitiria que uma ICM pudesse corrigi-los dinamicamente [4].

Assim, este trabalho tem como objetivos: i) analisar a distribuição topográfica deste potencial; ii) avaliar o efeito de habituação da forma de onda do ErrP; iii) investigar, usando técnica estatística de processamento de sinais, a Sincronização e Dessincronização relacionadas a evento (erro).

Materiais e métodos

Aquisição - Os sinais EEG foram coletados, conforme o Sistema Internacional 10-20, de 8 voluntários adultos sem histórico de doenças neurológicas, sendo digitalizados à taxa de amostragem de 600 Hz, com resolução de 16 bits por meio do amplificador BNT32 (EMSA, Brasil) em conjunto com uma touca elástica com 20 eletrodos fixada no escalpo com auxílio de gel condutor.

Protocolo de Estimulação - O estímulo consistiu na visualização de um braço robótico executando um deslocamento para realizar a preensão de um copo

disposto sobre uma mesa (Figura 1a). Neste cenário, a apreensão do copo pode ser bem-sucedida ou não. Quando há falha na apreensão (Figura 1b) ocorrerá um ErrP. O cenário foi disposto de modo a exibir o braço robótico imediatamente a frente do voluntário, de tal forma que o participante o visualizasse como se fosse o seu próprio. O braço empregado neste experimento foi o JACO® (Kinova Robotics), que possui 6 articulações e uma mão com 3 dedos articulados.

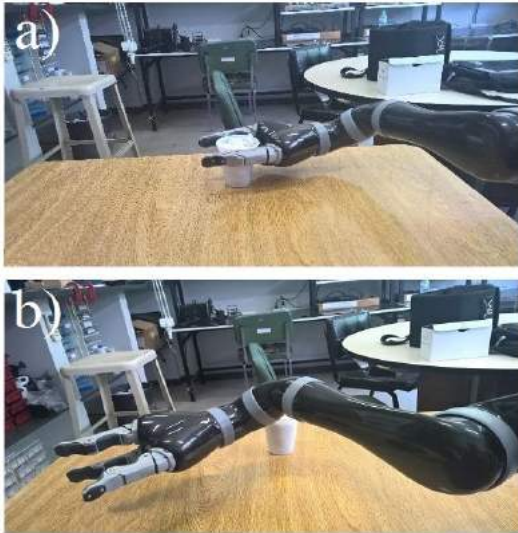


Figura 1: Apreensão (a) bem-sucedida; (b) malsucedida.

A duração do movimento do braço (estímulo) do início ao retorno à posição inicial foi de 5,5 s para apreensão acertada (NErrP) e 6,5 s para erro do alvo (ErrP). As informações de início e fim de movimento foram enviadas para um canal de sincronização (*trigger*) no BNT32 (EMSA, Brasil) a partir de um Arduino (Atmega328) conectado à USB de um computador que controlava o braço.

As condições NErrP e ErrP foram executadas em sequência aleatória, na proporção de 80% para 20% respectivamente, sabendo-se que usualmente a magnitude do Potencial Relacionado a Erro costuma ser maior, quando este evento é raro, frente ao acerto [1].

Os registros foram realizados durante sessões de 4 blocos com 130 estímulos, sendo a duração média de cada bloco de cerca de 17 min. O conjunto de 4 blocos foi precedido e sucedido pelo registro de 5 minutos de EEG espontâneo. Além disso, entre cada registro, foi realizada uma pausa de cerca de 2 min para conforto do voluntário. Assim, o tempo total de experimento foi de cerca de 88 min.

Pré-processamento - a preparação dos sinais foi realizada conforme detalhado a seguir.

A) Janelamento: Para cada sinal obtido na falha da apreensão do copo, foram analisadas janelas de 1000 ms, iniciadas no instante em que ocorre o erro, cerca de 700 ms após o início do movimento do braço robótico (saída do repouso).

B) Remoção de artefatos: foram eliminadas janelas com mais de 10% das amostras excedendo ± 3 desvios-padrão de 20 s de EEG espontâneo livre de ruído.

Processamento - foi realizado com auxílio do *software* Matlab® (Mathworks).

A) Média Coerente (MC): Após janelamento, aplicou-se a MC, que consiste no cálculo de média de janelas sincronizadas com o estímulo, assumindo-se o EEG como um ruído branco gaussiano de média zero e a resposta ao estímulo (ErrP) como um sinal determinístico e idêntico para cada ocorrência do estímulo. Assim, o resultado deste cálculo é a estimativa da forma de onda do ErrP.

B) Distribuição Topográfica: A distribuição do ErrP no escalpo foi avaliada com auxílio do EEGLab, toolbox *OpenSource* para Matlab capaz de traçar mapas topográficos com base na amplitude/potência de atividades cerebrais (EEG) para uma dada latência (instante de tempo pós-estímulo). Tal estudo permitirá a escolha mais adequada para registro e emprego mais eficiente deste potencial em ICM.

C) Habituação: O fenômeno de habituação foi investigado calculando-se a MC de conjuntos disjuntos de janelas de EEG durante os estímulos descritos e analisando-se a variação da forma de onda ao longo do experimento. Tal investigação permitiu identificar a possibilidade de emprego deste potencial em ICM que requer utilização por longo período de tempo.

D) Dessincronização e Sincronização relacionada a evento (ERD/ERS): Para análise ERD/ERS utilizou-se o Teste F Espectral (TFE), que corresponde à razão entre as Densidades Espectrais de Potência (DEP) do EEG durante a estimulação $y[k]$ e do EEG espontâneo $b[k]$ [7], sendo estimado por:

$$\hat{\phi}(f) = \frac{1}{M_y} \sum_{i=1}^{M_y} |Y_i(f)|^2 \bigg/ \frac{1}{M_b} \sum_{i=1}^{M_b} |B_i(f)|^2 \quad (1)$$

Sabendo-se que a distribuição assintótica de $\hat{\phi}(f)$ tende para uma distribuição F, pode-se calcular os valores críticos inferior e superior para um dado nível de significância α , M_y e M_b número de épocas:

$$\phi_{critInf} = F_{crit2M_y, 2M_b, \alpha} \quad (2)$$

e

$$\phi_{critSup} = F_{crit2M_y, 2M_b, 1-\alpha} \quad (3)$$

Onde $F_{crit2M_y, 2M_b}$ é o valor crítico da distribuição F com $2M_y$ e $2M_b$ graus de liberdade. Caso o valor estimado de $\hat{\phi}(f)$ ultrapasse o valor crítico superior, diz-se que houve uma Sincronização (ERS – *Event-related Synchronization*). Caso $\hat{\phi}(f)$ seja inferior a $\phi_{critInf}$, assume-se uma Dessincronização (ERD – *Event-related Desynchronization*). Outros casos foram classificados como Neutros. A pesquisa foi aprovada por Comitê de Ética Local – UFMG: n. 11525613.4.0000.5149.

Resultados

A Figura 2 apresenta a média coerente para todas as épocas relativas a movimento errado (ErrP) e movimento correto (NErrP) na derivação Fz do voluntário #1, bem como para a diferença entre os

mesmos. Como se pode observar, há um pico em torno de 350 ms para o traçado de ErrP. Além disso, o NErrP contém um vale próximo a esta latência, o que resulta em uma diferença com pico mais pronunciado. Traçados similares de ErrP foram obtidos para 6 dos 8 voluntários analisados; já para o NErrP somente 4 dos 8 indivíduos apresentaram mesma morfologia.

Identificou-se na topografia atividade de maior potência na região fronto-central, conforme Figura 3, que apresenta distribuição topográfica do ErrP para cada indivíduo em tempo correspondente a este potencial (latência: 330 ± 42 ms). Como Fz está incluído na região de atividade com maior razão sinal-ruído (RSR), esta derivação foi adotada em análises posteriores.

Embora haja consistência no registro do ErrP (somente os voluntários #2 e #5 não apresentam potencial bem definido) e mesmo na sua distribuição no escalpo, a forma de onda deste sinal apresenta grande variabilidade, como se pode observar para a derivação Fz de todos os indivíduos (Figura 4).

O traçado da média coerente para os quatro blocos de coleta com estimulação evidencia o fenômeno de habituação, conforme ilustrado para a mesma derivação do voluntário #8 (Figura 5). Nota-se que o sinal apresenta um ErrP mais proeminente no bloco 2, mas reduz sua amplitude nos blocos subsequentes, observação consistente para 6 dos 8 indivíduos.

A Figura 6 apresenta a Densidade Espectral de Potência (PSD – *Power Spectral Density*) para o ErrP e o EEG espontâneo. Ao se comparar as PSDs, nota-se uma maior potência (ERS) do ErrP para frequências abaixo de 5 Hz e uma redução (ERD) nas frequências de 7 a 13 Hz, para o voluntário #4.

Finalmente, a Figura 7 fornece o número de indivíduos para os quais se identificou ERD, ERS e resposta neutra, para frequências até 20 Hz. Como se pode observar, para maioria dos indivíduos ocorre uma sincronização na banda delta (0-4 Hz) e uma dessincronização da banda alfa (8 -13 Hz), similar ao relatado para o voluntário #4.

Discussão

Por meio da sobreposição das médias coerentes para todos os indivíduos (Figura 3), notou-se uma alta variabilidade inter-individual. Tal aspecto poderia ser uma desvantagem para o emprego da forma de onda do ErrP como parâmetro para controle de ICM, particularmente para correção automática de erros.

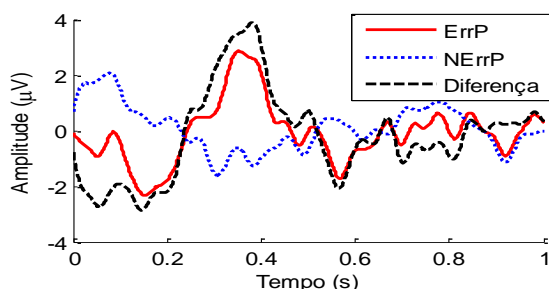


Figura 2: MC para ErrP, NErrP e Diferença para derivação Fz do voluntário #1.

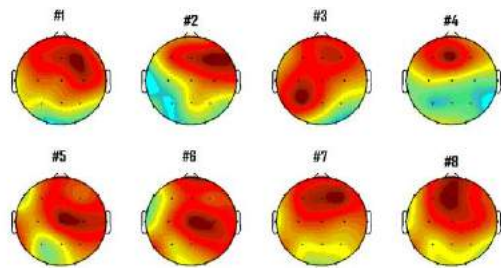


Figura 3: Distribuição topográfica para os 8 indivíduos.

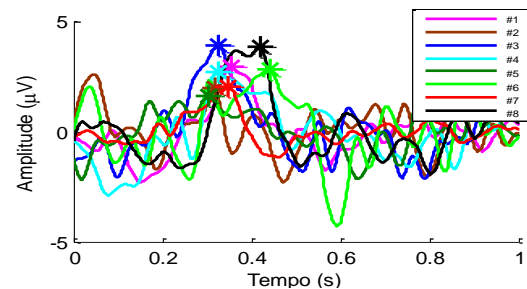


Figura 4: ErrP para derivação Fz dos 8 voluntários.

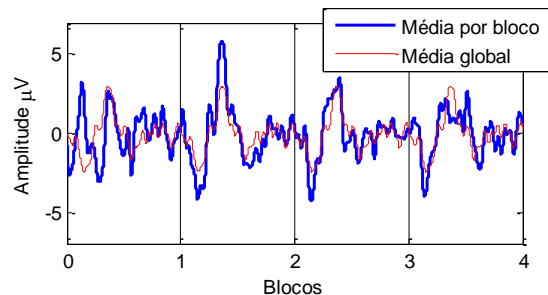


Figura 5: MC para os 4 blocos de 1s de registro com estimulação (em azul), traçadas lado a lado e *grand average* dos 4 blocos sobreposta (vermelho).

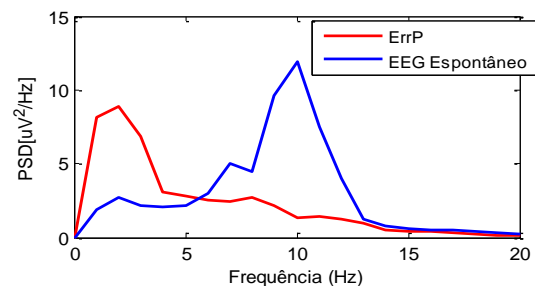


Figura 6: PSD para a derivação Fz do indivíduo #4.

Além disso, durante o processamento notou-se a habituação por meio da redução gradativa da magnitude do ErrP da segunda até a quarta seção, sendo outro limitante para uso da morfologia na implementação de ICMs a serem utilizadas por longos períodos, uma vez que o potencial poderia deixar de ser identificado. Pode-se especular que tal comportamento se deve ao fato de o erro já ser conhecido e de alguma forma esperado pelo voluntário. Aparentemente, outro tipo de habituação ocorreu para a geração mais consistente deste potencial, o que foi evidenciado por uma maior variabilidade no primeiro bloco e um ErrP com melhor RSR no segundo, fato ocorrido para todos os indivíduos.

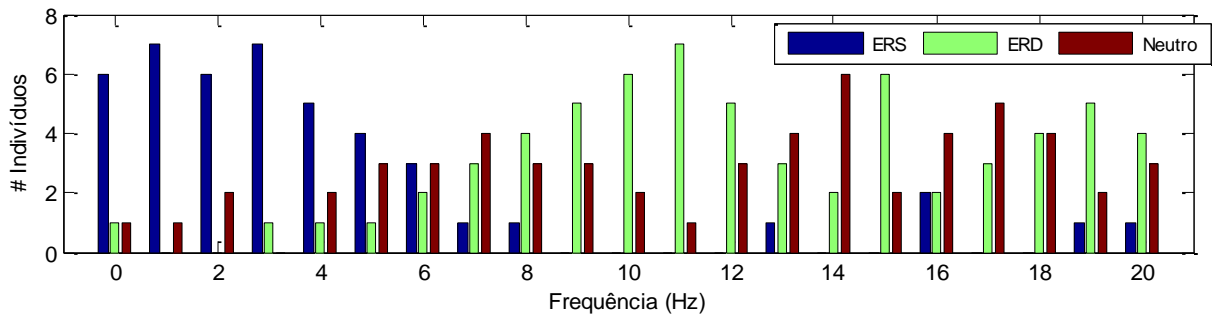


Figura 7: ERS, ERD e resposta neutra considerando todos os indivíduos (derivação Fz).

A consistência nos mapas topográficos, por outro lado, indicou a região fronto-central como *loci* de melhor registro deste potencial. Bolaños *et al.* [8], também relataram esta região como aquela que melhor permite diferenciar ErrP de NErrP com base em sincronismo de fase. Resultados similares foram obtidos em macacos durante observação de outros estímulos visuais contendo erros [6]. Este fato aponta para a potência como um bom parâmetro na identificação do ErrP, sendo que, para a maior parte dos indivíduos, as derivações Fz e Cz encontram-se entre as melhores, estando localizadas adjacentes a regiões associadas com planejamento e controle motor (e.g.: áreas motora primária e motora suplementar). Estes resultados estão em consonância com os obtidos por [9], que empregaram um manipulador robótico semelhante ao usado neste trabalho e verificaram ErrP com maior intensidade na área motora pré-suplementar e nos córtices cingulados anterior e posterior, usando os métodos EEG e sLoreta.

Por fim, a análise ERD/ERS mostrou haver predominantemente dessincronização na banda alfa, como relatado na literatura em outras condições de estímulo, tais como durante execução de tarefa motora [10] e imagética motora [11]. Além disso, notou-se uma sincronização na banda delta.

Conclusão

Com base nos resultados apresentados, verificou-se que o ErrP é melhor registrado na região fronto-central, com maior amplitude nas derivações Fz e Cz. Alterações na forma de onda ao longo do experimento mostraram que há habituação no processo de resposta ao estímulo de erro e, portanto, parâmetros morfológicos parecem não ser ideais para ICM em que se pretende um uso de longa duração. Por outro lado, a análise no domínio da frequência, indicou que a potência, e em particular a Sincronização/Dessincronização, pode ser adequada para a implementação de tecnologia assistiva baseada nesta resposta neurofisiológica.

Agradecimentos

Ao Prof. Bruno Vilhena Adorno pelo auxílio com o braço robótico. À CAPES, FAPEMIG e CNPq pelo apoio financeiro.

Referências

- [1] Millan JR, Renkens F, Mouriño J, Gerstner W. Noninvasive brain-actuated control of a mobile robot by human EEG. *IEEE Trans Biomed Eng.* 2004; 51(6):1026-33.
- [2] Wolpaw JR, Birbaumer N, McFarland DJ, Pfurtscheller G, Vaughan TM. Brain-computer interfaces for communication and control. *Clin Neurophysiol.* 2002; 113(6): 767-91.
- [3] Ferrez PW, Millán JDR. Error-related EEG potentials generated during simulated brain-computer interaction. *IEEE Trans Biomed Eng.* 2008; 55(3): 923-9.
- [4] Bhattacharyya S, Konar A, Tibarewala DN. Motor imagery, P300 and error-related EEG-based robot arm movement control for rehabilitation purpose. *Med Biol Eng Comput.* 2014; 52(12): 1007-17.
- [5] Daly JJ, Wolpaw JR. Brain-computer interfaces in neurological rehabilitation. *Lancet Neurol.* 2008; 7(11): 1032-43.
- [6] Reinhart RM, Carlisle NB, Kang MS, Woodman GF. Event-related potentials elicited by errors during the stop-signal task. II: Human effector-specific error responses. *J Neurophysiol.* 2012; 107(10): 2794-807.
- [7] Miranda de Sá AMFL, Cagy M, Lazarev VV, Infantosi AFC. Spectral F-Test power evaluation in the EEG during intermittent photic stimulation. *Arq Neuropsiquiatr.* 2006; 64(2A): 228-32.
- [8] Bolaños ME, Bernat EM, Aviyente S. Graph analysis of neuronal interactions for the error-related negativity. In: 32nd EMBC, 2010; 2794-7.
- [9] Iturrate I, Montesano L, Chavarriaga R, Millán JDR, Minguez J. Minimizing calibration time using inter-subject information of single-trial recognition of error potentials in brain-computer interfaces. In: 33rd EMBC, 2011; 6369-72.
- [10] Pfurtscheller G. Functional brain imaging based on ERD/ERS. *Vision research.* 2001; 41(10): 1257-60.
- [11] McFarland DJ, Miner LA, Vaughan TM, Wolpaw JR. Mu and beta rhythm topographies during motor imagery and actual movements. *Brain topogr.* 2000; 12(3): 177-86.

ANÁLISE DE ENTROPIA DURANTE ESTIMULAÇÃO VISUAL DINÂMICA

D. M. S. Liquori, B. F. Viana, F. E. Amorim, P. J. G. Da-Silva, M. Cagy, A. F. C. Infantosi

Programa de Engenharia Biomédica/COPPE/UFRJ, Rio de Janeiro, Brasil
e-mail: daniellemartins15@peb.ufrj.br

Resumo: Neste estudo, investigou-se a regularidade do sinal eletroencefalográfico (EEG) durante a realização de estimulação visual dinâmica (ED) utilizando-se entropia de permutação (E_{pe}). Para tal, sinais EEG multicanais de 25 indivíduos saudáveis foram adquiridos durante ED de afastamento (AF) e aproximação (AP) de um cenário virtual. Os sinais EEG foram segmentados em épocas com 3 s de duração (-0,5 a 2,5 s, sincronizadas pelo início de cada ED, $t = 0$ s). As séries temporais compostas pelos valores médios obtidos pelo método de entropia de permutação (E_{pe}) de todos os indivíduos foram utilizadas para obter a *Grand-Average*. Os resultados mostraram um aumento no valor da entropia durante a estimulação visual dinâmica e um retorno a valores basais após o término da mesma.

Palavras-chave: Entropia, EEG, Estimulação Visual.

Abstract: In this study, we investigated the regularity of the electroencephalographic signal (EEG) while performing dynamic visual stimulation (ED) using entropy permutation (E_{pe}). To this end, multi-channel EEG signals of 25 healthy subjects were acquired during removal of ED (AF) and approaching (PA) of a virtual scenario. The EEG signals were segmented into 3s epochs (-0.5 to 2.5 s, synchronized by the onset of ED, $t = 0$ s). The time series obtained from averaging values obtained by the permutation entropy method (E_{pe}) of all individuals were used for the *Grand-Average*. The results showed an increase in entropy value during dynamic visual stimulation, returning to basal values after its end.

Keywords: Entropy, EEG, Visual Stimulation.

Introdução

Sinais eletroencefalográficos (EEG) durante estimulação virtual dinâmica têm sido utilizados para investigar o ciclo percepção-ação no controle postural [1,2]. Tal estimulação dinâmica elicia resposta cortical com ordenação espaço-temporal de processamento relacionado à visão, cognição, planejamento, ação motora e à realimentação do controle da postura, os quais dependem da direção do movimento do cenário virtual [2].

Em geral, o efeito da estimulação visual na resposta evocada relacionado ao movimento tem sido investigado aplicando-se a média coerente aos sinais EEG sincronizados com o início do movimento do cenário [1,2]. Entretanto, com base na teoria de sistemas dinâmicos e no conceito de complexidade, a variação nesta resposta cortical pode representar a flexibilidade

do controle em adaptar-se às perturbações imprevisíveis do ambiente [3,4]. Tal complexidade do sistema de controle pode ser avaliada aplicando-se métodos dinâmicos não lineares, como, por exemplo, a entropia [5]. Neste contexto, o processamento cortical com comportamento mais complexo teria maior valor de entropia do que aquele regular.

O presente estudo visa aplicar o conceito da entropia com vistas a investigar a resposta cortical do controle postural ortostático durante estimulação visual de um cenário dinâmico. Para tal, a entropia do sinal EEG foi quantificada empregando-se o método de Entropia de Permutação.

Fundamentação Teórica

A entropia é um método de caracterização de um comportamento caótico por meio da quantificação da complexidade de séries temporais, podendo ser estimada aplicando-se técnicas como a de Kolmogorov, de Aproximação, Amostral ou de Permutação. Dentre estas, a entropia de permutação se destaca pela extrema rapidez computacional e robustez [5].

Entropia de permutação (E_{pe}) – Desenvolvida por Bandt e Pompe [6], quando aplicada com ordem igual ou maior que 2, a E_{pe} pode ser definida por:

$$H(n) = -\sum p(\pi) \times \log p(\pi), \quad (1)$$

onde H é o valor estimado de entropia, n é a dimensão embutida ou a ordem e $p(\pi)$ é a probabilidade da permutação π . O tamanho da série de dados (N) é um dos parâmetros de entrada utilizado na estimativa da E_{pe} .

O somatório para todas as $n!$ permutações π (que seria a quantidade de seqüências prováveis) de ordem n representa a informação contida na comparação de n valores consecutivos da série temporal, considerando que $0 \leq H(n) \leq \log n!$. Assim, o limite inferior é alcançado por um aumento ou diminuição de valores de seqüência, enquanto o limite superior por um sistema completamente aleatório, onde todas as $n!$ permutações possíveis têm a mesma probabilidade. Sendo assim, a série temporal possui algum tipo de dinâmica quando $H(n) < \log n!$ [6].

O valor de entropia depende dos parâmetros da dimensão embutida e do atraso temporal (τ). Ambos são utilizados na obtenção de um vetor da distribuição dos padrões ordinais descrito por:

$$\mathbf{X}_t = [X_t, X_{t+\tau}, \dots, X_{t+(n-1)}] \quad (2)$$

Materiais e métodos

Casuística - Foram utilizados sinais adquiridos de 25 sujeitos saudáveis, com faixa etária entre 18 a 40 anos, estatura entre 160 e 190 cm e massa entre 50 e 95 kg. Como critério de inclusão, considerou-se a não presença do histórico de patologias neurológicas e osteomioarticulares, além de não possuírem distúrbios de equilíbrio. Foi realizada anamnese a fim de se obterem informações sobre a existência de cefaleia, doença, vertigem, fadiga nos olhos e o uso de medicamentos que pudessem comprometer o equilíbrio. Ainda assim, sujeitos que usassem óculos ou lentes corretivas foram incluídos na amostra. Todos os participantes assinaram previamente um termo de consentimento. O estudo foi aprovado pelo comitê de ética e pesquisa do IESC/UFRJ (Ref. 100/2011).

Protocolo experimental – O protocolo de estimulação visual foi realizado por meio de realidade virtual em uma sala com condições controladas (23°C, som atenuado e luz desligada). Durante a estimulação visual dinâmica (ED), os sinais EEG foram adquiridos com o sujeito descalço, em posição ortostática, observando um cenário virtual projetado em uma parede branca (1,72 × 1,16 m) e centralizado à linha de visão (ângulo de visão: 40,7° e 30,1°). A posição dos pés (ângulo de 30° e distância de 2 cm entre eles) foi previamente demarcada a fim de manter padronizada a base de sustentação durante os experimentos.

O cenário virtual (Fig. 1), desenvolvido usando a IDE Delphi e OpenGL, consiste em uma sala de 8,0 m de largura, 3,0 m de altura e 12,0 m de profundidade, contendo piso quadriculado (similar à reversão de padrão), paredes e teto com textura distinta, mesa e cadeira no centro, além de outros objetos na periferia do campo visual [1,2]. Todos os indivíduos foram instruídos a manter o olhar centrado na cadeira.

Para gerar a estimulação visual dinâmica, os móveis e utensílios do cenário virtual são expandidos (ou reduzidos) enquanto o piso, as paredes e o teto se deslocam linearmente no sentido anterior (ou posterior) com uma velocidade de 120 cm/s durante 1 s. Além disso, a luminância é modificada para cada posição do cenário, variando entre 31 a 39 cd/m² (passo de 2 cd/m²). Tal efeito dinâmico proporciona a percepção de que o observador está se aproximando (AP) ou afastando (AF) do cenário, ou seja, percepção de automovimento (*vection*).

As aquisições durante a ED foram distribuídas em 6 blocos, intercalados entre a posição ortostática e sentada. Para cada bloco, foram aplicados, aleatoriamente, 30 estímulos dinâmicos (15 de cada evento: AP e AF), cada um deles exibidos por 1 s e intercalados por 6 s de cenário estático (CE) na posição onde o ED termina (sendo esta a posição inicial da próxima ED). Foi aplicado um intervalo de 3 min entre blocos (sujeito sentado e relaxado) para evitar fadiga muscular. Cabe salientar que, neste trabalho, somente foram analisados os blocos referentes à ED na posição ortostática.

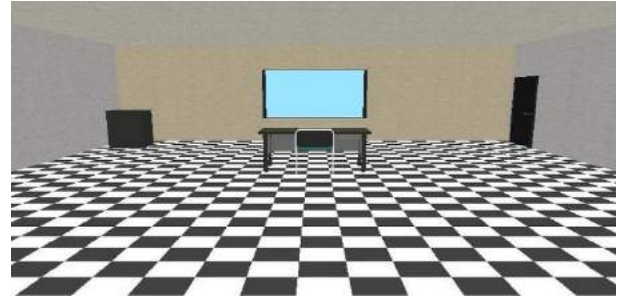


Figura 1: Apresentação visual do cenário virtual.

Montagem experimental – Os sinais EEG foram adquiridos de acordo com o Sistema Internacional 10-20 (derivações monopolares, referência biauricular média e aterramento em FPz) usando a touca ECI Electro-Cap Electrode (Electro-Cap International, Inc., EUA) e amplificador biológico BrainNet - BNT 36 (EMSA, Brasil). As impedâncias dos eletrodos foram mantidas abaixo de 3 kΩ. Os sinais EEG foram digitalizados à taxa de 600 Hz (resolução: 16 bits) com filtro *notch* digital a 60 Hz, armazenados em disco rígido, e analisados *offline* usando o software Matlab v.9 (The Mathworks, EUA).

Neste trabalho, foram analisados apenas os sinais EEG das derivações O1, O2, P3 e P4 durante a posição ortostática. A Figura 2 ilustra 40 s do sinal EEG da derivação O1 do sujeito #1, adquirido durante estimulação virtual, mostrando uma sequência aleatória de seis ED (duração de 1 s, intercalados por 6 s de CE). Os sentidos da ED foram codificados por pulsos positivos (AP) e negativos (AF), sincronizados com o início da exibição de cada cena.

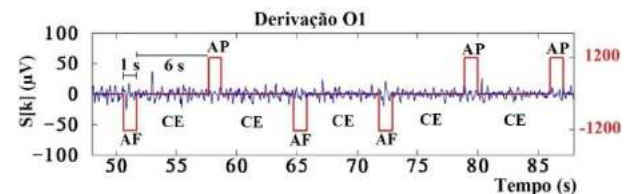


Figura 2: Segmento do sinal de *trigger* (vermelho) e EEG (derivação O1, azul) do sujeito #1 durante ED. O pulso do *trigger* indica o 1 s de AF (ou AP), seguido por 6 s de cenário estático (CE), sincronizado com o início da exibição da ED.

Pré-processamento do sinal EEG – Os sinais EEG foram filtrados aplicando-se um filtro Butterworth passa-banda de 4ª ordem, fase nula, com frequências de corte em 1 e 40 Hz. Com base no sinal do *trigger*, os sinais EEG dos blocos obtidos para a posição ortostática foram separados conforme a estimulação AP e AF, e segmentados em épocas de 3 s de duração (-0,5 a 2,5 s, sincronizadas pelo início do movimento do cenário de cada ED, $t = 0$ s).

Processamento do sinal EEG – Para o cálculo da E_{pe} , aplicou-se uma janela deslizante com comprimento de 600 amostras (1 s) e passo de 10 amostras em cada época de sinais EEG dos blocos. Para cada janela utilizada, o valor de entropia calculado recebeu como rótulo de tempo o instante central da mesma. Como

parâmetros de entrada para a estimativa da entropia de permutação, foi utilizado $n = 5$, $N = 600$ e $\tau = 1$. Assim, utilizando-se a eq. (1), obteve-se uma série temporal de 181 estimativas consecutivas de entropia para cada indivíduo, para cada ED (AF ou AP) e em cada derivação. Realizou-se, então, a média coerente de todas as séries temporais de entropia calculadas para cada tipo de ED. Além disso, aplicou-se a *Grand-Average* de todos os padrões individuais, discriminados por tipo de ED.

Análise estatística – A possível diferença de comportamento da entropia entre os tipos de ED foi analisada por meio do *Running t-test* [1], aplicado às séries temporais de entropia individuais, empregando-se nível de significância $\alpha = 0,01$. Neste caso, como se visou uma análise de tendência, removeu-se o valor médio de cada série temporal de entropia.

Para analisar as alterações na entropia ao longo da série temporal de cada tipo de ED, utilizou-se o teste de Friedman ($\alpha = 0,05$) entre os valores de entropia obtidos nos intervalos de $-0,5 \leq \Delta t \leq 0$ s (CE imediatamente antes de ED: pré-ED), $0,75 \leq \Delta t \leq 1,25$ s (ao final de

ED: per-ED) e $2,0 \leq \Delta t \leq 2,5$ s (CE: pós-ED). Tal teste foi aplicado para ambas as posições (AP e AF) e para as quatro derivações, considerando-se que a evolução temporal da estimativa das entropias não apresenta distribuição Gaussiana. No caso de indicação de diferença ao longo dos três intervalos, testes de Wilcoxon foram utilizados como *post-hoc* para identificar entre quais grupos de 0,5 s recortados dos trechos ocorreu diferença significativa.

Resultados

A Figura 3 exibe a *Grand-Average* e o desvio padrão das séries temporais de entropia obtidas nas derivações O1, O2, P3 e P4, para ambas as estimulações AP (vermelho) e AF (azul). Para ambos os sentidos de estimulação, nota-se aumento dos valores de entropia iniciando-se em $t = 0$ s. O valor máximo da entropia ocorre ao final de cada ED, após a qual, observa-se um retorno ao valor basal. Em todas as derivações, o *Running t-test* não indicou diferença significativa ($p \gg 0,01$) entre os dois tipos de ED.

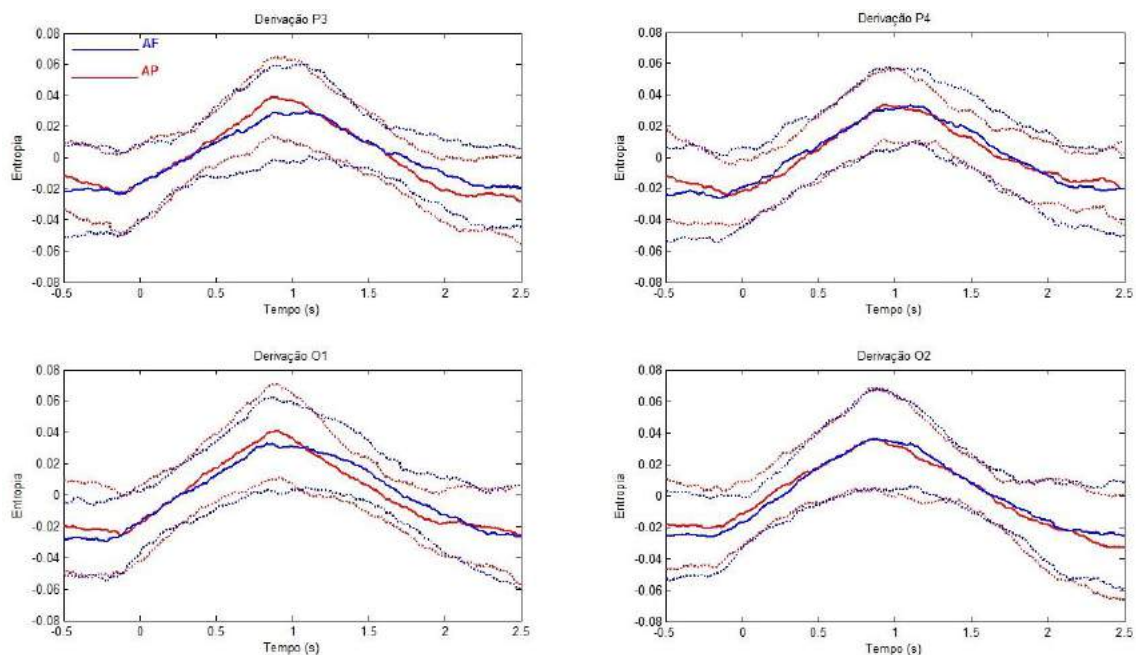


Figura 3: *Grand Average* (\pm desvio-padrão) da série temporal das estimativas de entropia dos sinais EEG das derivações O1, O2, P3 e P4 durante estimulação visual nas condições de cenário dinâmico de aproximação (AP: vermelho) e afastamento (AF: azul).

Para cada tipo de ED, o teste de Friedman indicou diferenças significativas ($p \ll 0,001$) entre os valores de entropia dos três intervalos da série temporal (pré, per e pós-ED). Para todas as derivações, o teste de Wilcoxon (*post-hoc*) evidenciou que tal diferença ocorre somente para o intervalo per-ED (Tabela 1). A Figura 4 exibe os *box-plots* indicativos da variação típica de diferenças entre valores médios de entropia nos três intervalos, exemplificados somente para AF nas derivações occipitais.

Tabela 1: Valores- p das comparações *post-hoc* (teste de Wilcoxon) para AF e AP: derivações O1, O2, P3 e P4.

ED	Valor- p			
	O1	O2	P3	P4
AF	Pré vs Per	$\ll 0,001$	$\ll 0,001$	$\ll 0,001$
	Per vs Pós	$\ll 0,001$	$\ll 0,001$	$\ll 0,001$
AP	Pré vs Pós	0,2109	0,9036	0,5812
	Per vs Per	$\ll 0,001$	$\ll 0,001$	$\ll 0,001$
AP	Per vs Pós	$\ll 0,001$	$\ll 0,001$	$\ll 0,001$
	Pré vs Pós	0,9893	0,4432	0,1658

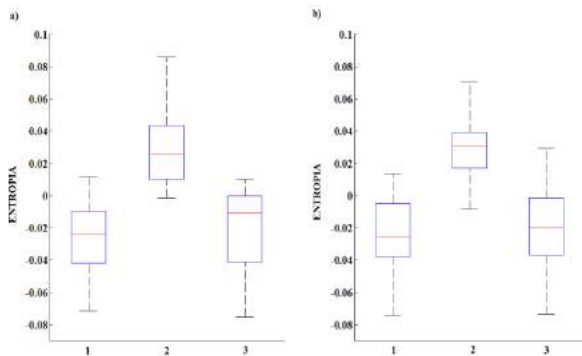


Figura 4: *Box-plots* dos valores de entropia na condição AF, antes (1), durante (2) e após ED (3); a) O1; b) O2.

Discussão

A análise da entropia aplicada aos sinais EEG com o sujeito na posição ortostática evidenciou um processamento cortical mais complexo durante a estimulação visual de um cenário dinâmico do que com este estático. Por terem sido a estimulação dinâmica AF e AP aplicadas aleatoriamente e intercaladas com cenário estático, a variação desta resposta cortical indicou a flexibilidade do sistema perante as perturbações inesperadas do cenário virtual, conforme sugerido por [3,4].

O aumento da entropia nas derivações occipitais e parietais independem do sentido de ED. Além disso, a entropia continua aumentando até que ED cesse, para, então, retornar aos níveis basais anteriores ao estímulo. Tal achado é similar ao observado por [1,2], que investigaram, para esta casuística, o potencial evocado visual relacionado ao movimento. Segundo os autores, as componentes deste potencial também independem do sentido do movimento do cenário, porém indicam o processamento sincronizado com o início deste. Portanto, o aumento da entropia reflete a maior complexidade no fluxo de informação, enquanto o cenário se movimenta.

Segundo Kuba *et al.* [7], a resposta cortical na região occipito-parietal (córtex visual e área associativa) reflete o processamento do movimento do ambiente, por meio da ativação da via magno-celular. Neste sentido, o aumento dos valores de entropia sugere que o processamento em paralelo da informação dos atributos do cenário (objetos, tamanho, forma, movimento, etc.) espalha-se pela região occipital e parietal com vistas à orientação espacial. Tal referência pode ser utilizada para mapear o fluxo de informação do córtex visual para as áreas integradoras do córtex parietal e, posteriormente, ao frontal para o planejamento motor. Assim, conforme sugerido por [5], esta atividade em uma ampla área cortical associativa seria a responsável pelo aumento entrópico e não por uma diminuição.

Um desdobramento válido para a ampliação deste estudo indica a análise do comportamento entrópico em sinal de EEG nas derivações fronto-centrais, as quais compõem o ciclo percepção-ação investigado em [1]. Além disso, análises com outros algoritmos, como, por exemplo, a entropia amostral poderia ser utilizada na comparação da eficiência entre os mesmos.

Conclusão

O cálculo da entropia de permutação, utilizando uma janela deslizante, evidenciou as alterações de fluxo de informações na região occipito-parietal eliciada por estímulo visual dinâmico de um cenário virtual.

Agradecimentos

Ao professor Antonio Fernando Catelli Infantosi (*in Memoriam*). Aqueles que conviveram com ele, por pouco ou muito tempo, foram tocados pela sua dignidade e sabedoria e jamais serão os mesmos; ele nos deu mais consciência. Às agências de fomento CAPES, CNPq e FAPERJ pelo apoio financeiro.

Referências

- [1] J.F.G. Costa, P.J.G. Da-Silva, A.F.C. Infantosi. Influência da Posição Postural no Ciclo Percepção-Ação Durante Estimulação Visual Dinâmica. In: Anais do XXIV Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica, 2014; Out 13-17; Uberlândia, Brasil. 2014. p. 512-16.
- [2] P.J.G. Da-Silva, B.P. Rosa, M. Cagy, A.F.C. Infantosi. Motion-related VEPs Elicited by Dynamic Virtual Stimulation. IFMBE Proceeginds. 2013; 41:1809-12.
- [3] P. Faure, H Korn. Is there chaos in the brain? Concepts of nonlinear dynamics and methods of investigation. *Comptes Rendus de l'Académie des Sciences*. 2001; 324(9):773-93.
- [4] L.A. Lipsitz, A.L. Goldberger. Loss of 'complexity' and aging. Potential applications of fractals and chaos theory to senescence. *JAMA*. 1992; 267(13):1806-09.
- [5] W. Mumtaz, L. Xia, A.S. Malik, M.A.M. Yasin. Complexity analysis of EEG data during rest state and visual stimulus. In: Neural Information Processing: 19th International Conference, ICONIP, 2012; Nov 84-91; Doha, Qatar.
- [6] C. Bandt, B. Pompe. Permutation entropy: a natural complexity measure for time series. *Physical Review Letters*. 2002; 88(17):174102.
- [7] M. Kuba, Z. Kubová, J. Kremláček, J. Langrová. Motion-onset VEPs: Characteristics, methods, and diagnostic use. *Vision Research*. 2007, 47:189-202.

THE SPATIO-TEMPORAL BEHAVIOR OF ATRIAL ELECTROGRAM FRACTIONATION IN PERSISTENT ATRIAL FIBRILLATION

Tiago P Almeida¹, Gavin S Chu^{1,2}, Michael J Bell¹, Xin Li¹, João Salinet³, Nawshin Dastagir¹, Jiun H Tuan², Peter J Stafford², G André Ng^{1,2}, Fernando S Schlindwein¹

¹University of Leicester, UK;

²University Hospitals of Leicester NHS Trust, UK;

³Federal ABC University and Heart Institute (InCor), Brazil;

e-mail: tpdal@le.ac.uk

Abstract: The temporal behavior of atrial electrograms (AEGs) during persistent atrial fibrillation (persAF) remains poorly understood. In the present work, we investigated the temporal behavior of consecutive AEGs and the consistency of complex fractionated atrial electrograms (CFAEs) with the CARTO (Biosense Webster) criterion. 797 bipolar AEGs were exported from NavX (St. Jude Medical) with three segment lengths (2.5 s, 5 s and 8 s) from 18 patients undergoing persAF ablation. Three 2.5 s consecutive segments were created from the 8 s AEGs. CFAE classification was applied offline to all cases following the CARTO criterion. CFAEs were defined as AEGs with the interval confidence level (ICL) ≥ 4 . Moderate correlation was found in AEG classification between the consecutive segments (segment 1 vs 2: Spearman's correlation $\rho=0.74$, Kappa score $\kappa=0.62$; segment 1 vs 3: $\rho=0.72$; $\kappa=0.62$; segment 2 vs 3: $\rho=0.75$; $\kappa=0.68$), resulting in different CFAE maps. AEGs with 5 s generated AEG classification more similar to 8 s ($\rho=0.96$; $\kappa=0.87$) than 2.5 s vs 5 s ($\rho=0.93$; $\kappa=0.84$) and 2.5 s vs 8 s ($\rho=0.90$; $\kappa=0.78$). The results suggest that consecutive 2.5 s AEGs resulted in different ablation target identification, which would affect the ablation strategy and contribute to the conflicting outcomes in AEG-guided ablation of persAF. CARTO criterion should be revisited in clinic and consider AEGs with longer duration for consistent CFAE classification in persAF.

Keywords: Atrial fibrillation, fractionation, catheter ablation, electrophysiology mapping, stability.

Introduction

Atrial fibrillation (AF) is the most common sustained cardiac arrhythmia found in clinical practice. Although pulmonary vein isolation (PVI) has been proved effective in treating patients with paroxysmal AF, the identification of critical areas for successful ablation in patients with persistent AF (persAF) remains a challenge due to an incomplete understanding of the mechanistic interaction between relevant atrial substrate and the initiation and maintenance of AF [1]. Atrial electrograms (AEGs) with low amplitude and multiple activations were thought to represent such atrial substrate, with structural and electric remodeling

induced by sustained AF. Complex fractionated atrial electrograms (CFAEs) have been introduced as markers of such atrial sites and, therefore, targets for ablation [2]. CFAE-guided ablation has become broadly used as an adjunctive therapy to PVI for persAF, however the low reproducibility of outcomes and recent evidences that ablation additional to PVI does not improve the ablation outcome motivated intense debate whether CFAEs truly represent AF drivers [3].

The complex spatio-temporal dynamics of the underlying mechanisms of AF are still not fully understood, and that might be one of the reasons for the inconsistency in ablation outcomes in persAF patients [4]. Previous works have suggested that CFAEs have a high degree of spatial and temporal stability [5-8], and others suggested that the assessment of AEG fractionation requires a recording duration of 5 s at each site to obtain a consistent fractionation [9-11]. In the present study, we investigated the spatio-temporal behavior of AEGs considering consecutive AEGs with 2.5 s – as currently used by some systems – and also to investigate the consistency of AEG fractionation using different AEG segment durations.

Materials and methods

Electrophysiological Study – The population consisted of 18 patients (16 male; mean age 56.1 ± 9.3 years; history of AF 67.2 ± 45.6 months) referred to our institution for first time catheter ablation of persAF. Details of the clinical characteristics of the study subjects have been provided elsewhere [12]. All patients were in AF at the start of the procedure. Study approval was obtained from the local ethics committee (REC Reference 13/EM/0227) and all procedures were performed with full informed consent.

All antiarrhythmic drugs, except amiodarone, were discontinued for at least 5 half-lives before the start of the procedure. Details of the mapping procedure have been described previously [12]. Briefly, 3D LA geometry was created within Ensite NavX™ (St. Jude Medical, St. Paul, Minnesota) [13] using a deflectable, variable loop circular pulmonary vein (PV) mapping catheter (Inquiry Optima, St. Jude Medical). PVI was performed with a point-by-point wide area circumferential ablation approach, followed by the

creation of a single roof line (Cool Path Duo irrigated RF catheter, St. Jude Medical). No additional ablation targeting CFAE was performed in this study. Sequential point-by-point bipolar AEGs were collected from 15 pre-determined atrial regions before and after LA ablation [12]. All patients were in AF before and after ablation during signal collection.

Signal analysis – A total of 797 AEGs were recorded from the LA, 455 before and 342 after PVI, with a sampling frequency of 1200 Hz, and band-pass filtered within 30–300 Hz.

Each AEG was exported from NavX with three segment lengths (2.5 s, 5 s and 8 s). A validated offline MATLAB algorithm was used to compute the interval confidence level (ICL), the average complex interval (ACI) and the shortest complex interval (SCI) according to the CARTO (Biosense Webster, Diamond Bar, California) criteria for CFAE classification for all AEGs [14]. $ICL \geq 4$ was considered for CFAE detection [14].

Temporal consistency of AEG fractionation with different segment lengths – CFAE classifications performed in AEGs with different segment lengths have been analyzed to investigate the temporal consistency of AEG fractionation. ICL, ACI and SCI were measured for 2.5 s, 5 s and 8 s segments. Currently, ICL thresholding for CFAE classification as defined by CARTO is referred to a default 2.5 s segment length ($ICL \geq 4$). Hence, there is no validated ICL threshold for CFAE classification using segment lengths longer than 2.5 s. Therefore, ICL calculated for the 5 s segment lengths was normalized by a factor of 2, while ICL calculated for the 8 s segments was normalized by 3.2 in order to make them comparable. Bland-Altman plots were created to assess the average difference (bias) from the three indices measured with the different segment lengths.

Temporal behavior of consecutive AEGs – Consecutive AEG segments were assessed to infer about AEG temporal behavior. For each AEG, the 8 s segments were divided in three consecutive 2.5 s segments, as illustrated in Figure 1B, accordingly: 0 to 2.5 s; 2.5 s to 5 s; 5 s to 7.5 s. Therefore, three consecutive segments with 2.5 s length were created for each one of the 797 AEGs, allowing the investigation of the temporal behavior in the same points. ICL, ACI and SCI were measured for each segment, and each segment was compared to the other. A best fit exponential was computed to estimate the time constant of stable AEGs according to Graphpad Prism 6's One Phase Decay best fit (©2014 GraphPad Software, La Jolla, California).

Statistical Analysis – Nonparametric paired multiple data were analyzed using the Friedman test with Dunn's correction. Spearman's correlation (ρ) was calculated to quantify the correlation between AEG classifications measured with different segment lengths (2.5 s, 5 s and 8 s), and the correlation between AEG classifications was measured within the three consecutive segments. The agreement of CFAE classification performed by ICL – either measured with different segment lengths (2.5 s, 5 s and 8 s) or within

the three consecutive segments – was assessed by the Cohen's kappa (κ) score [15]. A Kappa score within range $0 \leq \kappa < 0.4$ suggests marginal agreement between two indices; $0.4 \leq \kappa \leq 0.75$ good agreement and; $\kappa > 0.75$ excellent agreement [15]. P-values of less than 0.05 were considered statistically significant.

Results

Temporal behavior of consecutive AEGs – Three types of AEGs were identified when investigating the consecutive segments, as illustrated in Figure 1A: 'stable CFAEs' as AEGs with $ICL \geq 4$ in all assessed segments; 'stable non-CFAEs' as AEGs with $ICL < 4$ in all assessed segments and; 'unstable AEG' as AEGs with ICL varying to and from $ICL \geq 4$ to $ICL < 4$ within the assessed segments. Each AEG segment also affect the resulting CFAE map as generated by ICL (Figure 1B), ACI and SCI (maps for both ACI and SCI omitted). Moderate correlation was found in the AEG classification performed by ICL, ACI and SCI, measured in consecutive segments. The correlation for ICL, ACI and SCI are shown on Table 1, as well as the agreement of CFAE classification performed by ICL between segments. The temporal behavior of CFAE classification within the three consecutive segments for each collected point is shown on Figure 2A. When comparing segment 1 versus 2, 47% of the total AEGs were labelled as stable CFAEs, while 35% were stable non-CFAEs, and 18% AEGs were unstable (Figure 2B). When comparing segment 2 versus 3, 49% of the total AEGs were labelled as stable CFAEs, 35% were stable non-CFAEs, and 16% AEGs were unstable. A total of 43% AEGs were stable CFAEs within the three segments, 30% were stable non-CFAEs and 27% were unstable. The temporal change of stable AEGs (CFAEs and non-CFAE) has been assessed (Figure 2C). In the first 2.5 s segment, all AEGs were considered stable since it was the first classification (797 AEGs). On segment 2, a total of 151 AEGs were classified as unstable, with 646 AEGs remaining stable. On the last segment, 62 additional AEGs changed their classification, with 584 remaining stable. An exponential best fit suggests a time constant (τ) of 2.8 s.

Temporal consistency of AEG fractionation with different segment lengths – ICL measured with 2.5 s was significantly different than with 8 s (Figure 3A). The bias calculated from the Bland-Altman plots suggests a smaller average difference between ICL calculated with 5 s and 8 s when compared with the other segment lengths (2.5 s vs 5 s and 2.5 s vs 8 s, Figure 3B).

Different segment lengths had little influence on ACI, but significantly affected SCI (Figure 3A). The Bland-Altman plots also suggest smaller average difference between 5 s and 8 s for both ACI and SCI.

The AEGs with 5 s generated more similar AEG classification compared to 8 s (Table 2). Figure 1C illustrates the AEG classification map for ICL with different AEG durations.

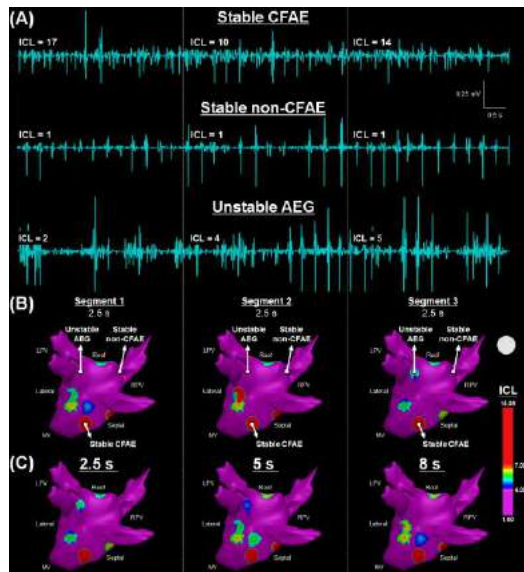


Figure 1: (A) The different types of AEGs from the consecutive segments. LA maps based on consecutive AEG segments (B) and different segment lengths (C).

Table 1: Spearman’s correlation for ICL, ACI and SCI, and the Kappa score for the CFAE classification performed by ICL measured from the consecutive 2.5 s segments.

2.5 s segments	1 v 2	1 v 3	2 v 3	P value
Spearman’s correlation (ρ)	0.74	0.73	0.75	<0.0001
Kappa score (κ)	0.61	0.62	0.68	<0.0001

Discussion

Despite much effort to understand atrial substrate properties during persAF, the dynamic nature of some AEGs continues challenging for electrophysiologists in search of critical sites for ablation [4].

The temporal behavior of AEGs during persAF – Previous works have suggested that CFAEs demonstrate a high degree of spatial and temporal stability by analyzing consecutive CFAE maps where the AEGs for each map are collected in different time instants [5-8]. Our results, however, suggest that ablation target identification using the CARTO criterion is dependent on the time instant that the AEGs are collected. Some AEGs have unstable temporal behavior, switching from fractionated to non-fractionated depending on the moment it is collected. This would affect the resulting CFAE map and, therefore, both ablation strategy and outcomes. Considering that the atrial substrate is anchored and should host “stable” fractionated activity, atrial regions represented by unstable AEGs should not be targeted during ablation as they might be a result of passive wave collision from distant AF drivers and, therefore, not a true representation of atrial substrate [12]. Ablation of those regions might create areas of slow or anisotropic conduction, thereby creating more pro-arrhythmogenic areas which would perpetuate the arrhythmia instead of organizing or terminating it [16].

The AEG Duration for Atrial Substrate Assessment – Previous work has investigated different segment lengths to consistently characterize CFAEs using NavX, since this system allows for different AEG duration recordings (1 s to 8 s) [9,10].

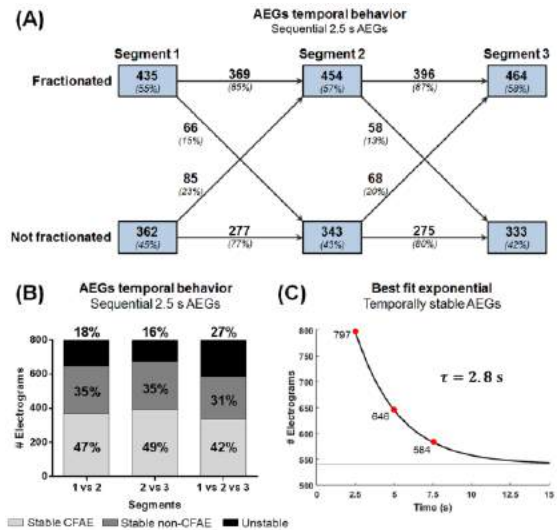


Figure 2: (A) The temporal behavior of CFAE classification within the three consecutive AEG segments with 2.5 s duration each. (B) CFAE classifications and AEG temporal behavior in all segments were mutually compared. (C) The temporal decay of stable AEGs.

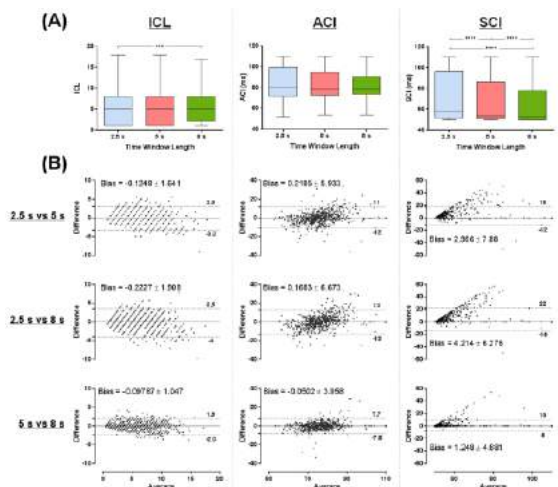


Figure 3: (A) The ICL, ACI and SCI measured with 2.5 s, 5 s and 8 s. B. Bland-Altman plots for ICL, ACI and SCI measured with 2.5 s, 5 s and 8-s. **** P<0.0001; *** P<0.001.

Table 2: Spearman’s correlation for ICL, ACI and SCI, and the Kappa score for the CFAE classification performed by ICL measured from the different segment lengths (2.5 s, 5 s and 8 s).

AEG durations	2.5 v 5	2.5 v 8	5 v 8	P value
Spearman’s correlation (ρ)	0.93	0.90	0.96	<0.0001
Kappa score (κ)	0.84	0.78	0.87	<0.0001

These data suggest AEG duration of 5 s or longer to consistently measure CFAEs using NavX algorithm. As CARTO inherently limits the AEG collection to 2.5 s, few studies accomplished an investigation for the 'best' segment length to assess fractionation, suggesting that 5 s or longer should be considered for proper AEG classification.[11]

Our results suggest that AEG duration of 2.5 s might not be sufficient to measure CFAEs consistently using CARTO criterion. If CFAEs were temporally consistent, it would be expected for the recording duration to have little influence in the CFAE classification and, ultimately, the CFAE map created with CARTO criterion measured with 2.5 s should not differ from maps created using 5 s or 8 s. Our results, however, suggest that longer segment lengths produce more consistent CFAE maps. Therefore, CARTO criterion should be revisited to consider recording durations longer than 2.5 s to measure AEG fractionation.

Conclusion

This study investigated the temporal behavior of AEGs collected during persAF and the temporal consistency of fractionation considering different AEG segment lengths. Three types of AEGs have been described by investigating consecutive AEGs: stable CFAEs, stable non-CFAEs and unstable AEGs. Consecutive 2.5 s AEGs resulted in different ablation target identification, and that would affect the ablation strategy and contribute to the conflicting outcomes in AEG-guided ablation in persAF. CARTO criterion should be revisited in clinic and consider AEGs with longer duration than 2.5 s for consistent CFAE detection in persAF.

Acknowledgements

The research leading to these results was funded by the Leicester NIHR Cardiovascular Biomedical Research Unit, UK. TPA and JS received research grants from Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico (CNPq), Brazil.

References

- [1] Oral H, Knight BP, Tada H, Ozaydin M, Chugh A, Hassan S, et al. Pulmonary vein isolation for paroxysmal and persistent atrial fibrillation. *Circulation* 2002;105:1077-1081.
- [2] Nademanee K, McKenzie J, Kosar E, Schwab M, Sunsaneewitayakul B, Vasavakul T, et al. A new approach for catheter ablation of atrial fibrillation: Mapping of the electrophysiologic substrate. *J Am Coll Cardiol* 2004;43:2044-2053.
- [3] Verma A, Jiang CY, Betts TR, Chen J, Deisenhofer I, Mantovan R, et al. Approaches to catheter ablation for persistent atrial fibrillation. *N Engl J Med* 2015;372:1812-1822.
- [4] Salinet JL, Tuan JH, Sandilands AJ, Stafford PJ, Schlindwein FS, André Ng G. Distinctive Patterns of Dominant Frequency Trajectory Behavior in Drug-Refractory Persistent Atrial Fibrillation. *J Cardiovasc Electrophysiol* 2013;n/a-n/a.
- [5] Redfearn DP, Simpson CS, Abdollah H, Baranchuk AM. Temporo-spatial stability of complex fractionated atrial electrograms in two distinct and separate episodes of paroxysmal atrial fibrillation. *Europace* 2009;11:1440-1444.
- [6] Roux JF, Gojraty S, Bala R, Liu CF, Hutchinson MD, Dixit S, et al. Complex fractionated electrogram distribution and temporal stability in patients undergoing atrial fibrillation ablation. *J Cardiovasc Electrophysiol* 2008;19:815-820.
- [7] Scherr D, Dalal D, Cheema A, Nazarian S, Almasry I, Bilchick K, et al. Long- and Short-Term Temporal Stability of Complex Fractionated Atrial Electrograms in Human Left Atrium During Atrial Fibrillation. *J Cardiovasc Electrophysiol* 2009;20:13-21.
- [8] Verma A, Wulffhart Z, Beardsall M, Whaley B, Hill C, Khaykin Y. Spatial and temporal stability of complex fractionated electrograms in patients with persistent atrial fibrillation over longer time periods: relationship to local electrogram cycle length. *Heart Rhythm* 2008;5:1127-1133.
- [9] Lin YJ, Tai CT, Kao T, Chang SL, Wongcharoen W, Lo LW, et al. Consistency of complex fractionated atrial electrograms during atrial fibrillation. *Heart Rhythm* 2008;5:406-412.
- [10] Stiles MK, Brooks AG, John B, Shashidhar, Wilson L, Kuklik P, et al. The effect of electrogram duration on quantification of complex fractionated atrial electrograms and dominant frequency. *J Cardiovasc Electrophysiol* 2008;19:252-258.
- [11] Tsai WC, Wang JH, Lin YJ, Tsao HM, Chang SL, Lo LW, et al. Consistency of the Automatic Algorithm in Detecting Complex Fractionated Electrograms using an Electroanatomical Navigation System. *Pacing Clin Electrophysiol* 2012;35:980-989.
- [12] Tuan J, Jeilan M, Kundu S, Nicolson W, Chung I, Stafford PJ, et al. Regional fractionation and dominant frequency in persistent atrial fibrillation: effects of left atrial ablation and evidence of spatial relationship. *Europace* 2011;13:1550-1556.
- [13] Verma A, Mantovan R, Macle L, De Martino G, Chen J, Morillo CA, et al. Substrate and Trigger Ablation for Reduction of Atrial Fibrillation (STAR AF): a randomized, multicentre, international trial. *Eur Heart J* 2010;31:1344-1356.
- [14] Almeida TP, Chu GS, Salinet JL, Vanheusden FJ, Li X, Tuan JH, et al. Minimizing discordances in automated classification of fractionated electrograms in human persistent atrial fibrillation. *Med Biol Eng Comput* 2016;published online 25 February 2016:1-12.
- [15] Landis JR, Koch GG. The measurement of observer agreement for categorical data. *Biometrics* 1977;33:159-174.
- [16] Zaman JA, Narayan SM. Ablation of Atrial Fibrillation: How Can Less Be More? *Circ Arrhythm Electrophysiol* 2015;8:1303-1305.

PLATAFORMA PARA MAPEAMENTO DE BIOPOTENCIAIS DO TORSO EM ALTA DENSIDADE

J. L. Salinet*†, E. D. L. B. Camargo*, C. E. B. Meneghini* e I. A. Cestari†

* Engenharia Biomédica, Centro de Engenharia, Modelagem e Ciências Sociais, Universidade Federal do ABC, Brasil

† Divisão de Bioengenharia, Instituto do Coração (InCor), Universidade de São Paulo, Brasil
e-mail: joao.salinet@ufabc.edu.br

Resumo: A aquisição da atividade elétrica do coração de forma não invasiva com uma alta densidade de eletrodos pode beneficiar o diagnóstico de cardiopatias em estágios iniciais com melhor resolução que usando somente o ECG. Neste trabalho uma plataforma desenvolvida em *Labview* permite que o usuário analise e inspecione as características morfológicas e temporais de até 64 biopotenciais de superfície (BSPs) simultâneos do torso humano. Os BSPs são pré-processados e os picos R dos complexos QRS são detectados, utilizando técnicas previamente validadas, para cálculo de métricas como média e desvio padrão do batimento cardíaco e sua variabilidade. Além disso, a propagação das frentes de ondas da atividade elétrica do coração pode ser mapeada ao longo do tempo através da visualização de mapas sequenciais em 3D dos biopotenciais de superfície (BSPs) codificados em cores.

Palavras-chave: biopotenciais, alta densidade, não invasivo, torso, diagnóstico.

Abstract: *Non-invasive acquisition of the electrical heart activity through high density mapping might allow early diagnosis of heart diseases overcoming the limitations of the traditional ECG method. This study presents a platform developed in Labview to allow users to analyse the characteristics of morphology in up to 64 simultaneous body surface potentials (BSPs). The signals undergo a pre-processing step followed by the R peak detection using previously validated techniques for heart rate variability studies. In addition, 3D body surface potential mapping (BSPM) allows researchers to map patterns of propagation on a three-dimensional (3D) colour-coded torso map of the electrical activity.*

Keywords: *biopotentials, high density mapping, noninvasive, torso, diagnostic.*

Introdução

O coração é um órgão vital do corpo humano responsável por bombear efetivamente o sangue a todo o organismo. Ele é dividido em quatro câmaras, sendo as duas superiores chamadas de átrios e as inferiores denominadas de ventrículos [1]. Sua contração é de forma síncrona e iniciada pela despolarização espontânea das células marca-passo localizadas no nodo sinusal, fase 1 do potencial de ação (PA). Uma vez iniciado, este PA propaga-se através dos feixes especializados de condu-

ção elétrica interatriais e intermodais, ativando assim as células dos átrios direito e esquerdo até atingir o nodo atrioventricular (nodo AV). A frente de onda de despolarização segue então para o *feixe de His* propagando-se aos ramos dos feixes esquerdo e direito, constituídos por células de *Purkinje* [1]. Esse sistema *His-Purkinje* distribui de maneira rápida e uniforme a ativação elétrica ao miocárdio ventricular permitindo que suas câmaras esquerda e direita se contraíam de forma organizada.

A somatória dos PAs do coração permite a construção do sinal do ECG, formado pelas ondas P (despolarização dos átrios), QRS (despolarização dos ventrículos) e T (repolarização dos ventrículos) (Figura 1a). A ligação entre a onda P e o complexo QRS é feita por uma linha isoelétrica, representando um atraso na propagação dos PAs do nodo AV ao ventrículo. Isto permite que os átrios se contraíam impulsionando sangue adicional aos ventrículos enquanto os mesmos se encontram relaxados [1].

Fatores como genética, envelhecimento, sedentarismo, alimentação e ingestão excessiva de álcool são alguns dos fatores que podem alterar as características de excitação e propagação elétrica do coração favorecendo o surgimento de cardiopatias. Sendo assim, é importante o uso de exames diagnósticos para sua análise e verificação de alterações de morfologia dos complexos P-QRS-T e de suas características temporais [1-3].

O mais conhecido é o eletrocardiograma (ECG), responsável por registrar a atividade elétrica cardíaca em 12 derivações, sendo elas: derivações bipolares (D1, D2 e D3), unipolares amplificadas (aVL, aVR e aVF) dos membros e as precordiais (V1 a V6) (Figura 1B). As alterações das características morfológicas e temporais dos segmentos P-QRS-T, permitem ao clínico identificar as possíveis regiões “alteradas” no coração [1-3]. Esse exame diagnóstico é de baixo custo, não invasivo e de rápido acesso com excelente reprodutibilidade [1-4]. Porém, o número limitado de eletrodos (resultando uma baixa resolução espacial) é uma das maiores limitações para a identificação precisa de anormalidades cardíacas [4-7]. Isto favorece o progresso silencioso de doenças, como em alguns casos de infarto do miocárdio [6].

Sendo assim, um sistema não invasivo que faça a aquisição da atividade elétrica do coração com alta densidade de eletrodos, superaria as deficiências do tradicional método de ECG com 12 derivações (Figura

1b), permitindo um diagnóstico precoce e tratamentos potencialmente mais efetivos, minimizando episódios de reincidência e aumentando a qualidade de vida destes pacientes [4-8].

Sistemas com alta densidade de eletrodos, de 32 a 300, conhecidos como Mapeamento de Alta Densidade de Biopotenciais do Torso (BSPM), têm sido utilizados na prática clínica de países desenvolvidos apresentando vantagens no diagnóstico de inúmeras cardiomiopatias, por permitir a coleta da atividade elétrica do coração em diversas áreas no torso em tempo real, sendo capaz de detectar minuciosas alterações no ritmo cardíaco [4-9]. Ao contrário da eletrocardiograma em que baseia-se na interpretação de características das formas de onda do ECG incluindo amplitude, duração e morfologia para as diferentes arritmias, os sistemas BSPMs têm como foco as análises da magnitude, localização e migração dos potenciais de maiores valores de extrema (picos positivos e negativos), bem como a morfologia e dinâmica dos mapas de contornos de isopotenciais e isócronos observados através dos ciclo cardíaco em mapas 2D ou 3D, objetivando a identificação de padrões dinâmicos dos potenciais cardíacos durante doenças cardíacas, como por exemplo, a hipertrofia ventricular, fibrilações, bloqueio de ramo, cardiomiopatia arritmogênica e síndrome de Wolff-Parkinson-White e Brugada [16-17]. Nestes mapas é possível observar a sequência de tempo de propagação das regiões a serem ativadas de forma que se avale o sistema de condução cardíaca [18] e também se as ondas de despolarizações ou repolarizações estão se afastando ou se aproximando dependendo dos valores máximos e mínimos das amplitudes dos biopotenciais [16-17]. Esta pesquisa tem o objetivo de desenvolver uma plataforma de um sistema BSPM de 64 eletrodos.

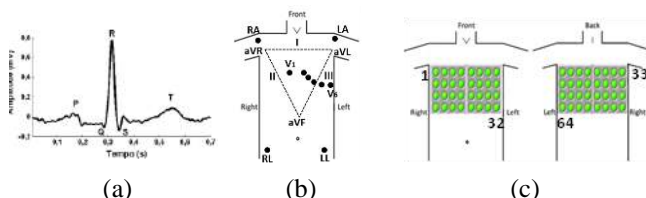


Figura 1: (a) complexo P-QRST-T do ECG, (b) ECG de 12 derivações, e (c) BSPM de 64 eletrodos.

Materiais e métodos

A plataforma BSPM é desenvolvida em LabVIEW™ (versão 14.0.1f3, 32-bit), National Instrument (NI) objetivando a aquisição de até 64 simultâneos BSPs (32 eletrodos posicionados no tórax e 32 nas costas) (Figura 1c). As etapas de processamento da plataforma do BSPM são descritas a seguir. Resumidamente, sinais sintéticos de ECG e reais foram utilizados para validação da plataforma. O pré-processamento aos BSPs é feito utilizando protocolos estabelecidos na literatura [9] através de um filtro passa banda de banda passante entre 0,5 e 150 Hz. Isto é seguido pela detecção dos picos R dos complexos QRS nos BSPs utilizando métodos previamente validados [9-11]. A identificação

dos picos R e seus respectivos intervalos RR permite a construção dos Tacogramas. Métricas estatísticas referentes ao batimento cardíaco e sua variabilidade são computadas [12-13]. A plataforma BSPM também possibilita ao usuário investigar os padrões de propagação da atividade cardíaca no torso dos pacientes através de mapas em 3D de biopotenciais codificados em cores. Para isto, foi desenvolvido um padrão de torso em 3D utilizando as coordenadas X, Y e Z do Sistema ECGSIM [14].

Plataforma BSPM

Biopotenciais – sinais sintéticos de ECG normais e arrítmicos com frequência de amostragem de 1 kHz foram gerados com o *NI LabVIEW Biomedical Toolkit* para validação da plataforma. Além disso, BSPs durante fibrilação atrial e ritmo sinusal de 2 pacientes com fibrilação atrial do tipo persistente foram utilizados.

Pré-processamento – como primeiro passo, os sinais de BSP têm seu valor médio subtraído [15]. A etapa do pré-processamento [10] prossegue com a estimação das variações de base. Para isto um filtro *Butterworth* de ordem 10 é aplicado bidirecionalmente. Após, os sinais são reamostrados a uma frequência de amostragem de 40 Hz ($f_s = 40$ Hz) e filtrados por um filtro passa-baixa de frequência de corte em 0,5 Hz ($f_c = 0,5$ Hz). O sinal resultante é reamostrado à frequência de amostragem original ($f_s = 1$ kHz) e subtraído do sinal BSP. Após a correção da linha de base, os BSPs são filtrados com um filtro passa-baixa ($f_c = 150$ Hz) cuja especificações são as mesmas previamente descritas. Sinais apresentando ruídos oriundos de mau contato entre eletrodos e a pele são descartados (função *Self-test*). Influência de 60 Hz é eliminada através de um filtro de resposta infinita ao impulso (IIR), ordem 5, rejeita-faixa [10].

Mapeamento 3D dos Biopotenciais no Torso – a geometria 3D de um torso padrão é criada a partir dos 410 vértices e suas respectivas coordenadas X, Y e Z obtidas do software ECGSIM [14]. A função ‘patch’ (Matlab) permite a construção da malha 3D através da triangulação da sequência de três distintos vértices. Ao todo são 816 sequências de 3 vértices cada. Uma vez que os autores desconhecem uma função similar no *Labview*, 399 vértices (de 410) são selecionados, excluindo os vértices referentes ao pescoço e quadril. As respectivas coordenadas X de cada vértice são alocadas em uma matriz 21x19. Isto se repete para as demais coordenadas Y e Z. Em suma, há 3 matrizes (coordenadas X, Y e Z) com os vértices distribuídos sequencialmente nos elementos das mesmas.

A geometria 3D do torso padrão é criada em *Labview* pela função ‘3D Surface plot’ utilizando as 3 matrizes X, Y e Z obtidas. A codificação de cores no 3D do torso é feita de acordo com a amplitude (em *mili-volts*) de cada um dos 64 BSPs obtidos no torso. Menores valores de voltagem recebem azul e maiores, vermelho escuro. Para isto, uma quarta matriz (21x19) é gerada. As posições dos eletrodos são respectivamente

identificadas nos vértices do 3D do torso. Para cada instante de tempo, os valores de amplitude de cada eletrodo possibilitam a geração dos mapas sequenciais em 3D dos biopotenciais.

Análises no Tempo – cada um dos 64 BSPs são visualizados na plataforma por meio de gráficos 2D, onde o eixo X corresponde ao tempo (segundos) e o eixo Y à amplitude (Figura 2). Ambos os eixos X e Y podem ser configurados pelo operador. Além disso, a plataforma permite analisar os episódios P-QRS-T de forma isolada (veja Figura 3).

A detecção dos picos R nos segmentos do QRS dos BSPs é realizada utilizando técnicas previamente validadas, através de filtros passa-banda e limiares adaptativos [10-11]. Para isto, os autores assumem que a faixa de frequência correspondente ao complexo do QRS é de 5-30 Hz [9]. Um filtro passa-banda (8 Hz a 20 Hz) de resposta de impulso finita (FIR) e fase linear [11] é implementado. Os valores das frequências de corte foram escolhidos considerando os valores máximos e mínimos de repolarização dos ventrículos (70-110 ms) em corações tidos como ‘normais’ ou ‘saudáveis’ [10]. Os sinais são então retificados e filtrados utilizando um filtro FIR com frequência de corte de 6 Hz. Esta frequência é escolhida pelos autores em referência ao menor intervalo RR do ECG, o que corresponde a 354 batimentos por minuto [11]. Para a detecção do pico R, utiliza-se a média móvel dos picos R anteriores com um limiar de 75% e período refratário de 280 ms [11]. Métricas como média e desvio padrão do batimento cardíaco e sua variabilidade são computados [12-13].

Resultados

Figura 2 apresenta o *printscreen* da tela frontal da plataforma BSPM com a geometria 3D do torso padrão codificado por cores de acordo com a amplitude dos BSPs nas 64 posições distintas. O usuário pode configurar os eletrodos a serem utilizados. A plataforma permite a visualização e gravação (botão ‘Record’) dos BSPs. Os sinais podem ser visualizados e gravados com

ou sem o pré-processamento permitindo sua preservação para futuras análises. Além disso, os valores das frequências de corte podem ser alterados.

Investigação das características morfológicas e de tempos dos complexos P-QRS-T entre os intervalos RRs dos BSPs é possível por meio de gráficos 2D para até 4 quaisquer canais simultâneos (Figura 2). A plataforma permite o operador visualizar os complexos P-QRS-T individualmente em até 16 quaisquer canais simultâneos (Figura 3).

O batimento cardíaco é obtido através da identificação dos pontos fiduciais dos picos R presentes nos complexos QRS dos sinais BSPs. O batimento cardíaco médio do canal selecionado e seu desvio padrão são calculados. Além disso, a média e o desvio padrão da amplitude do QRS e do intervalo RR são computados em conjunto com o histograma dos intervalos RR.

Como esperado, observamos distinções nos padrões dos mapas de potenciais cardíacos dos pacientes com fibrilação atrial e ritmo sinusal. A principal diferença está dentro dos segmentos P-R onde pacientes em ritmo sinusal apresentam uma linha isoeletrica representando um atraso na propagação dos potenciais de ação do novo AV ao ventrículo. Nos pacientes com fibrilação atrial do tipo persistente esta linha é substituída por ondas ‘f’ caracterizadas por ondas de morfologias variadas e de baixas amplitudes quando comparadas com as ondas P típicas. Isto reflete em morfologias de mapas não uniformes distintas das observadas em pacientes em ritmo sinusal. Os mapas também elucidam alterações da localização e migração dos biopotenciais (trajetória) de maiores valores de extrema (picos positivos e negativos) para estes pacientes arrítmicos.

Discussão

A plataforma desenvolvida em *Labview* é uma interface gráfica que permite os usuários avaliar as características morfológicas e temporais de cada um dos 64 BSPs ao longo do tempo. Distintos padrões de

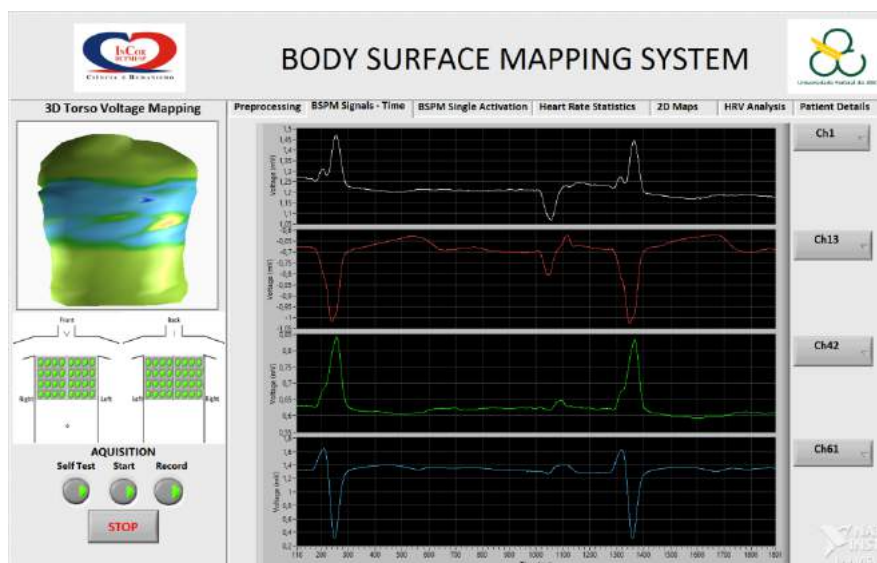


Figure 2: *Printscreen* da tela frontal da plataforma BSPM

propagação das frentes de ondas e morfologias dos mapas dos biopotenciais foram observados nos pacientes arritmicos através do sistema BSPM. Sua aplicação para outras cardiopatias deve ser explorada de forma que possa auxiliar a identificação de diagnóstico precoce e contribuir para tratamentos potencialmente mais efetivos, minimizando episódios de reincidência e aumentando a qualidade de vida destes pacientes [6-7].

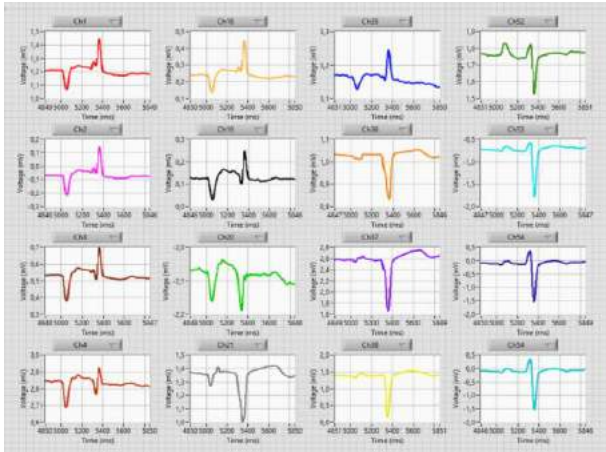


Figure 3: Ativação Ventricular Isolada observada simultaneamente em 16 BSPs

Agradecimentos

Os autores gostariam de agradecer Dr. Fernando Schlindwein, Tiago Almeida e Li Xin da Universidade de Leicester (UK) pelos dados dos pacientes cedidos.

Referências

- [1] Guyton AC, Hall J. Tratado de Fisiologia Médica. 11th ed. Elsevier; 2006.
- [2] Tortora GJ, Derrickson B. Chapter 20 - The cardiovascular system: The heart. In: B Roesch, C Stone, editors. Principles of anatomy and physiology; 2006. 11th ed., John Wiley & Sons, Inc.
- [3] Wynsbargue DV, Noback RC, Carola R. The cardiovascular system: The heart. In KM Prancan Rancan, D Cloud, H Gordon, editors. Human anatomy and physiology; 1995, New York, McGraw-Hill, Inc.
- [4] Petruzzeli SEA. Limitations of ECG in diagnosing pulmonary embolism. U.S. National Library of Medicine. 2000; 113(2): 559.
- [5] Taccardi, Punske BB, Lux RL, MacLeod RS, Ershler PR, Dustman TJ, Vyhmeister Y. Useful lessons from body surface mapping. JI of Cardiovascular Electrophysiology. 1998; 9(7):773-86.
- [6] Hoekstra JW, O'Neill BJ, Pride YB, Lefebvre C, Diercks DB, Peacock WF, Fermann GJ, Gibson CM, Pinto D, Giglio J, Chandra A, Cairns CB, Konstam MA, Massaro J, Krucoff M. Acute detection of ST-elevation myocardial infarction missed on standard 12-Lead ECG with a novel 80-lead real-time digital body surface map: Primary results from the multicenter OCCULT MI trial. Annals of Emergency Medicine Med. 2009; 54(6):779-788.
- [7] Medvegy M, Duray G, Pinter A, Preda I. Body surface potential mapping: Historical background, present possibilities, diagnostic challenges. Annals of Noninvasive Electrocardioly. 2002;7(2):139-151.
- [8] van der Graaf AW, Bhagirath P, Ramanna H, van Driel VJ, de Hooge J, de Groot NM, Götte MJ. Non-invasive Imaging of Cardiac Excitation: Current Status and Future Perspective. Annals of Noninvasive Electrocardiology. 2014; 19(2):105-113.
- [9] Thakor NV, Webster JG, Tompkins WJ. Estimation of QRS complex power spectra for design of a QRS filter. IEEE Transaction on Biomedical Engineering. 1984; 31(11):702-706.
- [10] Sörnmo L, Laguna P. ECG Signal Processing. In: L Sörnmo and P Laguna. Bioelectrical Signal Processing in Cardiac and Neurological Applications. New York: Elsevier Academic Press; 2005. p. 453-513.
- [11] Ahmad A, Salinet JL, Brown P, Tuan JH, Stafford P, Andre Ng G, Schlindwein FS. QRS subtraction for atrial electrogram: flat, linear and spline interpolation. Medical & Biological Engineering & Computing. 2011;49(11):1321-8.
- [12] Clifford GD. Signal processing methods for heart rate variability [PhD thesis]. Oxford: University of Oxford; 2002.
- [13] Heart Rate Variability: standards of measurement, physiological interpretation, and clinical use. Circulation. 1996;93,1043-1065.
- [14] van Oosterom A, Oostendorp T, van Dam P. ECGSIM; an interactive tool for research and education to study relationship between the heart's electrical activity and potentials on the thorax. studying the genesis of QRST waveforms. Available from: <http://www.ecgsim.org/>.
- [15] English MJ, Woollons DJ. Basic methods – preprocessing and signal averaging. In: NB Jones, editor. Digital signal processing; 1987. Peter Peregrinus Ltd., London, UK.
- [16] Ambroggi L, Corlan A. Chapter 31 - Body Surface Potential Mapping. In: P Macfarlane, A van Oosterom, O Pahlm, P Kligfield, M Janse, J Camm, editors. Comprehensive Electrocardiology; 2011. 2nd ed., v. 3, p. 1376-1407, Springer-Verlag London Limited.
- [17] Lux RL. Chapter 32. LUX, R. L. Body Surface Potential Mapping Techniques. In: P Macfarlane, A van Oosterom, O Pahlm, P Kligfield, M Janse, J Camm, editors. Comprehensive Electrocardiology; 2011. 2nd ed., v. 3, p. 1362-1372, Springer-Verlag London Limited.
- [18] Pastore CA. Capítulo 28 – Mapeamento Eletrocardiográfico de Superfície – Técnica e Contribuição para a Prática Clínica (Body Surface Potential Mapping). Em: Pastore CA, Samesima N, Tobias N, Filho HG, editors. Eletrocardiografia Atual – curso do serviço de eletrocardiografia do INCoR; 2016. 3a. ed., p. 375-387, Atheneu.

DETECÇÃO DE PATOLOGIAS LARÍNGEAS USANDO O MÉTODO DE CONTAGEM DE CAIXAS NO ESPAÇO DE FASE DE SINAIS DE FALA

M. F. K. B. Couras*, P. H. U. Pinho*, E. C. S. Dantas*, S. C. Costa* e S.E.N. Correia*

* Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica-PPgEE /IFPB, João Pessoa, Brasil
e-mail: kallynna.mary@gmail.com

Resumo: Neste trabalho, técnicas de processamento digital de sinais baseadas na análise dinâmica não linear são empregadas para analisar alterações vocais causadas por patologias laringeas. O comportamento do traçado do espaço de fase reconstruído dos sinais representa a dinâmica do sistema vocal. Pretende-se investigar a desordem vocal provocada pela presença da patologia, a partir das modificações no espaço de fase dos sinais analisados. São utilizadas quatro características extraídas de imagens do espaço de fase para realizar a classificação de sinais de fala quanto à presença ou ausência de patologia. Com o auxílio de um classificador MLP (*Multilayer Perceptron*) é realizada a classificação com as medidas extraídas individualmente e de forma combinada. Os resultados obtidos foram satisfatórios na classificação principalmente na distinção entre vozes afetadas por Edema de Reinke e vozes normais.

Palavras-chave: Reconstrução do Espaço de Fase, Classificador MLP, Patologias Laringeas, Processamento de Sinais de Voz.

Abstract: In this paper, techniques of digital signal processing based on nonlinear dynamics analysis are employed to analyze vocal changes caused by laryngeal pathologies. The behavior of the reconstructed phase space of the signals represents the dynamics of the vocal system. It is intended to investigate the vocal disorder caused by the presence of pathology, from changes in the phase space of the signals. Are used four characteristics extracted from the phase space images to carry out the classification of speech signals about the presence or absence of pathology. With the aid of a MLP (*Multilayer Perceptron*) classifier, the classification is made with the measures taken individually and in combination. The classification results obtained were satisfactory mainly in distinguishing voices affected by Reinke Edema and normal voices.

Keywords: Reconstruction of phase space, MLP Classifier, Laryngeal Pathologies, voice signal processing.

Introdução

Patologias da laringe causam mudanças significativas nos padrões vibratórios das pregas vocais afetando a qualidade vocal, como por exemplo o edema de Reinke [1] e a paralisia, que afetam as pregas vocais ou outros componentes do sistema vibratório, produ-

zindo uma vibração mais irregular. Dependendo da patologia a gravidade da desordem vocal pode ser mais ou menos significativa [2].

Técnicas de processamento digital de sinais podem ser usadas para auxílio ao diagnóstico médico, a partir da análise acústica, de forma não invasiva, permitindo o desenvolvimento de sistemas automáticos de auxílio ao diagnóstico por computador com baixo custo [1-3]. Nos casos em que há uma patologia severa, há dificuldades na obtenção da frequência fundamental/*pitch* e suas medidas de perturbação (*jitter*, *shimmer*, entre outras), tornando estas técnicas ineficientes [1,2].

Pesquisas recentes buscam explorar características não-lineares ligadas ao processo de produção da fala [2,4-6]. Exemplos dessas medidas são a reconstrução de espaços de fase, expoentes de Lyapunov, Entropia, medidas de recorrência, entre outras [3,4,7-9]. Características das imagens dos espaços de fase reconstruídos de sinais de eletrocardiograma normais, de fibrilação ventricular e de taquicardia ventricular foram utilizadas por Amann et al. [10]. Roopaei et al. propuseram o uso de três novas medidas para avaliar a autossimilaridade de sinais de arritmias cardíacas [5]. Estas medidas baseiam-se na diferença de duas imagens de espaços de fase reconstruídos de um mesmo sinal.

Neste trabalho, são empregadas medidas da imagem do espaço de fase propostas por [5] e [10], com o intuito de discriminar sinais de vozes normais de sinais de vozes afetados por patologias na laringe (edema de Reinke e paralisia nas pregas vocais). Foram considerados diversos valores de atrasos para a construção dos espaços de fase dos sinais de voz. O método da contagem de caixas é avaliado, considerando-se quatro grades de dimensões 40x40, 20x20, 10x10 e 5x5. Foi realizada a classificação dos sinais empregando as características de forma individual e combinada, usando uma rede neural MLP.

Materiais e métodos

Base de Dados - Foram utilizados 149 sinais extraídos da base de dados *Disordered Voice Database, Modelo 4337*, gravada pelo *Massachusetts Eye and Ear Infirmary* (MEEI) [11]. A base de dados contém pronúncias sustentadas da vogal /a/. Dos sinais selecionados, 53 são de vozes normais, e 96 sinais de vozes patológicas, sendo 44 de sinais de vozes afetadas por edema e 52 afetados por paralisia nas pregas vocais. Os sinais foram amostrados na frequência de 25 kHz.

Metodologia – Inicialmente, é realizada a aquisição do sinal a partir da base de dados. Posteriormente, é extraído o tempo de atraso para cada sinal, para realizar a reconstrução do espaço de fase. Os espaços de fase reconstruídos são armazenados em imagens com tamanho 680 x 397 pixels.

A reconstrução do espaço de fase é realizada através do Teorema de Takens [12], pelo método das coordenadas defasadas para reconstruir certas propriedades do espaço de fase a partir de uma série temporal em que vetores m -dimensionais são reconstruídos [12,2]:

$$\xi_i = \{x(t_i), x(t_i + \tau), \dots, x(t_i + (m - 1)\tau)\} \quad (1)$$

em que $x(t)$ representa a série temporal, m representa a dimensão de imersão e τ representa o tempo de atraso ótimo obtido para a reconstrução do espaço de fase. O comportamento do traçado obtido nesta reconstrução representa a dinâmica do sistema vocal. Quanto mais regularidade apresenta o espaço de fase, mais periodicidade o sinal possui [7].

O tempo de atraso ótimo é determinado pelo ponto em que ocorre o primeiro valor mínimo na curva de informação mútua, representa a relação entre as amostras defasadas [13]. O Método dos Falsos Vizinhos Próximos é o mais utilizado na literatura, para obtenção da dimensão de imersão ótima, por fornecer os melhores resultados [2,4]. A reconstrução do espaço de fase foi realizada para 10 ciclos do sinal, em que cada ciclo corresponde a um período de *pitch*. Como o valor do τ ótimo varia para cada sinal analisado, foram calculados os valores médio (τ med), mínimo (τ min) e máximo (τ max) para cada classe (normal, edema e paralisia), com os quais foram construídos os espaços de fase para cada sinal. Dessa forma, tem-se, para cada sinal, quatro espaços de fase, a partir dos quais serão obtidas as características obtidas pelo método da contagem de caixas empregado. Os valores dos tempos de atraso obtidos para cada classe estão apresentados na Tabela 1.

Tabela 1: Tempo de atraso para a reconstrução do espaço de fase.

Classe	τ ótimo	τ min	τ med	τ max
Normal	5-10	5	7	10
Edema	1-20	1	9	20
Paralisia	2-34	2	12	34

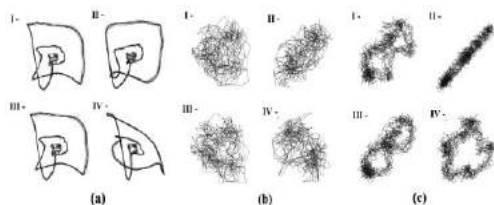


Figura 1: Espaços de fase reconstruídos para um sinal de voz: (a) normal; (b) edema; (c) paralisia nas pregas vocais (I - τ ótimo; II - τ min; III - τ med e IV - τ max).

Na Figura 1 são apresentados diagramas de fase de sinais de vozes normais e de vozes afetadas por edema e

por paralisia nas pregas vocais, considerando os quatro atrasos de tempo correspondentes.

Método da Contagem de Caixas - No método da contagem de caixas, a imagem do espaço de fase é dividida em caixas, que correspondem a um grupo de *pixels*. Caso parte da trajetória do espaço de fase esteja contida dentro da caixa, esta é contabilizada como uma caixa ocupada, sendo que ao final do processo é contabilizada a quantidade de caixas visitadas, relacionada ao número total de caixas, de acordo com a Equação (2) [5,10].

$$d(x) = \frac{n^{\circ} \text{ de caixas visitadas}}{n^{\circ} \text{ total de caixas}} \quad (2)$$

em que d estima o grau de complexidade ou a dimensão caótica da trajetória do espaço de fase e x o atraso empregado para a reconstrução do espaço de fase.

Neste trabalho, foram utilizadas quatro grades com caixas de tamanhos diferentes: 40x40, 20x20, 10x10 e 5x5, para observar qual obteria melhor desempenho na classificação. Na Figura 2 estão ilustradas as imagens dos espaços de fase representados na Figura 1 para sinais de voz normal, com edema e com paralisia nas pregas vocais, para as diversas grades empregadas.

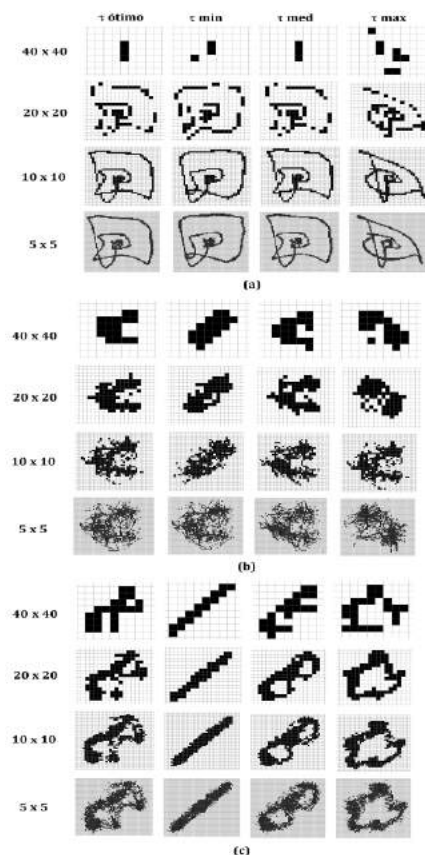


Figura 2: Espaço de fase reconstruído com as diversas grades para sinais de voz: (a) normal; (b) edema; e (c) paralisia nas pregas vocais.

Classificação dos sinais de fala - Foram considerados três casos de classificação distintos: (i) Patologia vs. Normal, em que na classe Patologia estão

incluídos os sinais afetados por edema e por paralisia; (ii) Edema vs. Normal; e (iii) Paralisia vs. Normal.

Para a classificação dos sinais foi empregada uma rede neural *feedforward* em que, na etapa de treinamento, foi utilizado o algoritmo supervisionado do Gradiente Conjugado Escalonado (SCG) [14]. Os sinais foram separados, aleatoriamente, em dois conjuntos distintos. Destes, 2/3 foram utilizados para treinamento e 1/3 para teste, com validação cruzada apresentando 10 subconjuntos de forma estratificada, considerando as medidas individualmente e de forma combinada. Na topologia da rede empregada, a quantidade de neurônios na camada de entrada é dependente da quantidade de características selecionadas. Na camada oculta são empregados 9 neurônios e 2 neurônios na camada de saída.

Para a etapa de teste foram realizadas diversas combinações das características de entrada. As características de entrada são: (i) $d(\tau \text{ min})$; (ii) $d(\tau \text{ med})$; (iii) $d(\tau \text{ max})$; e (iv) $d(\tau \text{ ótimo})$. Foram observadas as seguintes medidas de desempenho do classificador: acurácia (taxa de identificação correta da presença ou a ausência de patologia); sensibilidade (representa a proporção de pessoas com a patologia de interesse que têm o resultado do teste positivo); e especificidade (representa a proporção de pessoas sem a doença, cujo teste deu negativo).

Resultados

Na Figura 3 estão ilustrados os *boxplots* dos melhores resultados para o método da contagem de caixas com $d(\tau \text{ min})$ para as classes edema (EDM), paralisia (PRL) e normal (NOR). Na Figura 4 são apresentados os *boxplots* dos melhores resultados para o método da contagem de caixas com $d(\tau \text{ min})$ utilizando as diversas grades, para as classes patologia (PAT) e normal (NOR).

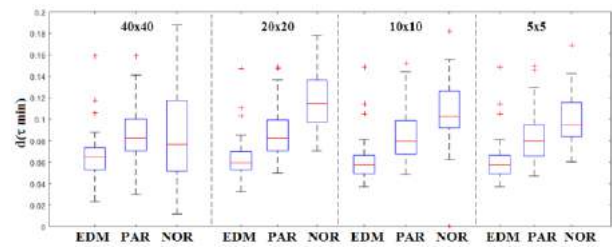


Figure 3: *Boxplots* da melhor medida individual para as diversas grades na classificação entre vozes afetadas por edema (EDM), afetadas por paralisia (PRL) e vozes normais (NOR).

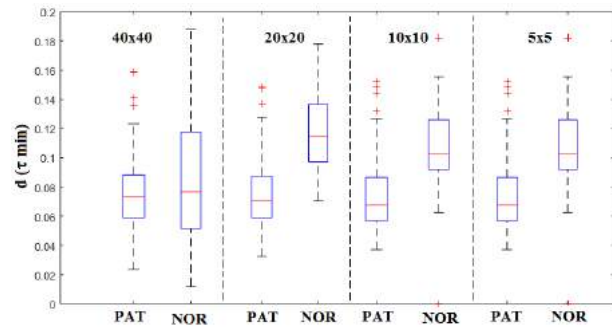


Figure 4: *Boxplots* da melhor medida individual para as diversas grades na classificação entre vozes patológicas (PAT) e vozes normais (NOR).

Na Tabela 2 estão apresentados os resultados, relacionando as grades que proporcionaram o melhor desempenho, aplicada de forma individual, onde a melhor medida foi $d(\tau \text{ min})$ para todos os casos.

Na Tabela 3 são apresentados os resultados, relacionando a grade e as medidas, de forma combinada, que proporcionaram o melhor desempenho na classificação.

Tabela 2: Resultados para a classificação com as características individuais.

Classificação	Acurácia (%)	Sensibilidade (%)	Especificidade (%)	Grade
Pat. vs. Normal	$76,17 \pm 0,709$	$70,57 \pm 3,560$	$79,27 \pm 1,024$	10x10
	$78,46 \pm 0,234$	$76,23 \pm 3,848$	$79,69 \pm 1,929$	20x20
Edema vs. Normal	$90,82 \pm 0,285$	$93,21 \pm 0,308$	$87,95 \pm 0,485$	10x10
	$90,00 \pm 0,268$	$90,75 \pm 0,865$	$89,09 \pm 0,946$	20x20
Paralisia vs. Normal	$69,05 \pm 1,717$	$76,23 \pm 5,241$	$61,73 \pm 4,342$	10x10
	$71,81 \pm 1,206$	$73,02 \pm 2,964$	$70,58 \pm 2,258$	20x20

Tabela 3: Resultados para a classificação com as características combinadas.

Classificação	Acurácia (%)	Sensibilidade (%)	Especificidade (%)	Medidas	Grade
Pat. vs. Normal	$94,70 \pm 0,463$	$93,21 \pm 0,898$	$95,52 \pm 0,313$	$d(\tau \text{ ótimo}), d(\tau \text{ min}), d(\tau \text{ med})$	10x10
Edema vs. Normal	$95,88 \pm 0,461$	$97,55 \pm 0,403$	$93,86 \pm 0,682$	$d(\tau \text{ ótimo}), d(\tau \text{ min}), d(\tau \text{ med})$	10x10
	$96,19 \pm 0,555$	$97,55 \pm 0,747$	$94,55 \pm 0,503$	$d(\tau \text{ ótimo}), d(\tau \text{ min}), d(\tau \text{ med}), d(\tau \text{ max})$	20x20
Paralisia vs. Normal	$95,33 \pm 0,673$	$97,17 \pm 0,507$	$93,46 \pm 1,080$	$d(\tau \text{ ótimo}), d(\tau \text{ min}), d(\tau \text{ max})$	5x5
	$92,76 \pm 0,793$	$93,58 \pm 1,060$	$91,92 \pm 1,175$	$d(\tau \text{ ótimo}), d(\tau \text{ min}), d(\tau \text{ med})$	10x10

Discussão

Na Figura 4 as melhores grades para classificação com as características individuais são a 20x20 e 10x10, em que a 20x20 apresenta a melhor discriminação entre as classes. Para a distinção entre as vozes patológicas e as vozes normais (Figura 5), a classificação não é tão eficaz, pois é observado que os valores das medidas encontradas para vozes normais estão dentro dos valores encontrados para vozes patológicas.

Na Tabela 2 observa-se que a melhor acurácia média foi obtida na distinção entre vozes afetadas por edema e vozes normais, utilizando o $d(\tau \text{ min})$ como medida, onde as melhores grades foram 10x10 e 20x20 obtendo resultados semelhantes. Entre as três classes, a pior classificação obtida foi para a distinção entre vozes afetadas por paralisia nas pregas vocais e vozes normais, com uma acurácia média de aproximadamente 72% para a grade 20x20.

A Tabela 3 mostra que utilizando as medidas combinadas, as taxas de acurácia média encontradas são superiores a 94%, com a taxa de especificidade superior a 93% e a sensibilidade até 97%. As características $d(\tau \text{ ótimo})$ e $d(\tau \text{ min})$ aparecem em todas as combinações, associada a outras medidas para a discriminação entre edema vs. normal, paralisia vs. normal e patologia vs. normal.

Na distinção entre vozes patológicas e vozes normais observa-se, pela Tabela 3, que a melhor combinação utilizou quatro características para distinção entre vozes afetadas por edema e vozes normais, com acurácia média de 96% e sensibilidade de 97% utilizando a grade 20x20. Apenas para discriminação entre vozes afetadas por paralisia e vozes normais a melhor combinação foi utilizando a grade 5x5 e para a classificação entre vozes patológicas e vozes normais a melhor classificação foi obtida com a grade 10x10. A combinação das medidas resultou em aumentos na acurácia de 5% (Edema vs. Normal) a 21% (Paralisia vs. Normal), o que demonstra a viabilidade da aplicação do método.

Conclusão

Na aplicação do método da contagem de caixas, as grades 10x10 e 20x20 obtiveram melhor desempenho na classificação, utilizando tanto as características individuais quanto combinadas, demonstrando medidas de acurácia, sensibilidade e especificidade melhores, comparadas às outras grades. Para a implementação de um sistema de classificação, com as medidas empregadas, sugere-se a grade 10x10, por ter apresentado os melhores resultados e menor tempo de processamento, possuindo assim menor custo computacional comparada com a grade 20x20.

Agradecimentos

Os autores agradecem ao Instituto Federal de Educação Ciência e Tecnologia da Paraíba, Campus João Pessoa, pelo financiamento parcial da pesquisa.

Referências

- [1] R. Tavares; N. A. Brunet; S. Correia; S. C. Costa; B. G. Aguiar Neto; J. M. Fachine. (2010) “Combinação de classificadores baseados em análise LPC e cepstral para detecção de paralisia nas dobras vocais”. In: XXII CBEB [internet].
- [2] W. C. de A. Costa; S. C. Costa; F. M. de Assis e B. G. Aguiar Neto (2013). “Classificação de sinais de vozes saudáveis e patológicas por meio da combinação entre medidas da análise dinâmica não linear e codificação preditiva linear”, Rev. Brasileira de Eng. Biomédica, vol. 29, nº 1, pp. 3-14, Mar.
- [3] M. E. Dajer. (2006), “Padrões visuais de sinais de voz através de técnicas de análise não-linear”. Escola de Eng. de São Carlos, USP. Dissertação de Mestrado.
- [4] V. J. D. Vieira (2014). “Avaliação de distúrbios da voz por meio de análise de quantificação de recorrência”. Instituto Federal de Educação, Ciência e Tecnologia da Paraíba. Dissertação de Mestrado.
- [5] M. Roopaei, R. Boostani, R. R. Sarvestani, M. A. Taghavi e Z. Azimifar (2010). “Chaotic based reconstructed phase space features for detecting ventricular fibrillation”. Biomedical Signal Processing and Control, vol. 5, pp. 318-327, Out.
- [6] M. E. Dajer (2010). “Análise de sinais de voz com padrões visuais de dinâmica vocal”. Escola de Engenharia de São Carlos, USP. Tese de Doutorado.
- [7] J. Lee, Seong-Hee Choi, J. J. Jiang, Min-Soo Hahn e Hong-Shik Choi, “Perturbation and Nonlinear Dynamic Analysis of Sustained Vowels in Normal and Pathological Voices”, J. of the Korean society of speech science, vol.2, nº 1, pp. 113-120, Fev. 2010.
- [8] R. Behroozmand; F. Almasganj; M. H. Moradi (2006). “Pathological Assessment of Vocal Fold Nodules and Polyp Using Acoustic Perturbation and Phase Space Features”. In: IEEE Int. Conf. on ASSP Proceedings, vol.2, Mai.
- [9] A. Kumar and S. K. Mullick (1996). “Nonlinear dynamical analysis of speech”. The Journal of the Acoustical Society of America, vol. 100, p. 615.
- [10] A. Amann; R. Tratnig; K. Unterkofler (2007). “Detecting Ventricular Fibrillation by Time-Delay Methods”. In: IEEE Trans. on Biomedical Engineering, vol. 54, pp. 174-177, Jan.
- [11] Kay Elemetrics Corp. (1994) In: Disordered Voice Database. Model 4337. 03 Ed.
- [12] F. Tankens (1981). “Detecting strange attractores in turbulence”, Dynamical systems and turbulence, Warwick 1980, pp. 366-381.
- [13] A. M. Fraser; H. L. Swinney (1986). “Independent coordinates for strange attractors from mutual information”. Phys Rev.Let., vol. 33, 1134-1140.
- [14] B. Simsek; Y. Tansel; E. Hüseyin (2016). “Hybridizing a fuzzy multi-response Taguchi optimization algorithm with artificial neural networks to solve standard ready-mixed concrete optimization problems”. Int. J. of Computational Intelligence Systems, Vol. 9, No. 3; pp.525-543.

ANÁLISE POR QUANTIFICAÇÃO DE RECORRÊNCIA EM TEMPO DE EXECUÇÃO UTILIZANDO *LABVIEW*[®]: CARACTERIZAÇÃO DO ECG

V. C. Pereira*, E. D. L. B. Camargo*, J. L. Salinet*, D. C. Soriano*

* Centro de Engenharia, Modelagem e Ciências Sociais Aplicadas (CECS), Universidade Federal do ABC, São Bernardo do Campo – SP, Brasil
e-mail: {vinicius.ceola, erick.leon, joao.salinet, diogo.soriano}@ufabc.edu.br

Resumo: Este trabalho tem como objetivo apresentar uma interface em *Labview*[®] (2013) capaz de realizar a análise por quantificação de recorrência (RQA) em tempo de execução para sinais de eletrocardiograma (ECG) normais ou patológicos. Os limites de tempo de processamento exigidos e o número crítico de amostras para a realização da RQA sem perda de informação são apresentados em uma abordagem que permite a reprodutibilidade em diferentes *hardwares*. De maneira geral, além de prover uma interface flexível em termos da manipulação de sinais no contexto da RQA, esse trabalho também evidencia as potencialidades das medidas de recorrência como extratores de características convenientes para a identificação de cardiomiopatias a partir de um conjunto relativamente pequeno de amostras do ECG. Os sinais de ECG foram aqui obtidos a partir de um simulador existente no próprio *Labview*[®] *Biomedical Toolkit*.

Palavras-chave: Análise por quantificação de recorrência, mapas de retorno, cardiomiopatias, ECG, tempo de execução, *Labview*[®].

Abstract: *This work presents a Labview[®] (2013) interface able to perform the recurrence quantification analysis (RQA) in real time for normal or pathological ECG signals. The limits in terms of the required processing time and the critical number of samples to perform the RQA without loss of information are presented in an approach that enables reproducibility in different hardwares. In general, in addition to providing a flexible interface in terms of signal manipulation in the context of RQA, this work also highlight the potential application of recurrence measures as convenient features extractors for identifying certain heart disorders observed non-invasively through the ECG in short segments. The ECG signals were obtained here from Labview[®] Biomedical Toolkit simulator.*

Keywords: *Recurrence quantification analysis, recurrence plots, heart disorders, ECG, execution time, Labview[®].*

Introdução

A análise por quantificação de recorrência (RQA) tem se caracterizado como um importante arcabouço no

processamento de sinais biomédicos, o que se justifica, em grande parte, por sua sensibilidade na detecção de transições de fase, capacidade de caracterização de padrões, possibilidade de quantificação de determinismo ou mesmo inferência de não estacionaridade de observações [1]. De fato, essas e outras potencialidades da técnica têm sido sistematicamente exploradas no âmbito de processamento de sinais biomédicos, principalmente na análise de eletroencefalograma (EEG) [2, 3], da variabilidade de frequência cardíaca [4], da eletromiografia [5], dentre outras aplicações. Vale observar que os dois últimos simpósios internacionais dedicados à RQA (2015 e 2013), tiveram, respectivamente, 30% e 50% do total de trabalhos dedicados ao processamento de sinais biomédicos [6].

Embora a RQA se configure como uma importante metodologia de análise, ela ainda apresenta desafios tecnológicos relevantes para a sua difusão e emprego no que concerne ao processamento em tempo de execução, o que se deve, sobretudo, ao alto custo computacional de manipulação de uma matriz de dados que cresce quadraticamente com o número de amostras. Tendo isso em vista, esse trabalho apresenta uma interface desenvolvida em ambiente *Labview*[®] (2013) - o qual se faz particularmente conveniente no contexto de instrumentação e análise em tempo de execução - para estudar as possibilidades e limitações da realização da RQA sem que haja perda de informação. Nove tipos de diferentes padrões de cardiomiopatias observadas através do ECG são fornecidos pelo simulador presente no *Labview Biomedical Toolkit*. Os padrões foram analisados em termos das medidas de recorrência e revelaram-se interessantes extratores de características na diferenciação dos respectivos padrões, mesmo quando pequenas janelas de tempos são consideradas (1 s). De fato, o poder de discriminação das medidas baseadas em recorrência é comprovado aqui por meio de testes de hipóteses e pela visualização desses padrões em um espaço de atributos tridimensional.

Materiais e Métodos

A RQA foi formalmente introduzida em [7] a partir da proposta de medidas estatísticas baseadas na distribuição das diagonais obtidas no mapa de retorno (RP, do inglês Return Plot) dos sinais analisados. O RP, tal como introduzido em [8], consiste em uma matriz

capaz de capturar a estrutura de reaparecimento de estado de uma dada observação em espaços multidimensionais, i.e. define uma estrutura bidimensional passível de visualização e análise de objetos geométricos de dimensão superior. A análise no âmbito multidimensional tem por objetivo revelar possíveis estruturas “embutidas” na observação e é comumente empregada no contexto de sistemas dinâmicos não lineares por meio da imersão de Taken’s [1, 9]. Neste caso, dada uma sequência de amostras $x(k)$, com $k = 1, 2, \dots, N$ amostras, o vetor de estados pode ser obtido na forma:

$$\mathbf{x}(k) = [x(k) \ x(k - \tau) \ \dots \ x(k - (d_e - 1)\tau)] , (1)$$

em que d_e é a dimensão de imersão (número de coordenadas no estado de estados reconstruído) e τ é o atraso entre amostras para a construção das demais coordenadas de $\mathbf{x}(k)$.

Assim, o RP pode ser representado por meio de uma matriz binária $R(i,j)$, $N \times N$, em que atribui-se ao elemento (i, j) o valor 1 quando $\|\mathbf{x}(i) - \mathbf{x}(j)\| < \varepsilon$ e 0 caso contrário. ε é uma distância arbitrária que define a condição de recorrência. Critérios de escolha de d_e , τ e ε são detalhados em [1, 9].

Um aspecto fundamental da RQA reside no fato de diferentes sinais provenientes de diferentes modelos generativos produzirem diferentes padrões binários em $R(i,j)$. Em particular, sinais periódicos, ou mesmo transitariamente regulares, apresentam estruturas diagonais mais longas em RP, o que se deve a co-evolução de estados em $\mathbf{x}(k)$ [1]. Neste caso, a RQA caracteriza a estrutura de recorrência por meio de medidas obtidas a partir da distribuição das diagonais de diferentes tamanhos em RP, sendo as mais utilizadas: a taxa de recorrência (RR), i.e., a porcentagem de estados recorrentes (valores 1) em RP; a entropia de Shannon (ENTR) da distribuição de diagonais de diferentes tamanhos; tamanho da maior diagonal do mapa (Lmax), excluindo a principal; a porcentagem de determinismo (DET_a) associada a porcentagem de estados recorrentes (valores 1) em diagonais de comprimentos maiores que a . A formulação detalhada das medidas de recorrência pode ser encontrada em [1, 7, 9].

No presente trabalho, a interface é desenvolvida com o intuito de realizar a RQA em tempo de execução. A partir desta foi possível definir tanto os parâmetros de construção de RP, bem como visualizar a série temporal, o próprio RP, o histograma associado à distribuição do tamanho de diagonais no mapa e o valor das métricas de recorrência calculadas. Os experimentos numéricos foram aqui desenvolvidos com notebook possuindo processador Intel Core i7-4702MQ 2.2GHz, RAM 16GB, com placa de vídeo Nvidia Geforce GT 745M com SO Windows 64bits.

Uma vez que a RQA é tida como um processo computacionalmente custoso, é importante determinar a quantidade de dados que uma análise de tempo de execução é capaz de lidar sem a perda de tal característica. Portanto, foi realizada uma avaliação do tamanho médio de série temporal que o *hardware*

utilizado seria capaz de processar sem que houvesse enfileiramento dos dados para as frequências de amostragem de 256 Hz e 512 Hz. As simulações consideraram uma frequência cardíaca de 60 bpm com uma taxa respiratória de 15 bpm e desvio padrão da taxa cardíaca 1 bpm (sem ruído). Os padrões de ECG analisados foram: normal (N), taquicardia atrial (AT), taquicardia ventricular (VT), taquicardia supraventricular (JT), bloqueio atrioventricular (AB), hipercalemia (HeK), hipocalemia (HoK), hipercalcemia (HeC) e hipocalcemia (HoC).

Resultados

A Figura 1 mostra a interface desenvolvida para a construção do RP e extração das métricas da RQA. Observa-se, no painel central, a série temporal a ser analisada, e, no painel inferior direito, o respectivo RP. O histograma (painel inferior esquerdo) associado à distribuição das diagonais de diferentes tamanhos presentes no RP também é apresentado. A Figura 2(A) mostra em detalhe os parâmetros de construção do RP que podem ser ajustados pelo usuário: a dimensão de imersão (*N-dimension*), o atraso de imersão (*Step*) e o limiar de decisão para determinação da recorrência de estados (*Threshold Type*), o intervalo de 1024 amostras a ser considerado na análise (*Samples*) e o intervalo dos comprimentos de diagonais a serem usados no cálculo de DET_a. Já a Figura 2(B) mostra as principais medidas calculadas para a respectiva série temporal sob análise: Taxa de Recorrência (*Recurrence Rate*), entropia de Shannon das diagonais (*Entropy*), comprimento da maior diagonal - excluindo a principal - (*Max Length*) e a porcentagem de determinismo (DET).

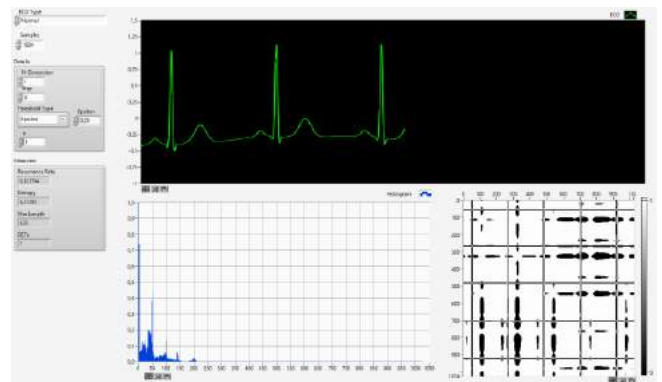


Figura 1: Área de trabalho da interface para análise por quantificação de recorrência de sinais biomédicos em tempo de execução.

Em relação à possibilidade de realização da RQA em tempo de execução, a Figura 3 mostra a curva do tempo de processamento exigido em função do número de amostras utilizado, bem como o número máximo de amostras que pode ser empregado para análise sem que haja acúmulo de informação do ECG normal. O gráfico mostra tanto sinais gerados a 256 Hz (traçado azul) como a 512 Hz (traçado vermelho). Os cursores

mostram os pontos críticos a partir dos quais a RQA torna-se proibitiva, i.e. quando há acúmulo de amostras progressivamente na fila de dados a ser processada. Neste cenário, sinais amostrados a 512 Hz admitiriam janelas de análise de até 791 amostras (em torno de 1,5 s de tempo de processamento), enquanto sinais amostrados a 256 Hz permitiram análise de janelas de 1143 amostras (em torno de 4,5 s de processamento). Essa última configuração mostra-se particularmente coerente com típicas amostragens utilizadas na eletrocardiografia. Observa-se ainda na Figura 3 o típico perfil exponencial do tempo de processamento exigido em relação ao número de amostras, o que se deve ao crescimento quadrático da matriz de recorrência com N .

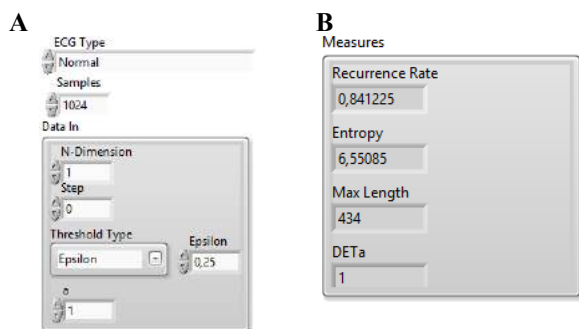


Figura 2: (A) Painel de controle de atributos para a construção do RP; (B) Valores das métricas clássicas obtidas via RQA.

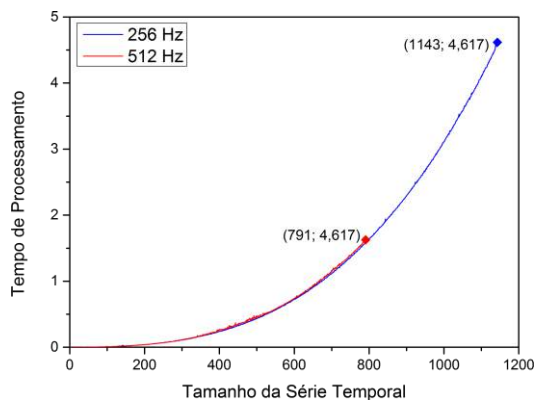


Figura 3: Tempo de processamento exigido pelo número de amostras utilizadas na RQA considerando duas taxas de amostragem distintas: 256 Hz (azul) e 512 Hz (vermelho).

Em termos da caracterização dos sinais de ECG e do possível reconhecimento das patologias a partir das métricas de recorrência obtidas, a Figura 4 mostra as médias e desvios-padrão (barra de erro) para a RR nos nove cenários de simulação de ECG. Neste caso, cada padrão de ECG foi gerado a 256 amostras/s e analisado em janelas de 4 s, utilizando um total de 100 janelas por padrão. Observa-se no gráfico de barras que os diferentes padrões de ECG exibem diferentes RRs médias, o que foi comprovado por meio de um teste de hipótese (*one way ANOVA*, $p = 0,05$, com pós-teste de

Tukey para comparação entre todos os pares de grupos).

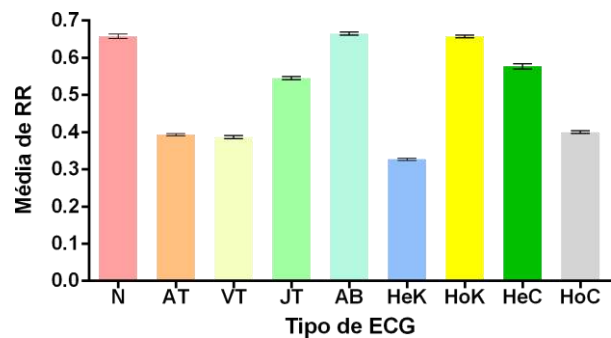


Figure 4: RR média \pm desvio padrão (barra de erro) para cada comportamento de ECG considerando 100 janelas de 4 s.

De fato, o teste de hipótese empregado detectou diferença significativa para todos os pares de classes, salvo raras exceções, as quais podem variar de acordo com a medida de recorrência considerada, tal como mostrado na Tabela 1. Em particular, observa-se que a medida L_{max} obteve o pior desempenho discriminatório, o que possivelmente está relacionado com o fato da mesma não se basear em uma estatística representativa da distribuição das diagonais no RP, levando em consideração apenas a informação em relação a diagonal de maior comprimento.

Tabela 1: Pares de classes de ECG para os quais não foram detectadas diferenças significativas utilizando pós-teste de Tukey com $p = 0,05$.

Pares de Classes sem diferença significativa	
RR	N vs. HoK
ENTR	JT vs. HoK
DET25	N vs. AB
L_{max}	N vs. JT, N vs. AB, N vs. HoK, N vs. HeC, JT vs. HoK, JT vs. HeC, AB vs. HoK, AB vs. HeC, HoK vs. HeC AT vs. VT, AT vs. HeK, AT vs. HoC, VT vs. HeK, VT vs. HoC, JT vs. AB, HeK vs. HoC

Além da possibilidade de utilizar as medidas de RQA individualmente para a caracterização dos diferentes padrões de ECG, pode-se ainda combiná-las para a construção de um espaço de atributos multidimensional. A Figura 5 mostra a dispersão das classes no espaço de atributos tridimensional considerando RR, ENTR e DET25. Com exceção das classes N, AB e HoK, nota-se que os demais padrões aparecem bem agrupados e relativamente distantes uns dos outros a ponto de serem corretamente classificados a partir de uma partição adequada do espaço de atributos. É interessante observar ainda que tal separabilidade interclasse parece ser maximizada quando janelas de 1 s são utilizadas (Figura 6), o que sugere que a informação de recorrência associada à microescala temporal do sinal pode ser mais informativa

para a discriminação das classes.

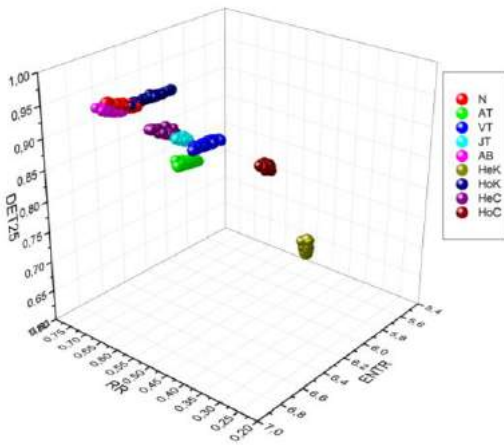


Figure 5: Dispersão das nove classes de ECG estudadas no espaço de atributos RR, ENTR e DET25 para 100 janelas de 4 s por padrão.

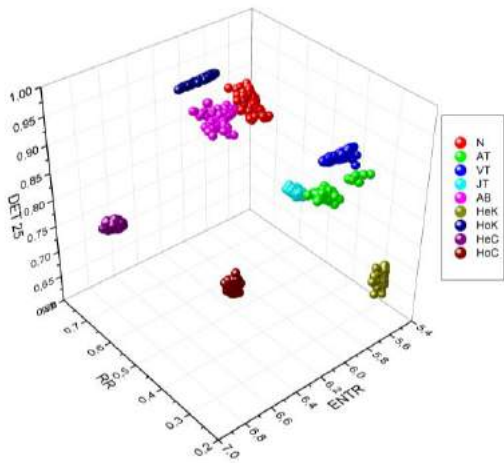


Figure 6: Dispersão das nove classes de ECG estudadas no espaço de atributos RR, ENTR e DET25 para 100 janelas de 1 s por padrão.

Discussão

O presente trabalho oferece uma alternativa interessante para usuários que almejam o emprego da RQA em tempo de execução em sua rotina de pesquisa, na medida em que provê uma interface amigável para a condução da análise em uma plataforma comumente utilizada para tal (*Labview*®). Como aplicação, a caracterização de diferentes padrões de ECG foi realizada no âmbito da RQA, a qual pode ser considerada uma promissora extratora de atributos, especialmente quando janelas de tempo relativamente pequenas foram consideradas (1 s). Como perspectiva, este trabalho pretende analisar o desempenho de classificação dos sinais de ECG por meio de ferramentas clássicas pertinentes à teoria de aprendizado de máquinas, bem como analisar como a inserção de ruído afetaria o processo de classificação. Por fim, pretende-se estender à análise para sinais de ECG fora do contexto simulado por meio da aquisição de sinais

reais utilizando o *hardware* (NI-USB6212) mediante circuito de amplificação adequado e aprovação de comitê de ética em pesquisa com seres humanos.

Conclusão

É possível realizar RQA em tempo de execução em *hardwares* acessíveis considerando janelas de dados que abrangem alguns ciclos cardíacos. O simulador de ECG permitiu ilustrar o quão promissor é a caracterização do ECG por meio da RQA, o que ainda carece de análises em cenários ruidosos e com sinais reais.

Agradecimentos

Os autores agradecem o suporte financeiro do CNPq (processo n. 449467/2014-7).

Referências

- [1] Marwan, N., Carmen Romano, M., Thiel, M., & Kurths, J. Recurrence plots for the analysis of complex systems. *Physics Reports*. 2007 438(5-6), 237–329.
- [2] Acharya, U. R., Sree, S. V., Chattopadhyay, S., Yu, W., & Ang, P. C. A. Application of recurrence quantification analysis for the automated identification of epileptic EEG signals. *International Journal of Neural Systems*. 2011. 21(3), 199–211.
- [3] Uribe LFS, Fazanaro FI, Castellano G, Suyama R, Attux R, Cardozo E, Soriano DC. A recurrence-based approach for feature extraction in Brain-Computer Interface Systems. Em: Marwan N, Riley M, Giuliani A, Webber Jr CL. *Translational Recurrence*. 2014. Springer: 95-107.
- [4] Wessel, N., Marwan, N., Meyerfeldt, U., Schirdewan, A., & Kurths, J. Recurrence quantification analysis to characterize the heart rate variability before the onset of ventricular tachycardia. *Lecture Notes in Computer Science*. 2001. 2199(August), 295–301.
- [5] Webber, C.L., Jr., Schmidt, M.A., Walsh, J.M. Influence of isometric loading on biceps EMG dynamics as assessed by linear and nonlinear tools. *J. Appl. Physiol*. 1995. 78: 814-822.
- [6] International Symposium on Recurrence Plots. Symposium [Visitado pela última vez: 05 Maio 2016]. Disponível em: <http://symposium.recurrence-plot.tk/>
- [7] Webber, C.L., Jr., Zbilut, J.P. Dynamical assessment of physiological systems and states using recurrence plot strategies. *J. Appl. Physiol*. 1994. 76: 965-973.
- [8] Eckmann, J.-P., Kamphorst, S. O., & Ruelle, D. Recurrence Plots of Dynamical Systems. *Europhysics Letters (EPL)*. 1987. 4(9), 973–977.
- [9] Marwan, N. How to avoid potential pitfalls in recurrence plot based data analysis. *International Journal of Bifurcation and Chaos*. 2011. 21(4): 1003-1017.

-

ALGORITMO ADAPTATIVO PARA REDUÇÃO DE RUÍDO EM APARELHOS AUDITIVOS BINAURAI

Diego M. Carmo e Márcio H. Costa

Departamento de Engenharia Elétrica e Eletrônica
Universidade Federal de Santa Catarina, Florianópolis, Brasil
e-mails: diego.carmoh@gmail.com, costa@eel.ufsc.br

Resumo: Este trabalho apresenta um algoritmo adaptativo para redução de ruído em aparelhos auditivos binaurais. Seu objetivo é minimizar a potência do ruído aditivo sem alterar a posição espacial original das fontes acústicas. Simulações de Monte Carlo mostram que a técnica proposta mantém a percepção subjetiva de lateralização da fonte de ruído com aumento de até 1,88 PESQ e 20,71 dB de relação sinal-ruído nos cenários avaliados.

Palavras-chave: Aparelho auditivo binaural, algoritmo adaptativo, redução de ruído, preservação da ILD.

Abstract: *This work presents an adaptive algorithm for noise reduction in binaural hearing aids. It aims to minimize the additive noise power without changing the original spatial position of the acoustic sources. Monte Carlo simulations show the proposed technique keeps the subjective perception of lateralization of the noise source with an increase of up to 1.88 PESQ and 20.71 dB of signal to noise ratio in the assessed scenarios.*

Keywords: *Binaural hearing aids, adaptive algorithm, noise reduction, ILD preservation.*

Introdução

Aparelhos auditivos são dispositivos que têm como função principal compensar as perdas acústicas em pessoas com deficiência auditiva [1]. Apesar de serem compostos por diversos subsistemas (cancelamento de realimentação, redução de ruído, direcionalidade adaptativa), ainda apresentam importantes limitações na restauração da audição. Em [2] foi demonstrado que durante o uso bilateral (em ambos os ouvidos) a localização espacial de fontes acústicas é melhor realizada desligando-se ambos os aparelhos. Para contornar esse problema já são disponibilizados comercialmente aparelhos auditivos binaurais. Nestes dispositivos, os sinais adquiridos pelos microfones de ambos os aparelhos (esquerdo e direito) são compartilhados e processados de forma a preservar a percepção espacial das fontes sonoras. A capacidade humana para localizar sons envolve duas pistas binaurais principais [3]: a diferença de tempo interaural (ITD – *Interaural time difference*) e a diferença de intensidade interaural (ILD – *Interaural level difference*).

Uma técnica bastante explorada para redução de ruído em aparelhos auditivos binaurais é o filtro de Wiener multicanal (MWF – *Multichannel Wiener filter*) [4]. O

MWF é um estimador linear do sinal de fala desejado, baseado no critério de mínimo erro quadrático médio. Uma importante característica deste estimador é a capacidade de preservar as pistas binaurais do sinal de fala processado, alterando, contudo, as do ruído [6]. Como consequência, várias técnicas foram desenvolvidas com o intuito de preservar também as pistas binaurais do ruído aditivo [5]-[9].

Em [9] foi proposta uma variação do filtro de Wiener com preservação da ILD originalmente proposto em [8]. Os resultados apresentaram incrementos de até 9,6 dB na relação sinal ruído (SNR – *Signal to noise ratio*) e 1 PESQ com relação à [8]. Entretanto, da mesma forma que em [8], o cálculo dos coeficientes pode requerer tempos de processamento e/ou recursos computacionais inadmissíveis em aplicações em tempo real.

Este trabalho apresenta um algoritmo adaptativo para a implementação da técnica descrita em [9]. São desenvolvidas equações recursivas para a obtenção dos coeficientes ótimos, no domínio frequência, permitindo não apenas um compromisso entre redução de ruído e preservação do cenário acústico, como também controle sobre o número de iterações do algoritmo.

Algoritmo Proposto

Nesta seção são apresentadas a técnica de redução de ruído, a função custo que estabelece o compromisso entre redução de ruído e preservação do cenário acústico e o desenvolvimento do algoritmo adaptativo proposto.

Sistema binaural – A Figura 1 apresenta o sistema de processamento binaural em um cenário acústico com duas fontes sonoras pontuais (fala de interesse, a esquerda, e ruído, a direita). O aparelho auditivo da esquerda (L – *left*) possui M_L microfones, e o aparelho auditivo da direita (R – *right*), M_R . A representação em frequência do sinal recebido no l -ésimo microfone da esquerda e no r -ésimo da direita é dada respectivamente por

$$\begin{aligned} y_{L,l}(\lambda, k) &= x_{L,l}(\lambda, k) + v_{L,l}(\lambda, k) \\ y_{R,r}(\lambda, k) &= x_{R,r}(\lambda, k) + v_{R,r}(\lambda, k) \end{aligned} \quad (1)$$

onde λ e k representam a janela de tempo e o índice de frequência ($k = 1, \dots, N$), respectivamente, $l = 1, \dots, M_L$, $r = 1, \dots, M_R$, x é o sinal de fala desejado e v é o ruído aditivo. Agrupando, em um único vetor, os sinais apresentados em (1), obtém-se

$$\mathbf{y}(\lambda, k) = [\mathbf{y}_L(\lambda, k) \ \mathbf{y}_R(\lambda, k)]^T, \quad (2)$$

onde $(\cdot)^T$ representa a operação de transposição e $\mathbf{y}(\lambda, k) = [y_{L,1}(\lambda, k) \ \dots \ y_{L,M_L}(\lambda, k) \ y_{R,1}(\lambda, k) \ \dots \ y_{R,M_R}(\lambda, k)]^T$ possui dimensão $M \times 1$ para $M = M_L + M_R$. De forma semelhante, define-se os vetores de fala $\mathbf{x}(\lambda, k)$ e de ruído $\mathbf{v}(\lambda, k)$. O sinal de saída do aparelho auditivo, no domínio frequência, é obtido através do produto interno entre o vetor de entrada $\mathbf{y}(\lambda, k)$ e os vetores de coeficientes $\mathbf{w}_L(\lambda, k)$ e $\mathbf{w}_R(\lambda, k)$, resultando nos sinais

$$z_i(\lambda, k) = \mathbf{w}_i^H(\lambda, k) \mathbf{y}(\lambda, k), \quad (3)$$

onde $i = \{L, R\}$ e $(\cdot)^H$ representa o transposto hermitiano. Os vetores de coeficientes esquerdo e direito podem ser representados de forma concisa por $\mathbf{w}(\lambda, k) = [\mathbf{w}_L(\lambda, k) \ \mathbf{w}_R(\lambda, k)]^T$ de dimensão $2M \times 1$. Os sinais provenientes dos microfones frontais são utilizados como referência, sendo representados por $y_{L,ref}(\lambda, k) = x_{L,ref}(\lambda, k) + v_{L,ref}(\lambda, k)$ e $y_{R,ref}(\lambda, k) = x_{R,ref}(\lambda, k) + v_{R,ref}(\lambda, k)$.

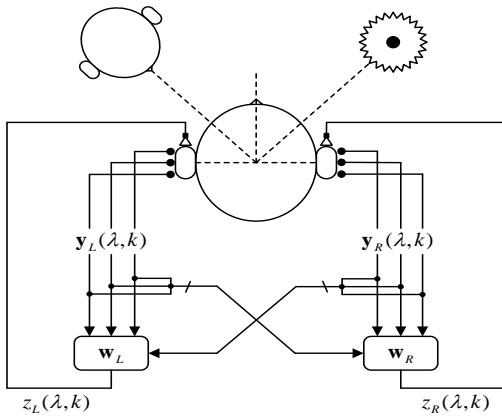


Figura 1 – Cenário acústico e sistema de processamento binaural.

Função custo binaural – Em [9], foi proposta a seguinte função custo para estabelecer um compromisso entre redução de ruído e preservação da diferença de intensidade interaural:

$$J(\lambda, k) = J_{MWF}(\lambda, k) + \alpha J_{ILD}(\lambda, k), \quad (4)$$

em que $J_{MWF}(\lambda, k)$ é a função custo do filtro multicanal de Wiener, $J_{ILD}(\lambda, k)$ é a função custo auxiliar para preservação da diferença de intensidade interaural e α é uma constante que determina a importância da $J_{ILD}(\lambda, k)$ na função custo global $J(\lambda, k)$. Por conveniência de

notação, a dependência (λ, k) será omitida a partir deste ponto. Segundo [9]:

$$J_{MWF} = E \left\{ \left\| \begin{bmatrix} x_{L,ref} - \mathbf{w}_L^H \mathbf{y} \\ x_{R,ref} - \mathbf{w}_R^H \mathbf{y} \end{bmatrix} \right\|^2 \right\}, \quad (5)$$

onde $E\{\cdot\}$ é o operador valor esperado e $\|\cdot\|^2$ é a norma euclidiana ao quadrado e

$$J_{ILD} = \left[10 \log_{10} \left(\frac{ILD_{out}}{ILD_{in}} \right) \right]^2, \quad (6)$$

em que $ILD_{out} = E\{|z_L|^2\}/E\{|z_R|^2\}$ e $ILD_{in} = E\{|v_{L,ref}|^2\}/E\{|v_{R,ref}|^2\}$. Manipulando-se (5) e (6) chega-se a [9]

$$J_{MWF} = r_{xR} - \mathbf{w}_R^H \mathbf{r}_{xR} - \mathbf{r}_{xR}^H \mathbf{w}_R + \mathbf{w}_R^H \mathbf{R}_y \mathbf{w}_R + r_{xL} - \mathbf{w}_L^H \mathbf{r}_{xL} - \mathbf{r}_{xL}^H \mathbf{w}_L + \mathbf{w}_L^H \mathbf{R}_y \mathbf{w}_L, \quad (7)$$

e

$$J_{ILD} = \left(\frac{r_{vR} \mathbf{w}_L^H \mathbf{R}_v \mathbf{w}_L - r_{vL} \mathbf{w}_R^H \mathbf{R}_v \mathbf{w}_R}{r_{vR} \mathbf{w}_L^H \mathbf{R}_v \mathbf{w}_L + r_{vL} \mathbf{w}_R^H \mathbf{R}_v \mathbf{w}_R} \right)^2, \quad (8)$$

em que $r_{xi} = E\{|x_{i,ref}|^2\}$, $r_{vi} = E\{|v_{i,ref}|^2\}$, $\mathbf{r}_{xi} = E\{x_{i,ref}^* \mathbf{x}\}$ para $i = \{L, R\}$, $\mathbf{R}_y = \{\mathbf{y}\mathbf{y}^H\}$ e $\mathbf{R}_v = \{\mathbf{v}\mathbf{v}^H\}$.

Substituindo-se (7) e (8) em (4) e utilizando-se métodos numéricos de otimização, [8] [9], pode-se obter as soluções ótimas \mathbf{w}_L e \mathbf{w}_R em função do parâmetro α .

Algoritmo adaptativo – Um procedimento iterativo para obtenção dos vetores de coeficientes \mathbf{w}_L e \mathbf{w}_R pode ser obtido aplicando-se o método do gradiente descendente em (4). Portanto [10]:

$$\mathbf{w}_{n+1} = \mathbf{w}_n - \beta \nabla_{\mathbf{w}} J, \quad (9)$$

onde β é o passo de adaptação (responsável pelo compromisso entre a duração do regime transitente e o desempenho em regime permanente). Dessa forma, os vetores esquerdo e direito de coeficientes são dados por:

$$\begin{bmatrix} \mathbf{w}_{L_{n+1}} \\ \mathbf{w}_{R_{n+1}} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \mathbf{w}_{L_n} \\ \mathbf{w}_{R_n} \end{bmatrix} - \beta \begin{bmatrix} \partial_{\mathbf{w}_L} J \\ \partial_{\mathbf{w}_R} J \end{bmatrix}. \quad (10)$$

Desacoplando-se (10), obtém-se;

$$\begin{aligned} \mathbf{w}_{L_{n+1}} &= \mathbf{w}_{L_n} - \beta \partial_{\mathbf{w}_L} J_{MWF} - \gamma \partial_{\mathbf{w}_L} J_{ILD} \\ \mathbf{w}_{R_{n+1}} &= \mathbf{w}_{R_n} - \beta \partial_{\mathbf{w}_R} J_{MWF} - \gamma \partial_{\mathbf{w}_R} J_{ILD} \end{aligned}, \quad (11)$$

onde $\gamma = \alpha\beta$. A definição dos coeficientes γ e β depende das características do problema sob análise. As derivadas parciais da J_{MWF} em relação à \mathbf{w}_L e \mathbf{w}_R resultam em

$$\begin{aligned} \partial_{\mathbf{w}_L} J_{MWF} &= \mathbf{R}_y \mathbf{w}_L - \mathbf{r}_{xL} \\ \partial_{\mathbf{w}_R} J_{MWF} &= \mathbf{R}_y \mathbf{w}_R - \mathbf{r}_{xR} \end{aligned}. \quad (12)$$

$$\begin{aligned} \partial_{\mathbf{w}_L} J_{ILD} &= 4r_{vL}r_{vR} \mathbf{w}_R^H \mathbf{R}_v \mathbf{w}_R \frac{r_{vR} \mathbf{w}_L^H \mathbf{R}_v \mathbf{w}_L - r_{vL} \mathbf{w}_R^H \mathbf{R}_v \mathbf{w}_R}{(r_{vR} \mathbf{w}_L^H \mathbf{R}_v \mathbf{w}_L + r_{vL} \mathbf{w}_R^H \mathbf{R}_v \mathbf{w}_R)^3} \mathbf{R}_v \mathbf{w}_L \\ \partial_{\mathbf{w}_R} J_{ILD} &= 4r_{vR}r_{vL} \mathbf{w}_L^H \mathbf{R}_v \mathbf{w}_L \frac{r_{vL} \mathbf{w}_R^H \mathbf{R}_v \mathbf{w}_R - r_{vR} \mathbf{w}_L^H \mathbf{R}_v \mathbf{w}_L}{(r_{vR} \mathbf{w}_L^H \mathbf{R}_v \mathbf{w}_L + r_{vL} \mathbf{w}_R^H \mathbf{R}_v \mathbf{w}_R)^3} \mathbf{R}_v \mathbf{w}_R \end{aligned} \quad (13)$$

$$\begin{aligned} \mathbf{w}_{L_{n+1}} &= \mathbf{w}_{L_n} - \beta (\mathbf{R}_y \mathbf{w}_L - \mathbf{r}_{xL}) - \gamma r_{vR} r_{vL} \mathbf{w}_R^H \mathbf{R}_v \mathbf{w}_R \frac{r_{vR} \mathbf{w}_L^H \mathbf{R}_v \mathbf{w}_L - r_{vL} \mathbf{w}_R^H \mathbf{R}_v \mathbf{w}_R}{(r_{vR} \mathbf{w}_L^H \mathbf{R}_v \mathbf{w}_L + r_{vL} \mathbf{w}_R^H \mathbf{R}_v \mathbf{w}_R)^3} \mathbf{R}_v \mathbf{w}_L \\ \mathbf{w}_{R_{n+1}} &= \mathbf{w}_{R_n} - \beta (\mathbf{R}_y \mathbf{w}_R - \mathbf{r}_{xR}) - \gamma r_{vR} r_{vL} \mathbf{w}_L^H \mathbf{R}_v \mathbf{w}_L \frac{r_{vL} \mathbf{w}_R^H \mathbf{R}_v \mathbf{w}_R - r_{vR} \mathbf{w}_L^H \mathbf{R}_v \mathbf{w}_L}{(r_{vR} \mathbf{w}_L^H \mathbf{R}_v \mathbf{w}_L + r_{vL} \mathbf{w}_R^H \mathbf{R}_v \mathbf{w}_R)^3} \mathbf{R}_v \mathbf{w}_R \end{aligned} \quad (14)$$

As derivadas parciais da J_{ILD} em relação à \mathbf{w}_L e \mathbf{w}_R são apresentadas em (13). Substituindo-se (12) e (13) em (11) obtém-se (14), que define a equação de atualização do algoritmo proposto

Materiais e métodos

Esta seção apresenta a descrição dos cenários acústicos utilizados para a demonstração do desempenho do algoritmo proposto.

Cenários acústicos de avaliação – O algoritmo proposto foi avaliado em dois cenários acústicos de interesse prático. Para tanto, foram utilizadas funções de transferência referentes a uma fonte acústica localizada a 3 m de um manequim Kemar (cabeça e torso), no qual são acoplados dois aparelhos auditivos retroauriculares (esquerdo e direito) com 3 microfones cada ($M_L = M_R = 3$) [11]. As medições foram realizadas em uma sala anecóica, e os sinais nos microfones frontais de ambos os aparelhos auditivos foram utilizados como referência ($y_{L,ref}$ e $y_{R,ref}$). Ambos os cenários simulados assumem uma fonte acústica de fala humana na posição 0° de azimute (frontal). No primeiro cenário a fonte de ruído é posicionada em -60° (hemisfério esquerdo) e no segundo cenário em 60° (hemisfério direito). A elevação é definida como 0° . Para apresentação dos resultados, os cenários acústicos foram definidos como S_0N_{-60} e S_0N_{60} , respectivamente.

Sinais acústicos – Como sinal de fala foi utilizada uma voz masculina. Como ruído artificial utilizou-se um sinal que emula as características espectrais e temporais da fala humana [12]. Os sinais possuíam uma duração de 17 s e frequência de amostragem igual a 16 kHz e foram transformados para o domínio frequência através da transformada de Fourier de tempo curto utilizando o método de *overlap-and-add* ponderado, com uma janela de análise de 128 amostras e 50 % de sobreposição. Em ambos os testes, a SNR foi definida como 0 dB no ouvido mais próximo à fonte de ruído (esquerdo).

Parâmetros do algoritmo adaptativo – Nos experimentos realizados, utilizou-se $\beta = 5 \times 10^{-2}$ e variou-se o coeficiente γ na faixa entre 9×10^{-11} e 9×10^{11} . O valor de β foi determinado empiricamente como o maior valor numérico que evita a instabilidade do algoritmo nos cenários abordados. A faixa de γ foi determinada com o intuito de avaliar a influência do coeficiente de preservação da ILD em diferentes ordens de grandeza. O número de iterações utilizadas para o cálculo dos coeficientes foi arbitrariamente definido como 3×10^5 . As matrizes $\mathbf{R}_y(k)$ e $\mathbf{R}_v(k)$ foram estimadas *a priori* utilizando-se um detector de fala ideal. Esse procedimento visa diminuir erros de estimação das matrizes de correlação que poderiam reforçar as pistas binaurais e diminuir a redução de ruído [6]. A matriz de correlação da fala foi estimada como $\mathbf{R}_x(k) = \mathbf{R}_y(k) - \mathbf{R}_v(k)$.

Métricas de avaliação – O desempenho do algoritmo proposto foi analisado através de três métricas: (a) a avaliação perceptual da qualidade da fala (PESQ –

Perceptual evaluation of speech quality) no modo banda larga [13]; (b) a SNR; e (c) o erro na diferença de intensidade interaural do ruído (ΔILD_{No}) [8] [9], principal métrica de avaliação da preservação da ILD.

Resultados

As Figuras 2, 3 e 4 apresentam respectivamente o ΔILD_{No} , a PESQ e o SNR nos ouvidos esquerdo e direito para os experimentos S_0N_{-60} e S_0N_{60} . A Tabela 1 apresenta valores comparativos obtidos com o algoritmo proposto para os parâmetros $\gamma = 0$ (sem preservação de ILD) e $\gamma = 4 \times 10^{-3}$ (com preservação de ILD). Para a segunda situação, o valor de γ foi escolhido de maneira a obter um $\Delta ILD_{No} \leq 0,5$.

Tabela 1: Métricas objetivas para $\gamma = 4 \times 10^{-3}$ e $\gamma = 0$.

γ	S_0N_{-60}		S_0N_{60}	
	4×10^{-3}	0	4×10^{-3}	0
ΔILD_{No} [dB]	0,41	11,55	0,41	11,55
PESQ _L	2,60	3,02	3,12	3,04
PESQ _R	3,12	3,04	2,60	3,02
SNR _L [dB]	21,32	23,61	24,56	23,93
SNR _R [dB]	24,56	23,93	21,32	23,61

Discussão

A Figura 2 apresenta a variação do ΔILD_{No} em função do parâmetro γ (que estabelece o compromisso entre redução da potência e preservação da localização do ruído). Nela, verifica-se que não há diferença de desempenho em função da lateralidade da fonte (S_0N_{-60} e S_0N_{60}). Esta simetria é uma característica herdada da função custo J_{ILD} [9]. Procedimentos informais de ausculta, realizados pelos autores, de um conjunto de sinais processados pelo algoritmo proposto indicam que a percepção subjetiva da posição original da fonte de ruído é restaurada para $\Delta ILD_{No} \leq 0,5$. As Figuras 3 e 4 corroboram a diminuição esperada de PESQ e SNR com o aumento de γ . Entretanto, na faixa $7 \times 10^{-4} < \gamma < 2 \times 10^{-1}$, verifica-se a obtenção conjunta de significativa redução de potência e preservação da localização original do ruído. A Tabela 1 indica que, para o critério de projeto adotado, $\gamma = 4 \times 10^{-3}$, é possível obter-se uma redução de 11,14 dB no ΔILD_{No} comparado à situação $\gamma = 0$. Em contrapartida, ocorre uma redução de apenas 0,42 PESQ e 2,29 dB de SNR no ouvido mais próximo da fonte de ruído, mantendo-se aproximadamente a mesma PESQ e SNR no ouvido oposto. Dessa forma, o algoritmo proposto não altera a qualidade de audição no melhor ouvido, mantendo a mesma inteligibilidade obtida na situação $\gamma = 0$.

Conclusão

Este trabalho apresentou um algoritmo adaptativo para redução de ruído e preservação da diferença de intensidade interaural em aparelhos auditivos binaurais. Simulações numéricas utilizando respostas ao impulso

de um sistema binaural real indicam a preservação da percepção subjetiva das posições originais das fontes sonoras (fala e ruído), com aumento de até 1,88 PESQ e 20,71 dB de SNR nos cenários avaliados.

Agradecimentos

Este trabalho foi financiado pelo CNPq através dos projetos, 304832/2012-0, 132473/2015-1 e 304867/2015-2.

Referências

- [1] Dillon H. Hearing aids, Boomerang press, 2001.
- [2] Bogaert T, Klasen TJ, Moonen M, Deun L, Wouters J. Horizontal localization with bilateral hearing aids: without is better than with. *Journal of the Acoustical Society of America*. 2006; 119(1):515-526.
- [3] Blauer J. Spatial Hearing: The psychoacoustics of human sound localization, MIT Press, 1997.
- [4] Doclo S, Moonen M. GSVD-based optimal filtering for single and multimicrophone speech enhancement. *IEEE Transactions on Signal Processing*. 2002; 50(9):2230-2244.
- [5] Klasen TJ, Bogaert T, Moonen M, Wouters J. Binaural noise reduction algorithms for hearing aids that preserve interaural time delay cues. *IEEE Transactions on Signal Processing*. 2007; 55(44):1579-1585.
- [6] Cornelis B, Doclo S, Bogaert T, Moonen M, Wouters J. Theoretical analysis of binaural multimicrophone noise reduction techniques. *IEEE Transactions on Audio, Speech, and Language Processing*. 2010; 18(2):342-355.
- [7] Bogaert T, Doclo S, Moonen M, Wouters J. Binaural cue preservation for hearing aids using an interaural transfer function multichannel Wiener filter. In: *Proceedings of ICASSP*, 2007. p. 565-568.
- [8] Doclo S, Dong R, Klasen TJ, Wouters J, Haykin S, Moonen M. Extension of the multi-channel Wiener filter with localization cues for noise reduction in binaural hearing aids. In: *Proceeding of IWAENC*, 2005. p. 221-224.
- [9] Costa MH, Naylor PA. ILD preservation in the multichannel wiener filter for binaural hearing aid applications. In: *Proceedings of EUSIPCO*, 2014. p. 636-640.
- [10] Tarighat A, Sayed AH. Least mean-phase adaptive filters with applications to communications systems. *IEEE Signal Processing Letters*. 2004; 11(2):220-223.
- [11] Kayser H, Ewert SD, Anemüller J, Rohdenburg T, Hohmann V, Kollmeier B. Database of multichannel in-ear and behind-the-ear head-related and binaural room impulse responses. *EURASIP Journal on Advances in Signal Processing*. 2009, p. 1-10.
- [12] Dreschler WA, Verschuure H, Ludvigsen C, Westermann S. ICRA noises: artificial noise signals with speech-like spectral and temporal properties for

hearing instrument assessment. *Audiology*. 2001; 40:148-57.

- [13] ITU-T, P.862: Revised Annex A - Reference implementations and conformance testing for ITU-T Recs P.862, P.862.1 e P.862.2, 2005.

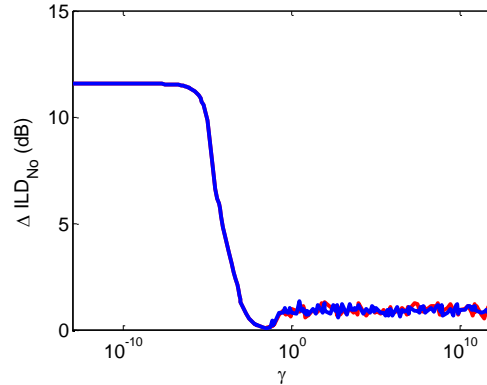


Figura 2: Variação da diferença de intensidade interaural do ruído entre os sinais de entrada e saída para S_0N_{-60} e S_0N_{60} (curvas sobrepostas).

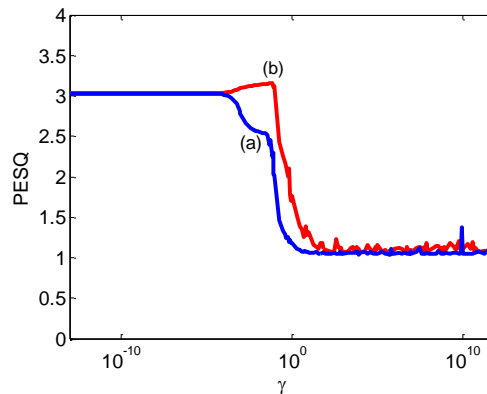


Figura 3: PESQ no ouvido esquerdo para (a) S_0N_{-60} e (b) S_0N_{60} . Para o ouvido direito, as curvas são complementares, (a) S_0N_{60} e (b) S_0N_{-60} .

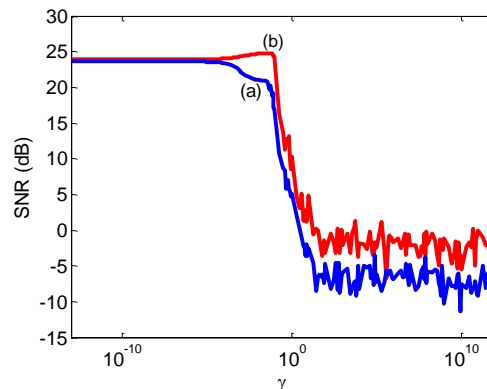


Figura 4: SNR no ouvido esquerdo para (a) S_0N_{-60} e (b) S_0N_{60} . Para o ouvido direito, as curvas são complementares.

DEPENDÊNCIA DO ULTRASSOM POWER DOPPLER COM A VELOCIDADE DO FLUXO USANDO UM MODELO SIMULADOR

Maricy R. Martins*, Wellington P. Martins** e Theo Z. Pavan*

*Departamento de Física, FFCLRP, Universidade de São Paulo, Ribeirão Preto, Brasil

** Departamento de Ginecologia e Obstetrícia, FMRP, Universidade de São Paulo, Ribeirão Preto, Brasil

e-mail: theo zp@gmail.com

Resumo: Alguns recursos e configurações do equipamento de ultrassom precisam ser padronizados na aplicação clínica para uma melhora na formação da imagem Power Doppler (PD). O estudo visou a investigação da influência da frequência de repetição do pulso (“*Pulse Repetition Frequency*” - PRF) e do filtro de movimento da parede (“*Wall Motion Filter*” - WMF) sobre o sinal de PD e também a análise da influência do WMF sobre a quantificação do sinal PD para fluxos constantes com diferentes velocidades. Para tal, utilizou-se de medidas em *phantoms* capazes de mimetizar o tecido biológico. Através de um tubo de silicone pôde-se mimetizar o fluxo contínuo em vasos sanguíneos com velocidades que variaram entre 5 e 40 cm/s. Foram adquiridos PRFs variando de 0,6 a 10 kHz, com WMFs variando entre 0 e 1500 Hz para cada PRF, respeitando os limites físicos de cada caso. Os resultados revelam que há a influência dos parâmetros de PRF e WMF sobre a quantificação da velocidade do fluxo sanguíneo. Estes resultados são de grande interesse para aplicação clínica na quantificação de índices vasculares para detecção de problemas cardíacos, uma vez que a padronização dos valores de PRF e WMF geram um diagnóstico preciso e exato.

Palavras-chave: Ultrassom, *Power Doppler*, WMF, PRF.

Abstract: *The correct adjustment of some ultrasound settings assures an improvement in its use. Ultrasound Power Doppler (PD) can detect flow in smaller vessels with lower velocity and also helps to identify flows in tissues where the average speed is close to zero. This study aimed to investigate the influence of some ultrasound settings as the pulse repetition frequency (PRF) and wall motion filter (WMF) on the PD signal. To accomplish that, we used tissue-mimicking phantoms with silicone tubes to mimic the blood vessels with continuous flow with velocities found in real blood flow. Doppler data were acquired from a research ultrasound interface with PRF ranging from 0.6 to 10 kHz. The data were processed using conventional Doppler algorithm and applying a high pass filter (wall motion filter). The result showed that the influence of the parameters of PRF and WMF on the quantification of blood flow velocity is present. These results are of great interest for clinical application in the quantification of vascular indexes for cardiac and vascular applications,*

since the standardization of PRF and WMF values can improve a precise and accurate diagnosis.

Keywords: *Ultrasound, Power Doppler, WMF, PRF.*

Introdução

A imagem Power Doppler (“*Power Doppler*” – PD) como ferramenta de diagnóstico tem gerado grande interesse em pesquisa por mais de uma década. Um foco significativo na quantificação da vascularização/fluxo de um órgão veio através de análises de três índices conhecidos como índice de vascularização (VI), índice de fluxo (FI) e do índice de fluxo de vascularização (VFI) [1, 2].

Existem recursos e configurações do equipamento de ultrassom que influenciam muito na formação da imagem de PD, que devem ser padronizados antes da aplicação clínica [3]. A frequência de repetição do pulso (“*Pulse Repetition Frequency*” - PRF) é uma definição essencial da máquina Doppler, pois permite a diferenciação de velocidades de fluxo sanguíneo utilizando o Doppler espectral. Embora a quantificação de PD seja baseada na amplitude de espalhamento de ultrassons ao invés da mudança na frequência Doppler e, conseqüentemente, da velocidade do fluxo sanguíneo, já foi demonstrado que a intensidade dos pixels das imagens de PD variam de acordo com a fase do ciclo cardíaco, com valores mais elevados de PD para a sístole e mais baixos para diástole [1, 2]. Além disso, ainda há a influência do filtro de movimento da parede (“*Wall Motion Filter*” – WMF) sobre a amplitude do sinal de PD [4]. Este estudo investiga a influência do PRF e do WMF sobre o sinal PD em um *phantom* que mimetiza o fluxo contínuo em um vaso sanguíneo.

Materiais e métodos

Um *phantom* de geometria cúbica, 8 x 8 x 8 cm³, foi fabricado utilizando-se uma solução de água com concentrações em massa de 6% de gelatina; 3% de ágar; 0,4% de pó de vidro e 0,3% de formaldeído, que mimetiza tecidos biológicos em relação a sua elasticidade e propagação de ondas no ultrassom. As microesferas de vidro e o formaldeído foram adicionados, respectivamente, para promover a dispersão das ondas de ultrassom e aumentar a elasticidade e ponto de fusão do *phantom*.

O experimento consistiu basicamente em um fluxo gerado devido à ação gravitacional. O tubo de silicone, com diâmetro externo de 3,33 mm, diâmetro interno de 1,80 mm e espessura de 1,53 mm, contendo o líquido que mimetiza o sangue (Modelo 046, CIRS Inc., de Norfolk, VA, EUA), localizado no interior do *phantom*, gerava o fluxo de acordo com a sua altura, ou seja, ao alterar-se a altura do tubo, alterava-se a velocidade do fluxo. Utilizou-se, então, uma bomba de fluxo contínuo (CDP 8800, Aquatec Water Systems Inc., Irvine, CA, EUA) que provoca o retorno do líquido para o recipiente elevado após sua passagem pelo *phantom*, a fim de manter o fluxo contínuo, sem gerar grandes discrepâncias na variação da altura do líquido e, conseqüentemente, variação na velocidade por pressão. Este esquema foi capaz de manter uma velocidade contínua (analisada no ultrassom) durante todo o experimento. A esquematização do experimento está presente na Figura 1.

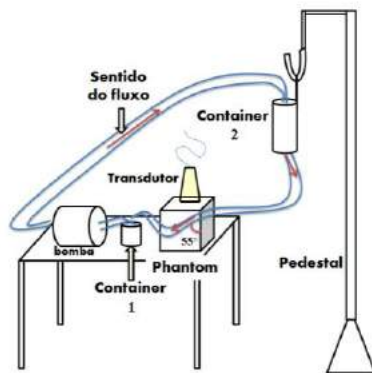


Figura 1: Esquematização do experimento com phantom para mimetizar o fluxo contínuo em um vaso sanguíneo.

Para medir a influência da WMF e PRF sobre a quantificação do sinal PD, foram adquiridos imagens PD e sinais de radiofrequência (RF), no modo CRF (Color RF), para processamento *off-line*, usando um *scanner* de ultrassom (RP Sonix, Ultrasonix Medical Corporation) equipado com transdutor linear L14-5/38 operando em 5 MHz. Os sinais foram coletados por meio de uma sequência de pulsos Doppler convencional com PRF variando de 0,6 kHz a 10 kHz para seis diferentes tipos de velocidades (entre 5 e 40 cm/s, aproximadamente), buscando ampla variação de dados.

A frequência Doppler (fd) obtida pelo ultrassom no modo Doppler é dada por:

$$fd = \frac{2 f_0 v \cos(\theta)}{c} \quad (1)$$

onde f_0 é a frequência de transmissão do ultrassom; v é a velocidade do refletor; c é a velocidade do som, e $\cos(\theta)$ é o cosseno entre o ângulo do feixe transmitido e o vetor velocidade do fluxo.

Os dados de RF foram processado *off-line* no MATLAB (The MathWorks Inc) e a amplitude do sinal

PD foi calculada usando a Equação (2).

$$PD(\text{dB}) = 10 \log \left(\frac{1}{N} \sum_{n=1}^N [I^2(n) + Q^2(n)] \right) \quad (2)$$

onde I é a componente em-fase, Q a componente em quadratura dos sinais obtidos após a demodulação dos dados de RF e N é o tamanho do conjunto de ecos por elemento. Antes de calcular a potência integrada, os sinais de QI foram filtrados aplicando um filtro Butterworth passa-altas, frequências de corte (WMF) variadas para cada PRF e ordem 2.

Os valores de PD adquiridos no programa MATLAB foram processados para o cálculo de valores médios em regiões de interesse das imagens obtidas. A fim de deixar o fluxo paralelo ao eixo das abscissas nas coordenadas do computador, rotacionou-se a matriz da imagem PD em 55° . Assim, foram selecionadas regiões dentro do fluxo sanguíneo para o cálculo da média PD naquelas regiões. Este procedimento foi realizado para se observar a relação entre a magnitude do sinal PD com a velocidade do fluxo, com o PRF e com o WMF.

Resultados

A Figura 2 mostra o comportamento do sinal PD para os PRFs de 0,6 e 5 kHz com filtros de 50, 100 e 250 Hz.

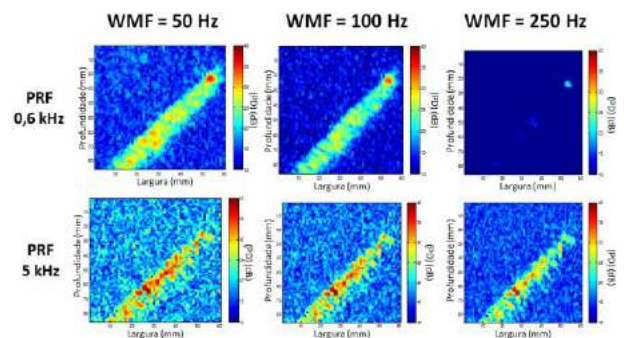


Figura 2: Processamento dos dados de RF adquiridos no ultrassom para PRFs de 0,6 e 5 kHz. Para tal processamento utilizou-se filtros de 50, 100 e 250 Hz.

A Figura 3 apresenta o comportamento do PRF de 5 kHz com filtros de 100, 350 e 650 Hz.

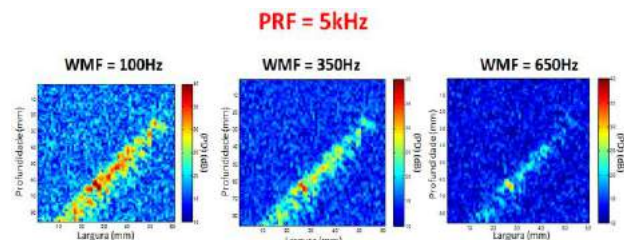


Figura 3: Processamento dos dados de RF para PRF de 5 kHz, com filtros de 100, 350 e 600 Hz.

A Figura 4 representa a variação da intensidade PD média - medida dentro do vaso - com o aumento do

WMF, para diferentes PRFs e velocidade fixa em 20 cm/s.

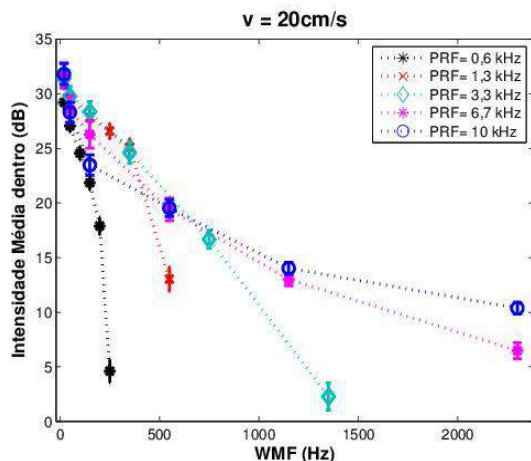


Figura 4: Comportamento da intensidade média dentro do vaso com a variação do WMF para diferentes PRFs.

A Figura 5 mostra o comportamento da intensidade média PD – também dentro do vaso – conforme se aumenta a velocidade, para diferentes WMFs e um PRF fixo de 3,3 kHz.

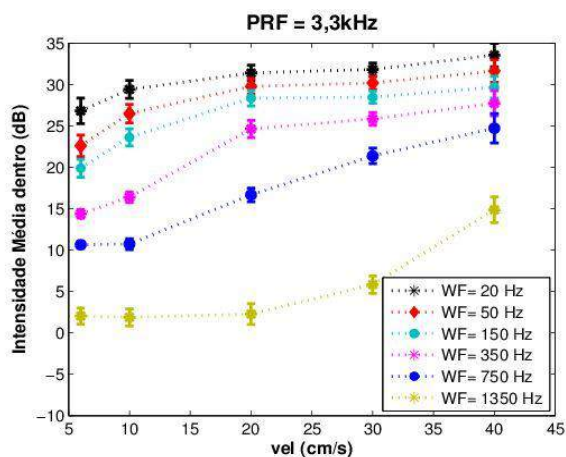


Figura 5: Comportamento da intensidade média dentro do vaso com a variação da velocidade para diferentes WMFs.

Discussão

Pela Figura 2 é possível notar que para um mesmo filtro, há grande diferença nos dados de PD para os diferentes PRF. É possível visualizar que para essa faixa de filtragem o PRF de 0,6 kHz possui mais variação na quantificação de PD quando comparado ao de 5 kHz. Tendo que o PRF máximo para que não haja criação de componentes artificiais de baixa frequência é igual a duas vezes a *fd*, pode-se obter a frequência Doppler para tais valores de PRF. Para o PRF de 0,6 kHz obtém-se uma *fd* limite (frequência de Nyquist) de 300 Hz, ou seja, o filtro de 250 Hz atenua praticamente todo o sinal pela ocorrência do *aliasing* (que é a criação de componentes artificiais de baixa frequência). Neste caso,

o sinal recebido não reflete a velocidade real, uma vez que o PRF é baixo a ponto de não ser capaz de captar todo o sinal devidamente amostrado. Já para o PRF de 5 kHz, a *fd* limite seria igual a 2500 Hz, ou seja, para este PRF não há ocorrência de *aliasing*, pois o PRF é maior do que o PRF mínimo para a velocidade de 20 cm/s (1490 Hz), por outro lado o filtro não é capaz de atenuar todo o sinal, uma vez que estes filtros são baixos quando comparados à frequência Doppler deste caso (2500 Hz).

O processamento dos dados de PRF igual a 5 kHz (Figura 3) demonstra a influência do filtro de parede (WMF) na quantificação do sinal de PD. É possível analisar que para um filtro de 650 Hz a quantificação dos sinais de PD é discrepante quando comparada ao filtro de 100 Hz. Sendo o WMF um filtro passa alta, para um filtro com frequência de corte maior, maiores valores de frequência serão filtrados, chegando a atenuar até todos os valores de frequência. Esta atenuação total ocorreria para valores de WMF próximos a 2500 Hz, já que o PRF máximo é igual a duas vezes a frequência Doppler. No caso em questão, a velocidade de 20 cm/s equivaleria a uma frequência de 745 Hz. Assim, os filtros com frequência de corte próxima a esta frequência são capazes de atenuar o sinal e, então, deixar pouca informação deste sinal.

Como já previsto pela Figura 2, o gráfico da Figura 4 demonstra uma queda, de intensidade média dentro, para o PRF de 0,6 kHz próxima do filtro de 250 Hz. Já para PRFs maiores de 0,6 kHz, essa diminuição de intensidade PD demora mais para ser atingida, ou seja, são necessários filtros com frequências maiores para se atenuar todo o sinal PD. No caso da velocidade ser igual a 20 cm/s, ocorre o efeito *aliasing* para os PRFs de 0,6 e 1,3 kHz, ou seja, para estes PRFs os sinais relativos, por exemplo, a uma velocidade de 20 cm/s, não refletem a realidade, pois não demonstram o que de fato o sinal possui em termos de frequência. Para estes valores de PRF é possível notar que em ambos os casos os sinais relativos a uma velocidade de 20 cm/s são filtrados antes da frequência Doppler do sinal PD que é, aproximadamente, 745 Hz. Para um valor de frequência próximo a este (745 Hz) a intensidade PD para todos os outros PRFs é praticamente a mesma. Isso ocorre porque nesses outros PRFs não ocorre o efeito *aliasing* para a velocidade de 20 cm/s. O comportamento depois deste ponto, conforme se aplicam filtros com frequências de corte maiores, é diferente para cada PRF. Causa disso é a necessidade de cada um, em sua particularidade, necessitar de um filtro maior ou menor para atenuar todo o sinal.

O gráfico da Figura 5 traz um comportamento interessante. Teoricamente, a PD não teria relação com a velocidade do fluxo, uma vez que estima apenas a energia dos ecos provenientes do fluxo sanguíneo em movimento e não a *fd*. Sendo assim, a intensidade média dentro do vaso deveria ser constante, independentemente da velocidade do fluxo. Este gráfico traz informações da influência do WMF utilizado na quantificação da PD para as diferentes velocidades do fluxo. Quanto maior o filtro aplicado, maior a influência na quantificação deste

sinal. Para um WMF de 1350 Hz, por exemplo, praticamente todo o sinal é atenuado, com exceção daquele dado pela velocidade de 40 cm/s que, teoricamente apresenta fd próxima a 1500 Hz. Portanto, o filtro passa-altas atenuou apenas parte do pico da velocidade maior, permitindo a passagem, mesmo que baixa, de parte deste sinal. Já para um filtro com frequência de corte muito baixa, o sinal de todas as velocidades é visto e um pequeno aumento do sinal para a velocidade maior é enfatizado. Isso ocorre, pois, o sinal (ainda com ruído) não é atingido ou é pouco atingido pelo filtro, ocorrendo a passagem de parte do sinal PD para esta velocidade.

Conclusão

A pesquisa foi eficaz na compreensão para uma futura padronização dos valores de PRF e WMF que devem ser utilizados para que não haja influências indesejáveis na quantificação de índices de vascularização que pode vir a dar diagnósticos cardíacos, por exemplo. A influência do WMF e do PRF na quantificação da velocidade do fluxo dentro do vaso foi significativa, uma vez que pode acarretar em um diagnóstico falso positivo, levando o operador do ultrassom ao engano quanto ao diagnóstico que deve ser dado. Assim, saber a necessidade do paciente para o diagnóstico de algumas complicações clínicas e, conseqüentemente, saber qual o valor de PRF e WMF que deve ser utilizado, implica em um diagnóstico correto.

Agradecimentos

À CNPq e FAPESP pelo suporte financeiro e ao Sr. Agnelo Bastos, do Departamento de Física da USP de Ribeirão Preto, pelo suporte técnico.

Referências

- [1] A. H. Miyague, N. J. Raine-Fenning, L. Polanski, L. H. Martinez, E. A. Junior, T. Z. Pavan and W. P. Martins. Assessing the repeatability of 3D Doppler indices obtained by static 3D and STIC power Doppler: a combined in vitro / in vivo flow phantom study. *Ultrasound Obstet Gynecol* 2013. DOI 10.1002/uog.12419.
- [2] W. P. Martins, A. W. Welsh, J. C. Lima, C. O. Nastri and N. J. Raine-Fenning. The "volumetric" pulsatility index as evaluated by spatiotemporal imaging correlation (STIC): a preliminary description of a novel technique, its application to the endometrium and an evaluation of its reproducibility. *Ultrasound in medicine & biology* 2011; **37**: 2160-2168. DOI 10.1016/j.ultrasmedbio.2011.08.014.
- [3] Raine-Fenning NJ, Nordin NM, Ramnarine KV, Campbell BK, Clewes JS, Perkins A, Johnson IR. Evaluation of the effect of machine settings on quantitative three-dimensional power Doppler angiography: an *in-vitro* flow phantom experiment. *Ultrasound Obstet Gynecol* 2008; **32**: 551–559.
- [4] Andre H. Miyague, PhD, Theo Z. Pavan, PhD, Carlos A. Soares, MD, Luc De Catte, PhD, Carolina O. Nastri, PhD, Alec W. Welsh, PhD, Wellington P. Martins, PhD Importance of Pulse Repetition Frequency Adjustment for 3- and 4-Dimensional Power Doppler Quantification, *Journal of Ultrasound in Medicine*, 2015.

HRV DATA: WEB BASED PLATFORM FOR HEART RATE VARIABILITY ANALYSIS

Rhenan Bartels¹, Tiago Peçanha² and Alysson Roncally Silva Carvalho^{1,3}

¹Laboratory of Lung Engineering, Biomedical Engineering Program, Federal University of Rio de Janeiro, RJ, Brazil.

²School of Physical Education and Sport, University of Sao Paulo, Brazil.

³Laboratory of Respiration Physiology, Institute of Biophysics, Federal University of Rio de Janeiro, RJ, Brazil.

e-mail: rhenan.bartels@gmail.com

Abstract: Heart rate variability (HRV) is a wide used technique to extract information about the cardiac autonomic nervous system in different conditions. Among the methods for HRV analysis, time and frequency domains are the most used. In some cases, HRV signals are not stationary and thus, methods such time-varying might be an alternative to assess the dynamics of the signal. There are many free softwares available that make easy the work of calculating all classical indices, but to work with them, the user must download and install it in his computer, which difficult the work in the same data in different places. In the present study we present HRVData a web-based platform for HRV analysis. Our software allows R-R intervals (RRi) files storage, analysis and sharing, and all of these tools can be assessed by any device with a browser and internet connection. To test the present software, we calculated time and frequency domains indices during rest, moderate (MI) and high intensity (HI) exercise sessions and recovery, as well time-varying method was applied in recovery after MI and HI sessions. As expected, the results showed significant difference ($p < 0.05$) between rest, exercise and recovery for both time and frequency domains values in MI session. Also, time-varying technique showed reduced HRV after HI exercise compared to MI. In conclusion, HRVData might be an useful tool for online HRV evaluation which can be performed in any computer and mobile devices through internet connection.

Keywords: autonomic nervous system, software, non-stationary

Introduction

Heart rate variability (HRV) is a widespread technique for non-invasive assessment of autonomic function in several clinical conditions. Traditionally, HRV is assessed by the calculation of time- and frequency-domain indices in stationary signals (e.g. rest, steady-state exercise, etc) [1, 2]. However, more recent approaches have been used for non-stationary signals such as post-exercise recovery. Among the most promising, the time-varying assessment has proved to effectively address the

post-exercise autonomic recovery behavior and also to provide clinical information [3].

One of the reasons for the wide dissemination of HRV analysis is the presence of many free softwares for this purpose. These softwares mostly present friendly interfaces and useful resources for researchers and healthy professionals. However, all of the existing softwares for HRV analysis require full installation and only allow the analysis of HRV files present in computer. These characteristics difficult the work in the same data in different places and by different people.

Based on these ideas, we developed HRVData, a web platform that offers simple methods for cardiac autonomic system assessment using HRV, including time and frequency domains, as well as time-varying method. In this paper we present some selected functionalities of our software and test it with real world RRi signals.

Materials and methods

Development – The software presented in the current study was developed using free technologies, including Python and the languages for the front-end design (HTML, CSS, JavaScript). Python was used for data analysis using numpy and scipy modules, web structure development using Django framework version 1.8 and database access.

Workflow – Before using the HRVData platform, user must create an account. This account will be responsible for the user identification/authentication, to store uploaded RRi files and other informations presented below.

After signing up, user is able to upload up to 10 RRi files, including text files (.txt) and Polar HRM format (.hrm) files. Subsequently, the uploaded file will be stored in the database and can only be accessed by its owner. The analysis is simply performed by clicking in the file icon. After that, the user is redirected to a page containing plots of the tachogram, the Power Spectrum Density (PSD) and the time-varying results. This page also contains a table with time and frequency domain results (Figure 1).

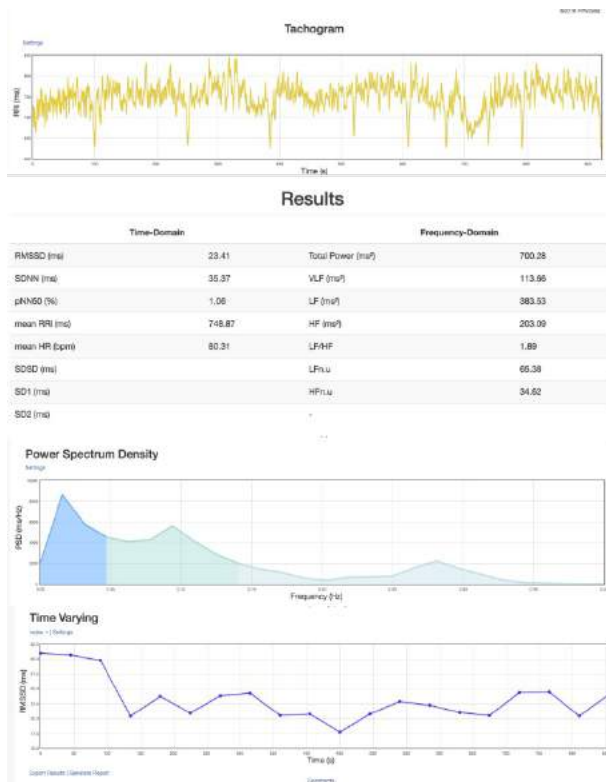


Figure 1: Interface of the analysis page containing the tachogram, a table with the results from time and frequency domains, PSD and RMSSD from time-varying method.

In addition to the analysis, user is also able to share his RRI files with other users allowing multiple persons to work in the same signal. In each file page, a comment area is available for co-workers communication.

Time-Domain Analysis – One of the most used methods for HRV evaluation is the time-domain method. In this approach, simple statistical calculations are applied in the RRI time series to extract information about the energy variation of the signal [1, 4]. HRVData performs the calculation of the most used time-domain indices, including: RMSSD, SDNN, pnn50, mean of RRI and mean of HR.

Frequency-Domain Analysis – Frequency-domain analysis is also present in HRVData. In this method, the energy variation of a given RRI series is calculated in frequency domain and divided in defined frequency intervals, such as respiration band [4]. In some cases, this ability to differentiate the contribution of each frequency component might give complementary information for time-domain method.

Two main methods are used to estimate the frequency representation of the RRI time series in HRV research field [1]. One is the Welch's method and the other is the Auto regressive (AR) technique [4]. In the first version of HRVData, only the Welch's periodogram option is available.

In Welch's method, the RRI tachogram is divided in sub segments with an arbitrary number of samples. After this division, the PSD is estimated within each segment with an overlap between each estimation. The default values for both parameters are 512 and 256 samples, respectively.

Because of unequally spaced time intervals nature of RRI tachograms, interpolation must be applied before any steps for frequency domain indices estimation. By default, HRVData uses the cubic splines for RRI interpolation and 4 Hz as resampling frequency. After this procedure, other steps are taken before the PSD estimation.

To reduce the influence of the average value of the RRI series, a straight line is fitted to the data and then subtracted. And to avoid spectral leakage, each created segment is multiplied by hanning window function. In the end, all estimated PSD are averaged, resulting in a mean PSD, where the frequency domain indices are extracted from. To calculate the indices in the mean PSD, HRVData uses the trapezoidal integration rule. The frequency domain indices calculated in HRVData are: Total Power, VLF, LF, HF, LF/HF, LFnu and HFnu.

Time-Varying Analysis – In some cases, such as physical activity, exercise [5], clinical maneuvers [6], the registered RRI presents a non-stationary behavior. In these cases, classical analyses, such as the methods based on frequency domain, are not recommended. A possible solution for this is to divide the RRI time series in shorter segments, and to consider each segment as stationary [3]. For each successive segment, time domain indices are calculated as usual. This approach represents then the dynamics of classical time domain indices over time intervals, being often named time-varying method. Time-varying analysis has been used in several studies aiming to explore the dynamic nature of some RRI series [3].

In the software presented in this study, time-varying method, by default, is also applied to the tachogram calculating all indices shown in table 1 for each created time interval. As default parameters, HRVData uses 30 seconds for segment size and 0 second for overlap size. The users are able to change both parameters to fit the analysis in their demands.

Exporting results – After the indices calculation, there are 3 forms to extract the results from HRVData. First, the user can copy the values from the results' table and paste it in an external spreadsheet. Second, it is possible to export all results to a .csv table and download it. Finally, it is possible to download a PDF report containing the time and frequency domains results and the figures of the tachogram, PSD and all time-varying indices.

Experimental Protocol – To test HRVData in real world data, ten recreationally active young (age: 25.23 ± 12.23), male subjects participated in the study. All volunteers were instructed to avoid strenuous activity in the 24 hours prior to each testing session and to avoid alcohol, caffeine, smoking as well as the consumption of large meals for, at least, three hours prior testing.

The protocol consisted in three visits to the laboratory in non consecutive days. In the first visit, the volunteers remained seated for three minutes and underwent a maximal graded exercise test (MGET) using a mechanically braked cycle ergometer until the volunteer exhaustion. The initial load was set to 25W and adjusted by 25W every minute. At the end of test, the volunteers kept cycling in a comfortable rpm with 25W load during five minutes. RRi were registered using Polar RS800cx during rest, MGET and recovery.

In the second and third visits, subjects performed a moderate (MI; 50% of maximal HR) and high intensity (HI; 80% of maximal HR) exercise bouts, respectively. Both sessions consisted in ten minutes of rest, 30 minutes of exercise and five minutes of recovery. RRi were also measured using Polar RS800cx (Polar Electro, Kempele, Finland) during all periods.

Data Analysis – After RRi recording, data were transferred from the cardiofrequencymeter to a personal computer using infrared interface. Afterwards, each signal, with .hrm extension, was uploaded to the HRVData platform and saved in the database for further HRV indices calculations.

Despite the HRVData being able to calculates all indices cited above, only RMSSD, SDNN, average of RRi, average of HR, VLF, LF, HF and LF/HF ratio were used in this study. These values were calculated from the data of the second visit (MI session) using the last 5 minutes of rest and exercise periods and also the entire recovery. In addition to time and frequency domain, time-varying was also performed to calculate RMSSD, SDNN, mean RRi and mean HR within segments of 30 seconds without overlap in the recovery period of MI and HI sessions.

After the analysis of each signal, the results were exported and downloaded as a .csv (comma separated values) file for subsequent statistical tests.

Statistical Analysis – The results were expressed as mean \pm standard deviation. T test for dependent samples with Holm correction was applied to calculate the differences between time and frequency domain indices within rest, exercise and recovery, all from MI session.

Two-way ANOVA for repeated measures was used to test the difference between time domain indices calculated with time-varying method between MI and HI. If significant differences were found with ANOVA, the Post hoc Tukey tests were performed to identify group and time interval that differed significantly from each other. All statistics were performed using R statistical language and environment (R Development Core, 2016). Significance level was set to 5%.

Results

Figure 2 presents the results of time-domain analysis in MI session. Differences were found between rest and exercise, and also between exercise and recovery, for all indices. When considering RMSSD, mean RRi and mean HR, we also encountered differences between rest and recovery.

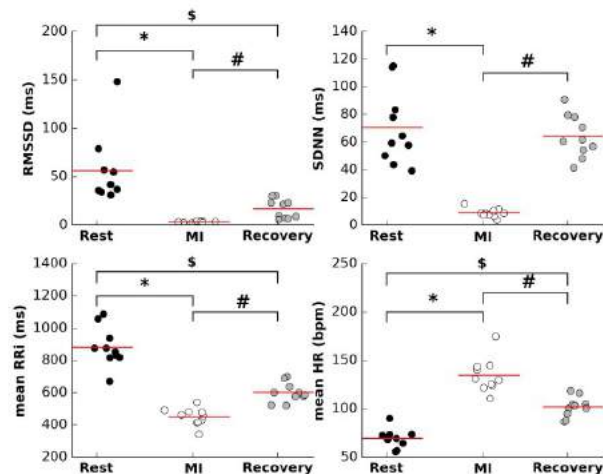


Figure 2: Comparison of time-domain HRV indices in rest, MI and recovery. * difference between Rest and MI; # difference between MI exercise and Recovery; \$ difference between Rest and Recovery.

Similarly to Figure 2, Figure 3 presents the results from frequency-domain obtained in MI session. Differences between rest and exercise were found using all indices. When exercise and recovery were compared, only LF/HF ratio showed no significant difference. HF and LF/HF were different comparing recovery and rest periods.

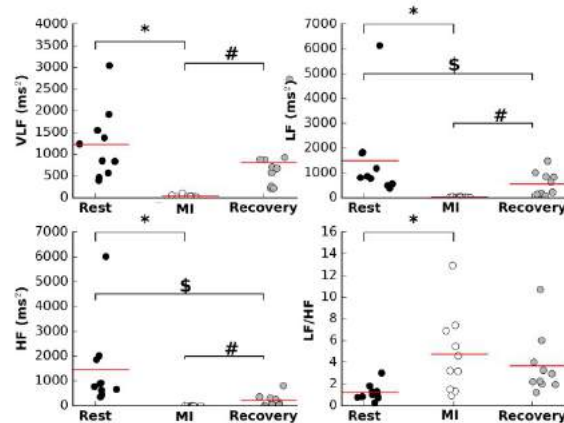


Figure 3: Comparison of frequency-domain HRV indices in rest, MI exercise and recovery. * difference between Rest and MI; # difference between MI and Recovery; \$ difference between Rest and Recovery.

Finally, Figure 4 presents the comparison between the recovery period from MI and HI sessions. Significant differences were found in RMSSD, SDNN, mean RRi and mean HR from the 30-60 until the 90-120 time intervals. In all time-varying indices, excluding RMSSD, the 0-30 time interval was different between MI and HI sessions. Differences comparing successive intervals in the same session were found with all indices in specific segments.

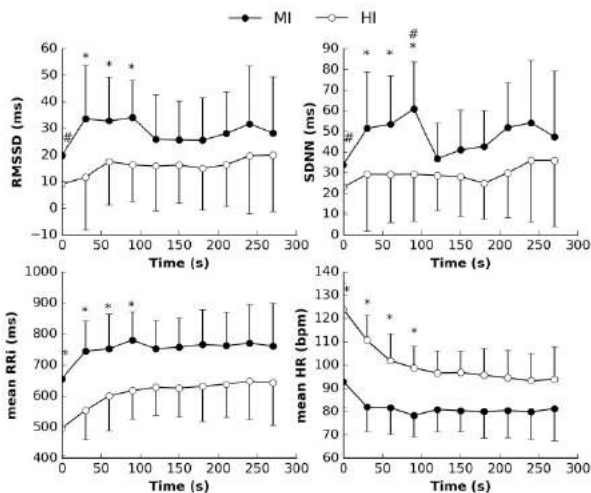


Figure 4: Time-domain indices calculated using time-varying analysis. * difference between MI and HI; # difference when compared to the successive time interval.

Discussion and Conclusion

This study presented HRVData, a free web platform developed for HRV analysis. The fact that our software is hosted in a web server brings some benefits: researchers no longer need to download and install softwares in their computer. In addition, when the RRI files are uploaded they are saved in an online database related to each user account, which enables the users to access their data from different computers and mobile devices everywhere with internet connection. Also, the possibility to share and make comments in each RRI analysis can make HRV-related research more integrated and improve communication.

We also tested HRVData with real word signals from rest and exercise sessions. As expected, we found reduced HRV during MI exercise and recovery when compared to rest condition. Additionally, time-varying results showed suppressed HRV after HI session compared to MI.

Version 1.0 of HRVData is freely available at <http://bit.ly/hrvdata>. Future versions will be developed continuously looking for new features and better performance.

In conclusion, the presented web platform is a starting point and first step in direction for easier HRV analysis and integrated collaboration. Although, there are some features already available, much more work is needed to make HRVData a complete environment for HRV analysis.

Acknowledgements

This work was partially supported by the Brazilian Research Council (CNPq), CAPES Foundation and FAPESP (Fundação de Amparo a Pesquisa do Estado de São Paulo).

References

- [1] Task Force of the European Society of Cardiology and the North American society of pacing and electrophysiology. Heart rate variability-standards of measurement, physiological interpretation and clinical use. *European Heart Journal*. 1996; 93:1043-65.
- [2] Yamamoto Y, Hughson RL, Peterson JC. Autonomic control of heart rate during exercise studied by heart rate variability spectral analysis. *Journal of Applied Physiology*. 1991; 71(3) 1136-42.
- [3] Goldberger JJ, Le FK, Lahiri M, Kannankeril, PJ, Ng J, Kadish AH. Assessment of parasympathetic reactivation after exercise. *American Journal of Physiology-Heart and Circulatory Physiology*. 2006; 290(6):H2446-52.
- [4] Berntson GG, Bigger JT, Dwain L *et al*. Heart rate variability-origins, methods and interpretative caveats. *Psychophysiology*. 1997; 34:623-48.
- [5] Martinmaki K, Rusko H. Time-frequency analysis of heart rate variability during and immediate recovery from low and high intensity exercise. *European Journal of Applied Physiology*. 2008; 102(3):353-60.
- [6] Martinmaki K, Rusko H, Saalasti S, Kettunen J. Ability of short-time Fourier transform method to detect transient changes in vagal effects on hearts-a pharmacological study. *American Journal of Physiology-Heart and Circulatory Physiology* 2006; 290(6):H2582-89.

COMPARAÇÃO DE PARÂMETROS FISIOLÓGICOS DURANTE EXERCÍCIO COM RESISTÊNCIA FIXA E RESISTÊNCIA ELÁSTICA

F.S. Teles**, V.A. Rocha-Júnior *, M.C. Pereira **,
W.R. Martins **, J.C. Carmo ** e M.M. Andrade ***.

* Departamento de Pós Graduação em Engenharia Elétrica/Universidade de Brasília, Brasília, Brasil

** Departamento de Pós Graduação em Educação Física/Universidade de Brasília, Brasília, Brasil

*** Departamento de Pós Graduação em Engenharia Biomédica/Universidade de Brasília *campus*
Gama, Brasil

e-mail: fernandasteles@hotmail.com

Resumo: O objetivo do presente estudo foi comparar a força e a ativação eletromiográfica durante o exercício de flexão do cotovelo realizado com resistência elástica (controle objetivo e subjetivo de carga) e resistência fixa (polia). Trinta indivíduos do sexo masculino ($29,03 \pm 6,09$ anos, $82,26 \pm 8,43$ kg, $178,98 \pm 5,10$ cm) praticantes de treinamento resistido realizaram doze repetições unilaterais de flexão do cotovelo com intensidade correspondente a 30% da força isométrica máxima. As flexões de cotovelo foram realizadas de duas formas: com a sobrecarga de uma máquina de polia e sobrecarga de resistência elástica. Nos exercícios com a sobrecarga elástica, os voluntários foram divididos em dois grupos. Um grupo realizava o exercício com *biofeedback* (GBIO) e o outro baseava o esforço no controle subjetivo de carga (GTRD). Durante os exercícios, a força era mensurada por meio de uma célula de carga e a eletromiografia de superfície foi registrada no biceps braquial dos participantes. As variáveis analisadas (força e RMS) foram comparadas através de Testes-T pareados. Não houve diferenças significativas entre o exercício da polia e resistência elástica realizados pelo GBIO. No GTRD as duas variáveis apresentaram diferenças. A força e ativação muscular foram significativamente modificadas quando o exercício foi realizado sem controle objetivo de carga durante flexão de cotovelo com resistência elástica.

Palavras-chave: Força, eletromiografia, resistência elástica, controle de carga, *biofeedback*.

Abstract: The purpose of this study was to compare the force and electromyography activation during elbow flexions performed with elastic resistance (objective or subjective load control) and constant resistance. Thirty resistance trained males ($29,03 \pm 6,09$ years, $82,26 \pm 8,43$ kg, $178,98 \pm 5,10$ cm) performed 12 unilateral elbow flexions at 30% of maximal isometric force. The elbow flexions were performed in two ways: with constant resistance using a pulley machine and with elastic resistance. The tasks with elastic resistance, the volunteers were assigned in two groups. The GBIO performed the exercise with *biofeedback* and the GTRD based on the perceived exertion of load. During the exercises, a load cell measured the force and the surface

electromyography was register on the biceps brachii of the participants. The variables were compared using paired t-tests (force and RMS). There were no significant differences between tasks (pulley and elastic with biofeedback) in GBIO. There were significant differences between tasks performed with elastic resistance compared to pulley in GTRD. The force and muscle activation were significantly modified when was performed without objective load control during elbow flexion with elastic resistance.

Keywords: Force, electromyography, elastic resistance, load control, *biofeedback*.

Introdução

O treinamento resistido utiliza diferentes tecnologias e métodos que possibilitam o controle de variáveis agudas do treinamento para otimizar ganhos de força muscular. Entre essas variáveis, a intensidade do exercício, associada ao princípio de controle de carga, é considerada o principal estímulo relacionado ao incremento da força e resistência muscular localizada [1, 2].

Exercícios realizados com cargas constantes (máquinas e pesos) possibilitam o controle de intensidade de forma objetiva. Nesses casos é possível verificar que quanto maior é a ativação muscular, maior é a força gerada [2]. Em relação aos exercícios com resistência variável, como é o caso de dispositivos elásticos, a falta de um controle objetivo da carga compromete a manipulação da variável intensidade durante a prescrição do treinamento, uma vez que não é possível atribuir diretamente um valor a sobrecarga. Dessa forma, a associação entre ativação muscular e força gerada a partir de dispositivos elásticos ainda não está elucidada. A literatura é escassa quanto análise de parâmetros eletromiográficos em exercícios feitos com resistência elástica [3]. Não há consenso em relação ao comportamento de parâmetros fisiológicos durante a contração muscular em exercícios com resistência variável.

Considerando o contexto apresentado, o presente trabalho tem como objetivo comparar a força e ativação muscular durante o exercício de flexão de cotovelo

realizado com resistência elástica com controle objetivo e subjetivo da intensidade do exercício com o exercício de carga fixa, considerado padrão ouro de comparação.

Materiais e métodos

Amostra – Participaram do estudo 30 adultos jovens, do sexo masculino, familiarizados com treinamento resistido e fisicamente ativos ($29,03 \pm 6,09$ anos, $82,26 \pm 8,43$ kg, $178,98 \pm 5,10$ cm). Os participantes foram selecionados por amostragem não probabilística a partir de uma divulgação da pesquisa na Faculdade de Educação Física da Universidade de Brasília (UnB).

O estudo foi submetido e aprovado pelo Comitê de Ética e Pesquisa da Faculdade de Ciências da Saúde da UnB (CAAE - 16303013.0.0000.0030).

Dispositivo de Biofeedback para controle da intensidade do exercício – O sistema eletrônico utilizado para monitorar e controlar a intensidade e execução dos exercícios foi denominado Sistema de Biofeedback para a Prática de Exercícios Resistidos com Sobrecarga Elástica, registrado junto ao Instituto Nacional da Propriedade Industrial (INPI), com número BR1020140072322. Trata-se de um equipamento que possui uma célula de carga e um sistema eletrônico que possibilita uma interface digital no display do equipamento via *Bluetooth*. Assim, é possível ajustar sua configuração para escolha da intensidade (Kgf) desejada.

Teste de Força Isométrica Máxima – Para determinar a intensidade que os exercícios e normalizar o sinal eletromiográfico, todos os participantes executaram duas contrações voluntárias isométricas máximas (CVIM) de cinco segundos de duração separadas por dois minutos de descanso entre elas. Nessa aquisição, os voluntários permaneciam sentados com o cotovelo fletido a 90 graus e tracionava com força máxima uma alça acoplada a célula de carga e afixada no solo por uma corrente de ferro inextensível. A célula de carga utilizada para adquirir os dados de força de todos os voluntários foi a AEPH do Brasil Indústria e Comércio Ltda., modelo TS, $50\text{kg} \pm 10\%$, previamente calibrada.

Eletromiografia de Superfície (EMG-S) – A aquisição do sinal EMG-S iniciou com a preparação prévia da pele por abrasão e tricotomia do braço direito dos sujeitos. Em seguida, os eletrodos foram fixados conforme as recomendações do programa *Surface Electromyography for the Non-Invasive Assessment of Muscles* (SENIAM) para o músculo bíceps braquial. O eletrodo de referência foi posicionado no punho do mesmo braço em teste. O sinal foi adquirido por um eletromiógrafo Delsys, modelo Bagnoli-2 (Boston, Estados Unidos). O sistema de captação de EMG-S possui configuração bipolar e apresenta uma pré-amplificação de 10 V/V e filtro passa-faixa de 20Hz a 450Hz (4ª ordem). O ganho total do sinal foi de 1000 V/V. A distância entre os contatos elétricos do eletrodo foi de 1cm, sendo estes confeccionados em prata clorada (Ag-AgCl).

Protocolo Experimental – O protocolo experimental foi realizado no Laboratório de Processamento de Sinais Biológicos da Faculdade de Educação Física da UnB. Para execução das tarefas, os implementos elásticos ou a polia eram acoplados, em uma das extremidades, a um suporte de mão e a outra extremidade à célula de carga que, por sua vez, foi fixada próximo ao solo. Os voluntários foram divididos em dois grupos: grupo biofeedback (GBIO) e grupo tradicional (GTRD).

A primeira tarefa dos dois grupos foi realizar o exercício de 12 flexões de cotovelo em uma máquina de peso (sistema de cabos e polias) para que fosse percebido e informado aos participantes o valor exato em Kgf dos 30% da CVIM, ou seja, a polia fornecia essa referência inicial aos participantes. Após 10 minutos de descanso, os voluntários realizavam as 12 flexões do cotovelo com implemento elástico. No GBIO, foi utilizado o dispositivo de controle objetivo de carga para atingir a intensidade de 30% CVIM. No GTRD utilizou apenas uma escala de percepção subjetiva de esforço (OMNI-RES) para ajustar a intensidade do trabalho [3]. No grupo GBIO o equipamento permitiu monitoramento por *biofeedback* visual e sonoro. Quando o voluntário executava um valor inferior aos 30%, o equipamento indicava a necessidade de correção do movimento.

A velocidade de execução e foi controlada através de um metrônomo (Seiko®) ajustado para 60 bpm. Para medir a angulação inicial e final do cotovelo foi usado um goniômetro (TTK, modelo 1216). Todos os dados referentes ao sinal eletromiográfico foram processados em rotinas específicas desenvolvidas em Matlab (2009b).

Análise Estatística – Para a comparação das variáveis de força e RMS nos grupos (GBIO e GTRD) e as tarefas (Polia e Elástico), foi utilizado um teste T pareado. Todos os dados foram processados no pacote estatístico SPSS versão 20.0.



Figura 1: Sistema de Biofeedback para a Prática de Exercícios Resistidos com Sobrecarga Elástica.

Resultados

Na tabela 1 temos os valores médios das variáveis de força e ativação muscular (RMS) para ambos os grupos

(GBIO e GTRD). Percebemos que dentro do GBIO, no qual há controle objetivo de intensidade por meio do dispositivo de *biofeedback*, os valores de ativação muscular e força são similares entre o exercício com resistência da polia e com a resistência elástica. Essa similaridade se confirma com os valores de *p* (tabela 2) após a aplicação do teste estatístico que confirma a igualdade entre as tarefas.

Tabela 1: Valores médios, desvios padrões e de *p* das variáveis RMS e Força muscular para as tarefas Polia e Elástico nos Grupos (GBIO e GTRD). *Diferença significativa ($p < 0,05$) em relação ao teste executado na polia.

Variáveis/Tarefas	Elástico	Polia
GBIO		
Força (kg.f)	9,621±1,071	9,029±0,899
<i>p</i>	0,051	
RMS	0,494±0,178	0,540±0,199
<i>p</i>	0,161	
GTRD		
Força (kg.f)	7,824±2,273*	9,686±0,995
<i>p</i>	0,001	
RMS	0,328±0,192*	0,540±0,234
<i>p</i>	0,000	

Discussão

A ausência de diferenças significativas entre as tarefas no GBIO demonstram que o dispositivo de *biofeedback* no exercício com resistência elástica mostrou-se uma eficiente ferramenta para controle do padrão motor e de intensidade durante o movimento de flexão do cotovelo. Nesse grupo tarefa com elástico conseguiu se equiparar com a tarefa na polia em termos de carga.

A diferença significativa nos valores médios de RMS e força encontrados no GTRD evidencia que embasar a intensidade de exercícios com resistência variável pela percepção subjetiva de esforço, mesmo em indivíduos familiarizados com treinamento resistido, é insuficiente para alcançar intensidades equivalentes à carga fixa para o movimento de flexão do cotovelo.

Os resultados do presente estudo corroboram dados anteriores [4] nos quais a ativação muscular e força produzem ganhos similares, durante um treinamento de cinco semanas, com exercícios feitos em maquinário ou com elásticos desde que o uso dos implementos variáveis tenham um controle objetivo de intensidade. Observou-se que, quando há o uso de implementos elásticos com controle de intensidade, os níveis de força e ativação muscular assemelham-se aos obtidos com implementos de carga fixa.

Desta forma, métodos de controle objetivo de sobrecarga devem ser empregados para que a resistência elástica promova ganhos equivalentes aos equipamentos tradicionais no desenvolvimento de capacidades físicas.

A implementação de exercícios com resistência elástica em intensidade adequada permite uma maior variabilidade no treinamento resistido. Além da variação de estímulos, equipamentos elásticos possuem vantagem de maior portabilidade e baixo custo comparado a equipamentos tradicionais de academias. Ao conhecer a intensidade do exercício, o usuário de implementos elásticos poderá controlar, monitorar e acompanhar sua evolução no treinamento dentro de sua própria casa ou até mesmo em ambientes *outdoor* [5].

Conclusão

A utilização do dispositivo de controle de carga e *biofeedback* em implementos de resistência elástica permitiu equiparar a intensidade e nível de ativação muscular com exercícios feitos com carga fixa (polia). Isso demonstra a eficiência e reforça a necessidade de um controle objetivo da sobrecarga durante os exercícios com resistência elástica. A percepção subjetiva de esforço na definição da intensidade do exercício elástica não é eficaz nem mesmo para indivíduos com grande experiência em treinamento resistido..

Agradecimentos

Deixamos expressos nossos sinceros agradecimentos aos participantes do presente trabalho, aos voluntários que contribuíram para as coletas de dados, à empresa Esporte Soluções Esportivas, à Fundação de Apoio a Pesquisa do Distrito Federal (FAPDF) e aos departamentos de Pós Graduação em Engenharia Biomédica/UnB e em Educação Física/UnB.

Referências

- [1] Tan, B. Manipulating resistance training program variables to optimize maximum strength in men: a review. *Journal of Strength and Conditioning Research*. 1999, 13(3), 289-304.
- [2] Fleck SJ, Kraemer WJ. Fundamentos do Treinamento de Força Muscular. Tradução Jerri Luiz Ribeiro, 3 edição, Porto Alegre: Artmed, 2006, 376p.
- [3] Martins WR OR, Carvalho RS, Damasceno V, Santos M. Elastic resistance training to Increase Muscle Strength in Elderly: A systematic review with meta-analysis. *Archives of Gerontology and Geriatrics* 57 (2013) 8–15.
- [4] Calatayud J., Borreani S., Colado JC., Martin F., Tella V., Andersen LL. Bench Press and Push-up at Comparable Levels of Muscle Activity Results in Similar Gains. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 2015, 29(1), 246-253.
- [5] Melchiorri, G; Rainoldi, A. Muscle fatigue induced by two different resistances: Elastic tube versus weight machines. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 21(6): 954-959.

EXTRAÇÃO DE CARACTERÍSTICAS PARA IMPLEMENTAÇÃO DE UM SISTEMA BCI BASEADO EM MI: RESULTADOS PRELIMINARES

A.C. Buzzi*, T. B. S. Costa**, R. Attux**, G. Castellano*

*Grupo de Neurofísica, IFGW, UNICAMP, Campinas, Brasil

**Departamento de Computação e Automação, FEEC, UNICAMP, Campinas, Brasil
e-mail: alinecbuzzi@gmail.com

Resumo: Sistemas de interfaces cérebro-computador (BCIs, na sigla em inglês) baseados em imaginação de movimento (MI) são aqueles capazes de adquirir sinais cerebrais do usuário como entrada de dados, processá-los e classificá-los segundo determinada intenção deste usuário, a fim de controlar um dispositivo externo. O objetivo deste trabalho foi analisar e testar qual característica extraída do sinal geraria maior taxa de acerto, com o uso de um classificador de análise de discriminantes lineares (LDA) em uma BCI baseada em MI e na técnica de eletroencefalografia (EEG). Seis combinações de atributos foram consideradas, envolvendo diferentes faixas de frequência e seleção de eletrodos. As faixas de frequência testadas foram de 8 a 12 Hz (banda μ), de 15 a 30 Hz (banda β), e a composição dessas duas bandas (μ e β). As combinações de eletrodos testadas foram: 8 eletrodos (todos) ou apenas C3 e C4. Os vetores de características foram extraídos da transformada de Fourier (FT) dos sinais de EEG obtidos da MI das mãos direita (MD) e esquerda (ME). Três voluntários participaram do estudo. As taxas de acerto obtidas utilizando atributos que consideraram todos os eletrodos foram superiores às obtidas com apenas C3 e C4. Além disso, os atributos extraídos da banda β tiveram melhor desempenho que os extraídos da banda μ . Finalmente, o melhor índice de acerto, de $(66 \pm 3)\%$, foi obtido com o conjunto de atributos que considerou todos os eletrodos e as duas bandas de frequência (μ e β). No futuro, pretende-se ampliar o número de voluntários e treiná-los nas tarefas de MI antes das aquisições, e também ampliar o número de amostras por aquisição, para melhorar as taxas de classificação.

Palavras-chave: interface cérebro-computador, imaginação de movimento, bandas μ e β .

Abstract: Brain-computer interfaces (BCI) based on motor imagery (MI) are those able to acquire brain signals from the user and use them as input data, process and classify them according to a specific intent of this user, in order to control an external device. The aim of this study was to analyze and test which extracted signal feature would generate the largest success rate using a linear discriminant analysis (LDA) classifier in a BCI based on MI, using the electroencephalography (EEG)

technique. Six combinations of features were considered, involving different frequency bands and selection of electrodes. The frequency bands tested were from 8 to 12 Hz (μ band), from 15 to 30 Hz (β band), and the composition of these two bands (μ and β). The tested electrode combinations were: 8 electrodes (all) or only C3 and C4. The feature vectors were extracted from the Fourier transform (FT) of the EEG signals obtained from the right (MD) and left (ME) hand MI. Three volunteers participated in the study. Classification rates obtained using features from all electrodes were larger than the ones obtained with only C3 and C4. Also, attributes extracted from the β band had better performance than the ones extracted from the μ band. Finally, the best classification rate, of $(66 \pm 3)\%$, was obtained with the feature set that considered all electrodes and both frequency bands (μ and β). In the future, we intend to increase the number of subjects and train them in the MI tasks before acquisition, and also increase the number of samples per acquisition, in order to improve the classification rates.

Keywords: brain-computer interface, motor imagery, μ and β bands.

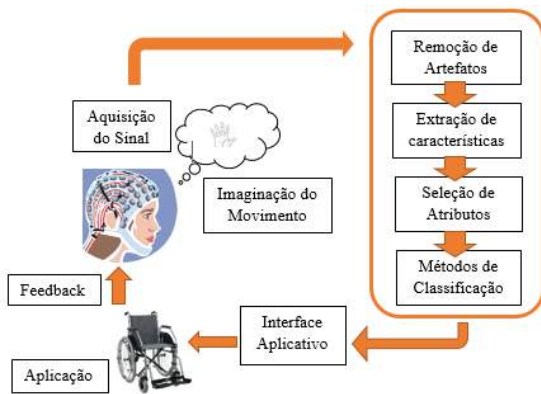
Introdução

Sistemas de interface cérebro-computador, ou BCI (do inglês, *brain-computer interface*), são sistemas que permitem o manejo de dispositivos externos a partir de sinais cerebrais, sem utilizar as vias convencionais, como a fala ou movimentos musculares. Esses sistemas funcionam utilizando algum tipo de técnica para medir esses sinais, que depois são decodificados por um computador e atribuídos a comandos específicos para o dispositivo em questão. A Figura 1 mostra um esquema geral de um sistema BCI: o usuário produz os sinais cerebrais, seguindo uma estratégia previamente acordada; estes são medidos por alguma técnica; em seguida, os sinais devem ser processados (ruído e artefatos devem ser removidos) e é feita uma extração de características dos mesmos; estas características são a entrada de um classificador, que associará os diferentes sinais a diferentes comandos (classes) a serem enviados ao dispositivo externo. Em particular, BCIs baseadas em imaginação de movimento (MI, *motor imagery*) têm sido

bastante estudadas [1, 2, 3]. Trabalhos recentes têm mostrado que a imaginação de movimento ativa, no cérebro, áreas similares àquelas ativadas pela realização do movimento em si. Por exemplo: imaginar o movimento de uma das mãos gera respostas em áreas motoras do cérebro. Resumidamente, pode-se dizer que a imaginação de movimento pode modificar os ritmos sensoriais e motores dos potenciais cerebrais de uma maneira similar àquela observada na fase de preparação do mesmo movimento [4]. Especificamente para sinais de eletroencefalografia (EEG), a movimentação (ou MI) de um membro do corpo resulta em uma diminuição da amplitude do sinal do córtex motor na faixa de frequências entre 8 e 12 Hz (banda μ).

Figura 1: Esquema geral de um sistema BCI.

O objetivo principal deste trabalho foi, portanto, analisar e testar quais características geram melhores



resultados utilizando-se um classificador LDA para uso em um BCI baseado em MI.

Materiais e Métodos

Voluntários – Participaram deste trabalho três voluntários, consistindo de um homens e duas mulheres, todos indivíduos saudáveis. Todos os voluntários assinaram um termo de consentimento livre e esclarecido, e o trabalho foi aprovado pelo Comitê de Ética da Unicamp (CAAE 0617.0.146.000-10).

Aquisição dos dados – O paradigma de aquisição foi realizado em blocos de 10 s cada, alternando blocos de repouso com blocos de imaginação do movimento da mão direita (MD) e da mão esquerda (ME), por 170 s de aquisição, totalizando 17 blocos, sendo 9 blocos de repouso, 4 de MD e 4 de ME (Figura 2).

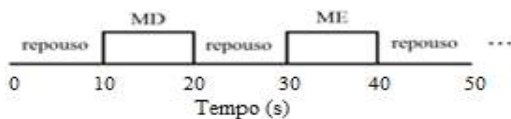


Figura 2: Esquema dos blocos utilizados no paradigma de aquisição dos dados.

O voluntário permaneceu sentado diante de um monitor de computador cuja tela mostrava um cronômetro a fim de que ele soubesse quando um bloco começava e terminava, e pediu-se para que ele permanecesse o mais imóvel possível durante toda a aquisição. Cada voluntário realizou este protocolo cinco vezes.

Os dados foram obtidos através de EEG, utilizando uma touca com posições marcadas no sistema 10-10 (Figura 3). Na montagem experimental, utilizaram-se 8 eletrodos: C1, C2, C3, C4, C5, C6, FP1, FP2; e mais duas referências localizadas abaixo das orelhas.

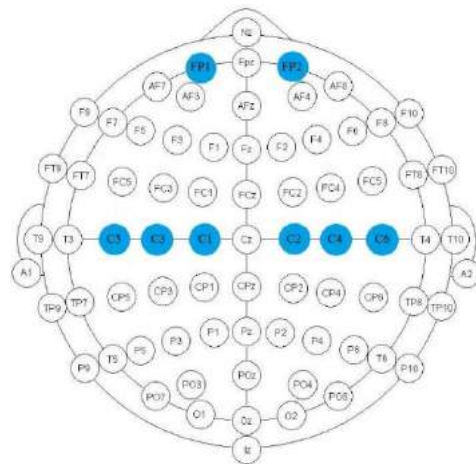


Figura 3: Posicionamento dos eletrodos de EEG no sistema 10-10. Números pares indicam direita e ímpares esquerda. As letras correspondem aos lobos: F (frontal), T (temporal), P (parietal) e O (occipital), e C corresponde à região central.

Os sinais de EEG foram obtidos com uma taxa de amostragem de 256 Hz.

Pré-processamento dos dados – Todas as operações foram realizadas utilizando-se o software MATLAB. Inicialmente, o sinal foi filtrado com o CAR (do inglês, *Common Average Reference*) para reduzir artefatos característicos do registro de EEG [5]. Depois, separaram-se os blocos de MD, ME e repouso. Cada bloco de 10 s foi dividido em janelas de 2 s com deslocamento de 1 s, obtendo-se ao final 9 janelas para cada bloco de 10 s. Em seguida, foi feita a Transformada de Fourier (FT) para cada janela de 2 s. Todas as FTs foram normalizadas, ou seja, cada amplitude no período de 2 s foi dividida pela soma de todas as amplitudes da janela de 2s; isso foi realizado para os sinais de todos os eletrodos. Os valores da FT normalizada foram compostos de diferentes maneiras (descritas a seguir) e utilizados como entrada para o estágio de classificação.

Conjunto A - Neste caso, consideraram-se apenas os eletrodos C3 e C4, nos quais se espera que haja maior variação de sinal para MI de MD e ME. O atributo

consistiu na diferença entre os eletrodos C3 e C4, das médias da FT normalizada no intervalo de 8 a 12 Hz (banda μ).

Conjunto B - Neste caso consideraram-se todos os 8 eletrodos. As características utilizadas foram as diferenças, utilizando a média da FT normalizada da banda μ , entre os canais simétricos, ou seja, C1-C2, C3-C4, C5-C6 e FP1-FP2.

Conjunto C - Este conjunto foi similar ao A, com a diferença que se utilizou o intervalo de 15 a 30 Hz (banda β).

Conjunto D - Este conjunto foi similar ao B, mas utilizando a banda β ao invés da μ .

Conjunto E - Este conjunto combinou as características dos conjuntos A e C, ou seja, a diferença entre os eletrodos C3 e C4 da média da FT normalizada, para as bandas μ e β .

Conjunto F - Este conjunto combinou as características dos conjuntos B e D descritos acima, de forma similar ao feito para o Conjunto E.

Considerando o número de blocos, para cada aquisição obteve-se 81 amostras para o repouso, 36 amostras para MD e 36 amostras para ME, para cada eletrodo.

Para os atributos que consideraram apenas a diferença entre C3 e C4 e apenas uma faixa espectral (conjuntos A e C), o vetor de características foi uma matriz coluna com 162 amostras. Para os conjuntos B e D obtivemos uma matriz de características com 4 colunas cada uma com 162 amostras. Para o conjunto E obtivemos uma matriz característica com duas colunas com 162 amostras cada. Por fim, a matriz característica do conjunto F foi de 162×8 .

Classificação dos dados – O algoritmo classificador utilizado foi a Análise de Discriminantes Lineares (LDA), também conhecida como “discriminantes lineares de Fisher” [6]. O princípio básico de funcionamento do LDA é construir um hiperplano que separe as classes de forma que a distância entre as mesmas seja máxima e a variância dentro delas seja mínima. A equação de um hiperplano é dada pela equação (1):

$$y(x) = w_0 + w^T x \quad (1)$$

sendo w um vetor de pesos, x o vetor de atributos, w_0 um parâmetro de limiar $y(x)$ a saída do classificador.

Em um problema de separação com duas classes, C1 e C2 por exemplo, projetar um classificador significa simplesmente calcular os valores apropriados para w e w_0 de forma que estes estabeleçam uma superfície divisora entre elas. Por conseguinte, com esses coeficientes bem definidos, uma nova entrada é avaliada com a seguinte regra: decidir por C1 se $y(x) < 0$ e decidir por C2 se $y(x) > 0$.

A função discriminante para o LDA é um hiperplano e esse pode ser representado pela equação (2):

$$y(x) = w^T(x - m), \quad (2)$$

sendo m o vetor de médias entre as classes.

Devemos encontrar w de forma que satisfaça o princípio básico de funcionamento do LDA citado anteriormente. Para isso faz-se o uso de uma ferramenta chamada “Critério de Fisher”:

$$J_{FISHER}(w) = \frac{w^T S_B w}{w^T S_W w}, \quad (3)$$

em que S_B é a matriz covariância entre as classes e S_W é a matriz covariância dentro das classes. Ao se maximizar o critério 3 as exigências em relação a w são satisfeitas.

Para se maximizar o critério de Fisher basta diferenciá-lo em relação a w . Ao se diferenciar e após algumas manipulações, chega-se a que $J(w)$ é maximizado quando:

$$w \approx S_W^{-1}(m_2 - m_1). \quad (4)$$

Ao se obter o vetor w com a equação (4), substitui-se w na equação (1) para se obter o vetor y que é o vetor de resultados. Assim, se $y(x) < 0$ é porque a amostra pertence a C1, se $y(x) > 0$ pertence a C2.

Neste trabalho foram implementados dois classificadores, pois o objetivo era diferenciar três classes: repouso, MD e ME. O primeiro classificador distinguia entre repouso e movimento. Se o resultado fosse repouso, finalizava-se a rotina de classificação. Entretanto, se o resultado fosse movimento, então seguia-se para um segundo classificador que iria distinguir entre MD e ME.

O classificador foi testado com 9 amostras de cada classe, e treinado com todas as amostras restantes. Assim, o repouso foi treinado com 72 amostras, e MD e ME com 27 amostras cada. Um classificador diferente foi treinado para cada aquisição de cada voluntário.

Resultados

A Tabela 1 mostra as taxas de acerto obtidas com os seis diferentes conjuntos de atributos implementados ao passar pelo primeiro classificador, que diferencia entre movimento e repouso, e após a classificação final pelo segundo classificador nas três classes: repouso, ME e MD. Os valores apresentados foram obtidos tirando a média entre os resultados obtidos para as 15 aquisições (cinco aquisições de cada um dos três voluntários).

O conjunto F obteve o melhor índice de acerto, de $(66 \pm 3)\%$. Contudo, houve uma diferença de 1% em relação ao conjunto D, que obteve $(65 \pm 2)\%$. Os atributos obtidos apenas de uma banda e que consideraram os 8 eletrodos (conjuntos B e D) obtiveram um desempenho melhor que os obtidos apenas com C3 e C4 (A, C e E).

Tabela 1: Comparação entre os índices de acerto obtidos pelos seis atributos ao passar pelo primeiro e depois de passar pelo segundo classificador.

Conjunto de atributos	% de acerto do 1º classificador	% de acerto dos dois classificadores
A	51 ± 16	35 ± 7
B	53 ± 17	57 ± 8
C	51 ± 9	35 ± 7
D	59 ± 13	65 ± 2
E	56 ± 13	37 ± 11
F	59 ± 10	66 ± 3

Discussão

Os conjuntos A, C e E que consideraram apenas os eletrodos C3 e C4 obtiveram os piores resultados, de (35 ± 7)%, (35 ± 7)% e (37 ± 11)%, respectivamente. Os conjuntos B, D e F, que representam os conjuntos que levam em consideração os 8 eletrodos, tiveram índice de acerto de (57 ± 8)%, (65 ± 2) e (66 ± 3)%, respectivamente. Os resultados melhoraram muito ao considerarmos todos os eletrodos. É interessante notar que o conjunto que considera apenas a banda β possui desempenho melhor que o que considera apenas a μ , embora os estudos apontem que há uma mudança da amplitude na banda μ devido à MI da ME e MD [1]. Contudo, ocorre uma dessincronização de longa duração na banda β [4], o que poderia justificar os melhores resultados. Os resultados melhoram ainda mais ao considerar as bandas μ e β juntas.

É válido ressaltar que o número de amostras utilizado por aquisição para treinar o classificador foi relativamente pequeno, principalmente para as classes MD e ME. Futuramente, espera-se que esses índices possam ser melhorados obtendo um maior número de amostras por aquisição. Além disso, a grande variabilidade existente entre os indivíduos constitui ainda grande obstáculo para a precisão de um classificador. Durante este trabalho, ficou claro que nem sempre o mesmo atributo funciona igualmente bem para indivíduos diferentes e também pode haver uma piora dos resultados com o mesmo indivíduo em momentos (aquisições) diferentes, o que indica a necessidade de utilizar técnicas de seleção e combinação desses atributos.

Portanto, estudos futuros ainda são requeridos para aprofundamento do conhecimento na combinação dos melhores atributos a serem considerados, a fim de aumentar as taxas de acerto. Espera-se que os índices de acerto possam ser melhorados com ajustes aos atributos já considerados obtendo-se maior número de amostras e com aquisições de sinais cerebrais de diferentes indivíduos. Também pretende-se treinar os indivíduos nas tarefas de MI antes de realizar as aquisições, já que vários trabalhos mostram que o treinamento faz uma grande diferença [2].

Agradecimentos

À FAPESP (processo 2015/14994-3), à FINEP e ao CNPq pelo apoio financeiro.

Referências

- [1] Cincotti F, Mattia D, Babiloni C, Carducci F, Salinari S, Bianchi L, Marciani MG, Babiloni F. The use of EEG modifications due to motor imagery for brain-computer interfaces. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*. 2003; 11(2): 131 - 133.
- [2] Neuper C, Scherer R, Reiner M, Pfurtscheller G. Imagery of motor actions: Differential effects of kinesthetic and visual-motor mode of imagery in single-trial EEG. *Cognitive Brain Research*. 2005; 25: 668 - 677.
- [3] Pfurtscheller G, Neuper C. Motor imagery and direct brain-computer communication. *Proceedings of the IEEE*. 2001; 89(7): 1123 - 1134.
- [4] Pfurtscheller G, Neuper C, Birbaumer N. Human brain-computer interface. Em: Vaadia E, Riehle A. *Motor cortex in voluntary movements: a distributed system for distributed functions*. CRC Press. 2005. p. 405 - 440.
- [5] Silva C. T. B. Desenvolvimento de Interface Cérebro Computador baseada em potenciais evocados visualmente em regime estacionário [dissertação]. Campinas: Universidade Estadual de Campinas; 2015.
- [6] Fischer RA. The use of multiple measurements in taxonomic problems. *Annals of Eugenics* 7, 179-188 (1936).
- [7] Duda R, Hart PE, Stork D. *Pattern Recognition*. 2001. p. 216-217.

ANÁLISE DINÂMICA NÃO LINEAR E ANÁLISE DE QUANTIFICAÇÃO DE RECORRÊNCIA APLICADAS NA CLASSIFICAÇÃO DE DESVIOS VOCAIS

G. K. L. P. Queiroz*, S. C. Costa*, S. Correia*, L.W. Lopes**, V. J. D. Vieira***

* Instituto Federal de Educação, Ciência e Tecnologia da Paraíba (IFPB), João Pessoa, Brasil

**Universidade Federal da Paraíba (UFPB), João Pessoa, Brasil

*** Universidade Federal de Campina Grande (UFCG), Brasil

e-mail: giullianalacerda@gmail.com

Resumo: A aplicação de técnicas baseadas na teoria dos sistemas dinâmicos não lineares para a discriminação de vozes saudáveis e com alteração (rugosidade e sopro), faz parte deste estudo. As características da análise dinâmica não linear, abordadas para o processo de classificação, foram: Passo de reconstrução, Primeiro Mínimo da Função de Informação Mútua e Dimensão de correlação. As medidas de quantificação de recorrência empregadas são: Determinismo, Entropia de Shannon, Comprimento médio das linhas diagonais, Comprimento máximo das linhas verticais e Transitividade. Foi utilizada a rede neural *feedforward*, avaliando o desempenho das medidas de forma individual e combinada. Obteve-se uma acurácia média de 99,33% entre as vozes saudáveis e alteradas, com as medidas Primeiro mínimo da função de informação mútua, Dimensão de Correlação, Comprimento máximo das linhas verticais, Comprimento médio das linhas diagonais e Determinismo.

Palavras-chave: Análise acústica, Análise de dinâmica não linear, medidas de quantificação de recorrência, redes neurais.

Abstract: *The application of techniques based on the theory of nonlinear dynamical systems for discrimination of healthy and deviated voices (hoarseness and breathiness), is part of this study. The characteristics of nonlinear measurements employed to the classification process were: Reconstruction Step, First Minimum of Mutual Information Function and Correlation Dimension. The recurrence quantification measures were: Determinism, Shannon Entropy, average length of diagonal lines, maximum length of vertical lines and Transitivity. A feedforward neural network was used evaluating the performance of the measures individually and combined. In this research, we obtained an average accuracy of 99.33 % between healthy and deviated voices, with the minimum first measures of First Minimum of Mutual information Function Correlation Dimension, Maximum length of vertical lines, average length of diagonal lines and Determinism.*

Keywords: *Acoustic analysis, nonlinear dynamic analysis, recurrence quantification measurements, neural networks.*

Introdução

Nas últimas décadas a análise acústica tem sido sugerida como uma ferramenta auxiliar na avaliação de distúrbios vocais [1, 2]. Por meio da análise acústica é possível extrair características do sinal que possam representar bem a desordem vocal provocada pela presença de algum tipo de disфонia. Apesar dessa técnica ter se mostrado bastante promissora ela não substitui os exames videolaringoscópicos, mas pode ser usada, por exemplo, em pré-diagnósticos ou triagem, tratamentos pós-cirúrgicos, acompanhamentos de tratamentos com medicamentos e terapia vocal. Além disso, podem auxiliar na indicação da necessidade ou não de exames mais sofisticados para um diagnóstico final.

As medidas de recorrência e as medidas não lineares vêm ganhando cada vez mais espaço na análise da dinâmica dos sinais de voz na discriminação entre sinais saudáveis e com algum tipo de patologia. Em pesquisas mais recentes, foram utilizadas medidas de quantificação de recorrência com o objetivo de analisar sua precisão na discriminação de pacientes com e sem problema na voz [1, 3, 4].

Nesta pesquisa, o comportamento do sinal de voz é avaliado a partir de três medidas de análise dinâmica não linear (Passo de reconstrução, Primeiro mínimo da função de informação mútua e Dimensão de correlação) e cinco medidas de quantificação obtidas dos gráficos de recorrência (Determinismo, Entropia de Shannon, Comprimento médio das linhas diagonais, Comprimento máximo das linhas verticais e Transitividade). Estas medidas foram escolhidas por apresentarem melhores resultados em trabalhos já existentes [1, 3]. Os sinais foram avaliados de forma a indicar a presença ou não do desvio (Saudável x Alterada) e qual o desvio presente (Saudável x Soprosa, Saudável x Rugosa). O processo de classificação foi realizado com redes neurais, com validação cruzada.

Medidas de análise dinâmica não linear

Pode-se avaliar a análise dinâmica de sinais por meio de um modelo matemático associado ao sistema de produção desses sinais ou por meio da análise de séries temporais. As séries temporais contém informações sobre variáveis não observáveis do sistema, o que permite a

reconstrução do espaço de estados [5]. Cada sinal de voz a ser analisado corresponde a uma série temporal [6].

Passo de reconstrução (τ) - Esta medida é baseada no teorema da imersão de Takens [7]. Ele demonstrou que, com o uso da técnica dos tempos de retardo ou método das coordenadas defasadas, é possível reconstruir certas propriedades topológicas do espaço de estados (atrator) a partir da série temporal, $\{x_i\}$ em que vetores $\vec{\xi}_i$ m -dimensionais são reconstruídos, de forma que:

$$\vec{\xi}_i = \{x(t_i), x(t_i + \tau), \dots, x(t_i + (m - 1)\tau)\} \quad (1)$$

em que, $i = 1, 2, \dots, T - (m - 1)\tau$, T é o número total de amostras, m é dimensão de imersão e τ é o passo de reconstrução ou tempo de defasagem [8].

Neste trabalho foi utilizado o método de informação mútua, onde o valor do tempo de defasagem ideal corresponde ao primeiro mínimo local, quando este existir, da função de informação mútua média $I(\tau)$ [4].

Primeiro Mínimo da Função de Informação Mútua (PM)—A mesma informação, em sistemas lineares, fornecida pela função de correlação é também fornecida pela função de informação mútua média sendo, que na verdade, é um tipo de generalização para sistemas não lineares [4]. Dessa forma, $s(t)$ corresponde a S_a e o sinal defasado, $s(t + \tau)$ corresponde a S_b . Com isso escreve-se,

$$I(\tau) = \sum_{i=1}^b \sum_{j=1}^b P_{i,j}(x(t), x(t + \tau)) \log_2 \left[\frac{P_{i,j}(x(t), x(t + \tau))}{P_i(x(t)) P_j(x(t + \tau))} \right] \quad (2)$$

em que $P_i(x(t))$ é a probabilidade de que o sinal $x(t)$ assumira um valor dentro do i -ésimo intervalo do histograma, $P_j(x(t + \tau))$ é a probabilidade de que $x(t + \tau)$ esteja no j -ésimo intervalo e $P_{i,j}(x(t), x(t + \tau))$ é a probabilidade de que, simultaneamente, $x(t)$ esteja no i -ésimo intervalo e $x(t + \tau)$ no j -ésimo intervalo. Tem-se ainda que $I(\tau) \geq 0$. Se $x(t)$ e $x(t + \tau)$ são iguais, então $I(\tau)$ é máximo. Por outro lado, se $x(t)$ e $x(t + \tau)$ são completamente independentes, então o argumento do termo logarítmico é a unidade e $I(\tau) = 0$ [1].

Dimensão de correlação (D_2) - Esta característica tem por objetivo medir a probabilidade de se encontrar um par aleatório de pontos dentro de um determinado volume elementar e é definida da seguinte forma:

$$D_2 = \lim_{\epsilon \rightarrow 0} \frac{\log \sum_{i=1}^{N(\epsilon)} (f_i)^2}{\log(\epsilon)} \quad (3)$$

em que o termo $(f_i)^2$ representa a frequência relativa com que dois pontos de um atrator estejam dentro da i -ésima caixa de tamanho ϵ [9].

Análise de quantificação de recorrência - Esta análise é um método que tem por objetivo extrair medidas quantitativas dos gráficos de recorrência [10, 11]. Um gráfico de recorrência é uma matriz quadrada de ordem N preenchida por pontos brancos e pretos. Um ponto preto representa um estado recorrente, ou seja, um estado suficientemente próximo a outro em determinado instante de tempo. Um ponto branco indica estado não

recorrente. Na Figura 1 são apresentados exemplos de gráficos de recorrência obtidos a partir de sinais de vozes saudável e alterado.

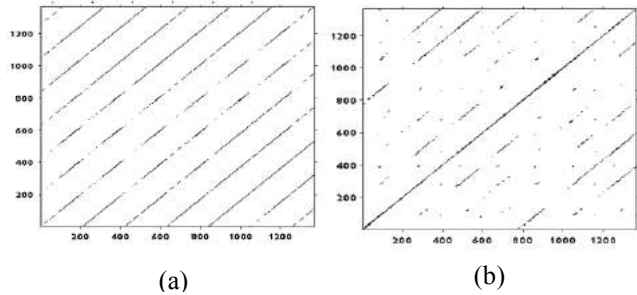


Figura 1 Gráficos de recorrência de sinais de voz (a) saudável e (b) com alteração (rugosidade).

Pode-se observar que o gráfico de recorrência do sinal de voz saudável apresenta uma formação periódica nas linhas diagonais, enquanto o sinal de voz com alteração apresenta uma quantidade maior de pontos isolados no gráfico. Contudo, esta análise é subjetiva podendo levar a várias interpretações. Por este motivo, é importante que se faça uma análise quantitativa para dar objetividade à análise. Neste estudo, foram extraídas as medidas de recorrência descritas a seguir [1, 10, 11]:

Determinismo (DET) - Mede a quantidade dos pontos de recorrência presentes na formação das linhas diagonais em relação a todo o conjunto dos pontos de recorrência:

$$DET = \frac{\sum_{l=lmin}^N l x P^\epsilon(l)}{\sum_{i,j}^N R_{i,j}^{m,\epsilon}}, \quad (4)$$

em que $P^\epsilon(l) = \{l_i; i=1 \dots N\}$ representa a distribuição de frequência dos comprimentos l das estruturas diagonais no gráfico de recorrência e Nl é o número absoluto de linhas diagonais. O termo $lmin$ representa o número mínimo de pontos que são considerados para formar uma linha diagonal.

Comprimento médio das linhas diagonais (Lmed) - Está relacionado ao tempo médio que dois segmentos de uma trajetória estão próximos um do outro e pode ser interpretado como o tempo médio de predição. É calculado da seguinte maneira:

$$Lmed = \frac{\sum_{l=lmin}^N l x P^\epsilon(l)}{\sum_{i,j}^N P^\epsilon(l)} \quad (5)$$

Entropia de Shannon (ENTR): Refere-se à entropia de Shannon da distribuição de frequência dos comprimentos das linhas diagonais. Ela reflete a complexidade da estrutura determinística no sistema:

$$ENTR = \sum_{l=lmin}^N p(l) \cdot \ln p(l), \quad (6)$$

Em que

$$p(l) = \frac{P^\epsilon(l)}{\sum_{l=lmin}^N P^\epsilon(l)}$$

Comprimento máximo das linhas verticais (Vmax): Esta medida mede o tempo máximo em que o sistema

permanece em um estado específico, estando relacionada à duração máxima de um comportamento caótico, dada por

$$V_{max} = \text{máx}(\{Vl: i = 1 \dots Nv\}) \quad (7)$$

em que Nv é o número total de linhas verticais e Vl o comprimento da linha vertical.

Transitividade (TRANS) - A medida Transitividade (*TRANS*) é uma espécie de taxa de recorrência local, onde pode ser utilizada em conjunto com o raio vizinhança para a construção do gráfico de recorrência.

$$TRANS = \frac{\sum_{i,j,k=1}^N R_{i,j}^{m,\varepsilon} R_{i,k}^{m,\varepsilon} R_{k,i}^{m,\varepsilon}}{\sum_{i,j,k=1}^N R_{i,j}^{m,\varepsilon} R_{k,i}^{m,\varepsilon}} \quad (8)$$

Materiais e métodos

Base de dados - A base de dados para o estudo é proveniente do Departamento de Fonoaudiologia da Universidade Federal da Paraíba (avaliado e aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa do Centro de Ciências da Saúde/UFPB, com o parecer número 52492/12). Todos os participantes assinaram o termo de consentimento livre e esclarecido. Foram analisados nessa pesquisa 90 sinais de vozes, selecionados da base, sendo 30 sinais de vozes saudáveis, 30 sinais de vozes soprosas e 30 sinais de vozes rugosas. Foram incluídos no estudo, pacientes com idade entre 18 e 65 anos, dos sexos feminino e masculino, que apresentassem queixa vocal e que já tivessem realizado avaliação laringológica, com laudo otorrinolaringológico por escrito, entregue no momento da coleta.

Metodologia - Após extrair as características (Passo de reconstrução, Função de informação mútua, Dimensão de correlação, Determinismo, Entropia de Shannon, Comprimento médio das linhas diagonais, Comprimento máximo das linhas verticais e Transitividade), o classificador executou duas fases: treinamento e teste.

Na etapa de treinamento os sinais foram segmentados em quadros de 32 ms para manter a estacionaridade. Foram utilizados 9 neurônios na camada oculta e 2 na camada de saída. Na camada de entrada, a quantidade de neurônios varia de acordo com o número de características empregadas, podendo ser de 1 a 8. A rede neural escolhida foi *feedforward*, sendo escolhido, para treinamento, o algoritmo supervisionado do Gradiente Conjugado Escalonado (SCG), por necessitar de poucas épocas de treinamento e estar presente, por meio de bibliotecas de *software*, em diversas plataformas. O classificador foi implementado em ambiente Matlab. Os sinais foram separados, aleatoriamente, em dois conjuntos distintos, dos quais 2/3 foram utilizados para o treinamento da rede e 1/3 para o teste de eficiência. Os sinais foram analisados utilizando as características de forma individual e combinadas. A classificação dos sinais foi feita por validação cruzada, onde a rede é executada 10 vezes, a fim de dar uma maior confiabilidade nos resultados.

No processo de classificação foram utilizadas três medidas de avaliação de desempenho: acurácia, sensibilidade e a especificidade [5]. A Acurácia (AC) mede a capacidade do teste em identificar quando há e quando não há a presença da doença. A Sensibilidade (SENS) mede a capacidade de o teste identificar corretamente a doença entre aqueles que a possuem e a Especificidade (ESP) mede a capacidade teste classificar corretamente aqueles que não possuem a doença.

Resultados

Na Figura 2 estão os *boxplots* dos valores médios das distribuições das medidas que foram utilizadas na classificação das vozes saudáveis (SDL), soprosas (SOP) e rugosas (RUG). Os melhores resultados da acurácia das análises individuais e combinadas estão descritos nas Tabelas 1 e 2, respectivamente.

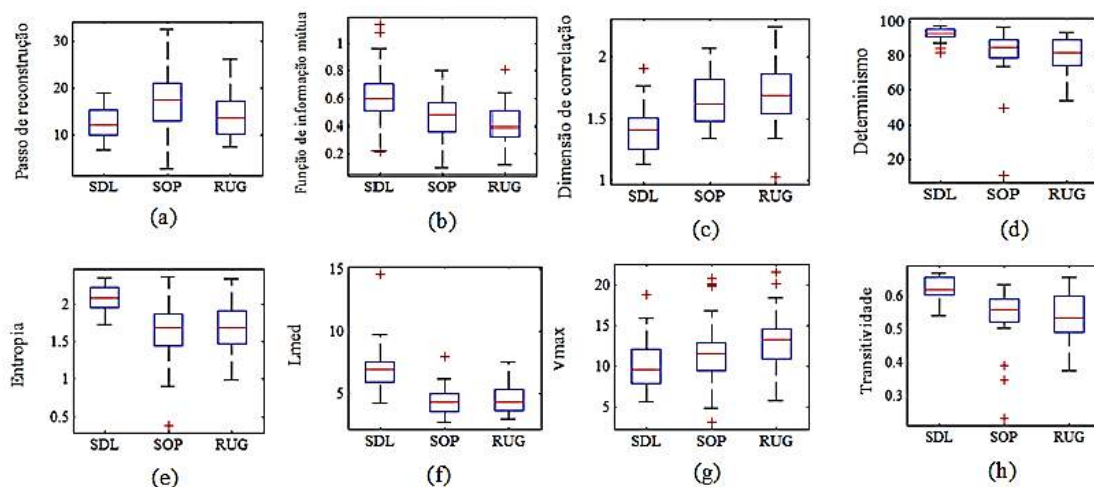


Figura 2 Distribuições dos valores médios das medidas não lineares e de quantificação de recorrência: (a) Passo de reconstrução, (b) Função de Informação Mútua, (c) Dimensão de correlação, (d) Determinismo, (e) Entropia, (f) Lmed, (g) Vmax e (h) Transitividade.

Tabela 1: Avaliação do desempenho dos melhores resultados das medidas individuais.

Classificação	Características	Acurácia (%)	Sensibilidade (%)	Especificidade (%)
SDLxALT	<i>Lmed</i>	91,83±0,30	93,33±0,49	90,33±1,05
SDLxRUG	<i>DET</i>	78,67±2,64	71,33±6,85	86,00±2,15
SDLxSOP	<i>Lmed</i>	74,50±3,13	77,00±5,76	72,00±8,00

Tabela 2: Avaliação do desempenho dos melhores resultados das medidas combinadas.

Classificação	Características	Acurácia (%)	Sensibilidade (%)	Especificidade (%)
SDL x ALT	<i>PM+ D2+ Vmax+ Lmed+ DET</i>	99,33±0,33	99,33±0,44	99,33±0,44
SDL x RUG	<i>PM+ Lmed+ENTR+ TRANS + Vmax</i>	87,00±1,57	85,00±2,59	89,00±1,22
SDL x SOP	<i>D₂ + PM +τ+ Lmed +DET+ V_{max} + ENT</i>	87,33±0,97	85,67±1,93	89,00±1,32

Discussão

Atualmente, a análise acústica tem se tornado uma importante ferramenta para o auxílio da fonoaudiologia. Identificar características que sejam relevantes a determinados comportamentos do sinal de voz tem sido cada vez mais o objeto de estudo.

Em outros trabalhos, o emprego das medidas de quantificação de recorrência ou das medidas não lineares também foi investigado [1,3,4]. Neste estudo foi feita a combinação destas medidas (não lineares com quantificação de recorrência) onde foi observado um aumento significativo no resultado, comparando aos resultados obtidos em [4]. O uso das medidas, associadas a um classificador robusto, aumentou o desempenho do método empregado. A medida *Lmed* destacou-se na maioria dos casos de classificação, tanto individualmente, quanto nas combinações. A obtenção de acurácia de 99.33% na discriminação entre as vozes saudáveis e alteradas demonstra a aplicabilidade do método na triagem de pacientes para identificação de problemas na voz, para fins de indicação de terapia fonoaudiológica.

Agradecimentos

Ao IFPB e ao Departamento de Fonoaudiologia da Universidade Federal da Paraíba pela disponibilidade do banco de dados.

Referências

[1] Costa WCA. Análise Dinâmica Não Linear de Sinais de Voz para Detecção de Patologias Laríngeas [Tese], Campina Grande: Universidade Federal de Campina Grande, 2012.

[2] Falcão HH, Correia S, Costa SC, Fachine JM, Aguiar Neto BA. O uso da entropia na discriminação de vozes patológicas. Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica. 2014.

[3] Vieira, VJD. Avaliação de Distúrbios da Voz por meio de Análise de Quantificação de Recorrência [dissertação]. João Pessoa: Instituto Federal de Ciência e Tecnologia da Paraíba; 2014.

[4] Lopes LW, Vieira VJD, Costa SLNC, Correia, SEN, Behlau M. Effectiveness of recurrence quantification measures in discriminating patients with and without voice disorders. In: 10th International Conference on Voice Physiology and Biomechanics; 2016; Viña del Mar, Chile. 2016.p. 14-17.

[5] Savi MA; 2006. Dinâmica não-linear e Caos. Rio de Janeiro: E-papers.

[6] Costa WCA, Costa SLNC.; Assis FM, Neto BGA. Classificação de sinais de vozes saudáveis e patológicas por meio da combinação entre medidas da análise dinâmica não linear e codificação preditiva linear. Revista Brasileira de Engenharia Biomédica – Caderno de Engenharia Biomédica; 2014.1(1):3-14.

[7] Takens F. Detecting Strange Attractors in Turbulence. In: Rand DA, Young LS. Dynamical systems and turbulence. New York. 1981.pp.898:366-81 .

[8] Fiedler-Ferrara N, Prado CPC. Caos: Uma introdução. 1994. São Paulo: Ed. Edgard Blucher Ltda.

[9] Monteiro LHA. Sistemas Dinâmicos. Livraria da Física. 2006.

[10] Eckmann JP, Kamphorst SO, Ruelle D. Recurrence plots of dynamical systems. 1987.Europhysics Letters. Ed.4, pp. 973-977.

[11] Webber-Jr CL. and Zbilut JP. Dynamical assessment of physiological systems and states using recurrence plot strategies. 1994. J. Appl. Physiol., vol. 76, pp. 965–973.

EVIDÊNCIAS CONTRA O ACOPLAMENTO CARDIOLOCOMOTOR: ESTRATÉGIA *CROSSOVER*

L.S. Cerqueira*, A. L. D’Affonsêca Netto*, R. G. T. Mello*** e J. Nadal*

*Programa de Engenharia Biomédica/COPPE-UFRJ, Rio de Janeiro, Brasil

**Departamento de Educação Física e Esportes (DEFE), Escola Naval, Rio de Janeiro, Brasil
e-mail: cerqueira@peb.ufrj.br

Resumo: O acoplamento cardiocomotor tem sido investigado quando sujeitos correm com frequência de passos próxima à frequência cardíaca. Neste estudo, procurou-se testar a hipótese de inexistência desse acoplamento utilizando o teste *crossover*. Dez homens jovens saudáveis aspirantes da Escola Naval, correndo em um ritmo de 152 passos por minuto, tiveram monitorados o eletromiograma do músculo gastrocnêmio lateral direito e o eletrocardiograma, para a determinação da frequência de passadas (FP) e da frequência cardíaca (FC), respectivamente. O acoplamento foi investigado com base em sincrogramas de fase e no índice de probabilidade condicional (iPC). Na abordagem de *crossover*, esses testes foram aplicados aos sinais de FC de um sujeito e de FP dos demais sujeitos. Tanto o sincrograma quanto o iPC apresentaram resultados positivos de acoplamento sempre que a FC correspondia a aproximadamente o dobro da FP (69% dos testes), independentemente do *crossover*. Tal achado indica que os métodos investigados são inadequados para assegurar a existência de acoplamento.

Palavras-chave: Acoplamento cardiocomotor, sincronismo de componentes, ritmo induzido.

Abstract: *The cardiocomotor coupling has been investigated in subjects running at a step frequency near to the heart rate. In this study the hypothesis that cardiocomotor coordination does not exist is tested by crossover approach. Ten healthy young men cadets from the Naval Academy running at a paced rhythm of 152 steps per minute had their right gastrocnemius lateralis muscle electromyogram and electrocardiogram continuously monitored to obtain the stride rate (SR) and heart rate (HR), respectively. The entrainment was assessed by phase synchograms and conditional probability index (iCP). The crossover approach consisted in applying these tests to HR series from one subject and SR series from the other ones. Both synchogram and iCP indicated the occurrence of cardiocomotor coupling whenever HR corresponded to approximately twice SR (69% of tests), independently of crossover, indicating that investigated methods are inadequate to assure the entrainment occurrence.*

Keywords: *Cardio-locomotor coupling, synchrony measure, induced rhythm.*

Introdução

Os estudos sobre a sincronização entre a frequência cardíaca (FC) e a frequência de passadas (FP) definem esse fenômeno como coordenação cardiocomotora (CCL) [1-3]. Nem todas as sincronizações representam um acoplamento resultante de interação, uma vez que a aparente sincronização entre osciladores diferentes pode ocorrer por mero acaso, quando o ritmo de um se aproxima do ritmo do outro [1,2].

É uma tarefa complexa determinar se a CCL ocorre por acaso, ou se os dois ritmos são sincronizados devido à existência de alguma interação entre eles. Usualmente, os estudos buscam descartar o risco de sincronização casual empregando métodos estatísticos [3]. A técnica mais usada é a dos dados substitutos ou *surrogate* [1], que consiste em permutar aleatoriamente a sequência de dados originais. Se a CCL ocorre por mero acaso, os resultados obtidos com os dados substitutos devem ter as mesmas características dos dados originais [3].

Nomura et al. [1,2] apresentaram resultados positivos de CCL por meio de sincrogramas de fase, usando protocolo de exercício em que a FP foi mantida em aproximadamente 75 passadas/min (ou 150 passos/min - ppm) e a FC foi aumentada gradualmente de 120 até 150 batimentos/min (bpm). Além disso, a força da CCL foi mensurada através do índice de probabilidade condicional (iPC) que faz a detecção do bloqueio de fase de dados não estacionários [2,4]. O iPC é igual a um, quando existe CCL perfeita, e zero quando não existe [4]. Contudo, tais estudos não descartaram adequadamente a possibilidade de que a mera aproximação forçada pelo protocolo experimental das frequências de cada sistema pudesse produzir resultados falso-positivos.

Para evitar o problema de aparecimento forçado ou casual da CCL em estudo semelhante envolvendo o exercício de pular corda, Kirby et al. [5] utilizaram a estratégia do *crossover*, comparando os dados da FC de um sujeito com os dados da FP de outro. O estudo não encontrou nenhuma evidência de CCL.

Assumindo a hipótese de que não existe acoplamento cardiocomotor, o presente estudo teve por objetivo mostrar que o protocolo proposto em [1] não permite assegurar a ocorrência efetiva de CCL, supondo que tanto o sincrograma de fase quanto o iPC apresentam resultados positivos mesmo em casos de mera coincidência de FC e o dobro de FP. Para tanto, o

teste *crossover* foi exaustivamente empregado para os sinais coletados.

Materiais e métodos

Dez jovens saudáveis do sexo masculino aspirantes da Escola Naval (22 ± 2 anos, $84,7 \pm 18,0$ kg e $1,75 \pm 0,03$ m) realizaram o seguinte protocolo: aquecimento durante 5 min, seguido de 15 min de repouso e 20 min de corrida na esteira com cadência fixa em 152 ppm ajustada com metrônomo [1]. Os sujeitos correram em uma FC alvo de 120 bpm durante os primeiros 5 min. Em seguida, (5-10 min), a velocidade da esteira foi aumentada gradualmente até os sujeitos alcançarem a FC alvo de 152 bpm, mantida até o final do teste. A velocidade da esteira foi mantida em uma faixa de 100 a 200 m/min e a inclinação em 0%. O estudo foi aprovado pelo Comitê de Ética Local (protocolo: 257.728)

Aquisição dos dados – Os sinais de eletromiografia (EMG) e eletrocardiografia (ECG) foram coletados por meio de um eletromiógrafo de 16 canais 1600-C (EMG System, Brasil), com razão de modo comum de 110 dB, impedância de entrada de 10 M Ω e ganho 2000. Um filtro analógico passa-banda com frequências de corte de 20 e 500 Hz foi utilizado para evitar artefatos de movimento e *aliasing*. Os sinais foram amostrados a 2 kHz por um conversor analógico-digital com resolução de 16 bits e faixa dinâmica ± 10 V. Os sujeitos foram preparados para a colocação dos eletrodos de superfície de Ag/AgCl no músculo gastrocnêmico lateral direito de acordo com as recomendações do SENIAM [6], com distância intereletrodos de 35 mm e eletrodo de referência na sétima vértebra cervical. Um canal do eletromiógrafo foi utilizado para a aquisição do ECG na derivação DII, por apresentar maior amplitude da onda R.

Pré-processamento – Os sinais de EMG foram pré-processados para delimitar a banda de frequências de interesse do sinal, bem como para atenuar os ruídos da rede elétrica. Para tal, foram aplicados dois filtros digitais *Butterworth*, passa-altas de 2ª ordem com frequência de corte igual a 20 Hz e passa-baixas de 8ª ordem com frequência de corte igual a 400 Hz [7]. Além disso, seis filtros *notch* foram aplicados para remoção de 60 Hz e seus harmônicos até 360 Hz. Os valores absolutos destes sinais foram submetidos a um filtro *Butterworth* passa-baixas de 2ª ordem (frequência de corte 20 Hz), de forma a obter o seu envelope. Todos os filtros foram aplicados nos sentidos direto e reverso para evitar distorções de fase.

O início de cada atividade muscular foi identificado com base em um limiar fixo [8], que corresponde a três vezes o desvio padrão do ruído da linha de base. O ritmo da ativação muscular foi definido como um indicador do ritmo locomotor (RL), sendo a passada definida como o intervalo entre dois inícios consecutivos de atividade muscular.

O ECG foi filtrado por um filtro passa-baixas de 2ª ordem com frequência de corte 40 Hz, nos sentidos

direto e reverso, para atenuação dos ruídos de EMG. Em seguida, foi detectada a série dos picos das ondas R, usando um algoritmo baseado em limiar fixo estabelecido em 50% do máximo do ECG. Todos os batimentos ectópicos foram descartados e substituídos pela média dos três batimentos anteriores e posteriores.

Frequência instantânea - A partir dos sinais de intervalos entre as passadas e de intervalos entre as ondas R foram obtidas as respectivas frequências instantâneas (FC e FP).

Sincrograma de fase - A relação entre a FC e a FP foi avaliada qualitativamente através do sincrograma de fase ($\phi_{r,l}$). Nesta técnica avalia-se o período (t_r) em que a *i-ésima* onda R do ECG ocorreu em um ciclo locomotor tendo como referência o início deste ciclo locomotor T_l . O $\phi_{r,l}$ do *i-ésimo* batimento cardíaco em um ciclo locomotor foi calculado como:

$$\phi_{r,l} = \left(\frac{t_r}{T_l}\right) \times 100; \quad r, l \in \mathbb{Z} \quad (1)$$

O sincrograma é construído mostrando o $\phi_{r,l}$ ao longo do tempo. A sincronização de fase é evidenciada quando o diagrama $\phi_{r,l}$ mostra estruturas horizontais ao longo do tempo [9]. A sincronização usando o $\phi_{r,l}$ é também avaliada usando o histograma e o aparecimento de picos mostra a incidência dos eventos cardíacos em relação ao percentual do ciclo locomotor.

Fase instantânea - A partir dos sinais de intervalos entre as passadas e de intervalo entre as ondas R foram obtidas as respectivas frequências instantâneas (FP e FC). Para se obter a fase instantânea de cada sinal, cada onda R sucessiva e o início de cada atividade muscular foram marcados como equivalentes ao início de um ciclo completo de oscilação de cada sistema, ao qual foi adicionado um incremento de 2π . Dentro deste ciclo oscilatório, a fase instantânea é:

$$\phi_{RR}(t) = 2\pi \frac{t-t_k}{t_{k+1}-t_k} + 2\pi k, \quad t_k \leq t < t_{k+1} \quad (2)$$

onde $\phi_{RR}(t)$ é a fase instantânea do batimento cardíaco em t segundos ($\phi_{RL}(t)$ para os ciclos da locomotores), e t_k é o instante de tempo do *k-ésimo* evento. A fase de cada sinal aumenta linearmente em função do tempo e foram gerados 1000 pontos para cada segundo para que ambos possuíssem o mesmo número de amostras.

Diferença de fase generalizada - Após “desenrolar” $\phi_{RR}(t)$ e $\phi_{RL}(t)$ pela relação $\psi_{RR} = \phi_{RR}(t_k) \bmod 2\pi$, obteve-se duas retas e a sincronização dos dois osciladores não idênticos é entendida como um bloqueio das suas fases dada pela diferença de fase generalizada:

$$\varphi_{n,m} = n\psi_{RR}(t) - m\psi_{RL}(t) = \text{const}; n, m \in \mathbb{Z} \quad (3)$$

Em tais casos, a razão *n:m* do bloqueio de fase é manifestada em torno de um platô horizontal [10].

Para mensurar a força do sincronismo foi calculado o iPC [4,11]. O ritmo cardíaco foi tomado como o

oscilador mais rápido. O sinal $\varphi_{n,m}$ foi dividido em classes de 3 s (3000 amostras) e o iPC foi calculado como [4]:

$$iPC == \frac{1}{3000} \left| \sum_{L=1}^{3000} e^{i\varphi_{2,1}(t_k)} \right| \quad (4)$$

Análise estatística - O valor crítico para significância de iPC foi calculado como o percentil 95% de um total de 1000 simulações de Monte Carlo [12]. Na abordagem para o teste *crossover* a FP de um sujeito foi comparada com a FC de outro sujeito empregando o sincrograma de fase e o índice de probabilidade condicional crossover (iPCc). A comparação entre os valores de iPC entre os dados originais e os substitutos (iPCs) foi realizada através do teste de Wilcoxon. A comparação entre os dados da frequência cardíaca, frequência de passadas originais e a frequência de passadas *surrogate* foi realizada através da ANOVA de um fator. O nível de significância considerado foi 0,05.

Resultados

A Tabela 1 mostra a predominância da razão 2:1 (dois batimentos cardíacos para cada ciclo locomotor) e a duração em que cada sujeito permaneceu em CCL pelo critério de iPC.

Tabela 1: Razão e duração da coordenação cardiocomotora para cada sujeito, segundo o iPC

Sujeito	Razão	Tempo em coordenação
1	2:1	Todo o teste
2	2:1	7:00-15:00
3	3:1	7:00-15:00
4	2:1	5:24-7:54
5	2:1	Sem estrutura
6	3:1	6:23-12:26; 13:46-15:00
7	2:1	Sem estrutura
8	2:1	6:47-15:00
9	2:1	Sem estrutura
10	2:1	5:00-15:00

A ANOVA de um fator não mostrou diferença significativa entre os dados da frequência cardíaca (FC), frequência de passadas original (duas vezes FP) e *surrogate*, respectivamente (155 ± 10 bpm; 157 ± 4 ppm – para dados originais e *surrogate*; $p = 0,64$). O teste de Wilcoxon não mostrou diferença entre o iPC e o iPCs ($0,7886 \pm 0,1806$ e $0,7754 \pm 0,1880$; $p = 0,73$).

No teste *crossover* observou-se 62 casos de iPCc significativos de um total de 90 comparações. Este resultado mostrou que dois sujeitos distintos apresentaram um alto iPCc quando a FC se aproxima do dobro de FP (Figura 1). Na figura, as duas primeiras

colunas (A e B) mostram dois sujeitos diferentes e os respectivos iPC. As colunas C e D mostram o resultado do teste *crossover*, com o respectivo iPCc. Note-se que foi representada a frequência de passadas (duas vezes FP) para melhor ilustrar a coincidência.

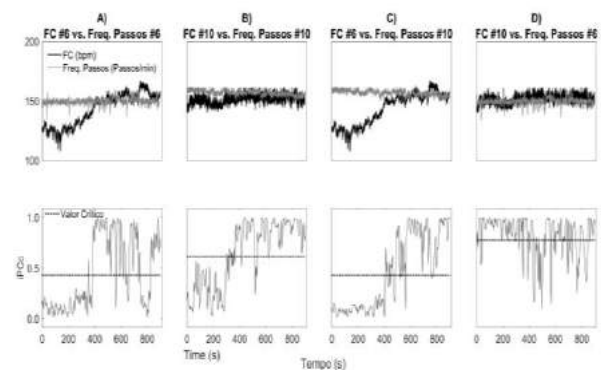


Figura 1: A e B - Frequência cardíaca e de passos dos sujeitos #6 e #10, respectivamente, com os respectivos índices de probabilidade condicional (iPC) abaixo; C e D mostra o resultado do teste *crossover*.

As comparações sem estruturas horizontais e com o iPCc não significativo envolveram três sujeitos que apresentaram iPC não significativo nas comparações originais.

Um exemplo particularmente interessante envolvendo o teste *surrogate* aconteceu com o sujeito #8, cuja frequência de passos manteve-se estável durante todo o teste (Figura 2), e a FC aumentou progressivamente até se estabilizar em torno da meta, gerando valores elevados de iPC. Ao aplicar o método surrogate (Figura 2C), as estruturas do sincrograma tornaram-se mais horizontais que as do original (Figura 2B), praticamente sem alteração no iPC (Figura 2D).

Em sete dos 10 sujeitos estudados, observou-se a formação de estruturas horizontais nos sincrogramas, concomitantes com iPC significativos. Após o surrogate, os sete casos mantiveram o padrão original. Por outro lado, três sujeitos não mostraram qualquer indicio de CCL, independente do *surrogate*.

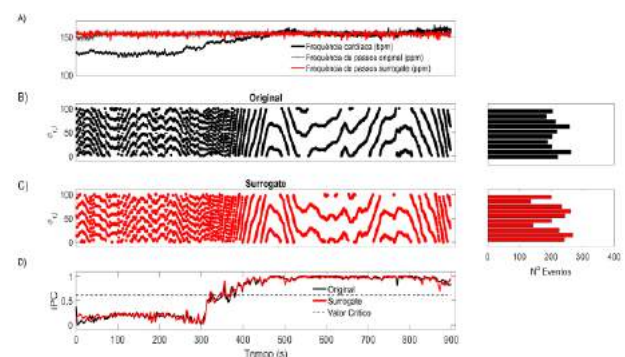


Figura 2: Frequência cardíaca (preto), frequência de passos original (cinza) e frequência de passos *surrogate* (vermelho) (A). Sincrograma entre frequência cardíaca e frequência de passadas original (B) e *surrogate* (C) com o respectivo histograma do lado direito. Índice de probabilidade condicional dos dados originais (preto) e do *surrogate* (D).

Discussão

A hipótese para o corrente estudo foi de que não existe coordenação cardiocomotora durante a corrida, mesmo que o ritmo cardíaco seja induzido a coincidir com a frequência de passos. Assim, procurou-se mostrar que o protocolo proposto em [1] não permite assegurar a ocorrência efetiva de CCL, posto que tanto o sincrograma de fase quanto o iPC apresentam resultados positivos mesmo em casos de mera coincidência de FC e FP. Para tanto, o teste *crossover* foi exaustivamente empregado para os sinais coletados, suportando a hipótese inicial.

O protocolo de exercício utilizado pode ter gerado grande influência nos resultados dos estudos anteriores [1,2], por ter forçado a sincronização dos ritmos. Nas comparações usando a estratégia *crossover* observou-se o mesmo padrão para o iPC e o sincrograma, o que indicaria CCL entre diferentes sujeitos.

A técnica do *surrogate* é frequentemente usada para determinar se o fenômeno observado ocorre por acaso ou se o acoplamento entre os dois ritmos é relacionado a algum mecanismo fisiológico [1,3]. A ideia é que se os dois osciladores são independentes, a relação de fase entre eles deve permanecer a mesma para os dados *surrogate* com as mesmas características estatísticas dos dados originais. Essa técnica não altera a energia do sinal, apenas embaralha os instantes de detecção do início do ciclo locomotor. Para entender, cada onda R (r_1, r_2, r_3) e início de um ciclo locomotor (s_1, s_2, s_3) é marcado como equivalente a um ciclo oscilatório com 2π de incremento. Nesse processo, os dados do ciclo locomotor são transformados em dados *surrogate* e a onda R permanece. Por exemplo, os instantes de ocorrência das ondas R permanecem com a ordem original (r_1, r_2, r_3), enquanto a ordem dos eventos locomotores é aleatorizada (s_2, s_1, s_3). O uso dessa técnica permitiu observar um mesmo comportamento para os dados *surrogate* e os originais e também na estratégia do *crossover*.

A principal justificativa para a investigação da CCL é que os repetidos estímulos do ritmo de contração muscular podem causar a coordenação cardiocomotora entre a FC e a FP [1,2,13]. A existência de CCL é aceita em diversos níveis de avaliação, por exemplo, quando os batimentos cardíacos ficaram numa variabilidade de aproximadamente 1% dentro do ciclo locomotor ou 10% de variabilidade [13]. Contrariamente a esta hipótese está o fato de que a condição criada para tal CCL (corrida com FC próxima a 150 bpm) não representa uma condição fisiológica natural que justificasse algum benefício fisiológico decorrente dessa CCL.

Concluindo, as ferramentas usualmente empregadas para medir CCL não são apropriadas, posto que “detectam” este fenômeno mesmo entre dados de sujeitos diferentes que correram em dias e horários diferentes.

Agradecimentos

Este trabalho foi financiado pelas agências CNPq, CAPES e FINEP. O primeiro autor agradece pela bolsa de doutorado do CNPq.

Referências

- [1] Nomura K, Takei Y, and Yanagida Y. Analysing entrainment of cardiac and locomotor rhythms in humans using the surrogate data technique. *Eur J Appl Physiol.* 2001; 84:373–8.
- [2] Nomura K, Takei Y, Yoshida M, Yanagida Y. Phase-dependent chronotropic response of the heart during running in humans. *Eur J Appl Physiol.* 2006; 97:240–7.
- [3] Palus M, Hoyer D, 1998, Detecting nonlinearity and phase synchronization with surrogate data. *IEEE Eng Med Biol Mag.* 1998; v. 17, n. 6, 40-45.
- [4] Tass P., Rosenblum M. G., Weule J., Kurths J., Pikovsky A., Volkman J., Schnitzler A., AND Freund H.J., 1998, "Detection of n:m Phase Locking from Noisy Data: Application to Magnetoencephalography". *Physical Review Letters*, v. 81, pp.3291–3294.
- [5] Kirby R.L., Atkinson S.M., Donville J.E., Urdang M.F., Stanley D.A., Gupta S.K., Macleod D.A., 1992, "Failure of accentuated vertical body movements to induce cardiac-locomotor coupling". *J Appl Physiol*, v. 72, n. 4, pp.1368–74.
- [6] Hermens HJ, Freriks B, Disselhorst-Klug C, Rau G. Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. *J Electromyogr Kinesiol.* 2000; 10:361-74.
- [7] Mello RG, Oliveira LF, Nadal J, Digital Butterworth filter for subtracting noise from low magnitude surface electromyogram. *Comput Meth Progr Biomed.* 2007; 87:28–35.
- [8] Hodges, P.W. E Bui, B.H., 1996, "A comparison of computer-based methods for the determination of onset of muscle contraction using electromyography". *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, v. 101, n. 6, pp.511–9.
- [9] Schäfer, C., Rosenblum, M., Kurths, J., Hans-Henning A., 1998, "Heartbeat synchronized with ventilation". *Nature*, v. 392, n. 6673, pp.239-40.
- [10] Rosenblum, M. E Pikovsky, A., 2003, "Synchronization: From pendulum clocks to chaotic lasers and chemical oscillators". *Contemporary Physics*, v. 44, n. 5, pp.401–416.
- [11] Stefanovska A., Haken H., McClintock P. V. E., Hožič M., Bajrović F., AND Ribarič. S., 2000, Reversible transitions between synchronization states of the cardiorespiratory system. *Physiol Rev Lett.*, 85:4831–4834.
- [12] Manly, B.F.J., 1991, *Randomization and Monte Carlo Methods in Biology*, New York: Chapman and Hall.
- [13] Niizeki K, Kawahara K, Miyamoto Y, Interaction among cardiac, respiratory, and locomotor rhythms during cardiocomotor synchronization. *J Appl Physiol.* 1993; 75:1815–21.

ALGORITMO DE DETECÇÃO DE PICOS R BASEADO NA METODOLOGIA DE PAN E TOMPKINS

J. C. E. Souza*, J. L. Carvalho* e O. Tormena Jr*

*Universidade Tecnológica Federal do Paraná (UTFPR), Campo Mourão, Brasil

E-mail: juliocsouzas91@gmail.com

Resumo: A detecção dos picos R, uma das amplitudes características do ECG, é fundamental para criação de ferramentas que identifiquem automaticamente anomalias no ECG. O seguinte trabalho propõe alterar o algoritmo apresentado por Pan & Tompkins. Primeiramente, o processo de atenuação dos ruídos no ECG foi modificado e os filtros Savitzky-Golay e Butterworth foram utilizados. Em seguida, o método de diferenciação foi alterado pela subtração da média dos últimos 4 pontos. Por fim, uma nova etapa de decisão entre os picos R adjacentes foi adicionada. Os eletrocardiogramas utilizados para o teste foram extraídos do banco de dado de arritmias do MIT-BIH. O algoritmo obteve uma taxa de acerto de 99,58 % (Ac), uma sensibilidade de 99,70 % (Se) e preditivo positivo de 99,80 % (Pp).

Palavras-chave: Detecção de picos, ECG, Algoritmo Pan & Tompkins.

Abstract: *The recognition of the R peak, which is an amplitude of ECG, is fundamental to create mechanisms that automatically find abnormalities on ECG. The following paper aims to change the algorithm first shown originally by Pan & Tompkins. Firstly, the filtering process was altered and the filters Savitzky-Golay and Butterworth were used. Afterwards, the differentiation step was changed and instead, a subtraction of the last four mean units was applied. Finally, a new stage was introduced. In this stage, the R adjacent peaks are analyzed. The electrocardiograms used was acquired from MIT-BIH arrhythmia database. The algorithm achieve an accuracy of 99.58 % (Ac), a sensibility of 99.70 % (Se) and a positive prediction of 99.80 % (Pp).*

Keywords: *R peak detection, ECG, Pan & Tompkins' Algorithm*

Introdução

O eletrocardiograma (ECG) é o registro dos potenciais elétricos gerados pela contração muscular cardíaca, o batimento cardíaco normal é separado em 3 ondas principais, a onda P, o complexo QRS e a onda T. Alternativamente, a onda denominada U também é encontrada no ciclo do batimento cardíaco [1]. Ficam armazenadas dentro do complexo QRS as maiores informações sobre o batimento cardíaco, sendo de extrema importância, a detecção automática dos picos R para análise clínica [2]. Comumente, os algoritmos que

identificam automaticamente os picos R seguem uma metodologia que consiste na atenuação dos ruídos do ECG, amplificação dos picos do sinal e detecção dos picos R [3 - 7].

Os maiores desafios na detecção dos picos R são as interferências encontradas no sinal ECG e as arritmias cardíacas. O complexo QRS, que se encontra na faixa espectral de 2 - 40 Hz [8], é distorcido por fatores como: interferência da rede elétrica (50 ou 60 Hz), movimentação dos eletrodos, respiração do paciente (0,15 - 0,3 Hz), interferência muscular (0 - 10 kHz) e o uso de equipamentos médicos que trabalham em paralelo com o eletrocardiógrafo (100 kHz até 1 MHz) [9].

Desse modo, visando explorar uma técnica que consiga identificar os picos R e auxiliar a análise clínica, o presente trabalho possui como foco, alterar a metodologia de Pan & Tompkins [3] com o intuito de aumentar a eficiência na detecção dos picos R.

Materiais e métodos

A detecção dos picos R foi realizada baseada na metodologia de Pan & Tompkins [3].

Metodologia de Pan & Tompkins – A metodologia original de Pan & Tompkins [3] foi construída em 6 fases: 1) Filtro passa baixa, 2) Filtro passa alta, 3) Derivação do sinal, 4) Potenciação a base dois do sinal, 5) Filtro média móvel e 6) Limiares auto ajustáveis para detecção dos picos R.

O filtro utilizado para extrair o complexo QRS na metodologia original foi um passa faixa centrado nas frequências de 5-17 Hz. O filtro derivativo, proposto originalmente por Pan & Tompkins [3], é implementado pelo sistema descrito pela Eq (1), onde z , representa a transformada z . Esta etapa da metodologia tem como propósito selecionar somente as informações do complexo QRS [3].

$$H(z) = 0,1(-2z^{-2} - z^{-1} + z^1 + 2z^2) \quad (1)$$

Após a derivada do sinal, as amplitudes são acentuadas e os valores negativos retirados com a potenciação quadrática. Por conseguinte, o sinal é aplicado em um filtro média móvel de 30 amostras (150 ms). Em seguida, o sinal após o filtro média móvel é submetido aos limiares auto ajustáveis para identificar os picos R.

Alterações na metodologia – A primeira alteração aplicada neste trabalho foi a substituição nos filtros utilizados para eliminar as interferências no ECG. Um filtro passa altas Butterworth de ordem 6 com frequência de corte 5,5 Hz foi utilizado para eliminar as interferências de baixa frequência. Para atenuar as interferências de alta frequência, o filtro Savitzky-Golay de ordem um com tamanho de janela de onze amostras foi utilizado [10]. O filtro possui como característica, suavizar as variações de amplitude e, conseqüentemente, retirar as interferências de alta frequência [11].

A Figura 1 ilustra o sinal ECG filtrado. Primeiramente, o sinal é apresentado sem filtragem (Figura 1 – a). Em seguida, a Figura 1 – b ilustra o ECG filtrado pela metodologia original de Pan & Tompkins. Por último, a Figura 1 - c ilustra o ECG filtrado pelos filtros Butterworth e Savitzky-Golay.

Apesar de manter parte das componentes de alta frequência, os filtros utilizados neste trabalho e apresentado na Figura 1 – c conseguiram ressaltar com maior eficiência o pico R quando comparada à Figura 1 – b.

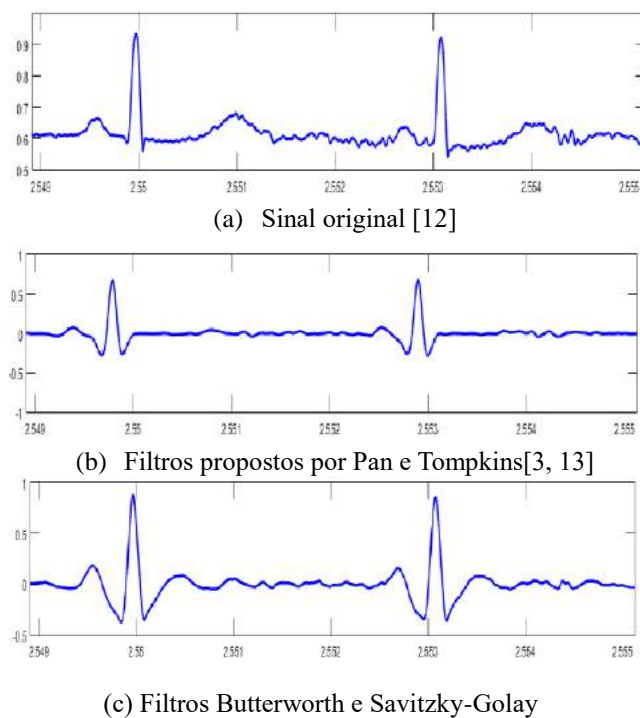


Figura 1: Diferenças entre o sinal inalterado (a), filtros propostos por Pan e Tompkins (b) e os filtros Butterworth e Savitzky-Golay (c).

Outra alteração feita no algoritmo de Pan & Tompkins [3] foi a substituição do filtro derivativo apresentado na Eq (1). Nessa etapa, foi utilizado o seguinte sistema representado pela Eq (2) [5]

$$H(z) = \frac{1 - 1,25z^{-1} + 0,25z^{-5}}{1 - z^{-1}} \quad (2)$$

A última alteração proposta em relação a metodologia original de Pan & Tompkins [3] consiste na inclusão de uma nova etapa, um bloco de decisão. Nesta etapa, as distâncias RR dos picos são calculadas e, caso esta distância for menor que 100 amostras, o pico com maior amplitude é considerado como pico R, sendo o outro descartado [4].

Sinais de ECG analisados – Os sinais do ECG utilizados neste trabalho foram retirados do banco de dados de arritmias do MIT-BIH [12], o mesmo utilizado por Pan & Tompkins no trabalho original [3]. Somente a gravação 207 foi desconsiderada pois trata-se de um episódio de fibrilação ventricular.

Análise dos resultados – O primeiro passo para realizar as análises dos resultados foi a contagem dos falsos positivos (FP), que são os picos identificados pelo algoritmo mas não correspondem aos picos R. Em seguida, foram identificados os falsos negativos (FN) e os verdadeiros positivos (TP). Os falsos negativos são picos R que o algoritmo deixou de identificar e os verdadeiros positivos são os picos R identificados corretamente. Para conseguir determinar estes valores, os picos encontrados neste trabalho foram comparados com os picos R fornecidos pelo MIT-BIH [12]. Em seguida, calculou-se a acurácia (Ac), sensibilidade (Se) e o valor preditivo positivo (Pp). Estes valores representam, respectivamente, a precisão do algoritmo em identificar picos R, a capacidade do algoritmo em identificar os verdadeiros positivos e a probabilidade do algoritmo encontrar um pico e este pico ser de fato um pico R. Estes parâmetros foram calculados de acordo com as seguintes equações:

$$Ac = \frac{TP}{TP + FP + FN} \quad (3)$$

$$Se = \frac{TP}{TP + FN} \quad (4)$$

$$Pp = \frac{TP}{TP + FP} \quad (5)$$

Resultados

Utilizando a quantidade de FP, FN e TP encontrados a partir da comparação das posições dos picos R disponibilizados pelo MIT-BIH [12] com as posições encontradas pelo algoritmo proposto neste trabalho, foi possível calcular os valores de acurácia (Ac) descrito pela Eq (3), sensibilidade (Se) descrito pela Eq (4) e o preditivo positivo (Pp) descrito pela Eq (5). Estes valores foram: 99,58 %, 99,70 % e 99,80 %, respectivamente. Os valores encontrados na metodologia de Pan & Tompkins [3] foram: acurácia de 99,28 %, sensibilidade de 99,75 % e preditivo positivo de 99,53 %.

Discussões

Quando comparado a metodologia original de Pan & Tompkins [3], as modificações nos filtros propostos conseguiram ressaltar com maior eficiência o pico R em relação as outras ondas do ECG. O resultado deste comportamento pode ser observado na Figura 2.

A Figura 2 – a ilustra os picos identificados utilizando os filtros originais. Neste caso, foram identificados 3 picos, sendo dois falsos positivos e um verdadeiro positivo. Em seguida, a Figura 2 – b ilustra os picos identificados utilizando os filtros propostos. Como é possível observar, um falso positivo foi eliminado em relação a Figura 2 – a. O uso dos filtros propostos neste trabalho conseguiu amplificar o pico R de uma maneira mais efetiva e facilitou a identificação dos picos pelos limiares auto ajustáveis.

A alteração proposta no filtro derivativo atingiu resultados similares ao filtro proposto por Pan & Tompkins [3]. Esta similaridade é explicada devido as frequências de corte nos filtros. O filtro derivativo, proposto originalmente e descrito pela Eq (1), se comporta como um filtro passa faixa com frequências de corte entre 30 e 60 Hz. O filtro descrito na Eq (2), que substituiu o filtro derivativo, possui o comportamento de um filtro passa alta com frequência de corte de 28 Hz. Como o filtro Savitzky-Golay eliminou as interferências de alta frequência, os ECGs filtrados pelas Eq (1) e Eq (2) se assimilaram, consequentemente, esta modificação pôde ser utilizada como uma alternativa para selecionar o complexo QRS.

Após o filtro derivativo, o sinal ECG foi submetido as etapas posteriores descritas por Pan & Tompkins [3], estes são: quadratura do sinal, filtro média móvel e limiares auto ajustáveis. Os limiares, detalhados no artigo original [3], levam em consideração o ECG após o filtro média móvel e o ECG após os filtros passa baixa e passa alta.

Após os limiares auto ajustáveis encontrarem os picos no ECG, o bloco de decisão descrito na metodologia deste trabalho verificou a proximidade dos picos adjacentes e determinou se estes são picos R. A Figura 2 – c ilustra o funcionamento bloco de decisão. Como os dois picos identificados na Figura 2 – b possuem uma distância menor que 100 amostras, o bloco de decisão selecionou o pico com maior amplitude como sendo pico R e descartou o outro pico identificado. Desta forma, foi possível identificar corretamente o único pico R do segmento de ECG analisado.

Fica explícito a importância do bloco de decisão nos sinais 105, 108 e 222 do MIT-BIH [12]. Inicialmente, a metodologia original de Pan & Tompkins [3] relatou que para estes sinais, a quantidade de falsos positivos foi de 67, 199 e 101, respectivamente. As modificações propostas neste trabalho conseguiram reduzir estes valores para: 25, 28 e 3. O motivo que originalmente resultou esta grande quantidade de falsos positivos foi a qualidade que estes ECGs foram registrados. Os sinais

citados acima são ruidosos e contêm várias amplitudes que podem ser facilmente confundidas como picos R. Como estas amplitudes estão localizadas próximas dos picos R, o bloco de decisão conseguiu eliminar estes falsos positivos.

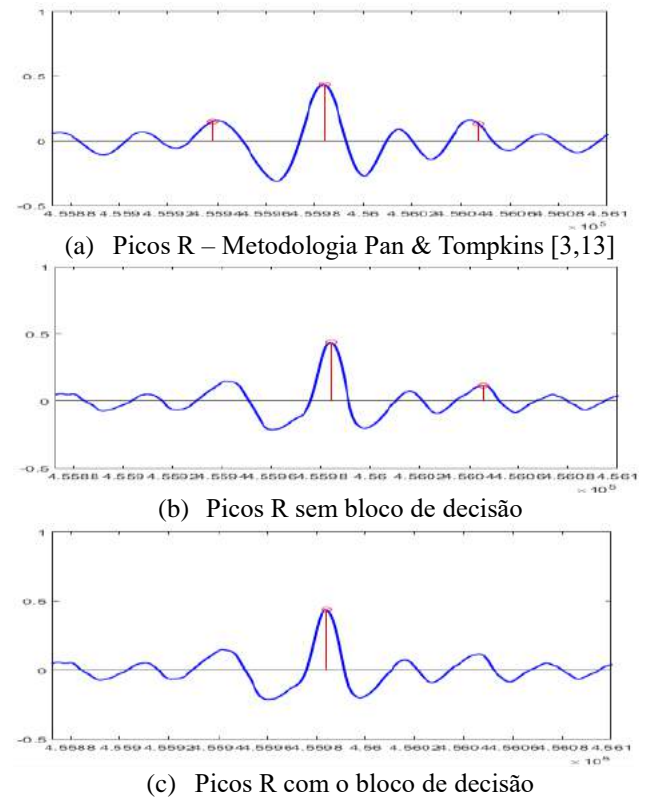


Figura 2: Comparação dos picos R encontrados.

Analisando as modificações feitas no algoritmo de Pan & Tompkins [3], é possível observar que o filtro passa baixa Savitzky-Golay e passa alta Butterworth propostos neste trabalho conseguiram ressaltar com maior eficiência os picos R quando comparado aos filtros propostos pela metodologia original [3]. A inclusão do bloco de decisão foi fundamental para eliminar falsos positivos, principalmente em sinais ruidosos.

Comparando os resultados da metodologia de Pan & Tompkins [3] com os resultados obtidos neste trabalho, é possível visualizar um aumento na acurácia e no preditivo positivo. Estes resultados demonstram que as modificações reduziram a quantidade de falsos positivos detectados. A variação da sensibilidade entre as metodologias demonstra que as alterações propostas neste trabalho diminuíram a capacidade do algoritmo em identificar os picos R, consequentemente, ocorreu um aumento na quantidade de falsos negativos. Esta diferença simples de 0,05 % entre as sensibilidades é compensada com a melhora significativa do algoritmo em eliminar os falsos positivos.

Uma das dificuldades encontradas no algoritmo foi a detecção dos picos R em situações onde ocorre a súbita variação das amplitudes. A Figura 3 demonstra esse tipo de comportamento. A metodologia trabalha com um

limiar que detecta os picos R e uma média dos oito intervalos RR anteriores. Quando o paciente sofreu uma contração prematura atrial, a amplitude do novo pico e o intervalo do seu acontecimento impossibilitou a detecção do batimento cardíaco.

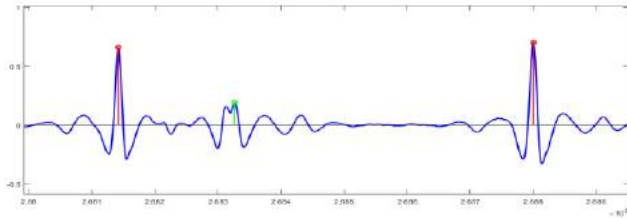


Figura 3: Falso negativo, representados em verde. E os picos corretamente encontrados pelo algoritmo, representados em vermelho. Sinal analisado 201.

Conclusão

As modificações propostas neste trabalho melhoraram a capacidade do algoritmo em eliminar os falsos positivos. A pequena queda na sensibilidade demonstra que as modificações aumentaram a quantidade de falsos negativos, este aumento, apesar de indesejável, é desprezível quando comparado a quantidade de falsos positivos eliminados.

Futuramente, os picos R encontrados poderão ser analisados e classificados, utilizando aprendizagem supervisionada de máquina.

Agradecimentos

A CAPES por financiar o programa Ciências sem Fronteiras que possibilitou o contato com a área estudada.

Referências

- [1] Sadhukhan D, Mitra M. R-peak detection algorithm for ECG using double difference and RR interval processing. *Procedia Technology*. 2012; 4:873-877.
- [2] Merah M, Abdelmalik TA, Larbi BH. R-peaks detection based on stationary wavelet transform. *Computes Methods and Programs in Biomedicine*. 2015; 121:149-160.
- [3] Pan J, Tompkins WJ. A real-time QRS detection Algorithm. *IEEE transactions on biomedical engineering*. 1985; 33:230-235.
- [4] Yeh C, Wang WJ. QRS Complex Detection for ECG Signal: The Difference Operation Method. *Computer Methods and Programs in Biomedicine*. 2008; 3: 245-254.
- [5] Leal FS, Toledo MM, Godoy CMG, Coelho RC. Algoritmo para detecção de picos de ondas características do ECG. *Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica*. 2014; 24: 905-908.
- [6] Aguiar CB, Carvalho RGG, Regis CDM. Algoritmo de detecção de complexos QRS e análise do ritmo e da intensidade cardíaca para sinais de ECG de extenso período de tempo. *Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica*. 2014; 24: 1345-1348.
- [7] Paikrao PD, Shinde DP, Ingale VV. Detection Algorithm for ECG wave. In: *IEEE international Conference of Emerging Trends in Networks and Computer Communications*. 2011; Abril 22-24; Udaipur. Índia. 2011. p. 421-423
- [8] Mahmoodabadi SZ, Ahmadian A, Abolhasani MD, Eslami M, Bidgoli JH. ECG Feature Extraction Based on Multiresolution Wavelet Transform. In: *Proceedings of the 27th Annual International Conference of IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*; 2005 Setembro 1-4; Shanghai, China. 2005. p. 3902-3905.
- [9] Friesen GM, Jannet TC, Jadallah MA, Yates SL, Quint YS, Nagle HT. Comparison of the Noise Sensitivity of Nine QRS Detection Algorithms. *IEEE transactions on biomedical engineering*. 1990; 37: 85-98.
- [10] Savitzky A, Golay MJE. Smoothing and Differentiation of Data by Simplified Last Squares Procedures. *Analytical Chemistry*. 1964; 36: 1627-1639.
- [11] Hargittai S. Savitzky-Golay Least-Squares Polynomial Filters in ECG Signal Processing. In: *Proceedings of the 32th Annual International Conference of IEEE Computers in Cardiology*. 2005 setembro 25-28; Lyon, França. 2005. p. 763-766.
- [12] MIT-BIH. MIT-BIH arrhythmia database - records. <<http://www.physionet.org/physiobank/database/html/mitdbdir/records.htm>>, acesso em 18 de Abril de 2016.
- [13] Sedghamiz H. Complete Pan Tompkins Implementation ECG QRS detector. *Matlab Central File Exchange* <http://www.mathworks.com/matlabcentral/fileexchange/45840-complete-pan-tompkins-implementation-ecg-qrs-detector/content/pan_tompkins.m>, acesso em 18 de abril de 2016.

NON-SUPERVISED CLUSTER PARTITION AND OUTLIER REMOTION: EVALUATION IN A BCI FOR GAIT PLANNING RECOGNITION

Denis Delisle-Rodriguez*, Ana Cecilia Villa-Parra*, Alberto López-Delis**, Anselmo Frizzera-Neto*, Eduardo Rocon***, and Teodiano Freire-Bastos*

* Postgraduate Program in Electrical Engineering, Federal University of Espirito Santo, Brazil

** Biophysics Medical Center, University of Oriente, Santiago de Cuba, Cuba

***Group of Neural and Cognitive Engineering, CSIC, Spain

e-mail: delisle05@gmail.com

Abstract: This work presents a method for clusters partition and outlier remotion, which can be used to improve the pattern separation, but preserving discrete useful patterns. The Mahalanobis distance and representation entropy are here used to obtain partitions of each clusters, while Davies Bouldin, I , Calinski-Harabasz, and Silhouette indices are tested to select the partitions that provide an acceptable separation. The proposed method was used in a learning stage of a BCI to recognize gait planning. Results indicate an improvement of gait planning recognition, as well as the homogeneity detection throughout the time.

Keywords: BCI, clusters analysis, clusters partition, gait preparation, gait planning.

Introduction

A brain-computer interface (BCI) can provide people with severe motor disabilities a direct control on robotic exoskeletons, using patterns related to motor intention, such as slow cortical potentials (SCPs) and event-related desynchronization/synchronization (ERD/ERS) [1]-[4]. Several works have used the anticipation information (from -2.0 s before movement) from EEG [1]-[2], in order to obtain more natural onset movements and improve the neural injury repair. In addition, BCIs based on imagery tasks have been also applied, using motor pattern recognition to provide a direct control on the device [2],[4].

Motor anticipation recognition is a hard task, due to the intra-subject reaction time variability, EEG variability, and others unknown criteria such as, event duration. Nowadays, several BCIs use supervised methods to recognize motor planning [1],[2],[4], where the performance can be affected by patterns selected in the learning stage.

The aim of this work is to propose a non-supervised method for clusters partition and outliers remotion, which can be used to improve pattern separation, preserving useful patterns of discrete events. The proposed method was validated in a BCI to recognize gait planning.

Materials and methods

Protocol – Six healthy subjects without lower limb injury or locomotion deficits were selected to participate

in this study, which was approved by the Ethics Committee of UFES (Brazil). EEG electrodes were located on the positions FC3, FC1, FCz, FC2, FC4, C5, C3, C1, Cz, C2, C4, C6, CP5, CP3, CP1, CPz, CP2, CP4, CP6 and Pz, according to the international 10-20 system. BrainNet BNT 36 was used to measure the EEG signals, using a band-pass filter from 0.1 to 100 Hz, a 60 Hz notch filter, and a sampling rate of 400 Hz. The reference electrodes were located on earlobes A1 and A2, and the ground electrode was located between the eyebrows. The acquisition system was attached to a mobile platform in order to follow the subjects during walking. The subjects were cued through a visual and sound stimulus, to execute several motor tasks related to knee, including gait (two normal steps) during six sessions, with 3 min of rest. The walking task has 4 trials per session, 7 s of duration. All subjects were asked to do not use their arms for getting extra support. Additional sensors as goniometer and footswitch were used on the right leg to locate the following gait phases: planning (-1.5 s to 0 s, from gait onset or pre-swing), and stop (0 to $+1.0$ s, from offset). The rest phase was selected from 0 s to $+2.5$ s, using the stimulus signal as reference during stand rest position.

Approach – Figure 1 shows a general description of the proposed method. The approach is composed of the following steps: (1) 70 % of the patterns are randomly selected from each original cluster C_i to obtain K sub-clusters, where K value is the number of classes; (2) Mahalanobis distance (MD) is used to selected from the original cluster the nearest patterns to each sub-cluster; (3) the representation entropy (HR) is computed for each new sub-cluster, where a low value is related to high redundancy [5]; (4) storage of the new sub-clusters if all

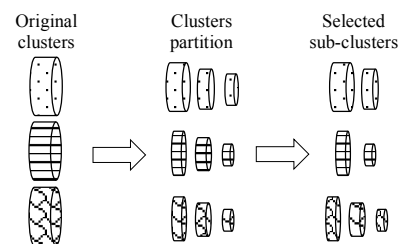


Figure 1: Representation of clusters partition process and outlier remotion.

Table 1: Performance of the gait planning recognition using the BCI based on pattern selection.

Sub	Non-patterns Selection		I		Davies-Bouldin		Calinski-Harabasz		Silhouette	
	TPR	PPV	TPR	PPV	TPR	PPV	TPR	PPV	TPR	PPV
8	0.67 ± 0.10	0.57 ± 0.18	0.89 ± 0.10	0.59 ± 0.14	0.88 ± 0.09	0.59 ± 0.15	0.85 ± 0.16	0.58 ± 0.14	0.66 ± 0.10	0.63 ± 0.14
9	0.47 ± 0.18	0.53 ± 0.09	0.40 ± 0.13	0.51 ± 0.13	0.61 ± 0.20	0.50 ± 0.13	0.45 ± 0.32	0.42 ± 0.03	0.44 ± 0.13	0.45 ± 0.03
10	0.41 ± 0.19	0.44 ± 0.13	0.49 ± 0.26	0.47 ± 0.03	0.41 ± 0.28	0.58 ± 0.17	0.45 ± 0.36	0.57 ± 0.23	0.53 ± 0.41	0.58 ± 0.21
14	0.78 ± 0.09	0.67 ± 0.08	0.61 ± 0.14	0.62 ± 0.08	0.61 ± 0.17	0.63 ± 0.10	0.64 ± 0.15	0.66 ± 0.08	0.70 ± 0.17	0.67 ± 0.10
15	0.29 ± 0.18	0.37 ± 0.17	0.25 ± 0.10	0.35 ± 0.10	0.26 ± 0.05	0.46 ± 0.26	0.42 ± 0.22	0.43 ± 0.04	0.32 ± 0.00	0.37 ± 0.09
16	0.73 ± 0.11	0.53 ± 0.03	0.71 ± 0.09	0.50 ± 0.10	0.79 ± 0.04	0.52 ± 0.09	0.78 ± 0.04	0.51 ± 0.06	0.65 ± 0.16	0.53 ± 0.10

TPR, true positive rate; PPV, predictive positive value

HR values are lower than the previously selected sub-clusters; (5) return to step (2) for 2000 iterations, and go to step (1) if the HR values remain constant; (6) after obtaining all subset C_{ik} , a threshold value related to the minimum class rate is computed for each cluster; (7) obtain subsets combination that present an acceptable separation, and class rate higher than the threshold value; (8) a validation index is used to obtain the subsets with higher separability. Here, Davies-Bouldin, I , Calinski-Harabasz, and Silhouette indices were tested [6],[7].

Davies-Bouldin index is used to compute a threshold value related to the minimum class rate, using the following expression:

$$CS_i^{Th} = CS_i \times \frac{1/(DB_{ext}^i/DB_{in}^i)}{\sum_{i=1}^K \frac{1}{1/(DB_{ext}^i/DB_{in}^i)}}, \quad (1)$$

where CS_i^{Th} is the minimum proportion of cluster i between the selected sub-clusters, CS_i is the proportion of the original cluster i , K is the total number of classes, and DB_{ext} and DB_{in} are the inter and intra Davies-Bouldin index, respectively, computed on the selected sub-clusters.

Evaluation – Six subjects were analyzed, with electrode location FC3, FC1, C3, C4, Cz, CP1, CP2, and Pz, in a similar way as done by [1]-[3]. Cross-validation technique ($k = 3$) was used to isolate the sessions into both training and validation set, respectively, in order to evaluate the approach in a BCI. The BCI is based on Weighted Average Reference spatial filter [8], non-supervised feature selection [9], and Support Vector Machine (SVM) with Radial Basic Function [10], to recognize gait planning. Here, the regularization parameters (C and σ) of SVM were self-adjusted, using a cross-validation technique ($k = 2$) with the training set and the PNM metric. PNM measures the combined misclassification in the prediction of each class (resting from stand position, and gait planning) [11].

$$PNM_i = \frac{(C_{ii} - \sum_{j=1, j \neq i}^K C_{ij}) + (C_{ii} - \sum_{i'=1, i' \neq j}^K C_{i'j})}{\sum_{j=1}^K C_{ij} + \sum_{i'=1}^K C_{i'j}}, \quad (2)$$

where C_{ij} is an element of the confusion matrix that corresponds to the row i and column j , and K is the total number of classes.

Several features were explored on Cz, CP1, and CP2 locations, in order to obtain the feature vector from time and frequency domains, such as: reference-free EEG raw, mean absolute value, wavelength, fractal dimension from Sevcik's and Higuchi, slope wave from the motor related cortical potential, and band power (BP). BP was computed through the Fast Fourier Transform from the subject-specific bands (mu-ERD, beta-ERD, beta-ERS, and gamma-ERS) that present significant ERD/ERS patterns ($\alpha = 0.05$), using a frequency range of 5 to 90 Hz with a resolution of 1 Hz [4],[12]. Subject-specific bands related to ERD and gamma-ERS potentials were obtained from planning interval (-1.5 to 0.5 s from the onset reference). The slope wave from motor related cortical potential is computed after applying a low-pass filter of 4 Hz (Butterworth, 3rd order), and a cubic fit line. The feature vectors were extracted from reference-free EEG raw through a sliding window of 250 ms in length for each sample.

True positive rate (TPR) and predictive positive value (PPV) were used to evaluate the BCI performance, using the approach for pattern selection.

Results

Figures 2b-2d show the selected sub-clusters on subject 8 from the original clusters during one k -fold, using the validation indices I , Davies-Bouldin, Calinski-Harabasz, and Silhouette, respectively. Table 1 shows the performance of the BCI based on the proposed method for patterns selection during gait planning recognition. Here, the performance without patterns selection was presented, in order to compare both paradigms. Figures 3a-3e present all trials used to validate the BCI for subject 8, and the patterns detected throughout all time pre-selected as gait planning (-1.5 s to 0 s, before the gait onset).

Discussion

Figures 2b-2d show discrepancies between the validation indices used for patterns selection during the learning stage. The approach can be used to divide each original cluster in K sub-clusters, where K is the total numbers of the learning stage to obtain a model with less complexity and improve the classification. Table 1 shows that the

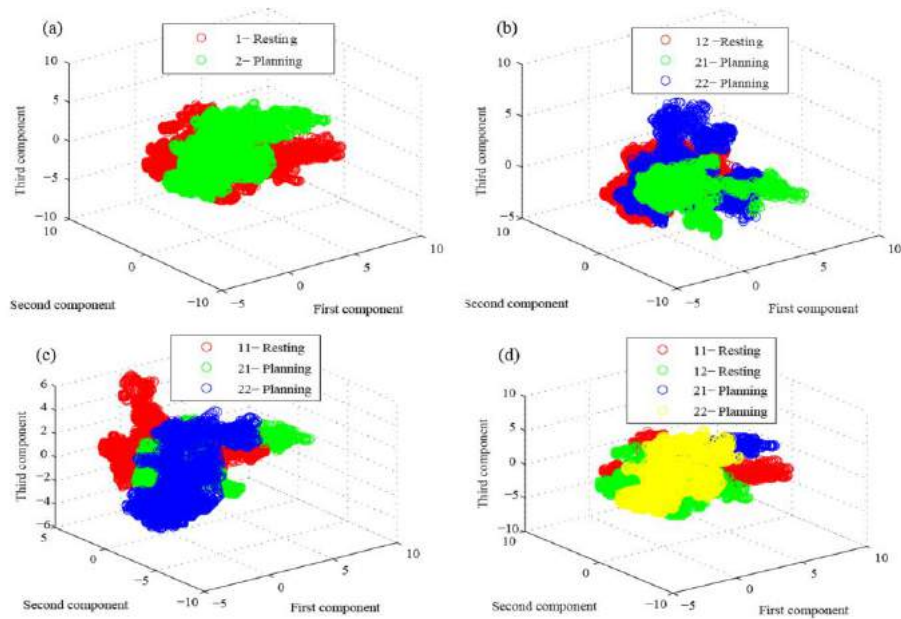


Figure 2: Representation of the selected patterns on subject 8 from the original clusters; a) original clusters; b) \mathcal{J} , c) Davies-Bouldin, and Calinski – Harabasz; d) Silhouette.

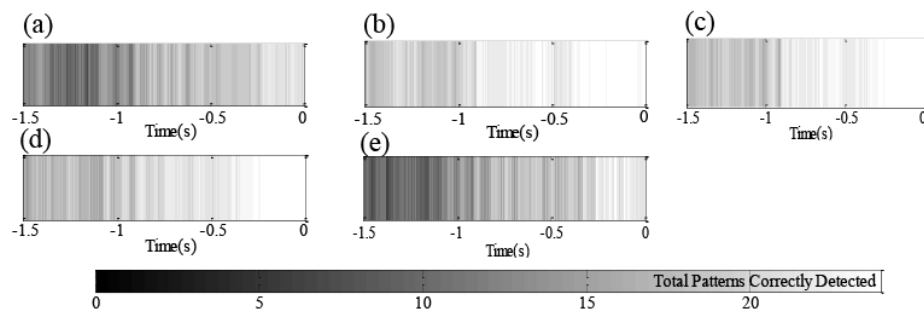


Figure 3: Representation for the subject 8 of the pattern recognition throughout the time considered as gait planning using the selected patterns from; a) original clusters; b) \mathcal{J} , c) Davies-Bouldin; d) Calinski – Harabasz; e) Silhouette.

classes. The selected sub-clusters were renamed during BCI based on the non-supervised pattern selection during the learning stage can be used to improve the gait planning detection. For subject 14, this BCI presented acceptable values of $TPR \geq 0.61$ and $PPV \geq 0.62$, but lower values than the BCI that uses the original clusters. In addition, the BCI based in Silhouette index for pattern selection, on subjects 10 and 14, has shown better performance than the other indices. However, similar precision values were obtained on subject 10 for Davies-Bouldin and Calinski-Harabasz indices. On the other hand, the BCI based on pattern selection using Davies-Bouldin and Calinski-Harabasz indices, presented a computational cost lower than the Silhouette index, in addition to a higher performance. This BCI shows a better performance on subject 8, however, the more homogenous recognition throughout the time considered as gait planning was obtained for the BCI based on non-supervised patterns selection, as shown in Figure 3.

These results suggest that the proposed method can isolate from the planning class the patterns nearest to the resting class. The results also show that this method for non-supervised pattern selection can be used in a BCI during the learning stage to improve the gait planning

recognition. In addition, the combinations of Mahalanobis distance and representation entropy has shown being suitable to obtain sub-clusters from original clusters. However, others methods based on distance can also be explored to obtain sub-clusters, but the representation entropy is based on the principal components of the clusters [5], which is suitable to obtain the sub-clusters with low redundancy.

Conclusion

A new non-supervised method is here proposed for pattern selection that preserves the useful patterns of discrete events on the clusters. As highlight, a new focus was proposed from this approach combined with a non-supervised method for feature extraction [9], to improve the learning stage of a BCI for gait planning recognition. In future works, others methods for clusters partition will be explored.

Acknowledgements

Authors would like to thank CNPq and CAPES for supporting this research.

References

- [1] Jiang N, Gizzi L, Mrachacz-Kersting N, Dremstrump K, Farina D. A brain-computer interface for single-trial detection of gait initiation from movement related cortical potentials. *Clinical Neurophysiology*. 2015; 126: 154-159.
- [2] Xu R, Jiang N, Lin Ch, Mrachacz-Kersting N, Dremstrump K, Farina D. Enhanced low-latency detection of motor intention from EEG for closed-loop brain-computer interface application. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*. 2014; 61(2): 288-296.
- [3] Hortal E, Marquez E, Costa A, Piñuela E, Salazar R, Pérez S, Del-Alma A J, Gil A, Azorin J M. Starting and finishing gait detection using a BMI for spinal cord injury rehabilitation. *Intelligent Robots & System, IEEE*; 2015 sept 28 - Oct 2; p. 6184-6189.
- [4] Hashimoto Y, Ushiba J. EEG-based classification of imaginary left and right foot movements using beta rebound, *Clinical Neurophysiology*. 2013; 124: 2153-2160.
- [5] Mitra P, Murthy C A, Pal S K. Unsupervised feature selection using feature similarity, *IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence*. 2002; 24 (3): 301-312.
- [6] Maulik U, Bandyopadhyay S. Performance evaluation of some clustering algorithms and validity indices. *IEEE Transactions on patterns analysis and machine intelligence*. 2002; 24(12): 1650-1654.
- [7] Petrovic S. A comparison between the silhouette index and the davies-bouldin index in labelling ids clusters. *Proceedings of the 11th Nordic Workshop of Secure IT Systems*. 2006; p. 53-64.
- [8] Pfurtscheller G., Neuper Ch., Berger J, Source localization using event-related desynchronization (ERD) within the alpha band, *Brain Topography*. 1994; 6 (4): 269- 275.
- [9] Delisle D, Villa A C, López A, Frizera A, Rocon E, Freire T. Non-Supervised Feature Selection: Evaluation in a BCI for Single-Trial Recognition of Gait Preparation/Stop. *International Conference on Neurorehabilitation*; 2016; accepted.
- [10] Lotte F, Congedo M, Lécuyer A, Lamarche F, Arnaldi B. A review of classification algorithms for EEG-based Brain-Computer Interfaces. *Journal of Neural Engineering*. 2007; 4: 24-48.
- [11] Castro MC, Arjunan S, Kumar D, Selection of suitable hand gestures for reliable myoelectric human computer interface, *Biomedical Engineering Online* (2015), 14(30), pp 1-11
- [12] Pfurtscheller G, Graimann B, Huggins J. E, Levine S. P, Schunh L. A, Spatiotemporal patterns of beta desynchronization and gamma synchronization in corticographic data during self-paced movement, *Clinical Neurophysiology*, 114 (2003) 1226-1236.

MÉTODOS DE APRENDIZAGEM DE MÁQUINA NO AUXÍLIO À CLASSIFICAÇÃO DA MARCHA EM PARKINSONIANOS

Hugo A. Souza****, Leonardo Melo de Medeiros*** e Marcelo Costa Oliveira ****

*Instituto de Computação, Maceió, Brasil.

** Universidade Federal de Alagoas, Maceió, Brasil.

***Instituto Federal de Alagoas, Maceió, Brasil.

e-mail: hasppgi@ic.ufal.br

Resumo: Nos últimos anos o diagnóstico da Doença de Parkinson vem avançando graças aos investimentos realizados em pesquisas e a evolução dos aparatos computacionais. Através da computação pesquisadores estão ampliando seus conhecimentos sobre a doença, influenciados por informações cada vez mais precisas, que vão desde o monitoramento de gestos, distúrbios vocais à identificação de alterações genéticas. Por meio de técnicas de avaliação da marcha é possível estudar deficiências na marcha em portadores da doença. Este artigo tem como objetivo avaliar a aplicação de algoritmos de predição na classificação de dados sobre a marcha humana em portadores da Doença de Parkinson e saudáveis, a partir de dados obtidos em uma base aberta. A partir de uma análise na literatura, foram aplicados os seguintes algoritmos de predição: Árvores de Decisão e Máquinas de Vetores de Suporte; utilizando uma base de dados aberta na internet. Foi possível verificar que a maioria dos algoritmos utilizados na pesquisa obteve alta taxa de precisão na classificação dos dados selecionados. As maiores taxas de precisão entre os algoritmos utilizados foram 100% em Árvores de Decisão, 94,2% em SVM e 90% em *k-NN*.

Palavras-chave: Classificação de Dados, Processamento de Sinais, Aprendizagem de Máquina, SVM, *k-NN*.

Abstract: *In recent years the diagnosis of Parkinson's disease has advanced thanks to investments in research and the development of computational devices. Computing researchers are expanding their knowledge about the disease, influenced by increasingly accurate information, ranging from the monitoring of gestures, voice disorders to identify genetic changes. Through gait evaluation techniques it is possible to study deficiencies in the march with the disease. This article aims to evaluate the application of prediction algorithms in data classification on the human gait in patients with Parkinson's disease and healthy, from data obtained in an open base. From an analysis of the literature, the following prediction algorithms were applied: Decision Trees and Support Vector Machines; using an open database on the Internet. It was verified*

*that most of the algorithms used in the research obtained high accuracy rate in the classification of selected data. The highest accuracy rates between the algorithms used were 100% in decision trees, SVM 94.2% and 90% in *k-NN*.*

Keywords: *Data classification, Signal Processing, Machine Learning, SVM, *k-NN*.*

Introdução

A Doença de Parkinson (DP) é uma doença crônica e degenerativa do sistema nervoso central, caracterizada, principalmente, por distúrbios motores e disfunções posturais [1]. Durante a locomoção o paciente com Parkinson apresenta alterações hipocinéticas caracterizadas pela redução do comprimento dos passos, da velocidade e aumento do tempo de duplo apoio. Há redução da amplitude de movimento das articulações do quadril, joelho, tornozelo e da rotação do tronco, assim como redução ou ausência de movimentos membros superiores durante todo o ciclo de marcha [2].

A avaliação da marcha é um instrumento clínico de avaliação prática e de fácil acesso. Há avaliações como as têmporo-espaciais que avaliam características como velocidade, cadência, tempo de ciclo da marcha, de forma descritiva e concisa, dessa forma, diversos tipos de instrumentos de avaliação têm sido propostos com o intuito de quantificar estas variáveis da marcha parkinsoniana e assim, caracterizá-las tanto no pré e pós-tratamento quanto na comparação com pessoas saudáveis [3].

Através da Aprendizagem de Máquina (AM) é possível utilizar técnicas de classificação de dados com o intuito de detectar padrões e auxiliar na resolução de problemas complexos do mundo real. Um algoritmo preditivo em AM é uma função que, dado um conjunto de exemplos rotulados, constrói um estimador. Um rótulo é um conjunto de valores em um determinado domínio, quando se tratar de um conjunto de valores nominais, tem-se um problema de classificação, e o estimador criado é uma classificação, caso contrário, se o domínio for um conjunto infinito e ordenador de valores, tem-se um problema de regressão, e é criado um regressor [4]. Alguns dos principais algoritmos

utilizados para resolver esses tipos de problemas, são [4]: Árvores de Decisão; Aprendizado Bayesiano; k -Vizinho mais Próximo (k -NN); Máquinas de Vetores de Suporte (SVM).

Os métodos citados já possuem um amplo estudo e utilização entre muitas áreas, que vão das ciências biológicas às exatas. Porém, um desafio também é prover a comunidade e aos profissionais de áreas como a saúde dados de qualidade, tendo em vista a grande quantidade de especificidades existentes. São muitas doenças e suas informações que precisam ser confiáveis para o seu diagnóstico e tratamento [5] [6]. A DP é um mal que já está sendo estudado através de diversos aparatos tecnológicos, utilizando a computação como uma das principais ferramentas de auxílio ao diagnóstico e tratamento da doença. Os algoritmos preditivos já podem ser encontrados em pesquisas relacionadas à DP, a exemplo das Árvores de Decisão no auxílio a precisão do diagnóstico em pacientes portadores da doença [7]; assim como o uso de Redes Bayesianas para auxiliar na predição da demência em doentes[8]; para determinar heterogeneidade clínica em recém-diagnosticados com DP por meio de k -NN[9] e; SVM na classificação da marcha em parkinsonianos[10].

Foi possível identificar que muitos dos trabalhos de algoritmos preditivos aplicados à DP utilizam metodologias semelhantes, no entanto podem ser diferenciadas, principalmente, entre dados utilizados, características extraídas e resultados obtidos. E o que mais se destaca, a depender do algoritmo, é o resultado da precisão de um trabalho para outro pode que ser bem variada. O uso de AM na classificação da marcha em portadores da doença pode ser um relevante instrumento de auxílio aos profissionais da saúde no que se refere ao diagnóstico e tratamento [11].

Este artigo tem como objetivo avaliar a aplicação de algoritmos de predição, mais especificamente SVM, k -NN e Árvores de Decisão, na classificação de dados sobre a marcha humana em portadores da DP e saudáveis.

Materiais e métodos

Com base em trabalhos, como os apresentados por Ma et al.[12] e Luo et al. [13], voltados à pesquisa em classificação de dados utilizando Aprendizagem de Máquina, a metodologia utilizada foi composta por quatro passos básicos: (1) Aquisição de dados; (2) Pré-processamento; (3) Extração de características; (4) Classificação.

(1) Aquisição de dados: a base de dados utilizada neste trabalho está disponível na internet, através do portal PhysioNet[14], que contém as medidas da marcha de 93 pacientes com Doença de Parkinson (idade média: 66,3 anos; 63% homens) e 73 saudáveis (idade média: 66,3 anos, 55% homens). Os registros de amostras de força de reação de caminhadas, usuais em solo vertical, possuem um ritmo auto selecionado de aproximadamente 2 minutos. Oito sensores, modelo Ultraflex Computer Dyno Graphy - Infotronic Inc.,

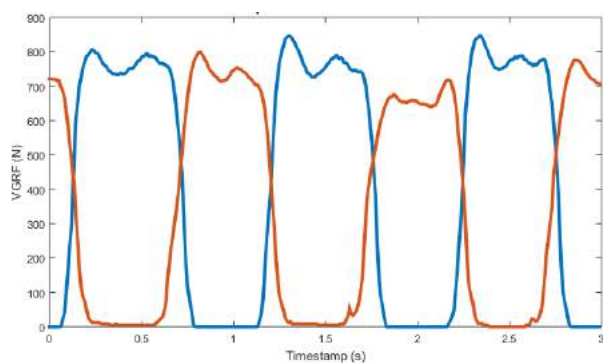
foram posicionados em cada pé dos pacientes com o objetivo de medir a força Força de Reação do solo Vertical (VGRF) dada em newtons por unidade de tempo. A saída de cada um destes 16 sensores foi digitalizada e gravada em 100 amostras por segundo, os registros também incluem dois sinais que refletem a soma das oito saídas do sensor para cada um dos pés.

(2) Pré-processamento: há sete tipos de dados identificados pela própria PhysioNet em pelo menos dezenove conjuntos de dados distribuídos em cada arquivo na base. Foram selecionados apenas dois destes tipos para este trabalho, a força total sob os pés esquerdo e direito. Técnicas de pré-processamento são frequentemente utilizadas para melhorar a qualidade dos dados. Apesar da boa organização da base de dados foi necessário integrar os dados distribuídos em diferentes conjuntos. A base está dividida em diversos arquivos texto agrupada por grupo de estudos. Os arquivos foram agregados em um único e, em seguida, identificados por grupos (Parkinsonianos e Controle).

(3) Extração de características: é uma técnica que pode reduzir a complexidade computacional em um sistema de dados. É a etapa em que as informações sobre a marcha são extraídas para descrever possíveis padrões. Dentre as características primárias extraídas dos dados utilizados estão os ciclos da marcha, dividido em duas fases [11]: apoio e balanço. Compõe a fase de apoio: contato inicial, médio apoio, apoio terminal e pré-balanço; a fase de balanço é composta pelo balanço inicial, médio e final. Porém, essas informações não estão explícitas nos dados, em sua maioria não passam de um conjunto de números e precisam ser processados para a interpretação dessas fases.

A ferramenta MATLAB versão R2015a foi utilizada neste trabalho a fim de facilitar a identificação não só das características, mas também a análise da VGRF através de funções relevantes, como a plotagem mostrada no exemplo da Figura 1. Ainda, obteve-se a extração das médias da VGRF média do pé esquerdo e a VGRF média do pé direito a partir do marco temporal (*timestamp*) das amostras, tanto dos pacientes portadores da DP quanto os sob controle, a fim de se obter parâmetros para classificação dos ciclos.

Figura 1: Amostra de dados da VGRF extraídos de sensores em ambos os pés de um paciente com DP.



(4) Classificação: foram utilizadas técnicas de Análise da Marcha na pesquisa para a detecção e classificação de determinadas manifestações motoras do ciclo de marcha [11]. Isso foi realizado de forma indireta por meio das técnicas de reconhecimento de padrões, onde se busca a classificação de objetos em um número de categorias ou classes [15]. Na área de reconhecimento de padrões as Árvores de Decisão, k - NN e as Máquinas de Vetores de Suporte têm se mostrado como técnicas recorrentes em diversas aplicações. Os algoritmos utilizados possuem semelhante método de classificação, onde basicamente a partir de uma matriz X e um conjunto de classes Y é avaliada a precisão da proximidade entre esses dois elementos. Porém, o que difere principalmente é a métrica do cálculo de distância entre dois pontos. A exemplo do algoritmo k - NN que foi utilizado um cálculo de distância entre dois pontos que é a distância Euclidiana cuja definição é $X = (x_1, x_2, \dots, x_n)$ e $Y = (y_1, y_2, \dots, y_n)$ dois pontos do \mathbb{R}^n .

Diferente do SVM Linear utilizado neste trabalho que separam os dados por meio de um hiperplano. Um SVM Linear define fronteiras lineares a partir de dados linearmente separáveis.

Seja T um conjunto de treinamento com n dados $x_i \in X$ e seus respectivos rótulos $y_i \in Y$, em que X constitui o espaço dos dados e $Y = \{-1, +1\}$. T é linearmente separável se é possível separar os dados das classes $+1$ e -1 por um hiperplano [3][6]. A equação de um hiperplano (2) tem $w \cdot x$ como produto escalar entre os vetores w e x , $w \in X$ é o vetor normal ao hiperplano descrito e $\frac{b}{\|w\|}$ corresponde à distância do hiperplano em relação à origem, com $b \in \mathbb{R}$.

$$f(x) = w \cdot x + b = 0 \quad (1)$$

Foram identificados 60 ciclos da marcha para treinamento dos registros dos pacientes adquiridos na PhysioNet, a partir dos atributos que representam a Força de Reação do solo Vertical de ambas as pernas dos pacientes, totalizando aproximadamente 420 mil atributos na qual representam a variável X , e foi determinada a variável Y como a sendo a binária, que identifica os Parkinsonianos e saudáveis.

A avaliação do desempenho dos classificadores foi realizada através da determinação da precisão. Dada duas classes, i e j , precisão é a proporção entre instâncias realmente pertencentes à classe i que são corretamente classificadas como $i(VP)$ e todas as instâncias classificadas $i(VP + FP)$ (3):

$$Precisão = \frac{VP}{VP + FP} \quad (2)$$

Por último, fora utilizada a validação cruzada para comprovar os resultados obtidos com a precisão dos classificadores. A validação cruzada é um procedimento estatístico bastante comum no âmbito de mineração de dados e Aprendizado de Máquina e consiste na partição de uma amostra de dados em subconjuntos [15]. Foram

utilizados basicamente três métodos de validação cruzada: *Holdout*, *Leave-one-out* e *k-fold*.

Resultados e Discussão

A classificação da marcha consiste em um método automático de extração de informações dos seus ciclos. Para gerar esta classificação foram utilizados quatro métodos preditivos: SVM Linear, SVM com Kernel de Gauss, k - $NN(1-n)$ e Árvore de Decisão. Dentre os resultados obtidos, o algoritmo de classificação que apresentou a melhor precisão foi o de Árvores de Decisão, como mostra a Tabela 1.

No primeiro resultado apresentado na Tabela 1 foi utilizada a validação mais simples que é a *Holdout*, na qual consiste na divisão das amostras em dois subconjuntos sendo um para teste e outro para treinamento [16].

Tabela 1: Classificação com validação *Holdout*.

Classificador	Precisão (%)
SVM Linear	93,2
SVM com Kernel de Gauss	50,0
k - NN	90,0
Árvores de decisão	100,0

Já ao aplicar as validações *Leave-one-out* e *k-fold* nos algoritmos foi possível observar uma considerável diferença na precisão entre eles, como é apresentada nas Tabelas 2 e 3. Essas validações possuem métodos semelhantes, já que *k-fold* consiste em dividir o conjunto total de dados em k subconjuntos mutuamente exclusivos do mesmo tamanho e *leave-one-out* divide um conjunto total de dados em k igual ao número total de dados N [16]. Para esta pesquisa k obteve o valor igual a 10. O algoritmo que teve menor precisão entre os quatro foi o de SVM com Kernel de Gauss, em ambas as validações utilizadas, possivelmente pela característica deste algoritmo em reduzir o *over-fitting* e *under-fitting* na perda da classificação.

Tabela 2: Classificação com validação *Leave-one-out*.

Classificador	Precisão (%)
SVM Linear	94,2
SVM com Kernel de Gauss	50,0
k - NN	85,8
Árvores de decisão	95,0

Tabela 3: Classificação com validação *k-fold*.

Classificador	Precisão (%)
SVM Linear	93,2
SVM com Kernel de Gauss	50,0

<i>k-NN</i>	89,2
Árvores de decisão	99,3

A Árvore de Decisão também se mostrou como o algoritmo com melhor precisão utilizando a validação cruzada. A proposta deste algoritmo em rotular cada subconjunto da divisão dos atributos por classes mais frequentes e escolher a divisão que tem menos erros pode ser uma boa prerrogativa para essas altas taxas de precisão.

Conclusão

Foi possível verificar que para classificação de dados relativos ao ciclo da marcha realizada em uma base de dados aberta, os métodos de AM apresentados, com a utilização de algoritmos preditivos, aplicado a dados de pacientes portadores da Doença de Parkinson e saudáveis resultou em sua maioria numa taxa de classificação superior à 90%, exceto *k-NN* e SVM com Kernel de Gauss. Esse estudo permitiu verificar o potencial de Árvores de Decisão e SVM Linear na precisão da classificação de dados. Todavia, acredita-se que através da utilização de mais características da marcha é possível ampliar os estudos em sua análise. Futuramente, pretende-se utilizar mais tipos de classificadores em mais características da marcha.

Referências

- [1] Dorsey ERAY. Parkinson Disease : A Global View *Neurol. J*, 2008; (68): 384–386.
- [2] Lana RC, Álvares LMRS, Nasciutti-Prudente C, Goulart FRP, Teixeira-Salmela LF, Cardoso FE. Percepção da qualidade de vida de indivíduos com doença de parkinson através do pdq-39. *Rev Bras Fisioter*, 2007;11(5):397–402.
- [3] Manap HH, Tahir NM, Yassin AIM. Anomalous gait detection based on support vector machine. In: *Computer Applications and Industrial Electronics (ICCAIE)*, 2011; 2011 IEEE International Conference. 623–626.
- [4] Faceli K, Lorena AC, Gama J, Carvalho ACPLF. *Inteligência Artificial – Uma abordagem em Aprendizagem de Máquina*. Rio de Janeiro: LTC, 2011.
- [5] Chimieski BF. Solução de auxílio ao diagnóstico e à pesquisa médica baseada em mineração de dados utilizando interface android. [dissertação] Rio Grande do Sul: Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul; 2013.
- [6] Hay SI, George DB, Moyes CL, Brownstein . Big data opportunities for global infectious disease surveillance. *PLoS Med* , 2013. 10(4):e1001413.
- [7] Das R. A comparison of multiple classification methods for diagnosis of Parkinson disease. *Expert Systems with Applications*, 2010. 37(2):1568–1572.
- [8] Morales DA, Vives-Gilabert Y, Gómez-Ansón B, Bengoetxea E, Larrañaga P, Bielza C, Pagonabarraga J, Kulisevsky J, Corcuera-Solano I, Delfino M. Predicting dementia development in Parkinson's disease using Bayesian network classifiers, *Psychiatry Research: Neuroimaging*, 2013. 213(2): 92-98.
- [9] B Post, JD Speelman, RJ Haan. Clinical heterogeneity in newly diagnosed Parkinson's disease. *Journal of Neurology*, 2008, 255(5): 716-722.
- [10] Iris Tien, Steven D Glaser, and Michael J Aminoff. Characterization of gait abnormalities in parkinson's disease using a wireless inertial sensor system. In: *Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC)*, 2010. 2010 Annual International Conference of the IEEE, p.3353–3356..
- [11] Roiz RM. Doença de Parkinson: Análise da Marcha e Uso de Pistas Visuais [tese]. Campinas: Universidade de Campinas, 2011.
- [12] Ma H, Chan JC, Saha TH, Chandima E. Pattern recognition techniques and their applications for automatic classification of artificial partial discharge sources. *Dielectrics and Electrical Insulation, IEEE Transactions on*, 2013; 20(2):468–478.
- [13] Luo Y, Cai-mingWu, Yi Zhang. Facial expression recognition based on fusion feature of pca and lbp with svm. *Optik-International Journal for Light and Electron Optics*, 2013; 124(17):2767–2770.
- [14] Gait in Parkinson's Disease. *Physionet* [internet]. [Acesso em 15 Nov. 2015]. Disponível em: <https://physionet.org/physiobank/database/gaitpdb/>.
- [15] Haertel V. Estimacão dos Parâmetros do Kernel em um Classificador SVM na Classificaco de Imagens Hiperespectrais em uma Abordagem Multiclasse [tese]. Rio Grande do Sul: Universidade Federal do Rio Grande do Sul, 2013.
- [16] Rodriguez JD, Perez A, Lozano. Sensitivity Analysis of k-Fold Validation in Prediction Error Estimation. in *IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence*, 2010; 32(3): 569-575.
- [17] Barrow DK, Crone SF. Crogging (cross-validation aggregation) for forecasting — A novel algorithm of neural network ensembles on time series subsamples. In: *Neural Networks (IJCNN)*, The 2013 International Joint Conference; Texas, Dallas.

THE EEG SAMPLING RATE INFLUENCE IN SPIKE DETECTION USING WAVELET TRANSFORM

V. I. Quandt*, E. R. Pacola*, P. B. N. Liberalesso** and H. R. Gamba*

* CPGEI – Graduate Program in Electrical and Computer Engineering – UTFPR, Curitiba, Brazil

** Pediatric Neurology Department – Hospital Pequeno Príncipe, Curitiba, Brazil

e-mail: vquandt@alunos.utfpr.edu.br

Abstract: The purpose of this work is to assess the influence of characteristics inherent of EEG signals sampled above 200 Hz in EEG spike detection. Most of the studies in the literature make use of EEG signals sampled at 200 Hz or less. This work presents a spike classifier that is based in wavelet transform, descriptor extraction, LDA and a linear classifier. The use of this classifier with the additional bandwidth provided by the EEG signals sampled at 1000 Hz make it possible to enhance EEG spike detection.

Keywords: Spike, sampling rate, discrete wavelet transform, EEG, linear discriminant analysis.

Introduction

Spikes detected during EEG exams in subjects with recurrent seizures, leads to the diagnostic of epilepsy. EEG spikes are unpredictable electrical spikes with duration from 20 to 200 ms. In general these spikes occur over the normal brain activity [1]. In the last decades, many techniques have been used to detect EEG spikes, one of them is the Wavelet Transform (WT). WT is used as preprocessor for the signal feature extraction. Regarding the sampling rate used to record the EEG signals, the majority of published studies using WT as preprocessor, make use of signals with sample rates below 200 Hz as in [2, 3, 4].

Many studies used a public database sampled at 173.5 Hz [5]. Just few works considering sampling rates above 200 Hz are found in the literature like [6] (400 Hz) and [7] (600 Hz). In these works it was demonstrated that there are relevant characteristics in the spectrum between 250 and 600 Hz for spike detection, however there is no comparison of classification enhancement when dealing with higher sample rates than 200 Hz.

This work compares the results of a classifier working with 2 EEG databases, one sampled at 200 Hz and another sampled at 1000 Hz.

Materials and methods

Figure 1 shows the classifier diagram used to analyse the influence of the eeg sampling rate in spike detection. The classifier is based in wavelet transform, extraction of descriptors, LDA (used to reduce the

dimensions of the descriptors) and a linear classifier. ROC analysis is used to explore the results.

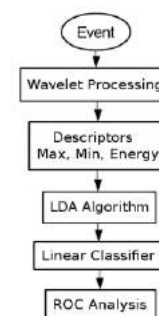


Figure 1: Block diagram of the spike classifier.

Wavelet Transform – The WT is a multi resolution signal decomposition technique that is based on the recursive convolution of the signal being analyzed with coefficients from a defined signal called mother-wavelet [8, 9]. The most common used mother-wavelets, used for spike detection, are the families Daubechies with series from 1 to 38, Haar, Coiflet series from 1 to 5, and Biorthogonal (Bior) [4, 10, 11]. WT decomposes signals into frequency sub-bands. These sub-bands of frequencies are strongly dependent on the sampling rate of the signal being transformed. Table 1 presents the frequency sub-bands inherent of EEG signals sampled at 200 Hz and 1000 Hz.

Table 1: Frequencies of wavelet decompositions of signals sampled at 200 Hz and 1000 Hz. Highlighted are similar sub-bands in frequency.

Decomposition	Frequencies at 200 Hz (Hz)	Frequencies at 1000 Hz (Hz)
D1	50 - 100	250 - 500
D2	25 - 50	125 - 250
D3	12.5 - 25	62.5 - 125
D4	6.25 - 12.5	31.25 - 62.5
D5	3.12 - 6.25	15.62 - 31.25
D6	1.56 - 3.12	7.81 - 15.62

The result of a WT are coefficients in each sub-band that are used as features for signal processing, recognition or classification. Figure 2 shows an EEG spike event sampled at 200 Hz and its first 4 decompositions. Figure 3 shows the same EEG spike

event, but sampled at 1000 Hz with 6 levels of decomposition. In both cases the WT was Daubechies series 4 (DB4).

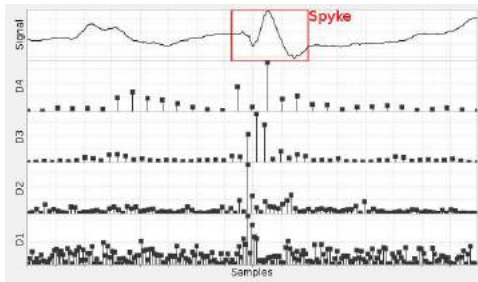


Figure 2: Wavelet Transform DB4 with first 4 decomposition levels of an EEG spike event sampled at 200 Hz. Frequency range of each decomposition level, D1, D2, D3, and D4 are presented in Table 1.

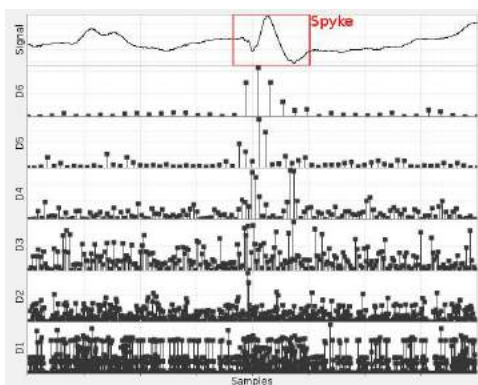
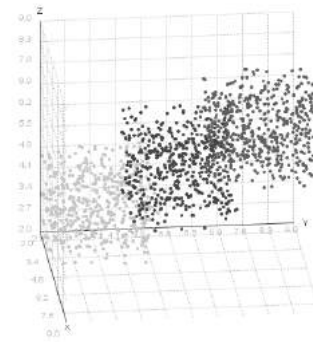
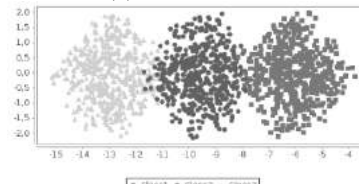


Figure 3: Wavelet Transform DB4 with 6 decomposition levels of an EEG spike event sampled at 1000 Hz. Frequency range of each decomposition level, D1, D2, D3, D4, D5, and D6 are presented in Table 1.

Linear Discriminant Analysis – The linear discriminant analysis (LDA) is a statistical algorithm that takes a space of C classes of data, where each class has N features (dimensions), and determine a new projection that will have up to $C-1$ dimensions. The projection determined by the LDA algorithm will keep the best separability between classes as possible [12]. If one takes 2 classes of data ($C=2$), i.e. spike and non-spike events, and extract from each class 18 features, the LDA algorithm will translate this space of data into a one dimensional vector. The samples of each class will be distributed over this one dimensional vector as separate as possible. Figure 4 shows an example of the algorithm. The one dimensional vector provided by the LDA allows the use of a linear classifier without a prediction block (i.e. the need of training the system) [12]. Thus, the data does not need to be separated in training and test signals.



(a) Before LDA



(b) After LDA

Figure 4: (a) 3 classes of data ($C=3$) with 3 measurable features: x , y , and z . (b) After LDA processing, it is determined a projection having $C-1$ dimensions, 2 dimensions in this case, where the classes are as separate as possible.

ROC Analysis – During a test-diagnostic examination, or doing a binary classification of data, samples of a class may be classified as belonging or not to one specific class. Samples correctly classified and misclassified are labeled as true positive (TP) and false negative (FN), respectively. In another hand, members of another class may be classified as true negative (TN) or false positive (FP). These 4 classifications are translated in terms of sensibility, or true positive rate (TPR), and specificity, or true negative rate (TNR), ruled by (1) and (2).

$$TPR = \text{sensibility} = \frac{TP}{TP + FN} \quad (1)$$

$$TNR = \text{specificity} = \frac{TN}{TN + FP} \quad (2)$$

The use of these classifications, however, leads to just one detection threshold used by a classifier, where sensibility or specificity may become more favorable over each other. The receiver operating characteristic analysis (ROC), changes the linear classifier detection threshold for every single possibility of detection, drawing a curve of pairs of true positive rate (TPR) and false positive rate (FPR), or (1-specificity) [13], defined in (3).

$$FPR = 1 - \text{specificity} = \frac{FP}{TN + FP} \quad (3)$$

A performance index used when dealing with ROC curves, is the area under the ROC curve (AUC). This performance index varies from 0 to 1, where 0.5 means

a random classifier and 1 a perfect classification [14]. The best pair of sensibility and specificity possible in a ROC curve is found by the shortest euclidean distance between the upper-left corner of the ROC grid and the curve.

Database – EEG signal was sampled at 1000 Hz during a 24 hours EEG examination in international 10-20 scalp montage of a female teenager diagnosed with epilepsy. 494 EEG spike events were selected by a neurologist specialist at Pequeno Príncipe Hospital, Curitiba, Brazil. Additionally 455 events complaining normal brain activity were also selected during seizure free examination. Signals recorded were passed through a low pass filter with cut-off frequency in 350 Hz and notch filters of 60 Hz and its harmonics. The same database was re-sampled at 200 Hz with low pass filter with cut-off frequency in 70 Hz and notch filters in the same way. This work was approved by the ethics committee of the Hospital Pequeno Príncipe - Curitiba - Paraná.

EEG Spike Classifier – Figure 1 showed the EEG spike classifier used in this study. It is based in a simple linear classifier where a threshold defines positive and negative events. The EEG signals are decomposed by WT into 3 decomposition levels (D1, D2, and D3), for signals sampled at 200 Hz, and into 5 decomposition levels (D1, D2, D3, D4, and D5), when dealing with signals sampled at 1000 Hz.

A preliminary study using a similar classifier was already published [15].

From the resulting coefficients, for each sub-band, it is calculated the following coefficients: maximum, minimum, and the energy value. The features extracted are then reduced by the LDA, enabling a simple linear classifier to dichotomously distinguish between spike and non-spike events. Results are assessed by ROC analysis.

Results

To assess classification performance using different sample rates, common mother wavelets used in studies found in the literature were selected: wavelet Daubechies series 2 (DB2) to 5 (DB5) and Haar. Results are presented in Table 2 in terms of AUC.

Table 2: Results for database sampled at 200 Hz and 1000 Hz. Results presented as AUC index.

Sampling Rate (Hz)	DB2	DB3	DB4	DB5	Haar
200	0.98	0.96	0.94	0.92	0.98
1000	0.99	0.98	0.98	0.98	0.98

Discussion

It is possible to see from the results in Table 2 that the performance index achieved by using EEG events sampled at 1000 Hz are better than the results obtained using the same database sampled at 200 Hz. This was possible due to the additional coefficients of frequencies

from 100 Hz to 500 Hz belonging to the signal sampled at 1000 Hz, available in decomposition levels 1 and 2, enhancing spike detection.

Sampling at 1000 Hz instead of 200 Hz, made an improvement in the AUC index when using wavelet DB5 of 6.5%, while wavelets DB2, DB3, and DB4 achieved enhancements of 0.9%, 1.8%, and 3.4%, respectively.

Wavelet Haar had no enhancement in spike detection as AUC remained constant in both sampling rates. Probably this behavior relies on the small number of coefficients of the mother wavelet Haar, which has only 2 coefficients.

To understand the output of LDA, the linear classifier and its AUC index, Figure 5 and 6 present class distributions of spike and non-spike events for 200 Hz and 1000 Hz, respectively. Additionally, the respective ROC curve for each distribution is shown.

Figures 5(a) and 6(a) present 3 graphics. The lines under the 2 histograms is the one dimensional output of the LDA after feature dimension reduction. The histograms, above the line, are the distributions of spike and non-spike events. The ROC curves presented in Figures 5(b) and 6(b) are drawn based on these distributions. The line drawn from the upper-left corner of the ROC grid toward the curve is the shortest euclidean distance between these points, finding the best pair of sensibility and specificity of that curve. This pair of sensibility and specificity denotes a specific threshold used by the simple linear classifier. This threshold is the black line crossing the histograms.

Conclusion

It is shown in this work that the spectral information above 200 Hz influences significantly the EEG spike detection. Regarding wavelets common used in the literature, the use of a higher sampling rate allowed an enhancement of up to 6.5% in spike detection. For a final application, using signals sampled at 1 kHz, any of the common mother wavelets presented in Table 2 are indicated to be used. Otherwise, when using 200 Hz sampled signals, just DB2 and Haar showed good results.

References

- [1] Noachtar S, Binnie C, Ebersole J, Manguire F, Sakamoto A, Westmoreland B. A glossary of terms most commonly used by clinical electroencephalographers and proposal for the report form the EEG Findings. In: G. Deuschl and A. Eisen. Cidade: Eds. Elsevier Sciences B.V.; 1999. p. 21- 40.
- [2] Acharya R, Sree V, Swapnad G, Martis RJ, Suri J. Automated EEG analysis of epilepsy: A review. Knowledge-Based Systems, vol. 45, pp. 147–165, 2013.
- [3] Gajic D, Djurovic Z, Gennaro S, Gustafsson F. Classification of EEG signals for detection of epileptic seizures based on wavelets and statistical

pattern recognition. Biomedical Engineering: Applications, Basis and Communications, vol. 26,

no. 2, April 2014.

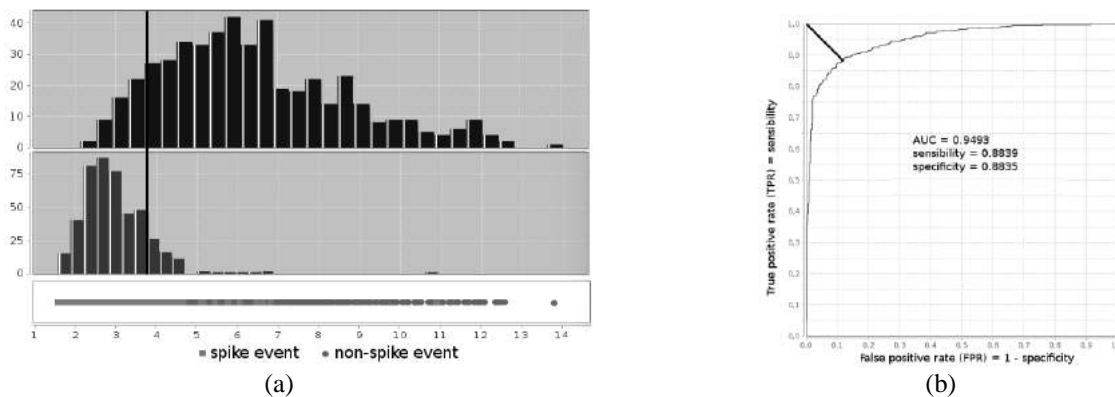


Figure 5: (a) Distribution of spike and non-spike events sampled at 200 Hz with WT DB4 after LDA processing. Spikes are shown in light gray while non-spikes are presented in dark gray. (b) ROC curve of classifier distribution containing respective AUC index and best sensibility and specificity for this curve.

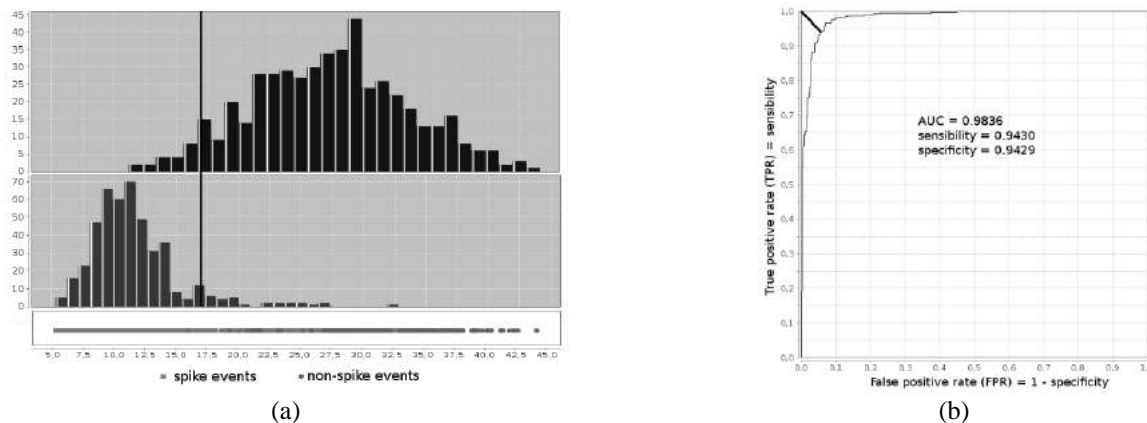


Figure 6: (a) Distribution of spike and non-spike events sampled at 1000 Hz with WT DB4 after LDA processing. Spikes are shown in light gray while non-spikes are presented in dark gray. (b) ROC curve of classifier distribution containing respective AUC index and best sensibility and specificity for this curve.

- [4] Nunes TM, Coelho AL, Lima CAM, Papa JP, Albuquerque VHC. EEG signal classification for epilepsy diagnosis via optimum path forest a systematic assessment. *Neurocom*, vol. 136, pp. 103–123, 2014.
- [5] Andrzejak RG, Schindler K, Rummel C. Nonrandomness, nonlinear dependence, and nonstationarity of electroencephalographic recordings from epilepsy patients. *PHYSICAL REVIEW E*, vol. 86, p. 046206, October 2012.
- [6] Gandhi T, Panigrahi BK, Anand S. A comparative study of wavelet families for EEG signal classification. *Neurocomputing*, vol. 74, no. 17, pp. 3051–3057, October 2011.
- [7] Birot G, Kachenoura A, Albera L, Benar C, Wendling F. Automatic detection of fast ripples. *Journal of Neuroscience Methods*, vol. 213, no. 2, p. 236249, March 2013.
- [8] Mallat SG. A theory for multiresolution signal decomposition: the wavelet representation. *IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence*, vol. 11, no. 7, pp. 674–693, July 1989.
- [9] Daubechies I. The wavelet transform, time-frequency localization and signal analysis. *IEEE Transactions on Information Theory*, vol. 36, no. 5, pp. 961–1005, September 1990.
- [10] Xu B, Song A. Pattern recognition of motor imagery eeg using wavelet transform. *Journal of Biomedical Science and Engineering Research Publishing*, vol. 1, no. 1, pp. 64–67, May 2008.
- [11] Veneri G, Federighi P, Rosini F, Federico A, Rufa A. Spike removal through multiscale wavelet and entropy analysis of ocular motor noise: a case study in patients with cerebellar disease. *Journal of Neuroscience Methods*, vol. 196, no. 2, pp. 318–326, March 2011.
- [12] Duda RO, Hart PE, Stork DG. *Pattern Classification*. 2nd ed., I. John Wiley & Son, Ed. 605 Third Avenue, New York, NY: Wiley Interscience, 2001.
- [13] Fawcett T. An introduction to ROC analysis. *Pattern Recognition Letters*, vol. 27, no. 8, pp. 861–874, June 2006.
- [14] Lasko T, Bhagwat J, Zou K, Ohno-machado L. The use of receiver operating characteristic curves in biomedical informatics. *Journal of Biomedical Informatics*, vol. 38, no. 5, p. 404415, October 2005.
- [15] Pacola ER, Quandt VI, Arruda LVR, Schneider FK, Sovierzoski MA. Reconhecimento de espículas em sinais de EEG utilizando wavelets e LDA. XXIII CBEB - Congresso Brasileiro em Engenharia Biomédica. Porto de Galinhas, 2012. v. 1, p. 1899–1903.

ON THE USE OF FOURIER DESCRIPTORS TO DETECT ATRIAL FIBRILLATION

S. Jeong*, G. P. Gouveia*, S. S. Furuie*, and C. Itiki*

* Escola Politécnica da Universidade de São Paulo, São Paulo, Brasil
e-mail: sam.jeong@hotmail.com

Abstract: Irregular heart rate is a typical manifestation of atrial fibrillation, frequently observed on electrocardiogram signals. More recently, the variability of arterial blood pressure has also been associated to atrial fibrillation. However, the simultaneous use of both signals to detect atrial fibrillation has not been widely used in the literature. In this paper, we propose a potential tool to detect atrial fibrillation—the combined use of arterial blood pressure and electrocardiogram cycles and the computation of Fourier descriptors. The proposed methodology is applied to the boundary curves extracted from images of an arterial blood pressure cycle versus the corresponding electrocardiogram cycle, as well as to the cycles themselves. The evaluation of the proposed methodology is made with a set of 24 pairs of signals from the MIMIC II database, version 3 of PhysioBank. The Fourier descriptors computed from the arterial blood pressure and electrocardiogram cycles themselves attain a better classification rate than the descriptors computed from the corresponding image boundaries.

Keywords: atrial fibrillation, arterial blood pressure, electrocardiogram, Fourier descriptors.

Introduction

Atrial fibrillation (AF) has been associated to several pathologies, including diabetes mellitus and hypertension. It also promotes an increased risk of stroke and cardiac failure. The restoration of sinus rhythm helps reduce morbidity and mortality, and it depends on the correct AF diagnosis and treatment. The frequency and duration of AF episodes are important factors that describe its type—paroxysmal, persistent, permanent—and determine the best treatment option—anticoagulant or antiplatelet drugs, electrical cardioversion, or cardiac surgery [1].

AF is marked by an increased and irregular cardiac frequency. As a consequence, heart rate variability and differences in the spectral entropy and pattern of heart beat intervals are frequently used to detect AF [2]–[7].

It has also been shown that diastolic and systolic blood pressure values vary in patients with AF [8]. Recently, the National Institute for Health and Care Excellence (NICE, UK) recommended that elderly patients monitoring their blood pressure for hypertension, should also be screened for AF by an oscillometric blood pressure monitor. [9]–[10]

In the literature, the combined use of heart rate as well as systolic and diastolic blood pressure values was

reported by Kannathal et al. [11] to detect pulmonary edema and ventricular failure.

However, arterial blood pressure (ABP) and electrocardiogram (ECG) are signals that vary in time. It is important that pairs of signals be analyzed, since they may change simultaneously or provide complementary information.

In this paper, the simultaneous use of ABP and ECG signals for the detection of AF is proposed. The computation of Fourier descriptors is performed either on the ABP and ECG cycles themselves, or on the boundary curves extracted from images generated by the ABP cycle versus the corresponding ECG cycle.

The potential contribution of Fourier descriptors is evaluated for the detection of AF. The results obtained with Fourier descriptors are compared to the ones provided by spectral components of ABP and ECG cycles.

Materials and methods

Signal selection – In this research, the third version of MIMIC II database from PhysioBank [12] was used. Twenty-four files containing both ABP and derivation II of ECG signals were selected from this database. Twelve ECG signals presented AF and the remaining signals showed normal ECG.

Each pair of ECG and ABP signals provided fifteen consecutive cardiac cycles, acquired at 125 Hz. Since cardiac cycles varied in size both within the signal and between subjects, signal lengths also varied in the range from 7.224 s to 17.456 s. The beginning of each ventricular depolarization—represented by the QRS complex in the ECG signal—was associated to the end-diastolic pressure on the corresponding ABP cycle. These points defined the beginning of a cycle.

Since ECG signal amplitudes varied from file to file, they were normalized by their maximum absolute values. This guaranteed that each normalized ECG signal would not surpass the 0 to 1 magnitude interval. ABP signals were also divided by a constant equal to 120 mmHg. Consequently, the standard ABP range of 80 mmHg to 120 mmHg would be represented by the 0.667 to 1.000 normalized range. Normalized ECG cycles were defined as $ecg_{i,s}[t]$ and normalized ABP cycles as $abp_{i,s}[t]$, where i was the cycle number varying from 1 to 15, and s was the subject number from 1 to 24.

Figures 1(a) and 1(b) show four cycles of normalized ECG and ABP signals from a normal

subject, with blue lines separating cycles.

Image boundaries – Images were generated on a fixed size of 900 pixels in the vertical direction by 1,200 pixels in the horizontal direction.

In order to better use the image window, normalized ECG signals were multiplied by 145 and added to 450. In this way, the ECG baseline would be placed in the middle of the vertical scale (0 to 900). Similarly, normalized ABP signals were multiplied by 384 and added to 280. The ABP value of 100 mmHg (in the middle of the normal range) would be represented by the midpoint of the horizontal scale (0 to 1,200). The multiplying factors were chosen so that the window borders would not be crossed by any pair of ECG and ABP cycles from the selected signals.

Each pair of cycles defined by $x[t] = 384 \text{ abp}_{i,s}[t] + 280$ and $y[t] = 145 \text{ ecg}_{i,s}[t] + 450$ generated a curve, as illustrated in Figure 1(c). Each curve was filled and the colors inverted, in order to form a solid white image in a black background, as shown in Figure 1(c). The white-image boundaries are represented in red color in Figure 1(c) and they are functions of pixel number, as shown in Figures 1(d) and 1(e). The horizontal and vertical values of the boundary curve were given by coordinates $x_{i,s}[p]$ and $y_{i,s}[p]$, where p represented the pixel number. Time information was lost in the process of extracting image boundaries.

Fourier descriptors – Fourier descriptors $FD_{i,s}[k]$ are given by the complex sum of the discrete Fourier transform (DFT) of the boundary signals, as given by [13].

$$FD_{i,s}[k] = X_{i,s}[k] + \sqrt{-1} Y_{i,s}[k] \quad (1)$$

where $X_{i,s}[k]$ and $Y_{i,s}[k]$ are the DFT of the boundary signals $x_{i,s}[p]$ and $y_{i,s}[p]$, which are zero-padded to 1,500 pixels, i is the cycle number, and s is the subject number.

The magnitudes of the Fourier descriptors $|FD_{i,s}[k]|$ were computed for each cycle i . Then, for each descriptor k and subject s , the mean and standard deviation were computed by

$$\mu_s^{|FD|}[k] = \sum_{i=1}^{15} |FD_{i,s}[k]| / 15 \quad (2)$$

and

$$\sigma_s^{|FD|}[k] = \sqrt{\sum_{i=1}^{15} (|FD_{i,s}[k]| - \mu_s^{|FD|}[k])^2 / 14} \quad (3)$$

for $k=0, 1, \dots, 1499$. The values of mean and standard deviations were computed not only for the Fourier descriptor magnitudes but also for the spectral component magnitudes $|X_{i,s}[k]|$ and $|Y_{i,s}[k]|$. Afterwards, they were used in the classification process.

Adapted Fourier descriptors – The concept of Fourier descriptors was also applied to the normalized cycles themselves $\text{abp}_{i,s}[t]$ and $\text{ecg}_{i,s}[t]$. The computation of DFT was not performed on the boundary curves, but directly on the zero-padded cycles

resulting in $ABP_{i,s}[k]$ and $ECG_{i,s}[k]$, for $k=0, 1, \dots, 149$. Then, the adapted Fourier descriptors

$$AFD_{i,s}[k] = ABP_{i,s}[k] + \sqrt{-1} ECG_{i,s}[k] \quad (4)$$

and their magnitudes were computed, as well as the mean and standard deviation between cycles for each subject.

Classification – Classification was performed by the quadratic discriminant function [14]

$$Q(\mathbf{v}) = -\mathbf{v}'(\Sigma_1^{-1} - \Sigma_2^{-1})\mathbf{v} / 2 + \mathbf{v}'(\Sigma_1^{-1}\mathbf{m}_1 - \Sigma_2^{-1}\mathbf{m}_2) + \mathbf{m}_1'\Sigma_1^{-1}\mathbf{m}_1 - \mathbf{m}_2'\Sigma_2^{-1}\mathbf{m}_2 + \ln\{|\Sigma_2|/|\Sigma_1|\} / 2 \quad (5)$$

where \mathbf{m}_c is the mean vector of class c , Σ_c is the covariance matrix of class c , and \mathbf{v} is the parameter vector for the testing case. The testing vector \mathbf{v} was allocated to class 1 if $Q(\mathbf{v})$ was greater than a threshold, and to class 2 otherwise. Mean vectors and covariance matrices were estimated from the training cases. Classification was performed by the leave-one-out method—for each testing vector, all the remaining cases were used for training. The quadratic function was chosen in this paper, because it provides an effective class separation, even when class clusters have different shapes and orientations [14].

Results

Subjects were assigned to two classes: “normal” and “atrial fibrillation”. Classification was performed with the following attributes—mean ($\mu_s^{|FD|}[k]$) and standard deviation ($\sigma_s^{|FD|}[k]$) of the Fourier descriptor magnitudes $|FD_{i,s}[k]|$, as well as means ($\mu_s^{|X|}[k]$; $\mu_s^{|Y|}[k]$) and standard deviations ($\sigma_s^{|X|}[k]$; $\sigma_s^{|Y|}[k]$) of the Fourier component magnitudes $|X_{i,s}[k]|$ and $|Y_{i,s}[k]|$.

Classification overview – Figure 2(a) shows the classification rates for each attribute and component k . The horizontal axis shows the descriptor number k , the vertical axis shows the attribute, and color bars show the color associated to classification rates varying from 0% (dark blue) to 100% (dark red).

According to Figure 2(a), high classification rates seemed to be randomly distributed along the components for means ($\mu_s^{|FD|}$, $\mu_s^{|X|}[k]$ and $\mu_s^{|Y|}[k]$). However, there was a clustering of high rates (red and orange colors) at very low components, for standard deviations ($\sigma_s^{|FD|}[k]$, $\sigma_s^{|X|}[k]$ and $\sigma_s^{|Y|}[k]$).

Highest rates: classification tables – The highest classification rates obtained in Figure 2(a) are shown in Table 1. Classification rates that exceeded 85% are shown in red color and bold font.

According to Table 1, the mean value of the vertical-boundary Fourier magnitude provided an accuracy of 88% on component $k=262$, and on $k=1238$ due to even symmetry of the magnitudes.

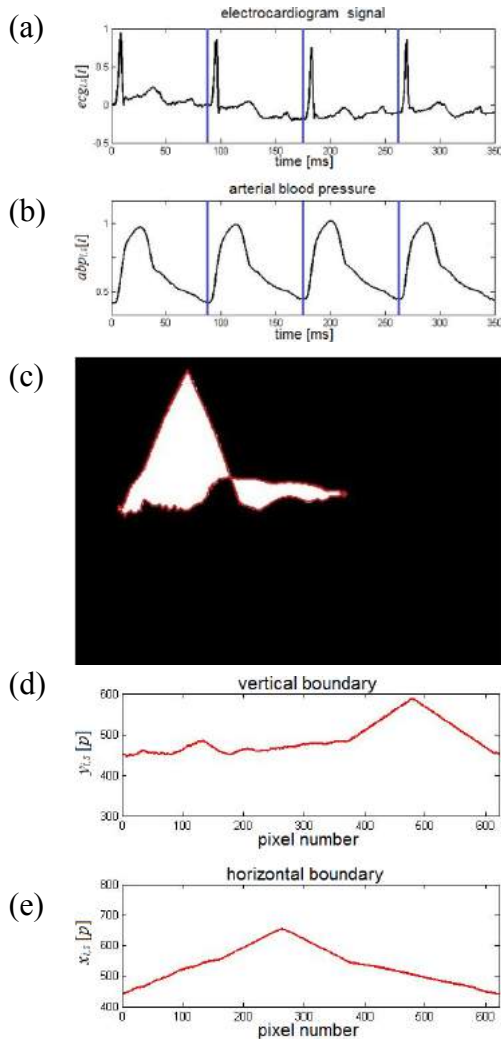


Figure 1: Image boundaries. (a) ECG and (b) ABP signals from a normal subject; (c) white solid image and red boundaries; (d) vertical $y_{i,s}[p]$ and (e) horizontal $x_{i,s}[p]$ coordinates of the boundary curve.

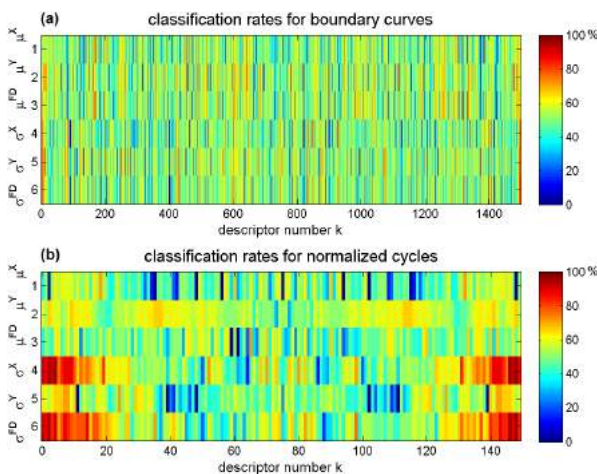


Figure 2: Accuracy for mean values and standard deviations of Fourier descriptor and component magnitudes of (a) boundary curves and (b) normalized cycles. Color bars on right side indicate which colors are associated to accuracy values from 0% to 100%.

Table 1: classification rates for the following attributes—mean values and standard deviations of the Fourier descriptor magnitudes (FD) and Fourier component magnitudes for horizontal (X) and vertical (Y) boundaries.

Attr.	Mean value			Standard deviation		
	X	Y	FD	X	Y	FD
262	71%	88%	67%	42%	38%	38%
1238	71%	88%	67%	42%	38%	38%

Table 2: classification rates for the following attributes—mean values and standard deviations of the adapted Fourier descriptor magnitudes (AFD) and Fourier component magnitudes for arterial blood pressure (ABP) and electrocardiogram (ECG) normalized cycles.

Attr.	Mean value			Standard deviation		
	ABP	ECG	AFD	ABP	ECG	AFD
0	38%	58%	38%	92%	63%	92%
1	50%	54%	50%	88%	58%	88%
2	0%	67%	46%	96%	54%	96%
3	50%	63%	42%	92%	63%	83%
4	63%	58%	63%	96%	67%	92%
5	54%	58%	63%	75%	67%	71%
6	63%	50%	42%	83%	67%	79%
7	58%	54%	50%	88%	71%	88%
8	58%	58%	63%	88%	71%	83%
9	58%	67%	46%	88%	58%	79%
10	50%	63%	63%	79%	67%	75%
14	63%	63%	42%	75%	50%	88%
19	54%	46%	42%	83%	58%	67%
131	54%	46%	46%	83%	58%	75%
136	63%	63%	63%	75%	50%	63%
140	50%	63%	67%	79%	67%	83%
141	58%	67%	33%	88%	58%	79%
142	58%	58%	67%	88%	71%	79%
143	58%	54%	46%	88%	71%	88%
144	63%	50%	46%	83%	67%	83%
145	54%	58%	54%	75%	67%	83%
146	63%	58%	46%	96%	67%	96%
147	50%	63%	63%	92%	63%	88%
148	0%	67%	46%	96%	54%	96%
149	50%	54%	58%	88%	58%	83%

The application of Fourier descriptors directly to the normalized cycles provided the results shown on Figure 2(b) and Table 2. Mean values did not provide any classification rate above 85%. The standard deviation of the ECG Fourier magnitudes also did not provide any

classification rates above 85%. However, the standard deviations of the magnitudes of ABP spectral components and of the adapted Fourier descriptors showed classification rates above 85%, shown in red color and bold font.

For the standard deviation of ABP Fourier magnitudes, the low-frequency components up to the 10th harmonic (8.3 Hz) provided classification rates from 75% to 96%. In these same frequency components, the standard deviation of the adapted Fourier descriptor magnitudes provided similar results. However, it is important to note that—for the adapted Fourier descriptors—even symmetry was not observed. Besides it, the standard deviation of the adapted Fourier descriptor magnitudes at $k=14$ provided a classification rate of 88%, that is higher than the rates below 75% that were given by the corresponding discrete Fourier transform magnitudes of ABP and ECG cycles.

Discussion

ABP signals were used in the literature to detect AF, and provided accuracies in the 86% to 97% range [8]–[10]. ECG signals provided accuracy values of 93.12% to 99.42% [2]–[7].

In this work, neither mean values nor standard deviations of Fourier-descriptor magnitudes computed from the boundaries of ABP versus ECG images provided accuracies above 85%.

Nevertheless, the methodology was applied directly to the normalized cycles $abp_{i,s}[t]$ and $ecg_{i,s}[t]$, instead of the boundary curves. This change elevated classification rates up to 96%, which is comparable to the results presented by the literature. One possible cause for this improvement is the fact that ABP and ECG spectral contents have been preserved in the normalized cycles used for the computation of Fourier descriptors, while the boundary extraction distorted the signals and their spectral components.

Besides it, the use of normalized cardiac cycles resulted in a smaller number of components, since the cycles varied in size from 48 to 149 samples and were zero-padded to 150 samples, while boundary curves varied in size from 521 to 1356 pixels and were zero-padded to 1,500 pixels. This reduced number of components improved processing time.

The application of Fourier descriptors directly to the normalized ABP and ECG cycles allowed a marked reduction in processing time and a significant improvement in classification rates, as compared to the use of boundary curves from images. These preliminary results show that the combined use of ABP and ECG signals are a potential tool to detect AF. Adapted Fourier descriptors on the low-frequency range may be combined and selected to provide high accuracy in this task.

Acknowledgements

FAPESP grants 2014/15217-8 and 2015/07800-8.

References

- [1] ACC, HRS. 2014 AHA/ACC/HRS guideline for the management of patients with atrial fibrillation: executive summary. *J Am Coll Cardiol*, 2014, 64(21):2246–80.
- [2] Pürerfellner H, Pokushalov E, Sarkar S, Koehler J, Zhou R, Urban L, Hindricks G. P-wave evidence as a method for improving algorithm to detect atrial fibrillation in insertable cardiac monitors. *Heart Rhythm*, 2014, 11:1575–83.
- [3] Thuraingham RA. Development of an alert system for subjects with paroxysmal atrial fibrillation. *J Arrhythmia*, 2016, 32:57–61.
- [4] Zhou X, Ding H, Ung B, Pickwell-MacPherson E, Zhang Y. Automatic online detection of atrial fibrillation based on symbolic dynamics and Shannon entropy. *Biomed Eng Online*, 2014, 13:1–18.
- [5] Linker DT. Accurate, automated detection of atrial fibrillation in ambulatory recordings. *Cardiovasc Eng Technol*, 2016, 7(2):182–189.
- [6] Islam MS, Ammourb N, Alajlan N, Aboalsamh H. Rhythm-based heartbeat duration normalization for atrial fibrillation detection. *Comput Biol Med*, 2016, 72:160–169.
- [7] García M, Ródenas J, Alcaraz R, Rieta JJ. Application of the relative wavelet energy to heart rate independent detection of atrial fibrillation. *Comput Methods Programs Biomed*, 2016, 131:157–168.
- [8] Corino VDA, Lombardi F, Mainardi LT. Blood pressure variability in patients with atrial fibrillation. *Auton Neurosci*, 2014, 185:129–33.
- [9] Wiesel J, Arbesfeld B, Schechter D. Comparison of the Microlife blood pressure monitor with the Omron blood pressure monitor for detecting atrial fibrillation. *Am J Cardiol*, 2014;114:1046–1048.
- [10] Verberk WJ, Omboni S, Kollias A, Stergiou GS. Screening for atrial fibrillation with automated blood pressure measurement: research evidence and practice recommendations. *Int J Cardiol*, 2016, 203:465–73.
- [11] Kannathal N, Acharya UR, Ng EY, Krishnan SM, Min LC, Laxminarayan S. Cardiac health diagnosis using data fusion of cardiovascular and haemodynamic signals. *Comput Methods Programs Biomed*, 2006, 82(2):87–96.
- [12] Goldberger AL, Amaral LAN, Glass L, Hausdorff JM, Ivanov PCh, Mark RG, Mietus JE, Moody GB, Peng CK, Stanley HE. PhysioBank, PhysioToolkit, and PhysioNet: components of a new research resource for complex physiologic signals. *Circulation*, 2000, 101(23):215–20.
- [13] Gonzalez RC, Woods RE. *Digital Image Processing*. 3rd ed., Upper Saddle River, NJ: Pearson, 2008, ch.11.
- [14] Krzanowski WJ. *Principles of Multivariate Analysis: A User's Perspective*. New York, NY: Oxford University Press, 1988, ch.12.

STRATIFICATION OF THE LEVEL OF AEROBIC FITNESS BASED ON HEART RATE VARIABILITY PARAMETERS IN ADULTS MALES AT REST

W. Materko^a, R. Bartels^a, T. Peçanha^b, J. R. P. Lima^c, A. R. S. Carvalho^{a,d}, J. Nadal^a

^aBiomedical Engineering Program (PEB), COPPE, Universidade Federal do Rio de Janeiro, Rio de Janeiro, RJ, Brazil.

^bExercise Hemodynamic Laboratory, School of Physical Education and Sport, Universidade de São Paulo, SP, Brazil.

^cLaboratory of Motor Assessment, Faculty of Physical Education and Sports, Universidade Federal de Juiz de Fora, Minas Gerais, Brazil.

^dLaboratory of Respiration Physiology, Institute of Biophysics, Universidade Federal do Rio de Janeiro, RJ, Brazil.

e-mail: wollner.materko@gmail.com

Abstract: This study aimed at determining a model for predicting the maximum oxygen uptake ($\dot{V}O_{2\max}$) based on heart rate variability (HRV) parameters at rest. It was employed in 70 young adult physically active males subjects. After recording the resting tachogram with a cardio-frequencymeter for 10 min, a maximal incremental test was performed to measure $\dot{V}O_{2\max}$. Based on $\dot{V}O_{2\max}$ percentile, subjects were divided into two groups of 35: high aerobic fitness group (HG) and low aerobic fitness group (LG). Groups were compared (Student t-test, $\alpha = 0.05$) according to: (1) Physical and anthropometric characteristics; (2) $\dot{V}O_{2\max}$; (3) Classical HRV indexes; and (4) The cardiac deceleration rate (CDR), defined as the mean value of positive changes in RR-interval series. HG presented significant higher $\dot{V}O_{2\max}$ than LG (48.6 ± 6.7 vs 34.6 ± 3.8 ml.kg⁻¹.min⁻¹), whereas no significant differences were observed both in physical and anthropometric characteristics. The HG had lower resting heart rate (53.0 ± 6.5 vs 62.7 ± 6.1 bpm) and higher values in the time domain HRV parameters, as well as in the high frequency contents in the frequency domain. Also CDR index was significant higher for HG than LG ($p < 0.01$). The model for predicting $\dot{V}O_{2\max}$ was obtained by multivariate stepwise logistic regression assuming as independent variables CDR and pNN50. This model presented 85.7% positive predictive value, 88.5% negative predictive value and 87.1% total accuracy. In conclusion, the use of the proposed model was able to predict the level of aerobic fitness in young healthy adult males in rest.

Keywords: heart rate variability, deceleration capacity index, aerobic fitness, power spectral density.

Introduction

Stratification of aerobic fitness is a methodology that has profoundly changed the approach to patient functional evaluation, linking performance and physiological parameters to the underlying metabolic substratum and providing highly reproducible exercise capability. This is often estimated by maximal oxygen consumption $\dot{V}O_{2\max}$ measured at maximal cardiopulmonary exercise testing [1].

The analysis of heart rate variability (HRV) is frequently used to assess the autonomic control of the heart rate fluctuations [2], and has been used to distinguish groups with previously known different $\dot{V}O_{2\max}$, such as, trained and untrained athletes [3], sedentary and active subjects [4] and healthy and cardiovascular disease patients [5]. However, in subjects with similar physical and anthropometric characteristics the association between HRV and the $\dot{V}O_{2\max}$ is still limited [6].

Recently, Bauer et al. [7] introduced the phase-rectification signal averaged (PRSA) approach to HRV analysis, that consists in separately assessing the accelerating and the decelerating phases of R-R interval series, in order to estimate the sympathetic and the parasympathetic contributions to heart rate control. Particularly the decelerating capacity index is being useful to predict mortality after myocardial infarction [7], to estimate physical conditioning [8, 9] and autonomic control status in Chagas disease patients [10].

A simple, safe and accurate procedure for estimating the $\dot{V}O_{2\max}$ would be a benefit to stratification of aerobic fitness without the need for cardiopulmonary exercise testing, which should be avoided in different pathological conditions. The purpose of the present study was to stratify the degree of aerobic fitness using a logistic model based on parameters derived from HRV

and PRSA.

Materials and methods

Subjects - The sample consisted of 70 male voluntary subjects, 19–29 years old, nonsmokers, with no history of cardiopulmonary disease. All subjects were physical education students with different levels of aerobic fitness, and none was taking any medication.

The study protocol was approved by a local Ethical Human Research Committee of Universidade Federal de Juiz de Fora (protocol: 1230.276.2007), and an informed written consent was obtained from all participants. The study was conducted according to the instructions of the Helsinki Declaration of 2008.

Anthropometric Measurements - During an orientation session, testing procedures and time commitment required for participation in this study were verbally explained to potential participants. They were assessed for height, body mass, age and skinfold measurement. The height was measured in centimeters while the body mass was measured to the nearest 0.1 kg using a mechanical scale with stadiometer (Filizola, Brazil). A skinfold caliper (Cescorf, Brazil) was used to take skinfolds measurements. Body density was estimated based on skinfolds [11] and the percent body fat was determined based on body density [12].

Experimental procedures - The tests were conducted in a quiet room with temperature maintained at 22°C. All volunteers were instructed to avoid strenuous activity in the 24 hours prior to each testing session and to avoid alcohol, caffeine as well as the consumption of large meals for, at least, three hours prior testing.

In the first visit to the lab, all subjects were instructed to lie in supine position for 10 min at rest while breathing normally. A heart rate monitor Polar RS810 (Polar, Finland), working at a sampling rate of 1000 Hz was used to record RR intervals (RRi), during this period. The tachograms of RRi were transferred using an infrared interface device to the Polar Precision Performance SW software v. 3.0 (Polar, Finland), which automatically corrects RRi based on moving average filter. All records of RRi showed less than 2% error, and were then saved to “.txt” files.

In a second visit on a different day, a maximal cardiopulmonary exercise test was performed using a mechanically braked cycle ergometer 167 (ERGOFIT, Germany), with the seat height adjusted according to the lower limb length and the handlebars matched to the subject's own riding position.

The protocol was divided in three phases: (1) rest, 4 min of passive resting; (2) incremental workload, continued until exhaustion (25 W/min, maintaining 50 to 60 rpm); and (3) a 15 min recovery, the first 3 min consisting of active resting (cycling to 12.5 W) followed by a final 12 min passive rest period. Throughout the tests, the pulmonary gas exchange variables were determined breath-by-breath at $\dot{V}O_{2000}$ metabolic analyzer (MedGraphics, EUA) calibrated in automatic

mode before each test. The oxygen consumption and other variables were continuously drawn from facemask connection through sampled at interval of 20 s. The major aerobic capability of the subjects was expressed by higher values of $\dot{V}O_{2max}$ at anaerobic threshold and peak conditions. The heart rate was continuously monitored using an ECG monitor (Dixtal, Brazil).

Physical conditioning assessment - The seventy male adults were divided into two groups, thirty-five subjects each, following the percentile of the $\dot{V}O_{2max}$ distribution, measured during a maximal cardiopulmonary exercise test: high aerobic fitness group (HG, percentile > 50, 48.6 ± 6.7 ml.kg⁻¹.min⁻¹; mean \pm standard deviation) and low aerobic fitness group (LG, percentile \leq 50, 34.6 ± 3.8 ml.kg⁻¹.min⁻¹).

Heart Rate Variability Analysis - The sequence of RRi was interpolated by cubic splines and resampled with a frequency of 4 Hz to obtain equally sampled signal. The spectral analysis was performed using the Welch Periodogram Method [2] (segments of 256 points with 128 points of overlap using Hanning window). All signal analysis was performed with programs written in Matlab version 6.5 (The MathWorks, USA).

The classical HRV analysis were performed by the SinusCorMatlab package software (Pulmonary Engineering, PEB/COPPE/UFRJ, Brazil) in the time domain parameters: reflect the mean number of times per hour in which the change in consecutive normal sinus (NN) intervals exceeds 50 milliseconds (pNN50), the standard deviation of all NN intervals (SDNN) and the root mean square of SDs between adjacent N-N intervals (RMSSD) and spectral indexes: low-frequency (LF), high-frequency (HF) and ratio LF/HF. All these parameters were computed in both groups as recommended by the Task Force of the European Society of Cardiology and the North American Society of Pacing and Electrophysiology [2].

Phase-rectification of RRi series - Following the original proposal of Bauer et al. [8], the decreasing and increasing phases of heart rate were also analyzed separately, in order to better estimate the contributions of parasympathetic and sympathetic control, respectively. In the present study, a simplification was proposed. Firstly, it was created a vector of the differences between successive elements of the RRi series; then, the cardiac-deceleration rate (CDR) index was defined as the mean of the positive values, and the cardiac acceleration rate (CAR) as the mean of the negative values.

Data analysis - Descriptive statistical analyses of the data were expressed as mean \pm standard deviation. The Kolmogorov-Smirnov test confirmed the normality of distribution. The difference between groups in anthropometric and physical characteristics, the resting heart rate, the $\dot{V}O_{2max}$, and the HRV parameters including CDR and CAR indexes were tested by Student's paired t-test for independent variables.

The model for predicting $\dot{V}O_{2max}$ was obtained by

multivariate logistic regression through leastsquared error (forward stepwise method), assuming as independent variables the HRV parameters, including CDR and CAR indexes. The best model was that one which presented the p-value within statistical significance and the least standard error. Thus, it was obtained a confusion matrix for plotting ROC curve, and the area under the curve (AUC) with standard error was used for expressing the overall discriminatory power with 95% confidence interval (95%CI). All procedures assumed $p \leq 0.05$ for statistical significance and were processed in the Matlab v 6.5 (The Mathworks, EUA).

Results

Anthropometric and physical characteristic of the subjects were very similar as well as the low values of standard deviation of each variable between HG and LG (age: 21.9 ± 2.8 years and 22.6 ± 2.5 years, height: 175.7 ± 5.4 cm and 174.8 ± 6.2 cm, respectively; body mass: 71.4 ± 8.2 kg and 73.2 ± 8.4 kg, respectively; body fat percentage: 11.5 ± 2.2 % and 9.8 ± 2.0 %, respectively), showing no significant differences ($p > 0.05$). The $\dot{V}O_{2\max}$ of subjects with high aerobic fitness was significantly higher than those from subjects with low aerobic fitness (48.6 ± 6.7 vs 34.6 ± 3.8 ml.kg⁻¹.min⁻¹, respectively), which made it possible to divide into two groups HG and LG. Besides, the resting heart rate was lower in HG (53.0 ± 6.5 vs 62.7 ± 6.1 bpm, $p < 0.01$) than in LG.

Afterwards, the HRV parameters including CDR and CAR indexes were estimated in both groups and respective inter-group comparison are showed in Table 1. The HG showed significant higher values in all time domain parameters, as well as in the HF contents in the frequency domain, compared with LG. Besides, the CDR index of HG subjects was significantly higher than those from LG ($p < 0.001$).

Table 1. Comparison of heart rate variability parameters in the time and frequency domains at rest of each group

HRV Variables	HG	LG	P-value
RMSSD (ms)	74.2 ± 28.7	58.7 ± 24.7	0.01*
SDNN (ms)	83.0 ± 25.2	69.2 ± 23.3	0.02*
pNN50 (%)	42.6 ± 18.5	31.3 ± 17.4	0.01*
LF (ms ² /Hz)	1812.8 ± 1481.3	1802.7 ± 1562.8	0.97
HF (ms ² /Hz)	2206.8 ± 1481.3	1420.2 ± 1084.5	0.01*
LF/HF	1.08 ± 0.77	1.52 ± 1.37	0.09
CDR index (ms)	77.1 ± 25.7	36.8 ± 14.0	< 0.01*
CAR index (ms)	-44.8 ± 17.3	-50.2 ± 25.5	0.34

Values are mean \pm standard deviation (SD)

*Significant difference in t-test

The stepwise logistic regression produced a resulting model including only two variables: CDR index and pNN50. The model showed 85.7% positive predictive values, 88.5% negative predictive values and 87.1% total accuracy with standard errors of 0.02

($p = 0.04$) and the AUCs was obtained in 0.95 (0.87 to 0.99 with 95%CI), according to equation 1 for predicting probability of the $\dot{V}O_{2\max}$ ($P\dot{V}O_{2\max}$):

$$P\dot{V}O_{2\max} = \frac{e^{-9.7+0.15CDR+0.05pNN50}}{1 + e^{-9.7+0.15CDR+0.05pNN50}} \quad (1)$$

Discussion

This study aimed at identifying a model to stratify subjects with different $\dot{V}O_{2\max}$ based on resting HRV analysis. The logistic regression model was suitably adjusted to maximal aerobic power data from young healthy males, further dichotomized into two groups. This represent an important step for predicting the degree of aerobic fitness without the need of a maximum stress test, with potential application to subjects who could not be submitted to such exercise.

Former studies [3, 13] have compared HRV between high and low aerobic fitness subjects, but high aerobic fitness subject present higher values of HF power and increase in time domain parameters of the HRV related to parasympathetic activity, however, others studies failed to show a relationship between the degree aerobic fitness and HRV in the time and frequency domains [6].

Current findings indicate that subjects in HG showed significant higher values of HF power and time domain HRV parameters than the LG ones. Although both groups contain healthy subjects with HRV parameters in the normal range, HG subjects presented significant lower resting heart frequency. Several investigations have been conducted regarding the mechanisms responsible for the resting bradycardia in high aerobic fitness subjects [13]. Changes in the intrinsic mechanisms acting on the sinus node and alterations in the autonomic nervous system control of the heart have been reported to contribute to this phenomenon [14]. These findings lead to the hypothesis that high aerobic conditioning is related to high cardiac efficiency, with improved ejection fraction. In this condition, lower heart rates are required to maintain the arterial blood pressure and this is obtained by increased vagal tonus. To better investigate this hypothesis, the phase rectified HRV analysis was performed.

In the original PRSA method proposed by Bauer et al. [7], each positive change of RRI time series was used as the anchor for the coherent average of the surrounding R-R interval segment, and the resulting step was defined as the decelerating capacity index. Similarly, the accelerating capacity index corresponded to the respective step obtained from the negative R-R changes. Furtherly, Nasario et al. [8, 9] proposed a change in this method, by considering as anchor for the coherent average only the steepest change in each period of positive or negative changes of R-R time series. This approach was successful for stratifying athletes with high aerobic fitness from normal subjects. In the present study, the proposal was to simplify the

method by avoiding the calculus of coherent averages, since the only interest was on the height of the resulting step. Thus, the mean value of positive changes was taken as a cardiac deceleration rate and the respective value of negative changes as a cardiac acceleration rate.

As the HG subjects presented lower resting heart rate when compared to LG, it is supposed they are prone to higher vagal tonus, and thus are able to present higher values of CDR than LG, as observed. The absence of differences in CAR also supports this hypothesis, since both groups have similar sympathetic tonus in rest.

The result of the logistic regression model supports the hypothesis that CDR index adequately represents the parasympathetic control of the heart rate, and thus are applicable to estimate the positive adaptation to cardiorespiratory fitness [3,13], or the autonomic control of post-exercise heart rate [14] and the increasing vagal activity [14]. Thus, it is possible to speculate that regular aerobic exercise, with enough intensities to cause further increase in $\dot{V}O_{2max}$ due to aerobic fitness, could be evaluated by the CDR index, that express changes in heart rate due to parasympathetic control [4,14]. Additionally, the pNN50 is also associated with increased parasympathetic modulation directly related to aerobic fitness [6].

Conclusion

The use of the proposed CDR index with the pNN50 parameter measured at rest seems to be able to predict the level of aerobic fitness in young healthy adult males. Thus, this is performed without the need of applying a stress test and extends the HRV applicability in the evaluation of the physical performance.

Acknowledgements

This work was partially supported by the Brazilian Research Council (CNPq) and CAPES Foundation.

References

- [1] Mezzani A, Agostini P, Cohen-Solal A, Corrà, U, et al. Standards for use of cardiopulmonary exercise testing for the functional evaluation of cardiac patients: a report from the Exercise Physiology Section of the European Association for Cardiovascular Prevention and Rehabilitation. *European Journal Cardiovascular Prevention and Rehabilitation*.2009; 16:249-267.
- [2] Task Force of the European society of cardiology and the North American society of pacing and electrophysiology. Heart rate variability-standards of measurement, physiological interpretation and clinical use. *European Heart Journal*.1996; 93:1043-65.
- [3] Maroco M, Nadal, J, Barbosa PR. The effect of an aerobic training program on the electrical remodeling of the heart: High-frequency components of the signal-averaged electrocardiogram are predictors of the maximal aerobic power. *Brazilian Journal of Medical and Biological Research*. 2007; 40, 199-208.
- [4] Kawaguchi LYA, Nascimento ACP, Lima MS, Frigo L, Paula JrAR, Tierra-Criollo CJ, Lopes-Martins AB. Characterization of heart rate variability and baroreflex sensitivity in sedentary individuals and male athletes. *Brazilian Journal of Sports Medicine*.2007 13, 207-12.
- [5] Rosenwinkel ET, Bloomfield DM, Arwady MA, Goldsmith RL. Exercise and autonomic function in health and cardiovascular disease. *Clinical Cardiology*.2001 19, 369-87.
- [6] Grant CC, Clark JR, Janse van Rensburg DC, Strydom N Viljoen M. Relationship between exercise capacity and heart rate variability: Supine and in response to an orthostatic stressor. *Autonomic Neuroscience: Basic and Clinical*. 2009; 151:186–188.
- [7] Bauer A, Kantelhardt JW, Barthel P, Schneider R, Mäkikallio T, Ulm K, et al. Deceleration capacity of heart rate as a predictor of mortality after myocardial infarction: cohort study. *Lancet*. 2006; 367(9523):1674-81.
- [8] Nasario-Junior O, Benchimol-Barbosa, P.R, Pedrosa, R.C, Nadal, J. Refining the deceleration capacity index in phase-rectified signal averaging to assess physical conditioning level. *Journal of Electrocardiology*. 2014; 47(3):306-310.
- [9] Nasario-Junior O, Benchimol-Barbosa, P.R, Pedrosa, R.C, Nadal, J. Beat-to-beat Ventricular Repolarization Duration Variability Assessed by Cardiac Acceleration and Deceleration Phases in Athletes. *EC Cardiology*. 2015; 1(1):33-42.
- [10] Nasario-Junior O, Benchimol-Barbosa, P.R, Pedrosa, R.C, Nadal, J. Assessment of Autonomic Function by Phase Rectification of RR-Interval Histogram Analysis in Chagas Disease. *Arquivos Brasileiros de Cardiologia*. 2015; 104(6):450-456.
- [11] Jackson AS, Pollock M. Generalized equations for predicting body density of men, *The British Journal of Nutrition*. 1978 40, 497-504.
- [12] Siri, W.E. Body composition from fluid spaces and density: analysis of methods, apud: Brozek, J and Henschel. *Techniques for measuring body composition*. Washington National Academic of Science. 1961.
- [13] Trevizani GA, Belchimol-Barbosa PR, Nadal J. Effects of age and aerobic fitness on heart rate recovery in adult men. *Brazilian Archives of Cardiology*.2012; 99:802-810.
- [14] Buchheit M, Chivot A, Parouty J, Mercier D, Al Haddad H, Laursen PB, Ahmaidi S. Monitoring endurance running performance using cardiac parasympathetic function. *European Journal of Applied Physiology*. 2010 108(6):1153-1167.

TESTE F-LOCAL NORMALIZADO PARA APLICAÇÃO EM INTERFACE CÉREBRO COMPUTADOR COM POTENCIAL EVOCADO VISUAL

A. d’Affonsêca Netto*, A. M. F. L. Miranda de Sá*, C. J. Tierra-Criollo*, A. F. C. Infantosi*.

*UFRJ – Programa de Engenharia Biomédica, Rio de Janeiro, Brasil
e-mail: aluizionetto@peb.ufrj.br

Resumo: Interfaces cérebro-computador são sistemas capazes de traduzir informações da atividade neuronal de um indivíduo em ações de controle para dispositivos externos ao corpo, usados na reabilitação de sujeitos com dificuldades de comunicação ou motoras. As interfaces ativas fazem uso de potenciais evocados por estímulos sensoriais externos, como, por exemplo, a foto-estimulação intermitente, apresentando menor complexidade e tempo de processamento em comparação com as interfaces passivas. Nas interfaces ativas, detectores de potenciais evocados, em especial no domínio da frequência, têm sido aplicados. O objetivo deste trabalho é usar o teste F local normalizado para aumentar acurácia e reduzir tempo de resposta do sistema de decisão. O sistema proposto é capaz de detectar respostas com tempo médio de 1,77 s com área sob a curva ROC máxima de 0,90 e uma acurácia máxima de 83%.

Palavras-chave: Teste F local normalizado (TFLN), Interface cérebro computador (BCI), potencial evocado visual.

Abstract: Brain Computer Interfaces are systems that are capable of translating information from the neuronal activity of a subject into controlling signals for external body devices to be used for rehabilitation of individuals with communication and motor impairments. The active interfaces use evoked potentials to external, periodic sensory stimulation, such as intermittent photic stimulation. They exhibit reduced complexity and processing time in comparison with passive interfaces. Frequency-domain, evoked potential detectors are commonly used in the implementation of active interfaces. The present work aims at using the normalized local F test in order to increase accuracy and reduce response time of the decision system. The proposed system is capable of detecting responses within a mean time lag of 1.77s with average maximum area under the ROC curve equal to 0.90 and a maximum accuracy equal to 83%.

Keywords: Normalized local F test, visual evoked potential, Brain Computer Interface.

Introdução

As interfaces cérebro computador (BCI, do inglês: Brain Computer Interface) são sistemas capazes de traduzir informações da atividade neuronal de um indivíduo em ações para controle de dispositivos [1,2]. Podem ser usadas na reabilitação de indivíduos com

dificuldades motoras e em sistemas de comunicação [1]. As BCIs são passivas quando usam apenas o eletroencefalograma (EEG) espontâneo para processamento, ou ativas, quando usam EEG na presença de estímulos sensoriais externos como, por exemplo, estímulos visuais ou auditivos. Tais estímulos evocam atividades elétricas corticais, que são usadas nas BCIs para acelerar ou reduzir a complexidade do processamento de comandos [1]. Neste último caso, as BCIs ativas se baseiam na detecção de respostas no EEG em decorrência de estimulação periódica, sendo as mesmas denominadas de potenciais evocados (PE) [3]. A estratégia de usar estímulos externos faz com que BCI necessite de pouco treinamento e baixo tempo adaptação, com uma maior taxa de transferência de informação, ou seja, maior número de comandos por minuto (c/min), quando comparada à BCI passiva [2].

O uso de técnicas de detecção, tais como o teste F local e suas variações, podem melhorar a acurácia do detector e da BCI associada a este. Os testes F local simples (TFL) ou normalizado (TFLN) possuem relação direta com a SNR (do inglês: *signal-to-noise ratio*) da resposta evocada no sinal EEG, como a razão entre a energia da resposta e EEG de fundo [4]. O teste F torna-se mais indicado para sistemas BCI cujas respostas evocadas não mantêm o sincronismo de fase com sinal de estimulação, ou estão em bandas de frequência elevadas, como banda gama do sinal EEG, acima de 30 Hz [4,5]. Em sistemas BCI existem restrições quanto à amplitude das repostas ou problemas de comparação quando estas apresentam diferenças elevadas entre si, como ocorre com TFL. Neste contexto, o emprego de detectores com saída normalizada entre 0 e 1, no caso do TFLN, facilita o desenvolvimento de interfaces e realimentação para o usuário ao quantificar a resposta detectada.

Este trabalho propõe o uso do teste F local normalizado (TFLN) para aplicação em uma BCI ativa para reduzir o tempo de resposta, melhorar acurácia e visualização das respostas. O sistema utilizado é constituído por um módulo de foto-estimulação que permite estimular em quatro frequências distintas concomitantemente, por um módulo de aquisição de EEG com oito canais e por um monitor que exhibe a trajetória de um cursor na tela.

Materiais e métodos

Processamento - O TFL é uma técnica no domínio da frequência que avalia a razão entre a potência da

resposta ao estímulo e a potência do ruído, no caso do presente trabalho, razão entre o potencial evocado visual e o EEG de fundo [6]. Este teste fornece uma estimativa direta da razão sinal/ruído (SNR), razão entre a potência da resposta e do ruído de fundo [7].

$$\hat{\phi}(f_o) = \frac{|Y(f_o)|^2}{\frac{1}{L} \sum_{\substack{j=f_o-L/2 \\ j \neq f_o}}^{f_o+L/2} |Y(f_j)|^2} \quad (1)$$

Onde $Y(f_o)$ e $Y(f_j)$ são as Transformadas discretas de Fourier do sinal EEG na frequência da resposta (f_o) e na j -ésima componente espectral adjacente a f_o , respectivamente. L determina o número de componentes espectrais vizinhas utilizadas na estimativa da potência do ruído.

Considerando-se um sinal gaussiano, as estimativas de potência do sinal e do ruído são variáveis aleatórias com distribuições proporcionais a uma distribuição chi-quadrada (χ^2). A razão entre duas variáveis aleatórias com distribuições chi-quadradas, divididas cada uma delas por seu número de graus de liberdade, segue a distribuição F de Fisher. Com base nisso, valor crítico para ϕ , para um dado nível de significância α é dado por:

$$\phi_{crit} = F_{2,2L,\alpha} = L \left(\alpha^{\frac{1}{L}} - 1 \right) \quad (2)$$

O TFLN, proposto na equação (3), trata-se de uma modificação no método de cálculo, para que o detector tenha respostas entre 0 e 1.

$$\hat{\phi}(f_o) = \frac{|Y(f_o)|^2}{\sum_{j=f_o-L/2}^{f_o+L/2} |Y(f_j)|^2} \quad (3)$$

Usando-se uma metodologia análoga ao TFL e pela transformação proposta na equação (4) [8], observa-se que o detector segue a distribuição Beta (equação 5) cujo valor crítico após manipulações é definido pela equação (6) análoga a equação (2). O valor crítico é dependente apenas do nível de significância (α) e número L de vizinhos.

$$F \sim F_{v_1, v_2} \Rightarrow \frac{v_1 \cdot F}{v_1 \cdot F + v_2} \sim \beta \left(\frac{v_1}{2}, \frac{v_2}{2} \right) \quad (4)$$

$$\hat{\phi}_{X_0} \sim \beta(1, L) \quad (5)$$

$$\phi_{crit} = 1 - \alpha^{\frac{1}{L}} \quad (6)$$

As respostas foram estimadas a partir do teste F local simples (TFL) e normalizado (TFLN) de acordo com a equação (1) e (3), usando-se trechos e 8000 amostras (4 s), $L = 12$ vizinhos laterais (6 abaixo e 6 acima do harmônico da resposta) e um passo de 500 amostras (0,25 s) para cada estimativa. No cálculo das respostas do detector foram consideradas as derivações P_3 e P_4 em que se obteve os melhores resultados considerando-se acurácia e tempo de resposta. O limiar de detecção foi calculado para um nível de significância de 5 % para a hipótese nula de ausência de respostas.

Sistema de Estimulação Visual – Os estímulos foram gerados por quatro conjuntos de 24 LEDs posicionados nas bordas de um monitor LCD (33 x 50 cm), conforme mostrado na Figura 1. Para cada conjunto de LEDs foi usada uma frequência de intermitência distinta, a saber, 31, 32, 33 e 34 Hz. A intensidade luminosa foi limitada em 10 cd/m² com ciclo de trabalho de 10 %. A movimentação do cursor na tela do monitor é controlada pela intensidade da resposta cortical do voluntário à estimulação visual, ou seja, neste caso, pela frequência de intermitência do LED no qual o indivíduo fixa o olhar. A cada resposta detectada, o cursor se move com passo de 10 % das dimensões da tela na direção do estímulo detectado (3,3 cm na vertical ou 5,0 cm na horizontal). Isto permitiu que o voluntário fosse informado da direção detectada e, portanto, atuou como realimentação do sistema.

Protocolo Experimental – Sinais EEG foram adquiridos com o conversor ADS1299 (*Texas Instruments*, EUA) com frequência de amostragem em 2 KHz, ganho de 12 V/V e resolução de 24 bits (45 nV/bit). Utilizaram-se 8 derivações EEG monopolares (O_1 , O_2 , P_3 , P_4 , T_3 , T_4 , T_5 e T_6) com referência em C_z e Terra em F_{pz} , posicionados segundo o padrão 10-20. Os sinais passaram por filtragem digital no sentido direto e reverso (para evitar diferenças de fase em componentes na saída do filtro) com filtros de segunda ordem. Foi usado um filtro *notch* em 60 Hz, um passa alta em 1 Hz e um passa baixa em 50 Hz. Além dos sinais EEG, foi também coletado um sinal de anotação dos comandos executados pelo voluntário. Para o registro de tais comandos, foi usado um teclado sem fio (Figura 2) com uma tecla para cada comando direcional (esquerda, direita, acima e abaixo), que pressionada pelo voluntário indicaria sua intenção de movimento do olhar. Durante a execução do protocolo, a iluminação ambiente foi mantida fixa a 160 Lux.

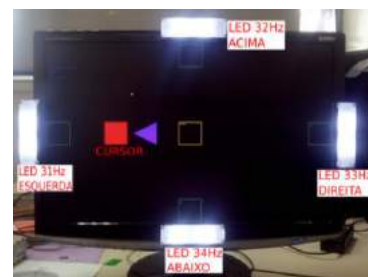


Figura 1: Interface de controle com cursor e comandos associados aos LEDs de estimulação em 31, 32, 33 e 34 Hz.



Figura 2: Teclado sem fio de anotação dos comandos com 5 teclas, sendo 4 direcionais (esquerda, direita, acima e abaixo) e uma central (não utilizada no protocolo experimental).

O voluntário, posicionado a 1 m do monitor, foi orientado a executar os comandos livremente, tendo, entretanto, que informar a direção alvo (LED de interesse), pelo teclado de anotação, e manter a atenção neste alvo por aproximadamente 10s. O experimento, com aprovação pelo Comitê de Ética do IESC/UFRJ: 100/2011, teve duração de cerca de 15 min para cada um dos 10 voluntários participantes deste trabalho, tendo cada um participado de duas sessões de coleta de EEG. Conforme apontado anteriormente, o movimento do cursor foi determinado em função da resposta cortical mais intensa, medida pelo teste F local (TFLN) em cada uma das quatro frequências de estimulação intermitente.

Avaliação da BCI – O desempenho da BCI foi analisado pelo tempo de resposta e curva ROC (do

inglês: *Receiver Operating Characteristic*) para cada frequência de estimulação. O tempo de resposta (T_{RESP}) é o intervalo de tempo dispendido para detectar o PE após o voluntário focar atenção em um dos LEDs de estimulação.

Resultados

A Figura 3 mostra a evolução temporal dos valores do TFLN nas frequências de intermitência de cada um dos quatro LEDs e sua correspondente localização na borda da tela, ou seja, esquerda (31 Hz), direita (32 Hz), acima (33 Hz) e abaixo (34 Hz), neste caso nota-se a diferença das respostas dos detectores, em especial, a visualização do TFLN cuja as repostas são mais claras.

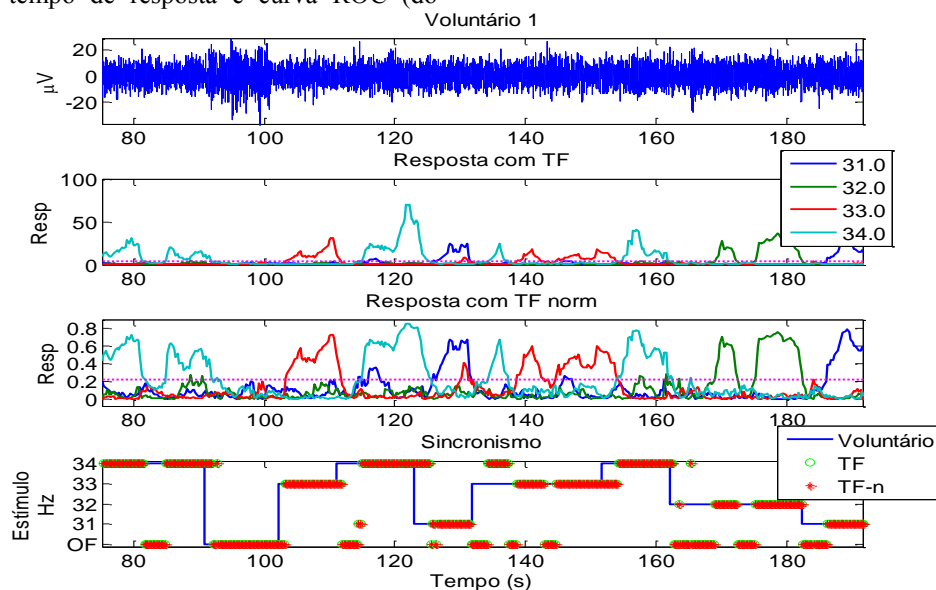


Figura 3: Evolução temporal do TFL e TFLN aplicado ao EEG de um voluntário na média das derivações P_3 e P_4 durante experimento de focar atenção em diferentes estímulos. Linha tracejada (rosa) indica limiar de detecção para nível de significância de 5%. Os instantes em que o voluntário manteve o teclado pressionado indicado a intensão movimento é representado pelo traçado em azul no sinal de estímulo, junto as respostas do sistema de detecção. Os acertos correspondem aos instantes que a resposta do detector se sobre põem ao sinal de sincronismo do teclado.

Usando-se as estimativas de sensibilidade e especificidade, foi traçada a curva ROC média e desvios para os 10 voluntários que participaram de duas fases de coleta. Os resultados foram gerados para melhor configuração de canais EEG como sendo a média entre as derivações P_3 e P_4 . Nos testes, o melhor desempenho ocorreu para 33 Hz cujo valor da área abaixo da ROC foi de 0,902, em que não se observa diferença entre os detectores TFL e TFLN.

A Tabela 1 mostra o resumo das estimativas de média e desvio padrão dos voluntários para o tempo de resposta (T_{RESP}), e acurácia considerando-se o limiar teórico (valor crítico do detector) com nível de significância de 5%.

Tabela 1: Resumo de desempenho do TFLN.

Parâmetro	Mínimo	Máximo	Desvio	Média
T_{RESP}	0,5s	3,5s	0,68s	1,77s
Acurácia	41,35%	83,06%	12,67%	66,29%

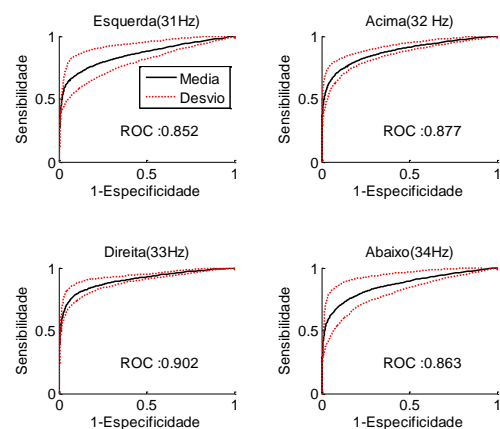


Figura 4: Estimativa da Curva ROC para Teste F local normalizado na média das derivações P_3 e P_4 considerado as frequências de estimulação. Diagonal (vermelho) indica curva para um sistema aleatório e os desvios (rosa) da estimativa.

Discussão

A evolução temporal do TFLN (Figura 3) evidencia a capacidade da técnica, para um dado nível de significância, em distinguir o LED para o qual o indivíduo fixa seu olhar [9]. A capacidade em diferenciar respostas corticais associadas às intenções de comando, relatada também em outros trabalhos [1,2,10,11], é necessária em um detector aplicado à BCI. A curva ROC (Figura 4) mostra o desempenho do sistema semelhante ao reportado por Da Silva Pinto *et al* [11], que encontraram área sob a curva ROC de 0,93, mas usando outra técnica de detecção estímulos nas frequências de 7, 8, 9 e 27 Hz e derivações O_1 e O_2 . O TFLN aplicado ao sinal médio das derivações P_3 e P_4 apresenta uma acurácia máxima de 83 % (Tabela 1) semelhante ao resultado de outros trabalhos de 74 % a 96 % [2].

Nos tempos de resposta (T_{RESP}), o sistema proposto apresenta valores estimados de $1,77 \pm 0,68s$, nas frequências de estimulação adotadas, valor abaixo dos reportados em outros trabalhos (em torno de 5 s) usando-se outras técnicas de detecção [2,12] e 2,5 s com técnica da coerência múltipla [11]. Cabe ressaltar que estes trabalhos usam protocolo de estimulação em uma única frequência e sem realimentação para o voluntário. A estratégia de realimentação e as frequências de estimulação usadas (31 a 34 Hz) mostram-se melhor nas derivações P_3 e P_4 , diferente do reportado pela literatura (derivações O_1 e O_2) [2,11], pois o protocolo exige atenção em um alvo.

Conclusão

O emprego do teste F local normalizado apresenta desempenho compatível com outras técnicas usando duas derivações (P_3 e P_4 , nesse caso) considerando a curva ROC, tempos de resposta e taxa de acerto. Os resultados indicam a possibilidade de aplicar a técnica em BCIs como sistema de detecção de comandos, neste caso, para quatro comandos, possuindo uma acurácia máxima de 83,06 %, área sob a curva ROC de 0,90 na frequência de estimulação de 33 Hz e tempo de resposta (T_{RESP}) médio de 1,77 s.

Agradecimentos

Às agências de fomento CAPES, CNPq e FAPERJ pelo apoio financeiro. Ao nosso estimado Mestre, prof. Antonio Fernando Catelli Infantosi (*in memoriam*), pelo conhecimento e dedicação aos seus alunos e a pesquisa no âmbito nacional e internacional.

Referências

[1] Wolpaw JR, Birbaumer N, McFarland DJ, Pfurtscheller G, Vaughan TM. Brain-computer interfaces for communication and control. *Clin Neurophysiol Off J Int Fed Clin Neurophysiol* 2002;113:767–91.

- [2] Vialatte F-B, Maurice M, Dauwels J, Cichocki A. Steady-state visually evoked potentials: Focus on essential paradigms and future perspectives. *Prog Neurobiol* 2010;90:418–38. doi:10.1016/j.pneurobio.2009.11.005.
- [3] Barbosa D, Miranda de S AMFL, Catelli Infantosi AF. Frequency-Domain Objective Response Detection Techniques Applied to Evoked Potentials: A Review. In: Naik GR, editor. *Appl. Biol. Eng. - Princ. Pract., InTech*; 2012.
- [4] Wei L, Craigmile PF. Global and local spectral-based tests for periodicities. *Biometrika* 2010;97:223–30. doi:10.1093/biomet/asp079.
- [5] Wolpaw J, Wolpaw EW. *Brain-Computer Interfaces Principles and Practice*. Oxford University Press; 2012.
- [6] Wei L, Craigmile PF. Global and local spectral-based tests for periodicities. *Biometrika* 2010;97:223–30. doi:10.1093/biomet/asp079.
- [7] Wang Y, Wang R, Gao X, Hong B, Gao S. A practical VEP-based brain-computer interface. *IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng* 2006;14:234–40. doi:10.1109/TNSRE.2006.875576.
- [8] Chen ZY, Chou YC. Computing the noncentral beta distribution with S-system. *Comput Stat Data Anal* 2000;33:343–60.
- [9] Miranda de Sá AMFL, Ferreira DD, Dias EW, Mendes EMAM, Felix LB. Coherence estimate between a random and a periodic signal: Bias, variance, analytical critical values, and normalizing transforms. *J Frankl Inst* 2009;346:841–53. doi:10.1016/j.jfranklin.2009.07.009.
- [10] Fridman J, Zappulla R, Bergelson M, Greenblatt E, Malis L, Morrell F, et al. Application of phase spectral analysis for brain stem auditory evoked potential detection in normal subjects and patients with posterior fossa tumors. *Audiol Off Organ Int Soc Audiol* 1984;23:99–113.
- [11] Marcos Antonio da Silva Pinto, Carlos Julio Tierra Criollo, Jerome Barom. *Estudo do potencial evocado visual em regime permanente baseado em LED para interface cérebro máquina*. UFMG, 2011.
- [12] Allison BZ, McFarland DJ, Schalk G, Zheng SD, Jackson MM, Wolpaw JR. Towards an independent brain-computer interface using steady state visual evoked potentials. *Clin Neurophysiol* 2008;119:399–408. doi:10.1016/j.clinph.2007.09.121.

ESTUDO DA DETECÇÃO DE ESTRESSE EM MOTORISTAS A PARTIR DAS RESPOSTAS GALVÂNICAS DO PÉ E DA MÃO

D. D. A. Moreira* e E. V. Garcia*

*Engenharia Eletrônica, Universidade de Brasília – Campus Gama, Brasil
e-mail: evgarcia@unb.br

Resumo: A medição da resposta galvânica da pele (GSR) é amplamente utilizada para estudos psicofisiológicos envolvendo estresse. O pé e a mão são os locais de medição mais recomendados para esses estudos. Usou-se dados fisiológicos obtidos do banco PhysioNet com 17 dados extraídos de motoristas, porém apenas 12 foram utilizados pela falta de informações em alguns dados. Obteve-se características da GSR no pé e na mão em épocas de 100 segundos nos momentos de estresse e sem estresse para comparação. A soma das magnitudes de pico da GSR (SMP-GSR), no pé com estresse $17,89 \pm 7,26$ e sem estresse $13,69 \pm 9,71$, foi bastante afetado pelo estado emocional ($p < 0,001$). Observou-se uma maior capacidade de resposta nos dados obtidos da mão do que nos do pé, uma alta variabilidade nos momentos considerados sem estresse e pouca diferença entre os motoristas analisados.

Palavras-chave: Resposta galvânica da pele, Detecção de estresse, PhysioNet, Estresse em motoristas

Abstract: *The Galvanic skin response measurement is widely used in psychophysiological studies related to stress. Hand and foot are the most recommended locations for measurement in these studies. It was used physiological data obtained from the PhysioNet bank with 17 data extracted from drivers, but only 12 were used because of lack of information in some data. It was obtained GSR characteristics on the foot and hand and on ages of 100 seconds located in moments with and without stress for comparison. The sum of the peaks magnitudes of the GSR (SMP-GSR), on the foot with stress $17,89 \pm 7,26$ and without stress $13,69 \pm 9,71$, were highly affected by the emotional state ($p < 0,001$). It was observed that the hand has a better responsiveness than the foot, there was a high variability during the non-stress moments and there was few differences between the drivers analyzed.*

Keywords: *Galvanic skin response, Stress detection, PhysioNet, Stress on drivers*

Introdução

O estresse afeta diversos aspectos do cotidiano, ele pode estar relacionado com o trabalho excessivo em escritórios [1], trânsito enfrentado por motoristas [2] e em salas de operações em que o alto desempenho de uma equipe em uma cirurgia é necessário [3]. Doenças cardiovasculares, dores musculares, úlceras gástricas e sensibilidade à infecções sofrem influência do estresse e

causam prejuízos ao bem estar, ao desempenho e até prejuízos econômicos.

A detecção do estresse se torna então necessária para que um tratamento específico possa ser feito e contorne situações de desconforto e saúde debilitada. A resposta galvânica da pele (*galvanic skin response* – GSR, ou *electrodermal activity*), ocorre de acordo com a atividade das glândulas sudoríparas na pele e é amplamente utilizada como parâmetro fisiológico para inferências acerca do estresse [4]. O estresse está envolvido por duas componentes, eixo hipotálamo-pituitária-adrenal e o sistema nervoso simpático [5]. Os órgãos são conectados por nervos simpáticos e parassimpáticos, porém há duas exceções, as glândulas sudoríparas e os vasos sanguíneos da pele, que são conectados apenas aos nervos simpáticos. Isso faz com que a condutância da pele, influenciada pela atividade das glândulas sudoríparas, se torne um bom meio de se detectar estresse uma vez que sejam tomadas as garantias necessárias para a confiabilidade do sinal [6].

Este trabalho é realizado a partir de dados obtidos para GSR da mão e do pé, em situações com ou sem estresse em motoristas [2]. Foram analisadas as influências do estado emocional, da localização do sensor e das características individuais dos motoristas nas respostas da GSR. A partir dos resultados obtidos irá se discutir que localidade para medição da GSR é mais indicada para se obter dados que possam detectar melhor uma situação de estresse em motoristas, e assim, inferir sobre o seu estado emocional.

Materiais e métodos

Utilizou-se dados disponíveis no banco de dados PhysioNet [7]. Através da toolbox WSDB disponibilizada *online* [7], pôde-se fazer a leitura dos dados disponíveis. Os dados são constituídos por 17 experimentos feitos com motoristas (*drives*), porém alguns arquivos não possuem todos os sinais necessários para a análise ou então possuem um sinal deformado, provavelmente por causa da queda do sensor, restando 12 dados utilizáveis. Obteve-se a resposta galvânica na sola do pé, com eletrodos colocados em cada final do arco do pé, e na palma da mão, com os eletrodos colocados no primeiro dedo e no dedo do meio, assim como um *marker* referente aos instantes em que houveram situações de estresse e a magnitude desse estressor [2].

Os sinais GSR possuem respostas orientadas, que são caracterizadas pelo aumento repentino da condutividade na pele por causa do preenchimento iônico das glândulas sudoríparas referente a uma resposta aos nervos simpáticos. Uma representação das respostas orientadas em um sinal qualquer podem ser observadas na Figura 1, e também é importante visualizar as similaridades entre as GSRs da mão e do pé (Figura 2).

Foram obtidas quatro características das respostas orientadas: o número total de respostas ou quantidade de picos significativos (QP-GSR), a soma das magnitudes de pico das respostas (SMP-GSR), a soma das durações das respostas ou tempos de subida (SRT-GSR) e a soma das áreas estimadas sob as respostas (SA-GSR). Essas características foram obtidas tanto dos sinais de condutância da pele da mão quanto do pé para todo o sinal [2], e servirão de parâmetro de comparação entre as GSRs do pé e da mão. Esses parâmetros foram obtidos de forma similar aos parâmetros obtidos em outros artigos e são comumente utilizados para a análise da GSR [1], [2], [8], [9].

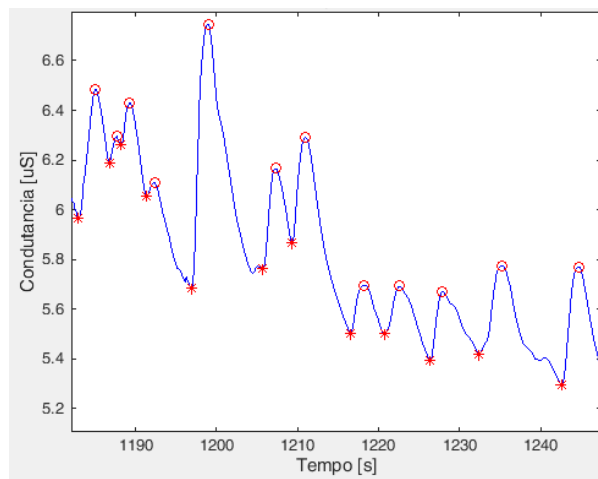


Figura 1: Exemplo de respostas orientadas em um sinal de condutância da pele (segmento da resposta galvânica da mão no motorista do experimento 8). Os picos estão representados por círculos e os vales por asteriscos.

Para se obter características dessas respostas orientadas, fez-se um algoritmo no programa Matlab (versão R2012a, MathWorks) para detecção de picos e vales dos sinais de condutância da pele, em que foram achadas somente aquelas respostas em que a magnitude da condutância da resposta orientada fosse maior do que $0,05 \mu\text{S}$ (microsiemens), limite recomendável que pode ser de até $0,01 \mu\text{S}$ em alguns casos [6].

Fez-se um pré-processamento dos sinais em que se utilizou um filtro digital passa baixa com frequência de corte de 4 Hz para atenuar ruídos de alta frequência, e também se excluiu os 35 primeiros dados, pois há uma oscilação indesejável nos momentos iniciais da obtenção dos dados que deve ser desconsiderada [2].

As características das respostas orientadas foram conseguidas através da detecção de picos e vales, aonde

os sinais possuem derivada igual a zero. A partir desses picos e vales se extraiu a QP, SMP, SRT e SA da GSR, onde QP é o número total de respostas ou quantidade de picos significativo, SMP é a soma das magnitudes de pico das respostas, SRT é a soma das durações das respostas ou tempos de subida e SA é a soma das áreas estimadas sob as respostas.

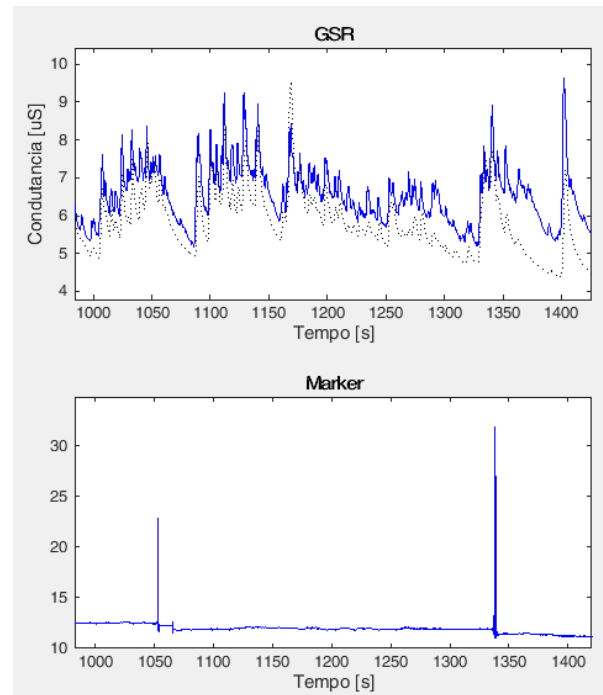


Figura 2: Respostas galvânicas do pé (linha contínua) e da mão (linha pontilhada) sobrepostas para visualização de similaridades. *Marker* indicando momentos de estresse no gráfico inferior.

A delimitação dos segmentos de tempo característicos com ou sem estresse foi realizada com épocas de sinal. Consideraram-se épocas de estresse, as épocas de 100 segundos centralizadas nos momentos em que os *markers* indicaram um estímulo estressor, essa época de 100 segundos é centralizada por causa de uma ansiedade decorrente da antecipação de algum acontecimento estressante [2]. Analogamente essas características também foram calculadas para épocas de 100 segundos localizadas em regiões sem estresse, sem superposição às épocas de sinal de estresse.

A análise estatística buscou compreender se as variáveis quantificadas da resposta galvânica da pele (GSR) eram capazes de distinguir entre os estados emocionais com e sem estresse, ajustadas para diferentes indivíduos e para o local do sensor (pé ou mão). Os valores quantitativos foram representados no formato média \pm desvio padrão (DP). Coeficiente de variação (CV), em porcentagem, foi calculado como uma medida do grau de dispersão das medições realizadas em cada local e estado emocional. Foram considerados estatisticamente significativos todos os resultados com valor p inferior ou igual a 0,05. Todas as variáveis medidas foram comparadas estatisticamente

usando ANOVA 2-vias, em que estado emocional e local do sensor entraram como fatores de ajuste e o indivíduo como covariável de análise. Os dados foram testados em relação à homogeneidade das variâncias e normalidade das distribuições, com ajustes apropriados conforme os resultados apresentados. Todos os cálculos estatísticos foram realizados no aplicativo SPSS - Statistical Package for Social Sciences (versão 20.0.0, IBM).

Resultados

Os resultados obtidos foram bastante significativos entre os estados emocionais com e sem estresse, ajustados para os diferentes indivíduos e locais do sensor. A quantidade de picos da GSR (QP-GSR) foi significativamente alterada ao longo do protocolo experimental ($p = 0,006$), sendo afetada especificamente pelo estado emocional ($p = 0,005$) e pelo local do sensor ($p < 0,001$), mas não pela variação dos indivíduos ($p = 0,710$): QP-GSR registrada no pé: com estresse $35,05 \pm 17,17$, sem estresse $31,10 \pm 25,64$; QP-GSR registrada na mão: com estresse $32,24 \pm 13,57$, sem estresse $23,16 \pm 15,19$ (Tabela 1). Tampouco foi afetada por alguma interação entre local do sensor e estado emocional ($p = 0,254$).

Todas as demais variáveis da GSR - soma das áreas (SA-GSR), soma das magnitudes de pico (SMP-GSR) e soma dos tempos de subida (SRT-GSR) - foram ainda mais significativamente alteradas ao longo do protocolo experimental ($p < 0,001$ em todas). A comparação entre diferentes estados emocionais impactou fortemente ($p < 0,001$ em todas). O local do sensor (pé ou mão) influenciou a soma das áreas (SA-GSR registrada no pé: com estresse $12,51 \pm 9,17$, sem estresse $8,46 \pm 6,31$; SA-GSR registrada na mão: com estresse $17,49 \pm 9,46$, sem estresse $12,73 \pm 9,18$; $p < 0,001$) e a soma das magnitudes de pico (SMP-GSR registrada no pé: com estresse $17,89 \pm 7,26$, sem estresse $13,69 \pm 9,71$; SMP-GSR registrada na mão: com estresse $31,60 \pm 25,05$, sem estresse $18,98 \pm 14,46$ $p < 0,001$) mas não a soma dos tempos de subida ($p = 0,286$). A soma das magnitudes de pico foi a única variável a sofrer os impactos da interação entre o local do sensor e o estado

emocional ($p = 0,036$; soma das áreas, $p = 0,743$; soma dos tempos de subida, $p = 0,923$).

Ao analisar os coeficientes de variação (Tabela 1) percebe-se que há uma maior variabilidade nas leituras sem estresse do que as leituras com estresse, independentemente se o sensor está localizado no pé ou na mão. As leituras obtidas nas mãos, aparentemente, possuem maior poder discriminativo pois obtiveram diferença entre as médias com e sem estresse igual ou superior às leituras obtidas nos pés, para coeficientes de variação similares.

Discussão

As regiões sem estresse sofreram pouca variabilidade no início e no final do experimento, em que o motorista permaneceu relaxado sem estar dirigindo. Porém durante a execução do percurso feito pelo motorista houve uma alta variabilidade nas regiões sem estresse, essa variação pode ter sido causada pelo fato do motorista não estar totalmente relaxado enquanto dirige. Como o estudo não foi realizado em um local controlado em que o estresse é induzido na forma de estímulos visuais [8], [9] e não se tem controle dos causadores de estresse constantes durante a condução do veículo, a observação de uma alta variabilidade pode ser considerada normal nas regiões sem estresse [2].

As medidas obtidas dos dedos da mão e do arco do pé são as regiões do corpo que mais respondem ao estresse, por causa da alta densidade de glândulas sudoríparas nesses locais [10]. Os locais analisados no pé e na mão estão de acordo com as recomendações já consolidadas [6], era de se esperar uma alta capacidade de resposta de ambos os locais analisados, que possuem muitas similaridades (Figura 2).

A capacidade de resposta obtida dos dedos da mão se mostrou maior do que a obtida pelo pé, mesmo resultado visto em outros estudos [9]. A média das características das respostas orientadas em diferentes estados emocionais mostrou que o pé e a mão fornecem resultados similares, porém a diferença entre as médias dos estados emocionais é maior para a mão.

Tabela 1: Estatística resumida nos locais do pé e da mão durante momentos com estresse e sem estresse. Parâmetros obtidos: quantidade de picos (QP-GSR), soma das áreas (SA-GSR), soma das magnitudes de pico (SMP-GSR) e soma dos tempos de subida (SRT-GSR). N é o número de respostas, DP o desvio padrão e CV é o coeficiente de variação.

Local do sensor		Com estresse				Sem estresse			
		QP-GSR	SA-GSR	SMP-GSR	SRT-GSR	QP-GSR	SA-GSR	SMP-GSR	SRT-GSR
Pé	N	74	74	74	74	58	58	58	58
	Média	35,04	12,51	17,89	26,54	31,10	8,46	13,69	22,46
	DP	17,17	9,17	7,26	6,18	25,64	6,31	9,71	10,84
	CV (%)	49%	73%	41%	23%	82%	75%	71%	48%
Mão	N	74	74	74	74	58	58	58	58
	Média	32,24	17,49	31,60	25,54	23,16	12,73	18,98	21,26
	DP	13,57	9,46	25,05	6,61	15,19	9,18	14,46	10,15
	CV (%)	42%	54%	79%	26%	66%	72%	76%	48%

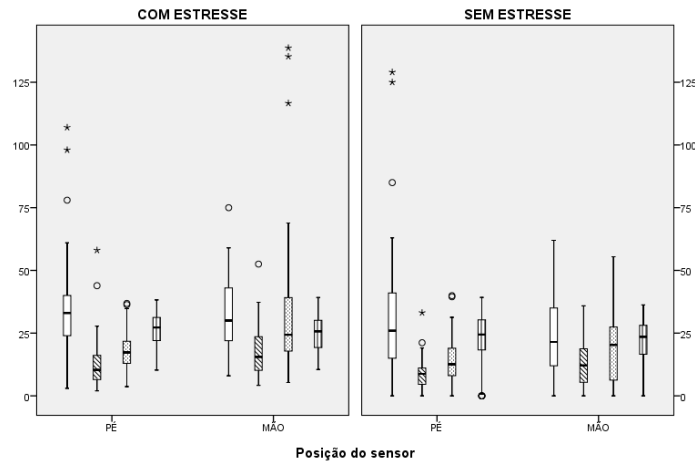


Figura 3: Representação por boxplots da distribuição estatística das variáveis obtidas. Valores discrepantes (outliers) são representados por ‘o’ ou ‘*’ conforme sua distância em relação à mediana da distribuição. Boxplots, da esquerda para direita: Quantidade de picos na janela, QP-GSR (em branco); Soma das áreas, SA-GSR (em diagonal); Soma das magnitudes de pico SMP-GSR (pontilhado); Soma dos tempos de subida, SRT-GSR (barras verticais).

Os resultados obtidos sobre a influência da obtenção da GSR em diferentes motoristas mostrou que a quantidade de picos, a soma das magnitudes e a soma das áreas não impactaram na diferenciação do estado emocional, mas a soma dos tempos de subida foram influenciados ($p = 0,001$). As diferenças entre os motoristas influenciaram pouco na diferenciação entre estados emocionais, porém existem diferenças nos resultados entre eles. Essa diferença pode ser devido à questões particulares como sexo, idade ou doenças que influenciem a GSR. Estudos mostram que a diabetes tipo 2 influencia na GSR, sendo que a resposta galvânica em pessoas com essa doença é menor do que em pessoas saudáveis, podendo esse ser um motivo da pequena diferença entre os motoristas [11].

Conclusão

Por todo o discutido, sensores de GSR nas mãos apresentaram um desempenho discriminatório superior no protocolo realizado para diferenciar estado emocional com ou sem estresse.

Houve também uma alta variabilidade nos dados nos momentos sem estresse, que podem ser explicados pela situação em que as GSRs foram obtidas.

Agradecimentos

Agradecimentos à Universidade de Brasília – Campus Gama por possibilitar esse estudo e permitir que alunos ingressem na vida acadêmica.

Referências

[1] Setz C, Arnrich B, Schumm J, La Marca R, Troster G, Ehlert U. Discriminating Stress From Cognitive Load Using a Wearable EDA Device. *IEEE Transactions on Information Technology in Biomedicine*, vol. 14, no. 2, pp. 410–417, Mar. 2010.

- [2] Healey JA, Picard RW. Detecting Stress during Real-world Driving Task using Physiological Sensors. *Intelligent Transportation System, IEEE Trans*, Vol. 6, No. 2, June (2005) 156-166.
- [3] Phitayakorn R. Practicality of using galvanic skin response to measure intraoperative physiologic autonomic activation in operating room team members. *Surgery* 158.5 (2015): 1415-1420.
- [4] Boucsein W, *Electrodermal Activity*. New York: Plenum, 1992.
- [5] Cacioppo JT, Tassinary LG, Berntson GG. Eds., *Handbook of Psychophysiology*. 3rd ed. Cambridge, U.K.: Cambridge Univ. Press, 2007.
- [6] Boucsein W. Publication recommendations for electrodermal measurements. *Psychophysiology* 49, 1017–1034 (2012).
- [7] Goldberger, AL. Physiobank, physiotoolkit, and physionet components of a new research resource for complex physiologic signals. *Circulation* 101.23 (2000): e215-e220.
- [8] van Dooren M, Joris HJ. Emotional sweating across the body: Comparing 16 different skin conductance measurement locations. *Physiology & behavior* 106.2 (2012): 298-304.
- [9] Payne, AFH. Can you give me a hand? A comparison of hands and feet as optimal anatomical sites for skin conductance recording. *Psychophysiology* 50.11 (2013): 1065-1069.
- [10] Saga K. Structure and function of human sweat glands studied with histochemistry and cytochemistry. *Progress in histochemistry and cytochemistry* 37.4 (2002): 323-386.
- [11] Freedman BI, Bowden DW, Smith SC, Xu J, Divers J. Relationships between electrochemical skin conductance and kidney disease in Type 2 diabetes. *Journal of Diabetes and its Complications* 28.1 (2014): 56-60.

ANÁLISE DA DETECÇÃO DE ESTRESSE A PARTIR DA FREQUÊNCIA RESPIRATÓRIA E DA VARIABILIDADE DA FREQUÊNCIA CARDÍACA

A. T. M. Lima*, E. V. Garcia*

*Engenharia Eletrônica, Universidade de Brasília – Campos Gama, Brasil
e-mail: arnoldo.thiago@aluno.unb.br, evgarcia@unb.br

Resumo: A variabilidade da frequência cardíaca (VFC) e a frequência respiratória (FR) são usualmente utilizadas para a detecção do estresse. Nesse caso, foi utilizado um conjunto de dados de 11 motoristas disponibilizados no *physionet*. Na análise, foram usadas as componentes temporais e as componentes no domínio da frequência de ambos os sinais. A componente espectral HF do RF em um momento sem estresse $1,96 \pm 1,82$, momento centrado no estresse $6,86 \pm 3,28$ e após o estresse $6,14 \pm 2,99$ mostrando assim alta influência do estado emocional sobre esta componente ($p=0,001$). Verificou-se uma nítida diminuição do conteúdo espectral na banda de altas frequências durante o relaxamento em relação aos demais estados, mostrando-se importante para a detecção do estresse.

Palavras-chave: Detecção de estresse, frequência respiratória, variabilidade da frequência cardíaca.

Abstract: *The heart rate variation (HRV) and respiratory rate (RR) are usually used for detection of stress. In this case, we used a set of data drivers 11 available in Physionet. In the analysis, the temporal components and the frequency domain components of both signals are used. The spectral HF component in RF at a time without stress $1,96 \pm 1,82$, centered in the stress $6,86 \pm 3,28$ and after the stress $6,14 \pm 2,99$ demonstrating a high Influence of emotional state on this component ($p = 0,001$). There was a clear drop in the spectral content in the high frequency band during relaxation in relation to other states, and proved to be important for detection of stress.*

Keywords: *Stress detection, Respiratory Rate, Heart Rate Variability.*

Introdução

O estresse é um fator presente na vida moderna e tem origens diversas. Este pode se originar das mais diversas fontes, como a urgência ou sobrecarga no trabalho assim como é visto nos socorristas de acidentes. Policiais também sofrem grande nível de estresse, em função de que sua segurança pessoal está sempre comprometida, assim como um cirurgião sofre estresse devido à preocupação com a qualidade do procedimento [1]. Não obstante, o controle do nível de estresse é fundamental para o êxito em qualquer atividade profissional, devendo, pois, ser adequado a ela. A submissão prolongada ao estresse excessivo poderá comprometer a saúde física e mental de um indivíduo [1]. O estresse é um fator importante no cotidiano das pessoas, porque influencia no tempo de resposta do indivíduo e na consciência

situacional eventualmente exigida [2], podendo, inclusive, prejudicar o desempenho [3] e alterar a capacidade de tomada de decisões [4].

O estresse se relaciona com a etiologia ou agravamento de uma doença [5]: hipertensão arterial relacionada ao estresse constitui fator fundamental para o desenvolvimento de doenças renais e cardíacas [1]. Alguns indicadores não-invasivos do estresse são obtidos pela análise da variabilidade da frequência cardíaca (VFC ou *Heart Rate Variability*) e da frequência respiratória (FR), através do estudo da modulação vagal sobre o organismo [6].

O balanço simpátovagal é geralmente abordado através do estudo das bandas de frequência da VFC. A componente de altas frequências (HF, *High Frequency*, 0,15 a 0,4Hz) está mais associada à modulação parassimpática. A região das baixas frequências (LF, *Low Frequency*, 0,04 a 0,15Hz) é mais influenciada pela modulação simpática. Por último, há a região das frequências muito baixas (VLF, *Very Low Frequency*, 0,003 a 0,04Hz), ligada a mecanismos de regulação lenta como o sistema renina-angiotensina, termorregulatórios e humorais [7, 8, 9].

Este trabalho é uma complementação ao estudo original de detecção de estresse em motoristas [4]: busca detalhar um pouco mais as variáveis estudadas em VFC e FR.

Materiais e métodos

Todos os sinais processados neste trabalho foram obtidos do banco de dados *Physionet*, com leitura realizada a partir da *toolbox* WSDb disponibilizada [10].

Os dados analisados, relativos às VFC e FR, foram obtidos dentro de um conjunto de 6 sinais biológicos, por indivíduo, coletados em 24 motoristas distintos durante diferentes condições de estresse (descanso, condução dentro de uma avenida conturbada e condução em uma autoestrada) [4]. Destes, apenas 11 indivíduos foram processados neste artigo, em virtude das relatadas perdas, no estudo original de detecção de estresse em motoristas, de dados por sobreposição de gravação, falha no armazenamento ou no sensor utilizado para coleta dos sinais [4].

Todo o processamento descrito a seguir foi realizado em Matlab (versão R2012b, MathWorks). Ambos os sinais VFC e FR foram analisados em períodos de 5 minutos, considerado uma das opções mais apropriadas para esse tipo de análise [7]. Utilizou-se para a definição dos segmentos o arquivo de marcador de estresse

(*Marker*) criado durante a coleta, com valores de pico centrados em momentos estressantes [4]. Estes períodos foram agrupados em três tipos: relaxado, i.e., sem estresse; centrado no estresse, pois o momento imediatamente anterior ao fator estressante pode indicar uma previsibilidade psicológica do estresse iminente [4]; e depois do estresse (pós-estresse).

Ainda durante a etapa de pré-processamento, foram trabalhados os pontos discrepantes das sequências temporais (*outliers*). As duas formas mais comuns de se trabalhar com outliers, ao se estudar o VFC, são a exclusão do outlier em questão ou uma interpolação (Linear ou Cubica) entre os pontos adjacentes. O estudo realizado por Kathi J Kemper [11] mostra claramente que os impactos nos parâmetros, do VFC, calculados após o processo de retirada do outlier versus o processo de interpolação são mínimos.

Durante o estudo realizado deu-se preferência pela substituição dos outliers por uma interpolação linear entre os valores das amostras adjacentes válidas ao outlier em questão. Este método é conhecido por Replaced by a Phantom Beat.

Para assegurar a estacionariedade do sinal, foi removida a componente de tendência do sinal por meio de interpolação com spline cúbicas [12] e realizada a reamostragem a 4 Hz, considerada uma taxa apropriada para o estudo da regulação autônoma [8].

Análise no Domínio do Tempo – Alguns parâmetros comuns a VFC e a FR são utilizados para a análise no domínio do tempo [13]. Para o caso do VFC analisou-se a média dos intervalos RR, o desvio padrão (*standard deviation of normal-to-normal RR-intervals* - SDNN), valor RMS do sinal (*root mean square of successive RR differences* - RMSSD) e porcentagem de intervalos entre RR maiores que 50 ms (pNN50) [7]. Para o caso da FR foram calculados a média, desvio padrão, RMS, variância, valor máximo e valor mínimo dos intervalos respiratórios.

Os parâmetros foram calculados utilizando funções próprias do Matlab exceto para o caso específico da VFC do pNN50. Para este caso específico do VFC, tem-se que o cálculo da porcentagem de intervalos entre RR maiores que 50 ms (pNN50), foi realizado por um pequeno algoritmo que verificou a duração de cada intervalo, calculando a porcentagem dos intervalos maiores que 50ms.

Análise no Domínio da Frequência. Foram analisadas as componentes espectrais VLF, LF e HF dos sinais de VFC e FR, posto que a modificação destes parâmetros é indicadora de doenças, problemas fisiológicos [7] ou de influências externas como o estresse [14].

Valores foram calculados via função de densidade espectral de potência (*Power spectral density* - PSD), com janelamento por von Hann de igual tamanho do período (i.e., 5 minutos) para suavizar as altas frequências geradas pelo janelamento [15]. Com isso, foi possível adquirir as componentes espectrais VLF, LF e HF em porcentagem da potência total do espectro do sinal.

O estudo da correlação entre as frequências cardíaca e respiratória foi realizada através da densidade espectral de potência cruzada (*Cross power spectral density* - CPSD) agrupada nas mesmas bandas VLF, LF e HF [16].

A análise estatística buscou compreender se as variáveis quantificadas nas análises de frequência respiratória, na variabilidade da frequência cardíaca e no espectro cruzado entre as frequências respiratória e cardíaca eram capazes de distinguir entre os estados emocionais com e sem estresse, ajustadas para diferentes indivíduos. Os valores quantitativos foram representados no formato média \pm desvio padrão (DP). Foram considerados estatisticamente significativos todos os resultados com valor p inferior ou igual a 0,05. Todas as variáveis medidas foram comparadas estatisticamente usando ANOVA 2-vias, em que estado emocional e local do sensor entraram como fatores de ajuste e indivíduo como covariável de análise. Os dados foram testados em relação à homogeneidade das variâncias e normalidade das distribuições, sendo considerados válidos apenas os resultados das variáveis que obtiveram. Todos os cálculos estatísticos foram realizados no aplicativo SPSS - Statistical Package for Social Sciences (versão 20.0.0, IBM).

Resultados

Os resultados obtidos foram significativos para distinguir os estados emocionais de estresse, pós-estresse e relaxado, ajustados para os diferentes indivíduos.

As medições com a variabilidade da frequência cardíaca conseguiram distinguir entre os diferentes estados emocionais (valor geral: $p = 0,048$). Nenhuma variável calculada neste sinal não foi afetada pelos diferentes indivíduos ($p = 0,055$ em todos os casos) e todas foram consideradas aptas nos testes prévios de adequação ao modelo linear generalizado. Três das variáveis espectrais analisadas - %VLF, %LF e LF/HF - foram capazes de distinguir o relaxamento dos outros estados emocionais: todas foram maiores durante o relaxamento do que em estresse ou pós-estresse (Tabela 1). Os parâmetros temporais da VFC, por sua vez, obtiveram resultados mais interessantes. Tanto a variância quanto o desvio padrão dos intervalos RR foram capazes de distinguir todos os três estados emocionais entre si (relaxado, estresse e pós-estresse): ambos apresentaram valores máximos durante o estresse, intermediários durante relaxamento e mínimos no pós-estresse (Tabela 1). De forma complementar a estes dados anteriores, também foi registrada a diminuição do intervalo RR mínimo durante o estresse ou, posto de outra forma, o aumento da máxima frequência cardíaca instantânea durante o estresse (Tabela 1).

As medições com frequência respiratória conseguiram distinguir entre os diferentes estados emocionais com maior eficiência (valor geral: $p = 0,004$). Nenhuma variável calculada neste sinal não foi afetada pelos diferentes indivíduos ($p = 0,233$ em todos os casos). Os resultados das proporções LF/HF e VLF/HF, assim como a variância dos intervalos de respiração não

passaram nos testes prévios de adequação ao modelo linear generalizado, sendo, portanto, desprezados.

Verificou-se uma nítida diminuição do conteúdo espectral na banda de altas frequências (%HF - Tabela 1)

Tabela 1: Tabela resumida dos resultados obtidos. Em destaque os valores estatisticamente significativos, com o valor p descrito na última coluna. CROSS – relacionado ao espectro cruzado entre as frequências respiratória e cardíaca. VFC – sinal de variabilidade da frequência cardíaca. RESP – sinal de frequência respiratória. Valores percentuais de HF, LF e VLF. Razões entre as diferentes bandas de frequência (LF/HF, VLF/HF, VLF/LF). Média dos intervalos RR. SDNN. RMSSD. pNN50. NN máximo – valor máximo do intervalo. NN mínimo – valor mínimo do intervalo.

		N	RELAXADO		STRESS		POS-STRESS		p			
			MÉDIA	DP	N	MÉDIA	DP	N		MÉDIA	DP	
Análise em frequência	% VLF	CROSS	11	45,57	3,20	11	45,46	2,65	11	44,86	2,84	n.s.
		VFC	11	23,93	13,57	11	38,48	13,64	11	34,42	10,66	0,035
		RESP	11	8,65	11,49	11	19,95	13,42	11	10,20	7,41	n.s.
	% LF	CROSS	11	53,18	3,10	11	52,09	2,52	11	52,63	2,66	n.s.
		VFC	11	61,32	13,60	11	47,15	11,09	11	49,38	9,40	0,017
		RESP	11	88,26	11,94	11	71,59	13,27	11	82,34	8,41	0,007
	% HF	CROSS	11	1,15	0,41	11	2,29	0,53	11	2,34	0,58	< 0,001
		VFC	11	11,15	1,87	11	11,28	3,88	11	12,79	3,23	n.s.
		RESP	11	1,96	1,82	11	6,86	3,29	11	6,14	2,99	0,001
	LF / HF	CROSS	11	52,34	19,65	11	23,91	6,37	11	23,68	5,75	n.s.
		VFC	11	5,66	1,62	11	4,43	1,28	11	3,99	0,88	0,016
		RESP	11	96,75	78,55	11	12,72	6,58	11	15,58	5,69	n.s.
	VLF / HF	CROSS	11	45,83	20,80	11	20,95	5,27	11	20,32	5,55	n.s.
		VFC	11	2,22	1,29	11	3,93	2,08	11	2,92	1,45	n.s.
		RESP	11	15,21	28,25	11	3,68	3,58	11	1,87	1,63	n.s.
	VLF / LF	CROSS	11	0,864	0,109	11	0,877	0,096	11	0,857	0,104	n.s.
		VFC	11	0,474	0,442	11	0,930	0,557	11	0,759	0,381	n.s.
		RESP	11	0,120	0,189	11	0,341	0,396	11	0,134	0,113	n.s.
Análise no tempo	MÉDIA	VFC	11	0,862	0,107	11	0,784	0,096	11	0,761	0,111	n.s.
		RESP	11	41,24	9,02	11	40,64	8,14	11	39,94	7,05	n.s.
	SDNN	VFC	11	0,082	0,031	11	0,120	0,036	11	0,080	0,024	0,010
		RESP	11	1,10	0,45	11	3,05	0,98	11	2,43	0,78	<0,001
	RMSSD	VFC	11	0,866	0,109	11	0,794	0,099	11	0,766	0,112	n.s.
		RESP	11	41,26	9,02	11	40,76	8,13	11	40,02	7,04	n.s.
	VARIÂNCIA	VFC	11	0,008	0,006	11	0,016	0,009	11	0,007	0,004	0,007
		RESP	11	1,39	1,25	11	10,17	6,29	11	6,46	3,99	n.s.
	NN MÁXIMO	VFC	11	1,089	0,186	11	1,077	0,193	11	0,984	0,131	n.s.
		RESP	11	45,12	9,56	11	51,82	8,73	11	48,05	7,38	n.s.
	NN MÍNIMO	VFC	11	0,614	0,134	11	0,485	0,095	11	0,544	0,075	0,018
		RESP	11	39,50	8,98	11	32,89	7,33	11	33,71	6,80	n.s.
	pNN50	HR	11	15,40	9,69	11	12,20	7,00	11	9,50	5,13	n.s.

durante o relaxamento em relação aos demais estados. A distribuição de espectro na banda de baixas frequências (%LF) apresentou resultados ainda melhores, sendo capaz de distinguir os três estados emocionais avaliados: apresentou valores máximos durante o relaxamento, mínimos durante o estresse e intermediários no pós-estresse (Tabela 1). Comparados com a VFC, os parâmetros temporais da respiração não apresentaram resultados tão expressivos. Apenas o desvio padrão dos intervalos respiratórios foi capaz de distinguir o estado de relaxamento dos outros dois (Tabela 1).

As medições com os espectros cruzados das frequências respiratória e cardíaca conseguiram distinguir entre os diferentes estados emocionais (valor geral: $p = 0,036$). Nenhuma variável calculada neste sinal não foi afetada pelos diferentes indivíduos ($p = 0,838$ em todos os casos). Tal como nas medidas com frequência respiratória, os resultados das proporções LF/HF e VLF/HF não passaram nos testes prévios de adequação ao modelo linear generalizado, sendo, portanto, desprezados. Apenas a porcentagem de conteúdo espectral nas altas frequências (% HF) distinguiu estados

emocionais: foi estatisticamente capaz de ressaltar períodos relaxados dos de estresse ou pós-estresse sem, contudo, distinguir entre estes últimos (Tabela 1).

Discussão

Durante o percurso, constituído por descanso, condução dentro de uma avenida conturbada e condução em uma autoestrada, percebeu-se que a média da respiração se manteve constante. Porém, o contrário foi observado com a variância. Durante o momento de relaxamento a variância da respiração se manteve baixa, ou seja, uma respiração constante e ordenada. Mas, durante o momento de estresse, observou-se significativo aumento da variância da respiração em função da irregularidade apresentada [17].

Como esperado, as componentes de baixa frequência na análise no domínio da frequência e as medidas no domínio do tempo, exceto a média, aumentaram em uma situação de estresse [14].

É possível notar também que a modulação vagal LF/HF, tanto no VFC como na FR, diminuiu durante e

após uma situação de estresse, sendo útil para a detecção do estado emocional.

O motorista pouco influenciou a diferenciação do estado emocional gerado pelo estresse. A pequena diferença observada nos resultados foi causada por uma soma de fatores físicos como saúde, idade ou cansaço e fatores psicológicos tais como: carga mental, pressão no trabalho ou problemas familiares[1].

Então é possível ter que a LF tanto no VFC como na FR, a modulação LF/HF no VFC, a componente HF da FR assim como o desvio padrão e a variância para ambos os casos como bons indicadores emocionais de estresse. Mesmo com ambos os sinais possuindo bons indicadores emocionais, o sinal VFC possui uma quantidade superior de indicadores.

É importante ter em mente que algumas doenças podem modificar os resultados levando a uma má interpretação, mesmo que utilizando os indicadores listados acima na Tabela 1, como da neuropatia diabética, a mais comum e mais incapacitante das complicações da diabetes mellitus. Neste caso há uma diminuição dos parâmetros temporais [7].

Conclusão

Os parâmetros espectrais da frequência respiratória obtiveram desempenho superior à respectiva análise temporal, situação oposta aos mesmos parâmetros aplicados à variabilidade da frequência cardíaca. Tanto a análise respiratória quanto da frequência cardíaca permitiu distinguir os três estados emocionais avaliados, ainda que em variáveis específicas distintas. A análise de espectro cruzado apresentou desempenho inferior às frequências respiratória ou cardíaca consideradas isoladamente.

Referências

- [1] PINHEIRO, Fernanda Amaral; GUNTHER, Isolda de Araújo. Estresse ocupacional e indicadores de saúde em gerentes de um banco estatal. Rev. Psicol., Organ. Trab., Florianópolis, v. 2, n. 2, p. 65-84, dez. 2002.
- [2] Apoorvagiri, Nagananda M S. Mental Stress and its Implications on Reaction time. International Journal of Computer Trends and Technology, May Issue 2013; ISSN 2231-2803.
- [3] R. Helmreich, T. Chidster, H. Foushee, S. Gregorich e J. Wilhelm. How effective is cockpit resource management training? Issues in evaluating the impact of programs to enhance crew coordination. Flight Safety Dig. 1990; vol. 9, no. 5, pp. 1–17.
- [4] J. A. Healey and R. W. Picard. Detecting stress during real-world driving tasks using physiological sensors. In *IEEE Transactions on Intelligent Transportation Systems*. June 2005; vol. 6, no. 2, pp. 156-166.
- [5] TAYLOR, S.E. (Org.) Health Psychology. Random House. New York: 1986.
- [6] Rajendra Acharya U, Paul Joseph K, Kannathal N, Lim CM, Suri JS. Heart rate variability: a review. *Med Bio Eng Comput*. 2006; 44(12):1031-51.
- [7] Task Force of the European Society of Cardiology and the North American Society of Pacing and Electrophysiology. Heart rate variability: standards of measurement, physiological interpretation and clinical use. *Circulation*. 1996; 93(5):1043-65.
- [8] D. Singh, K. Vinod and S. C. Saxena. Sampling frequency of the RR interval time series for spectral analysis of heart rate variability. *Journal of Medical Engineering & Technology*. November/December 2004; Volume 28, Number 6, pages 263–272.
- [9] G. D. Clifford. Signal processing methods for heart rate variability. D.Phil. thesis, Oxford University, Oxford, U.K. 2002.
- [10] Goldberger, Ary L., et al. "Physiobank, physiokit, and physionet components of a new research resource for complex physiologic signals." *Circulation*. 2000; 101:23.
- [11] Kathi J Kemper, Craig Hamilton and Mike Atkinson. Heart Rate Variability: Impact of Differences in Outlier Identification and Management Strategies on Common Measures in Three Clinical Populations. *Pediatric Research*. Nature Publishing Group. Sep 1, 2007.
- [12] M. Unser. Splines: a perfect fit for signal and image processing. in *IEEE Signal Processing Magazine*. Nov 1999; vol. 16, no. 6, pp. 22-38.
- [13] L Hejfel e E. Roth. What is the adequate sampling interval of the ECG signal for heart rate variability analysis in the time domain?. *Physiol. Meas*. 2004; 1405–1411.
- [14] Linn K. Kuehl, Christian E. Deuter, Steffen Richter, André Schulz, Heinz Rüdell, Hartmut Schächinger. Two separable mechanisms are responsible for mental stress effects on high frequency heart rate variability: An intra-individual approach in a healthy and a diabetic sample. *International Journal of Psychophysiology*. March 2015; Volume 95, Issue 3, Pages 299-303, ISSN 0167-8760,
- [15] Pierre Wickramarachi. Effects of Windowing on the Spectral Content of a Signal. *Data Physics Corporation*, San Jose, California. *Sound and Vibration/January 2003*.
- [16] A. Anurupa and B. Dr. Mandeep Singh. Relation between HF HRV and Respiratory Frequency. *Proc. of Int. Conf. on Emerging Trends in Engineering and Technology*. 2013.
- [17] FREIRE, Rafael C.; NARDI, Antonio E. Transtorno do pânico e sistema respiratório: subtipo clínico e testes de provocação. *Rev. Bras. Psiquiatr., São Paulo*. June 2012 . v. 34, supl. 1, p. 32-41.

INSTRUMENTAÇÃO PARA COMPUTAÇÃO DE INDICADORES OBJETIVOS DE FADIGA MUSCULAR EM TEMPO REAL

L. P. R. Abrantes*, J. C. Carmo*, V. A. Rocha* e F. A. O. Nascimento*

*Universidade de Brasília, Brasília, Brasil
e-mail: luizpaulorosaabrantest@gmail.com

Resumo: O propósito deste trabalho é apresentar uma instrumentação sem-fio (*hardware e software*) para a avaliação da Eletromiografia de Superfície (EMG-S). A instrumentação possibilita que técnicas clássicas no domínio do tempo e das frequências, como RMS (*root mean square*) e MDF (*median frequency*), utilizadas para a avaliação objetiva da fadiga muscular sejam computadas em tempo-real. Também é proposto um novo índice tempo-frequência descritor para a fadiga muscular baseado na transformada wavelets denominado SWW (*scale weighted Wavelet*). A instrumentação é constituída por um módulo remoto que faz a aquisição de dois canais de EMG-S por meio de eletrodos ativos e de um canal oriundo de eletrogoniômetro. Os sinais digitalizados são empacotados e transmitidos para uma estação base por meio de técnica *bluetooth*. Na estação base (constituída por computador pessoal) os sinais são decodificados e processados. Uma interface gráfica flexível disponibiliza as formas de ondas de EMG-S, bem como, os parâmetros indicadores de fadiga computados em tempo real. Resultados preliminares são apresentados com finalidade de ilustrar o modo operacional da instrumentação.

Palavras-chave: Eletromiografia, índice de fadiga, processamento de sinais, instrumentação.

Abstract: *The purpose of this work is to present a wireless instrumentation (hardware and software) for the assessment of surface electromyography (S-EMG). The instrumentation allows real-time computation of classical index for muscle fatigue evaluation in the time and frequency domain as RMS (root mean square) and MDF (median frequency), respectively. Also, a new time-frequency muscle fatigue descriptor index based on wavelet transform called SWW (weighted scale Wavelet) is proposed. The instrumentation consists of a remote module that make an acquisition of two EMG-S channels through active electrodes and one channel coming from the electrogoniometer. The digitized signals are packaged and transmitted to a base station via Bluetooth technique. In the base station (supported by personal computer) signals are decoded and processed. A flexible graphic user interface (GUI) provides EMG-S waveforms visualization, as well as the fatigue indicators parameters computed in real-time. Preliminary results are presented in order to illustrate the operating mode of the instrumentation.*

Keywords: *Electromyography, fatigue index, signal processing and instrumentation.*

Introdução

O estudo dos sinais de eletromiografia de superfície (EMG-S) tem atraído a atenção de comunidades científicas que lidam com as áreas de fisioterapia, biomecânica, esportes e medicina ortopédica, por exemplo. Duas motivações podem ser reportadas: 1) o EMG-S possibilita o acesso a funções e estruturas musculares por meio de processo não-invasivo [1]; 2) as tecnologias associadas com a aquisição, transmissão e o processamento dos sinais de EMG-S atingiram um nível tecnológico que se tornam viáveis a sua aplicação em diversos segmentos do conhecimento. Neste sentido, é proposto uma instrumentação dedicada para a aquisição, transmissão e processamento em tempo real de sinais de eletromiografia de superfície. Os sinais de EMG-S coletados em um experimento são transduzido (através do sensor diferencial produzido pela *Delsys*) para a forma elétrica, digitalizado, codificado/empacotado e transmitido por meio de sistema sem-fio para uma estação base, onde é processado em tempo real com ferramentas de análise tempo-frequência. Parâmetros objetivos associados com a fadiga muscular [1][2] podem ser observados em tempo real durante a execução do experimento físico.

Materiais e métodos

A Figura 1 apresenta o diagrama de blocos dos diversos módulos que constituem a instrumentação desenvolvida. No macro bloco da parte superior da Figura 1 são mostrados os módulos de um eletromiógrafo comercial, foi utilizado o equipamento Bagnoli2 – fabricado pela empresa *Delsys*. Este equipamento possui dois transdutores ativos, com filtro passa-baixa de quarta ordem para a banda passante de 20 a 450 Hz e um ganho linear configurável. A resolução do sinal é boa o suficiente para ser lida por um ADC (*Analog-to-Digital Converter*).

No macro bloco intermediário da Figura 1 é mostrado o sistema remoto baseado no kit Arduino Due que possui microprocessador Atmel SAM3X8E ARM (*Advanced RISC Machine*) da família Cortex-M3 que possui arquitetura de 32 bits. O processador possui uma interface A/D (Analogico/Digital) integrada no qual faz

parte um ADC com resolução de 12 bits podendo amostrar a até 1 Msp/s (*Mega samples per second*). Possui também em seu SoC (*System on Chip*) um módulo de *Timer*, por meio do qual se pode programar a taxa de amostragem. O seu núcleo pode operar até a frequência de 84 MHz, capacidade suficiente para além de adquirir o sinal fazer a codificação/empacotamento deste. Foi desenvolvido uma interface eletrônica responsável por adicionar ao sinal um nível DC, devido a limitação do ADC para leituras negativas.

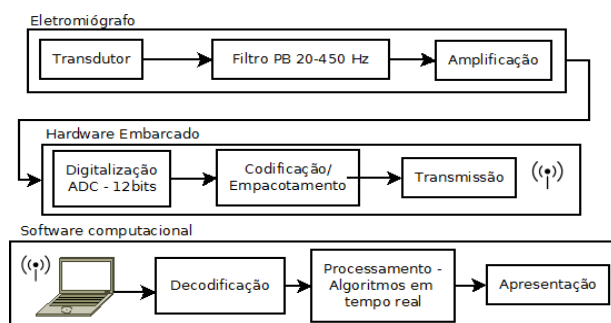


Figura 1: Diagrama de blocos da instrumentação integrada. Eletromiógrafo comercial é (Bagnoli2 – *Delsys*) composto por dois sensores diferenciais simples (da *Delsys*) e um circuito com ganho variável e frequência de 20 a 450 Hz. Hardware Embarcado é constituído por um circuito analógico para receber duas entradas de EMG-S e um eletrogoniômetro linear e um microcontrolador com rádio *bluetooth*. Software computacional desenvolvido em *Labview*.

A interface A/D do sistema foi programada para digitalizar as formas de onda de entrada a uma taxa de 2048 sps (*Samples per Second*). A taxa de amostragem é um parâmetro que pode ser reconfigurado dependendo da necessidade da aplicação. Os sinais digitalizados são agregados de forma a constituir um “pacote de dados”.

Um “pacote de dados” é constituído por uma amostra de sinal para dois canais de EMG-S (equivale a três bytes, considerando que a resolução do ADC é de 12 bits), mais um byte que armazena a informação de angulosidade proveniente da saída de um eletrogoniômetro e, ainda, aos sinais são adicionados dois bytes de controle e identificação de início e fim de “pacote”, denominados *header* e *trailer*. Os sinais empacotados são denominados *frame*. Por exemplo, o tratamento de dois canais de EMG-S e um canal para o eletrogoniômetro digitalizados a taxa de 2048 sps necessita uma largura de banda equivalente a 12228 bytes por segundo. Essa interface é implementada por meio de *software*, codificada em linguagem C/C++, e pode ser facilmente redefinida em função dos requisitos instrumentais.

Depois de empacotados, os frames são transmitidos por meio de uma interface padrão *bluetooth* (utilizando o dispositivo HC-06) para uma estação base, representada na Figura 1 pelo macro bloco da parte inferior. Os sinais são decodificados, desempacotados e adequadamente concatenados de forma a reconstituir os

sinais de EMG-S que foram originalmente digitalizados, juntamente com a informação do eletrogoniômetro. A reconstrução em tempo real dos segmentos dos sinais de EMG-S possibilita que os mesmos possam ser processados em tempo real por algoritmos dedicados, como será esclarecido nesta próxima seção.

A estação base é constituída por um computador padrão, no qual se implementa, todo o tratamento de decodificação do sinal, a interface homem-máquina e os algoritmos de tempo real. A interface homem-máquina, desenvolvida em plataforma *Labview* (produto da *National Instruments*, verão 2010 para plataforma *Windows*), permite a configuração de parâmetros do aplicativo como por exemplo, configuração do comprimento da janela de visualização de sinais (modo osciloscópio) em amostras; configuração de janelamento do sinal (multiplicação por janela padrão do tipo retangular, Hanning, Hamming e *Flat top*, dentre outras); cálculo de indicadores objetivos de fadiga (baseado em técnicas temporais, frequenciais e tempo-frequência); disparo, parada e armazenamento de eventos, etc.

A janela de visualização de sinais permite a observação (em tempo real) no monitor de vídeo de formas de ondas contendo um total de até 5000 amostras (aproximadamente 2,5 s). Esta é uma janela móvel deslizante no qual o usuário pode especificar a taxa temporal de atualização dos sinais (redesenho de todas as formas de ondas na tela do monitor). Essas informações tem o objetivo de fornecer ao usuário um *feedback* do experimento, permitindo correções e adequações necessárias a correta realização dos protocolos, bem como, a proposição de novos protocolos experimentais. A interface gráfica de sinais apresenta além das formas de ondas de interesse, indicadores objetivos de fadiga muscular também computados em tempo real e apresentados ao usuário também na forma gráfica. As técnicas utilizadas para a indicação de fadiga muscular é objeto de esclarecimento da próxima seção.

Indicadores objetivos de fadiga computados em tempo real – Para a ilustração de uma aplicação da instrumentação proposta se desenvolveu um conjunto de algoritmos que computam e apresentam um conjunto de indicadores objetivos de fadiga muscular.

Para apresentar de forma sucinta como os parâmetros indicadores de fadiga são calculados em tempo real é necessário definir com algum formalismo matemático como os sinais de EMG-S são abordados. Considere um segmento de sinal:

$$\hat{x}_r[n] = x_r[n]w[n], n = 0, 1, \dots, N - 1 \quad (1)$$

$$r = 1, 2, \dots, R$$

Onde N é o comprimento da janela em amostras, n o índice da amostra na janela, r corresponde ao índice do segmento, R o total de janelas do experimento, $x_r[n]$ a amostra de índice n do sinal de EMG-S na janela de índice r do sinal original, $w[n]$ corresponde a amostra de índice n da janela utilizada no processo de

janelamento, $\hat{x}_r[n]$ corresponde a sequência janelada (caso $w[n]$ seja especificado como a janela tipo retangular, então $\hat{x}_r[n] = x_r[n]$).

Indicador temporal de fadiga – RMS (Root Mean Square). O valor RMS escalar da janela de índice r é definido como:

$$\lambda_{RMS}[r] = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{n=0}^{N-1} |\hat{x}_r[n]|^2} \quad (2)$$

O vetor $\lambda_{RMS}[r]$ armazena o valor RMS de janela sucessivas de pode ser apresentado graficamente ao usuário em tempo real como indicador temporal da fadiga muscular [1].

Indicador frequencial de fadiga – MDF (Median Frequency). A frequência de potência mediana (MDF - Median Frequency) [1] é utilizada como indicador clássico da fadiga muscular no domínio da frequência:

$$\sum_{k=0}^M |X_r[k]|^2 = \sum_{k=M}^{N-1} |X_r[k]|^2 = \frac{1}{2} \sum_{k=0}^{N-1} |X_r[k]|^2 \quad (3)$$

Onde $X_r[k]$ corresponde ao k -ésimo da DFT (Discret Fourier Transform) [4], M identifica o índice da DFT que divide o periodograma ao meio, computado sobre a janela de índice r de $\hat{x}_r[n]$. A DFT é calculada por:

$$X_r[k] = \frac{2}{N} \sum_{n=0}^{N-1} \hat{x}_r[n] e^{-\frac{2\pi j}{N} kn} \quad (4)$$

E M corresponde ao índice do coeficiente da DFT que divide ao meio o espectro de energia computada sobre a janela de índice r . Comumente a frequência de mediana é apresentada em Hertz, na forma:

$$\lambda_{MDF}[r] = M \frac{f_s}{N} \quad (\text{Hz}) \quad (5)$$

O vetor $\lambda_{MDF}[r]$ armazena o valor da MDF calculada sobre janelas sucessivas e também pode ser apresentada graficamente ao usuário em tempo real como indicador frequencial [3] da fadiga muscular.

Indicador tempo-frequência de fadiga – SWW (Scale Weighted Wavelet).

A projeção do segmento de sinal $\hat{x}_r[n]$ de índice r sobre uma base composta por uma Transformada Wavelets retorna um total de N coeficientes transformados e permite uma quantidade de níveis de decomposição $\log_2(N)$ [4]. O “escalar ponderado wavelet” SWW (Scale Weighted Wavelet) é proposto com base no vetor de coeficientes transformados $W_r[k]$, $k = 0, 1, \dots, N - 1$, ponderados pelo número total de coeficientes do respectivo nível de decomposição para cada segmento de índice r do sinal e pode ser expresso pela equação (6):

$$\lambda_{SWW}[r] = \sum_{m=0}^{\log_2(N)-1} \sum_{k=0}^{2^m-1} \frac{|W_r[2^m+k-1]|^2}{2^m} \quad (6)$$

A Transformada Wavelets utilizada como base pode

ser real ou complexa. Na instrumentação desenvolvida foi utilizada as funções da base *Daubechies* 4.

Indicadores acumulativos – Os indicadores podem ser apresentados de forma acumulativa. Essa abordagem que tem apresentado resultados interessantes no sentido de discriminar a fadiga entre sexos masculino e feminino e, estudos de reprodutibilidade de experimentos (parâmetros com invariância temporal). Os parâmetros acumulativos são definidos neste trabalho como:

$$\lambda_{ARMS}[r] = \frac{1}{r} \sum_{i=1}^r \lambda_{RMS}[r] \quad (7)$$

$$\lambda_{AMDF}[r] = \frac{1}{r} \sum_{i=1}^r \lambda_{MDF}[r] \quad (8)$$

$$\lambda_{ASSW}[r] = \frac{1}{r} \sum_{i=1}^r \lambda_{SSW}[r] \quad (9)$$

Resultados

A Figura 2 ilustra uma aplicação em tempo real para o instrumento, neste caso configurado como osciloscópio e analisador de espectros.

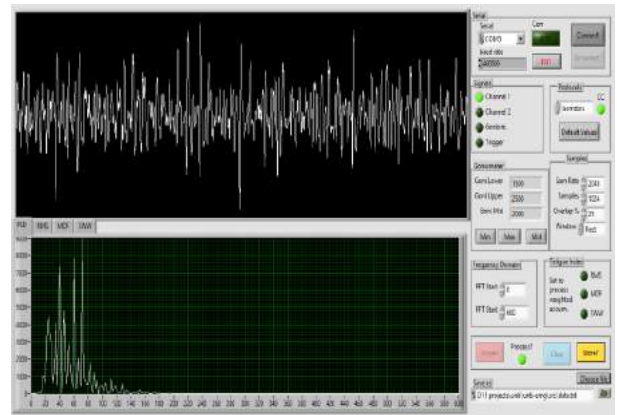


Figura 2: Exemplo do aplicativo Labview mostrando na parte superior o sinal temporal de EMG-S e na parte inferior o espectro de amplitude interpolado a partir dos coeficientes da DFT computados e plotados em tempo real no modo osciloscópio-analisador de espectros.

Durante a instalação do processo fisiológico da fadiga muscular a despolarização das fibras musculares se torna mais lentas, aumenta o recrutamento de fibras musculares e o disparo das fibras musculares começam a apresentar um comportamento de certa sincronia [2]. Como resultado se tem uma translação espectral observada no sinal de EMG-S para as baixas frequências associado também com um aumento da faixa dinâmica do sinal. Neste sentido o valor RMS tende a aumentar, a MDF tende a diminuir e a SWW tende a crescer a medida em que a fadiga muscular se instala.

Para efeito de ilustrar uma aplicação da instrumentação desenvolvida realizou-se um experimento onde foi proposto um protocolo experimental com uma contração à 60% da contração voluntária máxima (CVM) até a exaustão para o bíceps

em uma posição de 90°, o sinal foi recortado em janelas de 1024 (500ms) amostras, com sobreposição de 25 % da janela anterior. A Figura 3 mostra uma determinada janela temporal do experimento congelada no tempo. Neste exemplo são computados os parâmetros $\lambda_{SWW}[r]$ e $\lambda_{ASSW}[r]$ em que se utiliza a Transformada *Wavelets* Db4. Como era esperado, os parâmetros descritores de fadiga aumentam em valor no decorrer do tempo, indicando a instalação do processo fisiológico da fadiga muscular. O experimento em tempo real é iterativo e a cada janela todos os gráficos da Figura 3 são recalculados e atualizados.

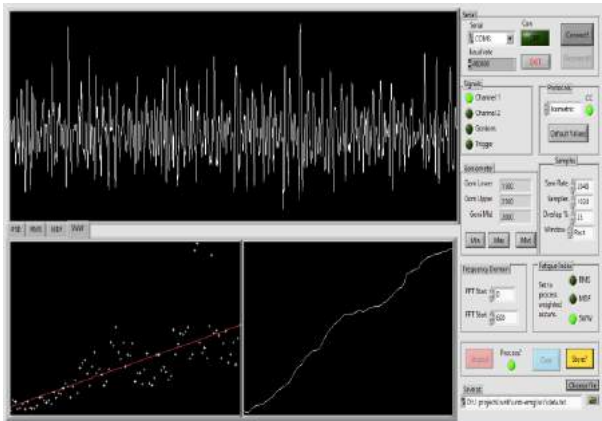


Figura 3: Exemplo do aplicativo em *Labview* mostrando na parte superior a forma de onda de EMG-S digitalizada. Na parte inferior à esquerda o parâmetro $\lambda_{SWW}[r]$ (equação 6) calculado e plotado por meio de pontos no gráfico a cada janela de índice r do sinal processada, em vermelho uma reta de regressão linear. Na parte inferior à direita se tem o parâmetro acumulativo $\lambda_{ASSW}[r]$ (equação 9) que adiciona um segmento ao gráfico a cada janela processada.

Discussão

Na sua avaliação preliminar, o instrumento mostrou-se muito eficaz permitindo que protocolos experimentais, sinais e parâmetros indicadores de fadiga muscular sejam avaliados em tempo real.

Os parâmetros indicadores de fadiga baseados na Transformada *Wavelets* e acumulativos propostos estão sendo objeto de investigação mais detalhada para validação e publicação científica posterior.

A instrumentação é muito flexível possibilitando a avaliação de outros parâmetros por meio de reprogramação de seus aplicativos voltados para o processamento de sinais. Como a unidade remota é um computador, a velocidade de resposta em tempo real está associada a capacidade de processamento do próprio. No trabalho foi utilizado um computador com processador *Core i7* de 2.4 GHz com 8 GB de memória, que foi capaz de realizar a tarefa com tranquilidade.

No que diz respeito à caracterização da fadiga, houve uma correlação com outros trabalhos estudados [1][2][3][5][6].

Conclusão

Neste trabalho foi apresentada uma instrumentação que permitiu, a visualização em tempo real de sinais EMG-S, o seu espectro em frequências e, indicadores objetivos de fadiga comumente utilizados na literatura (RMS e MDF) além de um novo indicador proposto (SWW). Resultados preliminares mostram que é possível digitalizar os sinais de interesse, transferir os dados para uma estação base por meio de um interface sem-fio, reproduzir as formas de onda e seu respectivo espectro no domínio da DFT e ainda, disponibilizar ao usuário, diversos indicadores objetivos de fadiga muscular atendendo aos requisitos de tempo real. Os indicadores objetivo de fadiga muscular tem apresentado coerência com os resultados reportados na literatura nos diversos experimentos que tem sido realizados para validar esta tecnologia. A continuidade desta pesquisa aponta no sentido de se propor e desenvolver novas possibilidades de atuação tecnológica para a instrumentação.

Agradecimentos

O presente trabalho foi realizado com o apoio do CNPq, instituição do Ministério da Ciência, Tecnologia e Inovação do Governo Brasileiro voltada ao desenvolvimento científico e tecnológico, juntamente com o Laboratório de Processamento de Sinais Biológicos e Controle Motor da Faculdade de Educação Física da Universidade de Brasília.

Referências

- [1] Merletti R, Parker PJ. Electromyography: physiology, engineering, and non-invasive applications; 2004.
- [2] De Luca CJ. Myoelectric manifestation of localized muscular fatigue in humans. *Crit. Rev. Biomed. Eng.* 1984;11:251-279.
- [3] Andrade MM, Carmo JC, Rocha AF, Nascimento FAO. Análise Comparativa da Frequência de Potencia Mediana e do Valor RMQ em Contrações Estáticas e Dinâmicas, In XI Congresso Brasileiro De Biomecânica; 2005.
- [4] Vetterli M, Kovacevic J. Wavelets and Subband coding. No. Prentice-hall; 2007.
- [5] Chowdhury SK, Nimbarte AD. Comparison of Fourier and wavelet analysis for fatigue assessment during repetitive dynamic exertion. *Journal of Electromyography and Kinesiology.* 2015; 25.2 p. 205-213.
- [6] Bonato P. Time-frequency parameters of the surface myoelectric signal for assessing muscle fatigue during cyclic dynamic contractions. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering;* 2001; 48.7; p. 745-753.

EXPLORING THE VALIDITY OF THE ASSUMPTIONS MADE IN THE SPONTANEOUS TIME DOMAIN BAROREFLEX ESTIMATION

Juan Carlos Perfetto*, Aurora G. Ruiz**

* Instituto de Ingeniería Biomédica, U.B.A. – Buenos Aires -Argentina

** Hospital Fernández - Buenos Aires -Argentina

e-mail: jperfet@fi.uba.ar

Abstract: This paper explores the underlying assumptions made into time domain algorithms used in estimating baroreflex sensitivity. Eurobavar dataset was used. Methods on time domain usually make two hypothesis: the first is that the baroreflex curve is almost linear till the saturation zones, the second is that blood pressure excursions are always around the mid point and therefore gains do not change significantly. To study these assumptions, we use the same procedures the sequence method, but partial gains are not averaged, if they correspond to different operation points. Additionally, the results from inspecting systolic blood pressure excursions, are greater than those supposed. To consider this, similar pressure points are grouped into twelve data bins of 10 mmHg wide. For each bin a local averaged gain is computed. Results shows that, in all the cases, gains averaged for each class are different, and exhibit only one maximum. The mean of baroreflex sensitivity computed by sequence method (averaging all the gains) is 11.026 vs 14.07 when computed by our approach (searching for the maximum gain). Standard deviations are 5.09 and 7.54 respectively. The conclusion is that the sequence method, and others time domain methods, sub-estimates the baroreflex sensitivity. Other advantage is the possibility to discover the Arterial pressure Set Point .

Keywords: Baroreflex sensitivity, Inter-beat Interval, Systolic Arterial Pressure, Time Domain.

Introduction

The Baroreflex is the main adaptation mechanism of the cardiovascular system. The vagal component of the baroreflex can be studied by evaluating inter-beat interval variations in response to arterial pressure variations. This sigmoid curve (Figure 1) is often referred to as the baroreflex function curve [1, 2].

The slope of the curve at each point represents the baroreflex sensitivity. The sensitivity or gain is shown in figure 2. At very low pressures (below 50 mmHg); [3], the gain tends to zero, and becomes saturated at pressures above 160-200 mmHg [4].

The sensitivity is maximal in the middle part of the curve, which correspond to a certain arterial pressure which can be assumed corresponds to the set value to be stabilized (Figure 2).

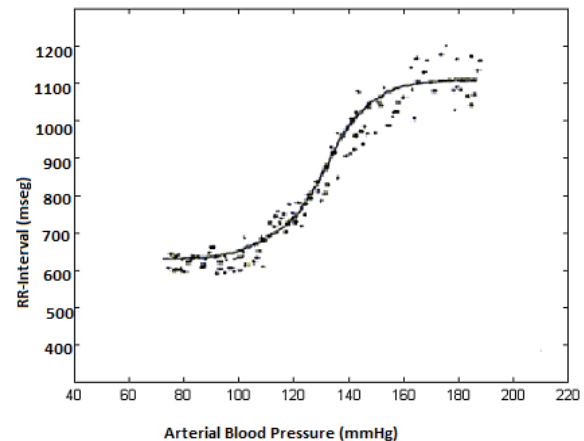


Figure 1: Baroreflex function curve (Figure was edited)

The baroreflex sensitivity can be estimated, among others ways, using time domain methods [5-8]. In all these methods baroreflex sequences are searched.

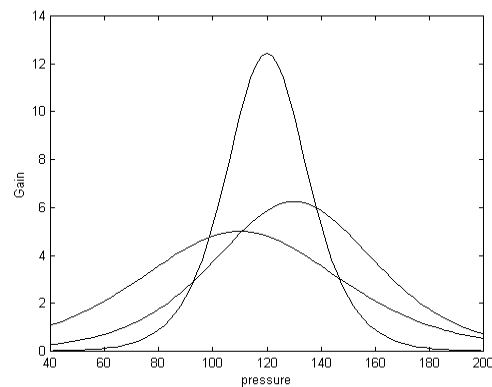


Figure 2 -: Simulated gain curves with different pressure mid-values and different range of pressure variation to mimic subject variability.

To accomplish this task a computerized scanning is applied to find linear correlations between RR Intervals (RR) and Blood Pressure (BP) changes. Then the slope of the linear correlation between RR and BP of each sequence can be added as point of the baroreflex curve. Underlying assumptions are:

- 1) Linear part of the baroreflex curve is wide in men,; moderate increases of the delta p value (of 20 mmHg) are limited to this part of the curve.
- 2) BP varies very shortly from the mid value and therefore the gain doesn't change significantly.

As this method is applied to people of different age, sex, and even to subjects with different pathologies, the question here is: Can this simplification be sustained?

The aim of this paper is to show that the assumptions on which time domain methods are based are not met in most cases, and consequently the results must be reviewed.

Materials and methods

Experimental Data - All of the records used in this study were from the Eurobavar dataset, acquired from 21 patients (four men and seventeen women) in supine and standing positions. The patients were noninvasively monitored. Continuous arterial blood pressure (CBPC) and Electrocardiogram (ECG) are the signals acquired. The sample rate used is 500 samples per second. Both signals are available in text format. The studies elapsed 10 minutes approximately.

Data Preprocessing - Two series are needed: beat to beat interval and beat to beat systolic BP. They are obtained respectively from ECG and CBPC of the Eurobavar dataset. This implies detection of R wave on ECG to compute intervals between them, and determination of maximum of blood pressure for every cardiac cycle on CBPC. Pam Tompkins [9] is used for the detection of R wave on ECG. The intervals between them were used to make the RR event series. Another method [10] is used to detect systolic arterial blood pressure from continuous arterial blood pressure. From these points, the SBP series was constructed.

Baroreflex Sequences Detection - We adopt the criteria of the sequential method [11]. Searching in both series, three or more consecutive cycles of blood pressure increments coupled with RR interval concordant changes, are identified. Only values of correlation coefficient greater than 0.85 between both point series are included, to assure linear relationship between point serial pairs. The quotient between segments is the gain. The minimum increment to be considered is 1 mmHg for the arterial pressure. For each ramp not only the gain is registered but also the corresponding arterial pressure. A lag of one beat between ramps is allowed.

Data binning - As the number of sequences that can be detected are limited, and have great variance, the solution that sequential method brings out, is to average all the gains points obtained from the selected ramps. One alternate procedure is to cluster points on the basis of similar arterial pressure, and average only those points which belongs to the same class. The pressure range from 60 to 170 mmHg is then segmented into non-overlapping windows of 10 mmHg wide. To

choose the range of pressures, possible values from a physiological point of view have been taken into account. Twelve gain values are then computed within each window. The maximum gain and the systolic arterial blood pressure of the corresponding class are extracted. This pressure value correspond to the systolic arterial pressure set point. Depending on the subject only a few of the classes have elements, so the others are allowed to be empty. For comparing purpose all the slopes were also averaged.

Systolic Arterial Pressure set point using histogram - The goal of baroreflex, is to stabilize blood pressure at a given setpoint, therefore blood pressure is close to this value, more often than to any other value. For this reason, systolic arterial blood pressure histograms are computed will exhibit a maximum at the blood pressure set point, and the pressure which corresponds this peak is taken as a second estimate of the arterial blood pressure set point, and used to validate the other estimate. If both estimates are different, the baroreflex could be damaged..

Results

All the processing explained in previous section, was applied to twenty one records corresponding to subjects in supine position, from Eurobavar dataset. Results are show in the Table 1. Each row corresponds to a different subject, and each column shows different results. The quotient between segments is first column, the gain. The minimum increment to be considered is 1 mmHg for obtained by averaging all the slopes, the two next columns, the maximum gain and the systolic arterial pressure. For each ramp not only the gain is registered but also BP of the corresponding arterial pressure. A lag of one beat between ramps is allowed. bin. The last column, the peak of the histogram of the systolic pressure series. In one case no baroreflex sequence was detected, and this case is removed. Another case is probably corresponding to a patient with impaired baroreflex, because gain in this case is extremely low, and only one bin has sequences. In all the others cases, three or more bins have been involved in the calculus. These results are consistent with data simulation (Figure 2). Figures 3 to 6 show the results graphically.

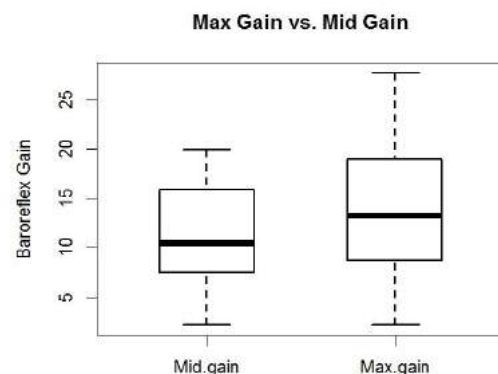


Figure 3: Boxplot of Baroreflex Sensitivity from Table 1 using the two methods described

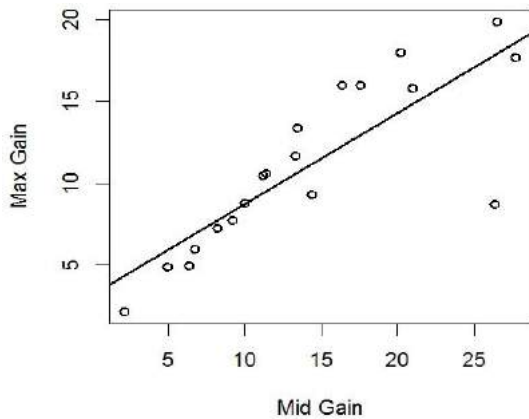


Figure 3: Scatter plot of Baroreflex Sensitivity using the two methods described.

Gain estimated by the sequence method averaging all the slopes was 14 ± 14.3 ms/mmHg.

In the other approach, each class is formed grouping arterial pressure points into twelve bins corresponding to different range of pressure. Maximum gain from twelve gains was 16.9 ± 14.7 ms/mmHg. The last row have gains that can be considered outliers, if this record is excluded, gains are 11 ± 5.09 and 14.1 ± 7.54 respectively. The correlation coefficient between estimates of systolic arterial pressure set point was 0.8239.

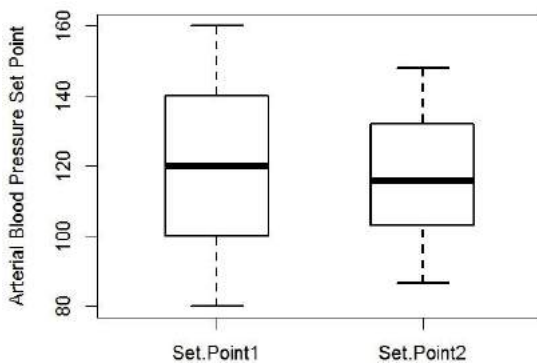


Figure 5: Boxplot of the baroreflex Set Point. Methods comparison.

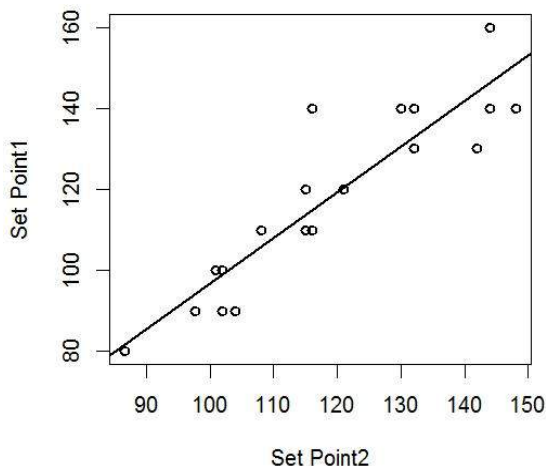


Figure 6 : Scatter plot of Arterial Blood Pressure Set Point using two alternative methods.

Arterial Blood Pressure Set Point 1 corresponds to the blood pressure of the bin with greater gain. Values are $118 \pm 21,9$. Set Point 2 corresponds to the peak of the histogram-of the systolic arterial blood pressure. Values are $119 \pm 17,7$ mmHg.

The correlation coefficient between estimates of systolic arterial pressure set point was 0.9195

Table 1: Averaged vs. Maximum Gain estimates and Systolic Pressure set points.

Mid gain	Max gain	Set Point1	Set Point2
7.24	8.25	100	101
4.99	6.36	90	104
7.75	9.25	110	116
16	16.4	140	130
4.93	4.99	130	132
18	20.2	80	86.7
16	17.6	100	102
15.8	21	120	115
8.72	26.4	90	97.7
10.6	11.4	110	115
11.7	13.3	140	116
8.81	10	110	108
5.98	6.75	140	132
10.5	11.2	140	148
17.7	27.7	160	144
13.4	13.5	140	144
2.15	t	120	121
19.9	26.5	90	102
9.32	14.4	130	142
70.9	70.9	120	117

Discussion

The Eurobavar dataset is non-homogenous: one subject is diabetic with autonomic neuropathy and another is heart transplanted. The remaining 19 subjects are 12 normotensive, 3 hypertensive, and 4 healthy volunteers.

Real data analysis shows that pressure excursions are not as small as supposed, when applied to diverse group of subjects. This fact leads to take into account the nonlinear nature of the baroreflex curve.

In Sequence method slopes which corresponds to different operating points of the curve, and consequently to different pressure values, are averaged together. In this way the sensitivity is sub estimated, as can be seen in Result section.

On the other hand very little extra processing, provides the opportunity to add information about the corresponding blood pressure set point, and the peak gain, in addition to the traditional gain estimated across the “linear” region of the relation.

Conclusion

Sequence method sub-estimates the maximum gain, in the vast majority of cases.

The sequence method, should be not applied without checking BP excursion. Using a linear model, the error increases significantly when the pressure range increases.

Rearranging the data collected doing standard procedures of assessing baroreflex gain in time domain, results analysis can be enhanced, incorporating new features like the set pressure to be stabilized, and the peak gain, which is greater than the averaged gain.

Those features are not obvious in a traditional analysis, but here are exposed and can be very useful in another studies of cardiovascular diseases.

References

- [1] deBoer, R.W., J.M. Karemaker, and J. Strackee, Hemodynamic fluctuations and baroreflex sensitivity in humans: a beat-to-beat model. *Am J Physiol*, 1987. 253(3 Pt 2): p. H680-9.
- [2] Koch, E., Die reflektorische Selbststeuerung des Kreislaufes. Vol. 1. 1931: Theodor Steinkopff.
- [3] Berne, R.M. and M.N. Levy, Cardiovascular physiology. 6th ed. 1992, St. Louis: Mosby-Year Book. vi, 298 p.
- [4] Donald, D.E. and J.T. Shepherd, Autonomic regulation of the peripheral circulation. *Annual review of physiology*, 1980. 42(1): p. 429-439.
- [5] Bertinieri, G., et al.M. Di Rienzo, A. Cavallazzi, A.U. Ferrari, A. Pedotti, and G. Mancia, Evaluation of baroreceptor reflex by blood pressure monitoring in unanesthetized cats. *Am J Physiol*, 1988. 254(2 Pt 2): p. H377-83.
- [6] Bertinieri, G., et al.M. di Rienzo, A. Cavallazzi, A.U. Ferrari, A. Pedotti, and G. Mancia, A new approach to analysis of the arterial baroreflex. *J Hypertens Suppl*, 1985. 3(3): p. S79-81.
- [7] Gouveia, S., et al.A.P. Rocha, P. Laguna, and P. Lago, Time domain baroreflex sensitivity assessment by joint analysis of spontaneous SBP and RR series. *Biomedical Signal Processing and Control*, 2009. 4(3): p. 254-261.
- [8] Westerhof, B.E., et al.J. Gisolf, W.J. Stok, K.H. Wesseling, and J.M. Karemaker, Time-domain cross-correlation baroreflex sensitivity: performance on the EUROBAVAR data set. *J Hypertens*, 2004. 22(7): p. 1371-80.
- [9] Pan, J. and W.J. Tompkins, A real-time QRS detection algorithm. *Biomedical Engineering, IEEE Transactions on*, 1985(3): p. 230-236.
- [10] Perfetto, J.C., et al. A. Ruiz, J.R. Mazzeo, and C. D'Attellis. Robust algorithm to extract systoles and diastoles from continuous blood pressure signal. in *Engineering in Medicine and Biology Society, 2003. Proceedings of the 25th Annual International Conference of the IEEE. 2003.*: IEEE.
- [11] Parati, G., M. Di Rienzo, and G. Mancia, How to measure baroreflex sensitivity: from the cardiovascular laboratory to daily life. *J Hypertens*, 2000. 18(1): p. 7-19.

ESTUDO DE CASO: REMOÇÃO AUTOMÁTICA DE ARTEFATOS NO EEG UTILIZANDO TÉCNICAS BSS E APRENDIZAGEM DE MÁQUINA

W. A. BATISTA*, A. R. ASSIS*, C. J. TIERRA-CRIOLLO**/** e F. J. ERAZO-COSTA**/**

*Departamento de Engenharia Elétrica- DEELT-ICEA-UFOP- João Monlevade, Brasil

**Programa de Engenharia Biomédica-COPPE-UFRJ, Rio de Janeiro, Brasil

*** Programa de pós-graduação em Engenharia Elétrica- PPGEE - UFMG, Belo Horizonte, Brasil
e-mail: washington.handre@gmail.com

Resumo: O eletroencefalograma (EEG) encontra-se contaminado por diversos artefatos. Neste trabalho, foram utilizadas técnicas de separação cega de fontes (BSS): Análise de componentes independentes – Identificação cega de segunda ordem (ICA-SOBI) para remoção da atividade elétrica ocular (EEG_{EOG}) e análise de correlação canônica (CCA) para a atividade muscular (EEG_{EMG}). A remoção foi realizada de forma automática utilizando a transformada discreta Wavelet (DWT) para extração de características e os classificadores análise de discriminantes lineares (LDA) e rede neural artificial/perceptron de múltiplas camadas (MLP). A identificação dos trechos e das componentes BSS contaminadas foi superior a 90%, constatando LDA superior a RNA/PML. O método aplicado com LDA apresentou tempo de processamento de 157 ms para EEG_{EOG} , 152 ms para EEG_{EMG} e 280 ms para sinais de EEG com a presença de ambos artefatos. A combinação de métodos proposta realizou exitosamente a remoção dos artefatos mantendo a dinâmica do EEG e também mostrou-se apta para remoção em tempo real.

Palavras-chaves: EEG, remoção de artefatos, separação cega de fontes, aprendizagem de máquina, tempo real.

Abstract: *The electroencephalogram (EEG) is contaminated by several artifacts. In this study, blind source separation (BSS) techniques were used: independent component analysis - blind second-order identification (ICA-SOBI) for ocular electrical activity rejection (EEG_{EOG}) and canonical correlation analysis (CCA) for muscle activity (EEG_{EMG}). The artifact removal was performed automatically using the discrete Wavelet transform (DWT) for the feature extraction and the classifiers linear discriminant analysis (LDA), and neural network/multilayer perceptron (NN/MLP). The identification of contaminated trials and BSS components was higher than 90% confirming LDA superior than RNA/MLP. The method with LDA showed a processing time of 157 ms for EEG_{EOG} , 152 ms to EEG_{EMG} and 280ms for EEG signals with the presence of both artifacts. The proposed combination of methods performed successfully the artifact rejection maintaining the normal EEG dynamics and it was also suitable for real-time processing.*

Keywords: EEG, artifacts rejection, blind source separation, machine learning, real time.

Introdução

Os sinais de eletroencefalograma (EEG) são frequentemente contaminados por potenciais oriundos de fontes fisiológicas ou instrumentais denominados artefatos que interferem na interpretação do EEG, pois podem apresentar magnitude superior ao sinal de EEG [1]. Dessa forma, é imprescindível realizar a remoção desses artefatos para melhorar a análise do EEG e evitar sinais espúrios em respostas como potenciais evocados, potenciais relacionados ao evento, sincronização/dessincronização relacionada ao evento, entre outras.

Existem vários artefatos que são captados pelo EEG e dois dos mais comuns são: a atividade elétrica ocular (EEG_{EOG}) devido a potenciais gerados nos piscamentos e movimentos oculares, e a atividade elétrica muscular (EEG_{EMG}) causada pela ativação de grupos musculares. O primeiro se encontra principalmente nas derivações frontais [2] com presença em baixas frequências, enquanto que, o segundo tem maior contribuição nas derivações mais próximas do músculo ativado e com presença principalmente nas bandas beta e gama. Esses potenciais são caracterizados por espectro amplo e são propagados por todas as derivações do EEG [3].

Várias técnicas de processamento de sinais têm sido aplicadas para remoção de artefatos no EEG. Um dos algoritmos que tem se mostrado mais promissor para remoção de artefatos é a separação cega de fontes (*Blind Source Separation* - BSS), método multivariado que estima a contribuição do artefato em cada derivação. Existem vários algoritmos para BSS, destacando-se a análise de componentes independentes (*Independent Component Analysis* - ICA) [4] e na última década a análise de correlações canônicas (*Canonical Correlation Analysis* - CCA) para remoção de EEG_{EMG} [5]. Uma vez estimadas as componentes BSS, o objetivo é identificar quais destas estão relacionadas ao artefato. Este processo pode ser realizado visualmente [6], mas é necessário a utilização de técnicas automáticas para evitar a subjetividade.

Assim, o presente trabalho tem por objetivo propor uma metodologia para remoção automática de artefatos EEG_{EOG} e EEG_{EMG} utilizando técnicas BSS (ICA e CCA) e algoritmos de aprendizagem de máquina e avaliar se é adequada para futuras aplicações em tempo real.

Materiais e métodos

Neste estudo foram coletados sinais de EEG (referência biauricular), eletro-oculograma (EOG) posicionados no canto externo e embaixo do olho direito e de eletromiografia (EMG) do masseter esquerdo de um indivíduo de 30 anos. O indivíduo foi posicionado em uma poltrona e posteriormente foram colocados 17 eletrodos seguindo o sistema internacional 10/20 de colocação de eletrodos (F7, F3, Fz, F4, F8, T3, C3, Cz, C4, T4, T5, P3, Pz, P4, T6, O1 e O2), dois canais bipolares, um de EOG e outro de EMG. O registro do EEG consistiu em sessões de atividade cerebral espontânea onde o voluntário foi direcionado a realizar piscamentos e movimentos da face de forma aleatória. A coleta foi realizada no Núcleo de Estudos e Pesquisas em Engenharia Biomédica (NEPEB-UFGM) com a aprovação do Comitê de Ética Local CAAE 0722.0.203.000-11. Para realizar os registros de EEG foi utilizado o amplificador de biopotenciais BrainNet BNT 36 (EMSA) com frequência de amostragem de 600 Hz.

Todas as rotinas foram implementadas no ambiente computacional Matlab. Os sinais passaram por duas etapas de pré-processamento, na primeira realizou-se a decimação em fator de 3 e na segunda a filtragem digital (filtro Butterworth de quarta ordem entre 0,1 e 100 Hz).

BSS no EEG para remoção de artefatos – Considerando que $\mathbf{x}(t)$ é um sinal de EEG registrado por N eletrodos de M sinais fonte $\mathbf{s}(t)$ que se encontram linearmente relacionados por uma matriz \mathbf{A} como se mostra na equação (1). BSS tem como objetivo calcular os sinais fonte, seguindo a equação (2) utilizando somente $\mathbf{x}(t)$ para estimar $\mathbf{W} = \mathbf{A}^{-1}$ (matriz de mistura).

$$\begin{aligned}\mathbf{x}(t) &= \mathbf{A} \mathbf{s}(t) & (1) \\ \mathbf{s}(t) &= \mathbf{W} \mathbf{x}(t) & (2)\end{aligned}$$

Com os sinais fonte determinados, as componentes relacionadas ao artefato são zeradas ($\mathbf{s}(t)_{limpo}$) e a reconstrução do sinal com atenuação do artefato ($\mathbf{x}(t)_{SemArtefato}$) em todas as derivações é dada pela equação (3).

$$\mathbf{x}(t)_{SemArtefato} = \mathbf{A} \mathbf{s}(t)_{Limpo} \quad (3)$$

Para a estimação da matriz de mistura foram utilizados o método de estimação de componentes independentes por estatísticas de segunda ordem (*second order blind identification - SOBI*) para encontrar as componentes relacionadas com o EEG_{EOG} e CCA para encontrar as componentes relacionadas com o EEG_{EMG}. Essas técnicas são detalhadas à seguir:

ICA –SOBI –Baseia-se na diagonalização conjunta de um conjunto de matrizes covariância e pode ser resumido à seguir [7]:

Primeiramente, um pré-processamento é aplicado: Centralização ($\mathbf{x}(t)$ com média zero) e branqueamento (componentes descorrelacionadas e variância unitária) conforme as equações (4 -7):

$$\mathbf{y}(t) = \mathbf{B} \mathbf{x}(t) \quad (4)$$

$$\mathbf{B} = \text{diag}(\lambda^{-0,5}) \mathbf{U}^T \quad (5)$$

onde λ são os autovalores da matriz de autocorrelação de $\mathbf{x}(t)$ e as colunas da matriz \mathbf{U} são as componentes principais (PCA) de $\mathbf{x}(t)$. Em seguida, calcula-se uma matriz de correlação simetrizada de $\mathbf{y}(t)$ com sua versão deslocada temporalmente por τ .

$$R\tau = \frac{\mathbf{y}(t)\mathbf{y}(t+\lambda)^T + (\mathbf{y}(t)\mathbf{y}(t+\lambda)^T)^T}{2} \quad (6)$$

O último passo é estimar a matriz de rotação \mathbf{V} de diagonalização conjunta de $R\tau$ pela regra de minimização sugerida por [8] e, finalmente estimar a matriz \mathbf{W} pela equação (7)

$$\mathbf{W} = \mathbf{V}^T \mathbf{B} \quad (7)$$

CCA –Trata-se de um método estatístico multidimensional que permite correlacionar dois conjuntos de variáveis e determinar o seu grau de semelhança (correlações canônicas). Para CCA ser utilizada como técnica BSS computa-se $\mathbf{x}(t)$ (média zero) com sua versão atrasada por uma amostra $\mathbf{y}(t) = \mathbf{x}(t-1)$. CCA calcula duas variáveis canônicas $\mathbf{u} = \mathbf{w}_x \mathbf{x}$ e $\mathbf{v} = \mathbf{w}_y \mathbf{y}$ (vetores base) tal que as projeções de \mathbf{x} e \mathbf{y} nestas variáveis canônicas sejam mutuamente maximizadas [9]. A maximização pode ser resolvida por um problema de autovalores [9] determinado pelas equações (8) e (9).

$$C_{xx}^{-1} C_{xy} C_{yy}^{-1} C_{yx} \hat{\mathbf{w}}_x = \rho^2 \hat{\mathbf{w}}_x \quad (8)$$

$$C_{yy}^{-1} C_{yx} C_{xx}^{-1} C_{xy} \hat{\mathbf{w}}_y = \rho^2 \hat{\mathbf{w}}_y \quad (9)$$

Da expressão anterior ρ é a raiz quadrada dos autovalores e \mathbf{w}_x e \mathbf{w}_y os vetores próprios. Os termos C_{xx} , C_{yy} são as matrizes de autocovariância de \mathbf{x} e \mathbf{y} e C_{xy} e C_{yx} as matrizes de covariância cruzada entre \mathbf{x} e \mathbf{y} e vice-versa, respectivamente.

Extração de características - Baseou-se na transformada discreta wavelet (*Discrete Wavelet Transform - DWT*) [10]. A *wavelet* mãe escolhida foi a *Daubechies* com 6 níveis de fatoração. Para análise do EEG_{EOG} utilizou-se a aproximação do quarto nível da DWT (de 0 a 12,5 Hz) e para o EEG_{EMG} o detalhe do terceiro nível (de 25 até 50 Hz), bandas selecionadas para evitar a sobreposição espectral dos artefatos. Com os coeficientes DWT obtiveram-se duas características: o logaritmo da energia dos coeficientes e do valor máximo dos coeficientes da banda específica.

Classificadores – A classificação foi realizada entre EEG vs EEG_{EOG} e EEG vs EEG_{EMG}. As características foram utilizadas nos algoritmos: Análise do discriminante linear (*linear discriminant analysis - LDA*) [11] e Rede Neural Artificial / Perceptron de Múltiplas Camadas (*Multilayer Perceptron - MLP*) utilizando o algoritmo *backpropagation* [12] com 4 camadas de 20 neurônios cada uma, taxa de aprendizagem de 0,05 e como função de ativação a tangente sigmoide.

Considerações sobre o processamento – Em 10 minutos de coleta, foram considerados trechos de 1s (sem sobreposição) para o processamento. O

treinamento dos algoritmos LDA e MLP foi realizado selecionando 100 trechos por cada classe (EEG sem artefato, EEG_{EOG} e EEG_{EMG}) e extraíndo suas características. Com os modelos matemáticos do classificador, os sinais de cada derivação dos trechos foram identificados nos seguintes casos:

- EEG sem artefato: o processamento finaliza
- EEG_{EOG}: são calculadas as componentes por ICA-SOBI),
- EEG_{EMG}: estimam-se as componentes por CCA.
- EEG com a presença de ambos artefatos: primeiro calculam-se as componentes por ICA-SOBI e posteriormente por CCA.

Para diminuir o tempo de processamento, caso um canal do trecho fosse identificado como artefato, os outros não eram processados e no caso do EEG_{EOG} somente os canais frontais foram considerados. Com as componentes BSS estimadas, foi realizada a extração de características de cada componente e cada uma delas foi classificada. As componentes identificadas como artefato foram removidas e a reconstrução foi realizada.

No máximo 3 componentes BSS foram removidas, caso o trecho fosse identificado com ambos artefatos, 1 componente SOBI e no máximo 2 componentes CCA foram selecionadas. Caso ultrapassasse este número, estas foram ordenadas de forma decrescente para ICA (correlação com o EOG) e crescente para CCA (pela correlação canônica).

Resultados

A Tabela 1 mostra as taxas de acerto atingidas pelos algoritmos de classificação (no treinamento) utilizando a validação cruzada 5-fold. Destaca-se que todos os valores foram superiores a 90% para ambos os casos com um melhor desempenho do classificador LDA. Os algoritmos treinados foram utilizados e testados nos trechos não pertencentes ao treinamento.

Tabela 1: Taxas de acerto de classificação

Classes	MLP (%)	LDA (%)
EEG _{EOG}	95,70	98,70
EEG _{EMG}	90,50	93,25

A Figura 1.a mostra os sinais de 17 canais de EEG coletados e do EOG (vermelho) em 4 trechos (tr) de 1s: tr1(0-1s) sem artefato; tr2(1-2s) com EEG_{EOG}; tr3(2-3s): com EEG_{EMG} e tr4(3-4s) com ambos artefatos. Na figura 1.b visualizam-se os trechos livres de EEG_{EOG} e EEG_{EMG} em todos os canais, inclusive no canal do EOG após remoção automática.

Na Figura 2.a e 2.c se apresentam as componentes independentes e canônicas respectivamente para cada um dos 4 trechos analisados (em branco quando não foram calculadas). As componentes em vermelho foram identificadas como artefato e removidas para realizar a reconstrução. Nota-se que no tr4 essas componentes relacionadas com o artefato possuem o maior valor de correlação com o EOG (Figura 2.b) e os menores valores de correlação canônica (Figura 2.d).

A densidade espectral de potência (*Power Spectral Density* - PSD) antes (azul) e depois da remoção (vermelho) é visualizada na Figura 3, no canal F7 com EEG_{EOG} (Figura 3.a), em O1 com EEG_{EMG} (Figura 3.b) e em F4 com ambos artefatos (Figura 3.c). Percebe-se que após a remoção em F7, a principal atenuação ocorreu na faixa de frequências menor a 10 Hz, enquanto que em O1 as principais atenuações ocorreram nas frequências maiores a 10 Hz e em F4 as atenuações ocorreram em todo o espectro estudado (0 a 50Hz).

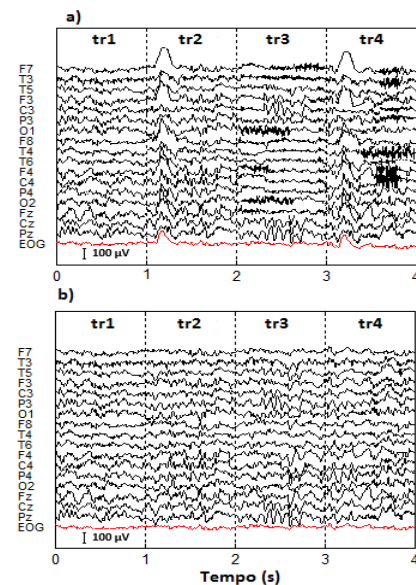


Figura 1: Sinais de EEG com 4 trechos de 1s: tr1 sem artefato; tr2 com EEG_{EOG}; tr3 com EEG_{EMG}; tr4 com ambos artefatos a) antes e b) após a remoção automática

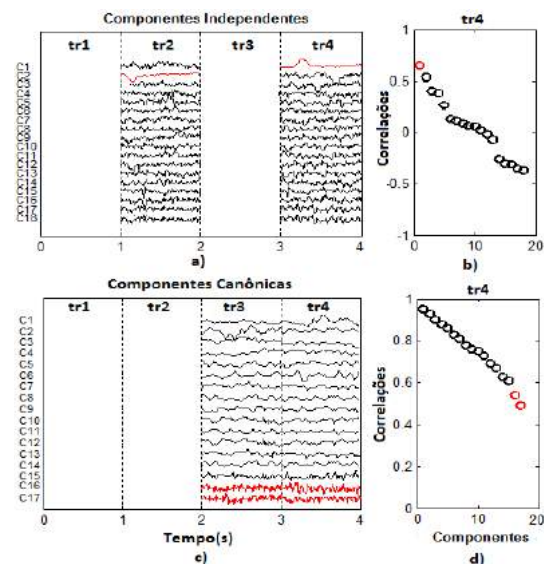


Figura 2: Componentes estimadas por a) ICA-SOBI e c) CCA de cada trecho do sinal EEG (em branco quando não foram calculadas) mostrado na Figura 1 (em vermelho as componentes identificadas como artefato), b) coeficientes de correlação entre tr4 e o EOG d) correlações canônicas das componentes do tr4.

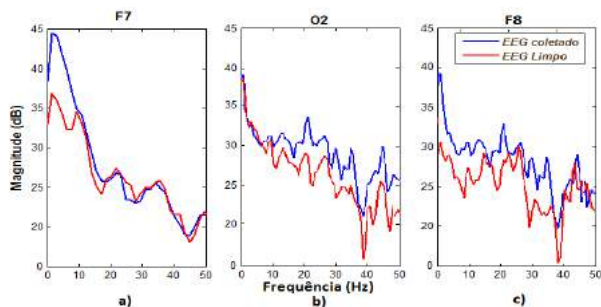


Figura 5: PSD dos sinais de EEG antes (azul) e após (vermelho) a remoção dos artefatos nas derivações a) F7 com EEG_{EOG} b) O2 com EEG_{EMG} c) F8 com ambos artefatos.

Os tempos de processamento médios (trechos de 1s) das técnicas e do processo de eliminação – reconstrução (E-R) das componentes BSS são apresentados na Tabela 2. Nota-se que o tempo do LDA foi aproximadamente 6 vezes menor do que o MLP. Dessa forma, utilizando o LDA como classificador os tempos de processamento para o EEG sem artefato foi de 31 ms, do EEG_{EOG} de 157 ms, do EEG_{EMG} de 152 ms e para trechos com ambos artefatos de 280 ms.

Tabela 2: Tempo médio de processamento

Processos	DWT	LDA	MLP	SOBI	CCA	E-R
Tempo (ms)	10 (±1.2)	21 (±2.7)	121 (±4.1)	48 (±1.9)	43 (±2.1)	48 (±6.3)

Discussão

Neste estudo as componentes BSS relacionadas com o artefato (selecionadas automaticamente) utilizando DWT e LDA coincidiram com os achados em [5,6]. As componentes BSS do EEG_{EOG} foram as que apresentaram os maiores valores de coeficiente de correlação com o sinal EOG e as do EEG_{EMG} os menores valores das correlações canônicas (as componentes menos correlacionadas com o EEG).

As técnicas BSS utilizam informação multivariada. Na reconstrução (somente com componentes limpas) permitem que a contribuição do artefato em cada derivação seja atenuada. Constatou-se que o EEG_{EOG} tem efeito principalmente na banda delta e mu e o EEG_{EMG} nas bandas alfa, beta e gama [13].

A remoção do EEG_{EOG} e EEG_{EMG} tem sido realizada utilizando independentemente ICA [6] ou CCA [9]. Neste trabalho as técnicas foram combinadas para aproveitar os benefícios de cada uma delas, no caso de ICA encontrando a componente relacionada com o EOG e para o CCA encontrando as componentes menos correlacionadas com o EEG (componentes com atividade muscular).

Conclusão

O algoritmo de detecção e eliminação automática de EEG_{EOG} e EEG_{EMG} diminuiu a interferência dos artefatos mantendo a dinâmica do EEG. LDA foi

superior em acurácia e tempo de processamento. O procedimento utilizado mostrou-se efetivo e eficiente para futuros processamentos em tempo real.

Agradecimentos

À CNPq, CAPES, FAPEMIG pelo apoio financeiro.

Referências

- [1] Amabile RAN, Miranda RA, Tierra-Criollo CJ, Mendes EMAM, Pompéia S, Manzano GM. Remoção automática de artefatos em sinais de eletroencefalografia usando local singular spectrum analysis. Anais do XVII Congresso Brasileiro de Automática CBA; 2008.
- [2] Picton TW, Van RP., Armilio ML, Berg P, Ille N, Scherg M. Blinks, Saccades, Extraocular Muscles and Visual Evoked Potentials, *Journal of Psychophysiology*. 2000; p. 210-217.
- [3] Knight JN. Signal fraction analysis and artifact removal in EEG. [Tese Doutorado]. Colorado State University; 2003.
- [4] Jung TP, Makeig S, Humphries C, Lee TW, Mckeown MJ, Iragui V, Sejnowski TJ. Removing electroencephalographic artifacts by blind source separation – *Psychophysiology*. 2000; 1(37):163-78.
- [5] Clercq W, Vergult A, Vanrumste B, Van J, Palmi HA, Paesschen WV, Van SH. A new muscle artifact removal technique to improve the interpretation of the ictal scalp electroencephalogram. In: *Proceedings 27th Annual Conference of IEEE Engineering in Medicine and Biology*; 2005. Sep 1-4; Shanghai, China, 2005. p. 944-947.
- [6] Anghinah R, Basile LI, Schmidt MT, Sameshima, K, Wagner Farid Gattaz WF. Artefatos biológicos no EEG quantitativo. In: *Ar Neuropsiquiatr*. 2006; 64(2):264-268.
- [7] Wang Y, Sutherland MT, Sanfratello LL, Tang AC. Single-trial classification of erps using second-order blind identification (sobi). In: *Machine Learning and Cybernetics*. IEEE. 2004.
- [8] Cardoso JF. Perturbation of joint diagonalizers. *Science Asia* [internet]. 2013 Feb. 38(1):401-407 Available from: <http://arxiv.org/abs/1103.3670>.
- [9] Clercq W, Vergult A, Vanrumste B, Paesschen WV, Huffel SV. Canonical correlation analysis applied to remove muscle artifacts from the electroencephalogram. In: *Biomedical Engineering*. IEEE; 2006 53(12): 2583–2587.
- [10] Mallat SA. Theory for Multiresolution Signal Decomposition: The Wavelet Representation. In: *IEEE Transactions on, IEEE*; 1989. 11(7):674–693.
- [11] Bishop CM. *Pattern Recognition and Machine Learning*. Springer Science Business Media. 2006.
- [12] Haykin SS. *Redes neurais: Princípios e pratica*. Prentice Hall. 2001.
- [13] Silva FHL, Schomer DL. *Niedermeyer's Electroencephalography: Basics Principles, Clinical Applications, and Related Fields*. 6th ed. Lippincott Williams & Williams. 2011.

DETECÇÃO DE MOVIMENTOS DA MÃO A PARTIR DO EMG EM MÚSCULOS DO ANTEBRAÇO

D. S. Jardim*, M. M. C. Pininga*, M. G. N. M. da Silva** e M. A. B. Rodrigues*

*Departamento de Eletrônica e Sistemas, UFPE, Recife, Brasil

** Departamento de Engenharia Biomédica, UFPE, Recife, Brasil

e-mail: diogo.sjardim@gmail.com

Resumo: O sinal de eletromiografia (EMG) é composto por sinais elétricos provenientes dos músculos e comumente utilizado para análise e diagnóstico de distúrbios musculares e neuromotores. Neste trabalho, o sinal de EMG foi adquirido do grupo muscular de extensores e flexores dos dedos e do punho presentes no antebraço de voluntários. A aquisição dos sinais foi realizada durante os movimentos de relaxamento da mão, flexão e extensão do punho e contração da mão. Em sequência, os sinais foram utilizados para a classificação dos padrões através de dois métodos. O primeiro utilizou o método de classificação de Mínima Distância e o segundo, utilizou Redes Neurais Artificiais (RNA) para a mesma tarefa, utilizando a ferramenta WEKA. Por fim, foi realizada uma comparação entre estes métodos, em que o método que utilizou RNA demonstrou um melhor resultado.

Palavras-chave: EMG, Redes Neurais, Mínima Distância, WEKA.

Abstract: *The electromyography signal (EMG) is composed of electrical signals from body muscles and it is frequently used for analysis and also diagnostics about muscle and neuromotor disorders. In this project, EMG signal of volunteers' forearm was acquired from extensors and flexors muscle group of wrist and fingers. The signal acquisition was performed during hand relaxation, wrist flexion and extension and hand contraction. Then these signals were used for pattern classification according two methods. The first one used Minimum Distance classification method and the second one used Artificial Neural Networks (ANNs) for same assignment, using WEKA tool. Finally, a comparison was made between these methods and the method that used ANNs demonstrated the best result.*

Keywords: EMG, Neural Networks, Minimum Distance, WEKA.

Introdução

Eletromiografia (EMG) é definida como o registro extracelular da atividade bioelétrica gerada pelas fibras musculares [1]. O sinal elétrico é o somatório das atividades elétricas de todas as fibras musculares sob a área de alcance dos eletrodos. A eletromiografia de superfície é um processo não invasivo que utiliza eletrodos aderidos à pele para aquisição dos sinais elétricos musculares.

Até recentemente, o EMG era utilizado essencialmente para a realização de exames e diagnósticos. Nos últimos anos, estes sinais têm sido utilizados em diferentes aplicações, notadamente em trabalhos de reconhecimento de padrões para o controle de dispositivos e outras aplicações [2].

O EMG é utilizado em diferentes trabalhos para o reconhecimento da movimentação das mãos e dedos [3], no entanto, na maioria destes, são utilizadas Redes Neurais como método de classificação, havendo pouca diversificação na escolha de outros tipos de classificadores.

Desta maneira, este trabalho tem por objetivo principal desenvolver métodos para determinar o movimento da mão a partir do sinal de eletromiografia do antebraço (grupo muscular de extensores e flexores dos dedos; flexores do punho: flexor radial do carpo, flexor ulnar do carpo e palmar longo; e extensores do punho: extensor radial longo e curto do carpo e extensor ulnar do carpo) e realizar a comparação dos métodos propostos para obtenção do mais adequado para a realização de uma Interface Homem-Máquina (IHM)[4].

Materiais e métodos

Para a análise do sinal de EMG, foram desenvolvidos dois métodos com a finalidade de identificar quatro tipos de movimentos diferentes da mão: extensão do punho, flexão do punho, relaxamento da mão e contração da mão, conforme demonstra a Figura 1.



Figura 1: Demonstração dos movimentos da mão: extensão do punho, flexão do punho, relaxamento da mão e contração da mão.

Processo de aquisição dos sinais– Para o protocolo de aquisição do sinal eletromiográfico dos músculos do antebraço foram utilizados quatro eletrodos de Cloreto de Prata, adesivos e com gel condutor, fabricados pela 3M (dois eletrodos ativos de aquisição, um terra realimentado com o inverso do ruído ambiente médio e um referência). A Figura 2 mostra a localização dos eletrodos, sob os quais a pele foi anteriormente limpa com álcool a 70%.

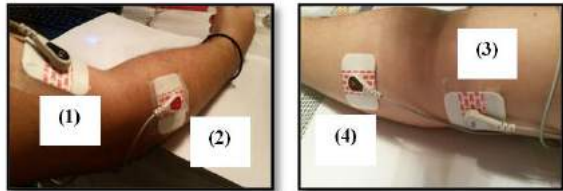


Figura 2: Localização dos eletrodos: (1) Terra realimentado; (2) Ativo - Canal 2; (3) Referência; (4) Ativo - Canal 1.

Os sinais foram adquiridos de quatro voluntários diferentes, que são os próprios autores deste trabalho, sem enfermidades ou disfunções nos membros superiores. As aquisições foram realizadas no mesmo dia, porém a ordem dos movimentos foi aleatória. Para cada voluntário, foram obtidos 40 movimentos com duração de um segundo (1 s) cada:

- 10 movimentos de extensão do punho
- 10 movimentos de flexão do punho
- 10 movimentos de relaxamento da mão
- 10 movimentos de contração da mão

Além disso, cada voluntário realizou dois ciclos de aquisições de dados (duas vezes o conjunto descrito de 40 movimentos). O primeiro ciclo de aquisições define o grupo de Controle que é composto pelos sinais que serão utilizados para caracterização do sinal e o segundo ciclo define o grupo Experimental que é composto pelos sinais que serão utilizados para testar os métodos de classificação. Desta maneira, obtém-se um total de 80 sinais de EMG para cada voluntário (soma dos grupos de Controle e Experimental).

Equipamento e Software utilizados na aquisição dos sinais– O sistema de *hardware* para a aquisição utilizado foi o *OpenBCI*, que é uma plataforma de aquisição de sinais bioelétricos. A taxa de amostragem é limitada pelo fabricante em 250 Hz, esta limitação é devido à utilização do *Bluetooth*, já que esse sistema de comunicação utilizado no circuito é instável para taxas maiores que a descrita. No entanto, como o intuito deste trabalho é desenvolver métodos de controle e identificação e não de diagnóstico, a taxa de amostragem baixa pode ser justificada pois atende os requisitos de identificação do tônus muscular e as suas variações de acordo com o movimento.

No *software* de aquisição foi utilizado um filtro *Notch* de 60 Hz do tipo *Chebyshev* de ordem 10 e um filtro passa faixa de 20 Hz a 110 Hz do tipo *Butterworth* de ordem 4, em que buscou-se atenuar as interferências

de componentes relacionadas ao sinal de Eletrocardiograma. Ambos os filtros são digitais do tipo IIR no domínio do tempo (*Infinite Impulse Response*).

Um exemplo de aquisição para cada movimento estudado neste trabalho pode ser visto na Figura 3.

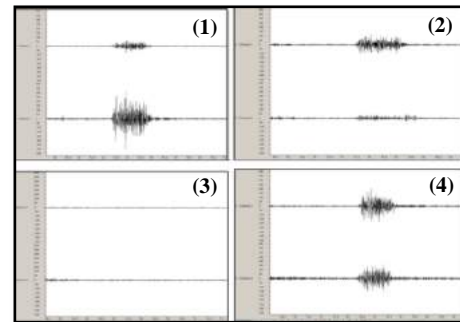


Figura 3: Sinal de EMG classificado por tipo de movimento. (1) Extensão; (2) Flexão; (3) Relaxamento; (4) Contração. Em que, em cada imagem, o sinal de cima é o Canal 1 e o sinal de baixo é o Canal 2.

Após a aquisição do sinal de EMG, foi desenvolvido o método de caracterização do sinal de acordo com a média e, em seguida, foram desenvolvidos dois tipos de métodos de classificação, o primeiro em que foi realizada a classificação do sinal pelo método da Mínima Distância e o segundo método onde a classificação foi realizada utilizando o *software* de aprendizado de máquina denominado *WEKA* [5].

Método de Caracterização do sinal– Como visto anteriormente, a partir do grupo de Controle de cada voluntário, tem-se um conjunto de dez sinais diferentes para o mesmo movimento (denominados Sinal 1, ..., Sinal 10), isto também é válido para o grupo Experimental. Logo, para cada movimento, o método de caracterização consiste em separar os sinais do Canal 1 e do Canal 2 (denominados C1 e C2), em seguida, calcular a potência do sinal em cada canal (elevando ao quadrado, para que a parte negativa do sinal também tenha influência), sendo isto feito no trecho inteiro de 1 segundo de cada aquisição e, após isso, é calculada a média do sinal de cada canal (Média 1 C1, ..., Média 10 C2). Um esquema do método pode ser visto na Figura 4.

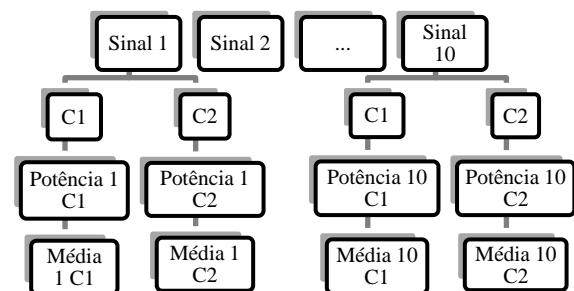


Figura 4: Esquema indicando a separação dos canais (em C1 e C2), o cálculo da potência e o cálculo da média para cada canal.

Portanto, como observado no esquema anterior, para cada voluntário e para cada canal, é obtida uma média, totalizando-se 20 valores de médias por movimento (dez médias para o Canal 1 e dez para o Canal 2).

Método de Classificação do sinal– Como dito, foram desenvolvidos dois métodos de classificação. No primeiro método, foram utilizadas as médias encontradas anteriormente para cada canal e foi calculada a média total por canal, (denominadas Média Total Canal 1 e Média Total C2). A Figura 5 mostra um esquema desse procedimento para o Canal 1, porém, do mesmo modo, foi realizado o cálculo para o Canal 2.

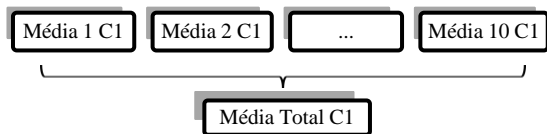


Figura 5: Esquema indicando as dez médias encontradas no método de caracterização que resulta na Média Total para o Canal 1.

No primeiro método de classificação, os dados de entrada são as duas médias totais para cada movimento encontradas acima: a média para o Canal 1 (Média Total C1) e a média para o Canal 2 (Média Total C2), conforme demonstra a Figura 6.

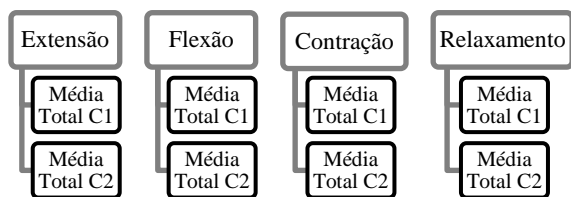


Figura 6: Esquema indicando que, para cada um dos quatro movimentos, tem-se duas médias, uma para o Canal 1 e outra para o Canal 2.

Para o teste deste método, foram utilizados os sinais do grupo Experimental, em que, cada sinal deste grupo é introduzido e são calculadas a potência e a média para cada canal (como no método de caracterização), em seguida, é feito o cálculo da distância entre a média obtida dos dados Experimentais do Canal 1 (Média C1) e as quatro médias de cada movimento do Canal 1 obtidas no método de caracterização com o grupo de Controle e, desta mesma forma, é calculada a distância para o Canal 2. As distâncias calculadas para os dois canais são somadas, é verificado qual delas possui o menor valor e, assim, classificando o sinal como do grupo de movimento (Extensão, Flexão, Contração ou Relaxamento) de menor distância. Na Figura 7, pode ser vista a descrição do primeiro método de classificação implementado. Ao final, os acertos da classificação para cada voluntário foram avaliados isoladamente.

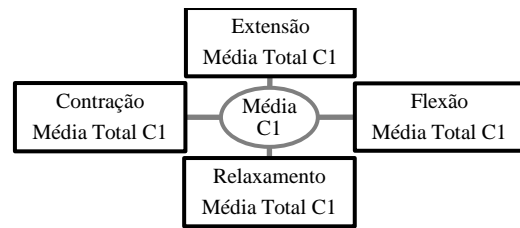


Figura 7: Esquema indicando o Método da Mínima Distância: Calcula-se a distância entre a Média C1 e as médias C1 de cada movimento.

Já no segundo método, foi utilizado o *software* gratuito e *Open Source*, WEKA [5], em que foi realizada a classificação dos movimentos para cada um dos quatro voluntários. Neste processo, foi utilizada uma Rede Neural do tipo multicamadas (*Multilayer Perceptron*), composta em sua topologia por dois neurônios na camada de entrada, uma camada intermediária com três neurônios e quatro neurônios na camada de saída, totalmente interconectados, utilizando-se a função Sigmóide ($f(x)$) para a ativação, conforme Equação 1.

$$f(x) = \frac{1}{1 + e^{-x}} \quad (1)$$

Além disso, o método de aprendizado utilizado foi o *Backpropagation*, com a taxa de aprendizado fixada em 0,3 durante todo o treinamento, com critério de encerramento considerado pelo número de ciclos de iterações, que foi estabelecido em 1500, valor no qual há a convergência da rede.

No treinamento da rede, foram utilizadas as médias resultantes da caracterização do grupo de Controle. Já no teste, foram utilizadas as médias resultantes após a aplicação do método de caracterização do grupo Experimental e, ao final, os acertos da classificação para cada voluntário foram avaliados isoladamente.

Resultados

Na análise dos resultados, foram subdivididos os métodos de classificação para, em seguida, ser realizada uma comparação entre os dois.

Para o método da Mínima Distância, é possível ver as porcentagens de acertos na Tabela 1. Em geral, o método desenvolvido apresentou um bom desempenho, o resultado por voluntário foi sempre maior que 70 %, obtendo um índice médio de acerto de 88,75 %. Apesar do alto índice de acerto geral, este método demonstrou ser pouco uniforme, pois o resultado de um dos voluntários (Voluntário 4) foi consideravelmente menor que o dos outros.

Tabela 1: Porcentagem de acerto por voluntário e a média de acertos.

Voluntário 1	Voluntário 2	Voluntário 3	Voluntário 4
97,50 %	87,50 %	97,50 %	72,50 %
Média = 88,75 %			

Nas Tabelas 2 e 3 é possível ver a matriz de confusão dos Voluntários 1 e 4, os que obtiveram o melhor e o pior resultado, respectivamente, para este método. As colunas de cada matriz indicam a classificação real do sinal e as linhas indicam o resultado obtido pelo classificador, isto quer dizer que, se certo sinal é de contração da mão e o classificador determina o mesmo, então este sinal será adicionado na coluna e na linha "Contração". Caso o classificador não determine corretamente o tipo de sinal, este será adicionado à outra linha da matriz. Por exemplo, na quarta coluna da Tabela 2, onde 9 sinais de contração da mão do voluntário foram classificados corretamente e aparecem na linha "Contração" e apenas 1 foi classificado como extensão do punho e, por isso, aparece na linha "Extensão".

Tabela 2: Matriz de Confusão para Voluntário 1.

Relaxamento	Extensão	Flexão	Contração	Classificação
10	0	0	0	Relaxamento
0	10	0	1	Extensão
0	0	10	0	Flexão
0	0	0	9	Contração

Tabela 3: Matriz de Confusão para Voluntário 4.

Relaxamento	Extensão	Flexão	Contração	Classificação
9	0	1	0	Relaxamento
0	7	0	4	Extensão
1	0	7	0	Flexão
0	3	2	6	Contração

Para o método de classificação utilizando o *software* WEKA, as porcentagens de acertos estão presentes na Tabela 4. Assim, este método desenvolvido apresentou um ótimo desempenho, pois o resultado por voluntário foi sempre maior que 90 %, obtendo um índice médio de acerto de 94,38 %.

Tabela 4: Porcentagem de acerto por voluntário e a média de acertos.

Voluntário 1	Voluntário 2	Voluntário 3	Voluntário 4
100,00 %	90,00 %	92,50 %	95,00 %
Média = 94,38 %			

Nas Tabelas 5 e 6 é possível ver a matriz de confusão dos Voluntários 1 e 2, os que obtiveram o melhor e o pior resultado, respectivamente, para este método.

Tabela 5: Matriz de Confusão para Voluntário 1.

Relaxamento	Extensão	Flexão	Contração	Classificação
10	0	0	0	Relaxamento
0	10	0	0	Extensão
0	0	10	0	Flexão
0	0	0	10	Contração

Tabela 6: Matriz de Confusão para Voluntário 2.

Relaxamento	Extensão	Flexão	Contração	Classificação
10	0	0	0	Relaxamento
0	10	0	1	Extensão
0	0	9	2	Flexão
0	0	1	7	Contração

Discussão

Neste trabalho, foram implementados dois métodos de reconhecimento de padrões dos movimentos de relaxamento e contração da mão, extensão e flexão do punho, a partir do sinal de EMG do antebraço. O primeiro utiliza como classificador o método da Mínima Distância, enquanto o segundo utiliza RNA.

A partir dos dados expostos na seção de resultados, é possível concluir que o método utilizando as RNA obteve um índice médio de acerto consideravelmente melhor que o outro método, podendo-se explicar isto, possivelmente, pela simplicidade do Método da Mínima Distância. Além disso, com este método (RNA), obteve-se um índice de acerto uniforme, entre os voluntários, podendo ser generalizado para futuros voluntários.

Outra observação a ser feita é que, entre os movimentos realizados, a contração da mão foi o movimento que os métodos tiveram mais erros, podendo ser explicado pela diferença de ativação dos músculos responsáveis pela extensão e flexão do punho no momento da contração.

Sendo assim, como trabalho futuro, pode-se implementar o método desenvolvido neste trabalho em tempo real, visando a utilização no controle de dispositivos, como próteses e órteses.

Referências

- [1] Correia CS, Costa R, Pinto RS. Utilização de diferentes técnicas para o controle do posicionamento dos eletrodos de superfície na coleta do sinal eletromiográfico. ACTA Brasileira do Movimento Humano. 2012; 2(2):5-13.
- [2] Kuiken TA, Li G, Lock BA, Lipschutz RD, Miller LA, Stubblefield KA, Englehart KB. Targeted Muscle Reinnervation for Real-Time Myoelectric Control of Multifunction Artificial Arms. JAMA - The Journal of the American Medical Association. 2009; 301(6):619-628.
- [3] de Almeida RC, Faceroli ST. Reconhecimento de padrões mioelétricos do movimento dos dedos da mão utilizando Redes Neurais Artificiais. Multiverso. 2016; 1(1):140-151.
- [4] de Godoi TSM, Duque LH, Díaz FJ. O. Prótese mioelétrica controlada por redes neurais. Universitas Gestão e TI. 2013; 3(2):1-8.
- [5] Bouckaert RR, Frank E, Hall MA, Holmes G, Pfahringer B, Reutemann P, Witten IH. WEKA-experiences with a java open-source project. The Journal of Machine Learning Research. 2010; 11:2533-2541.

DETECÇÃO DE QUEDAS EM IDOSOS UTILIZANDO DISPOSITIVO LOCALIZADO NO PULSO

T. de Quadros, A. E. Lazzaretti e F. K. Schneider

CPGEI – Universidade Tecnológica Federal do Paraná, Curitiba, Brasil
e-mail: thiagodequadros@gmail.com

Resumo: Quedas em idosos devem ser consideradas como um grave problema de saúde pública. Além de todas as consequências físicas causadas por ferimentos relacionados a quedas, o medo de cair reduz a qualidade de vida de idosos. Tentando minimizar este problema, dispositivos vestíveis têm sido desenvolvidos visando detectar eventos de queda, alertando familiares e serviços médicos de urgência. Contudo, poucos dispositivos têm sido estudados com posicionamento no pulso do usuário, uma vez que um algoritmo de detecção de quedas de elevada complexidade é necessário. Considerando o pulso como um local de grande usabilidade para dispositivos vestíveis, e identificando *smartwatches* como uma tendência tecnológica, este trabalho realiza a discussão, desenvolvimento e avaliação de um método para detecção de quedas com um dispositivo de medição de movimento do pulso.

Palavras-chave: Idosos, quedas, detecção.

Abstract: Falls in elderly shall be considered as a severe public health problem. Beyond all physical consequences caused by fall-related injuries, the fear of falling reduces elderly quality of life. Trying to minimize this issue, wearable devices have been developed in order to detect fall events, alerting family and emergency medical services. However, few devices have been studied to be located on user wrist, since a high complexity fall detection algorithm is required. Considering the wrist as a more usable location for wearable devices, and identifying smartwatches as a technological trend, this work discuss, develops and evaluates a method for fall detection with a wrist motion based device.

Keywords: Elderly, falls, detection.

Introdução

Embora não receba destaque pelos principais meios de comunicação, o elevado índice de quedas sofridas por idosos pode ser considerado um problema grave de saúde pública. De acordo com um relatório da Organização Mundial da Saúde [1], cerca de 28% a 35% dos idosos com idade igual ou superior a 65 anos sofrem quedas anualmente no mundo. Esse dado aumenta para 32% a 42% quando a idade analisada sobe para 70 anos. Outro fator preocupante relacionado a este problema é a reincidência: ao sofrer uma primeira queda, o risco do idoso sofrer novas quedas cresce consideravelmente,

agravado por fatores como perda de confiança e redução da mobilidade [2,3].

Além dos problemas físicos e emocionais causados pela queda de idosos, são elevados os custos com saúde pública no mundo para o tratamento de lesões e fraturas decorrentes dessas quedas [1]. No Brasil, estimam-se que foram gastos mais de R\$160 milhões em 2015 com tratamentos de fraturas de idosos após sofrerem queda, número quase duas vezes maior que estimado em 2009 [4,5]. Esse valor vem crescendo ano após ano, tendendo a aumentar com o problema da reincidência e o crescimento da população idosa no país, cuja parcela deve alcançar a marca de 26,7% da população brasileira até 2060 [6].

Visando mitigar os danos causados por esse problema, diferentes soluções têm sido desenvolvidas para reduzir o tempo de socorro de idosos após uma queda, muitas delas utilizando sensores de medição de movimento (e.g. acelerômetro e giroscópio) assim como algoritmos complexos de processamento digital de imagens [7,8]. Por facilitar a sua aplicação, tecnologias vestíveis se destacam das demais, utilizando principalmente a medição de aceleração para detecção de eventos de queda [9]. Porém, uma pequena parcela dos trabalhos encontrados refere-se ao sistema de medição localizado no pulso do paciente. Isto se deve à elevada complexidade matemática exigida para definição da referência espacial na região, i.e., o grau de liberdade de movimento de um sensor no pulso é maior do que quando, por exemplo, localizado na cintura ou tórax [10].

Contudo, soluções baseadas em sistemas vestíveis localizados no pulso do usuário oferecem maior discricção e usabilidade, sendo mais facilmente aceitas pelos idosos. Por essa razão, uma pesquisa maior para soluções desse tipo se faz necessária, possibilitando resultados satisfatórios para dispositivos comerciais. A proposta deste trabalho se baseia no desenvolvimento de um sensor localizado no pulso do usuário capaz de detectar quedas utilizando a combinação de sinais de acelerômetro e giroscópio, que ofereça uma solução confiável para essa finalidade suficientemente simples para ser embarcada em um dispositivo vestível.

Materiais e métodos

Para realizar a aquisição de sinais de movimento, foi utilizado um IMU (*Inertial Measurement Unit* – unidade de medição de inércia) composto pelo conjunto de dois

sensores: um acelerômetro ADXL345 (Analog Devices, EUA) de três eixos e um giroscópio L3G4200D (ST, Suíça) de três eixos [11,12]. O objetivo da combinação dos dois sensores utilizados é obter o máximo de informação dos movimentos realizados pelo dispositivo. Com o acelerômetro é possível medir, além da aceleração, velocidade e os ângulos de rotação em condições de repouso. O giroscópio por sua vez fornece informações de variação de ângulos de rotação. Todos os sensores do IMU disponibilizam interface I2C, possibilitando a comunicação com uma placa de desenvolvimento de protótipos Arduino UNO (Arduino, Itália), que possui um processador ATmega328 e bibliotecas com funções que foram utilizadas para comunicação serial. Os dados dos dois sensores são transmitidos para um computador onde os dados são lidos e processados no software MatLab (MathWorks, EUA), plataforma na qual o algoritmo proposto é executado e analisado. Para tornar o conjunto do IMU com o Arduino vestíveis, ambos foram inseridos dentro de uma pulseira de neopreno contendo uma cavidade voltada para a parte superior do pulso. O sistema utilizado se encontra representado pela Figura 1. Nessa figura também é apresentado o algoritmo utilizado para a detecção de queda, detalhado a seguir.

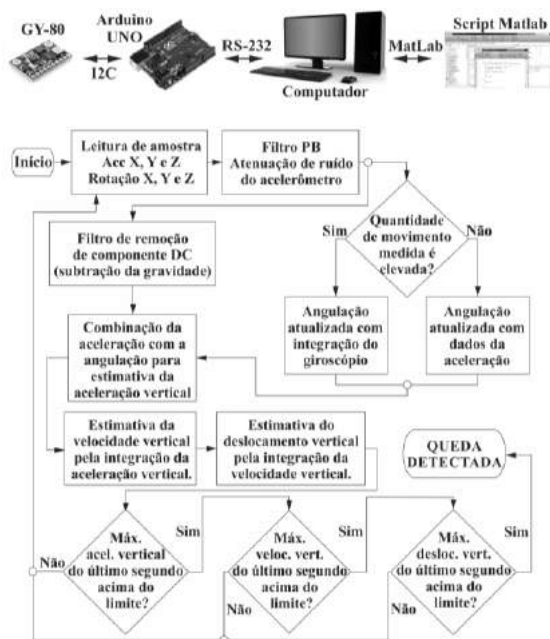


Figura 1: Sistema de aquisição dos sinais e detecção de queda.

Decomposição do movimento – A principal dificuldade encontrada por se trabalhar com sensores de movimento localizados no pulso do usuário diz respeito à falta de referência para determinação do movimento no espaço. Por essa razão, o primeiro desafio resolvido neste trabalho é a decomposição do movimento registrado em duas partes: movimento vertical e horizontal, quando paralelo e perpendicular ao vetor de gravidade, respectivamente.

Para realizar a decomposição do movimento, é necessária a informação dos ângulos absolutos de rotação de cada eixo. A definição desses ângulos pode ser obtida tanto pelo acelerômetro como pelo giroscópio, porém cada um desses sensores possui características e limitações diferentes. Ao integrar os valores adquiridos com o giroscópio, um erro é acumulado, aumentando com o decorrer do tempo. Além disso, o giroscópio mede apenas variações angulares dos eixos de rotação. Portanto, nenhuma informação absoluta é obtida com ele.

Para situações em que o dispositivo se encontra em repouso, o acelerômetro se torna bastante útil para definição dos ângulos absolutos de rotação. Isso é possível porque o vetor gravidade, cuja magnitude, orientação e sentido são conhecidos, é constantemente medido pelo acelerômetro, possibilitando a estimativa dos ângulos dos eixos em relação a ele. Porém, três problemas precisam ser tratados para essa definição.

O primeiro deles ocorre quando um dos eixos do acelerômetro se encontra alinhado com o vetor de gravidade, causando incerteza total do ângulo de rotação desse eixo. Este problema foi contornado realizando a estimativa do ângulo do eixo em questão pela integração dos valores obtidos pelo giroscópio. O segundo problema acontece em decorrência dos múltiplos resultados possíveis para as equações de ângulos de rotação [13]. Isso ocorre pelo fato de que para movimentos de rotação, a ordem dos eixos envolvidos no movimento interfere na orientação final. Para solucionar este problema, optou-se por limitar todos os ângulos calculados para a faixa 0° - 90° , reduzindo as soluções possíveis [13]. O terceiro e último problema diz respeito ao elevado nível de ruído apresentado no cálculo da angulação absoluta quando os denominadores da equação se aproximam de zero. Este problema é minimizado realizando-se os cálculos de angulação pelo acelerômetro quando as componentes de aceleração presentes nos denominadores são superiores a um valor mínimo [13]. Caso contrário, utiliza-se a integração dos valores obtidos pelo giroscópio apenas.

Simplificando a análise dos sensores, pode-se afirmar que o acelerômetro possui resultados adequados para movimentos de baixa frequência, sendo ideal para situações com movimentação reduzida. Em contrapartida, o giroscópio só possui eficiência quando o objeto não se encontra em repouso, preferencialmente em movimento contínuo. Assim, a combinação dos dois sensores permite obter resultados satisfatórios para grande parte das situações [14]. Embora seja realizada a decomposição dos sinais adquiridos em movimentos horizontal e vertical, quando um choque físico acontece os três eixos do dispositivo apresentam picos de aceleração. Isso acontece pela vibração que ocorre no sensor devido ao impacto, fenômeno similar à difusão sonora. Por essa razão, o método da decomposição do movimento não é suficiente para identificar por si só impactos horizontais e verticais.

Varição da velocidade – A velocidade pode ser obtida pela integração da aceleração. Porém, de forma

análoga ao giroscópio, essa integração gera o acúmulo de erros nos três eixos devido a ruídos. Desta forma, este trabalho utiliza a integração da aceleração dentro de uma janela móvel no tempo. De forma similar, integrando a velocidade vertical no tempo é possível identificar o deslocamento vertical do dispositivo no espaço. Assim, optou-se por utilizar este como uma informação adicional no método aplicado, uma vez que uma queda obrigatoriamente corresponde a uma variação de altura para o pulso do usuário.

O algoritmo escolhido neste trabalho para detecção de quedas se baseia na identificação de três eventos: um deslocamento em altura, consequência de uma considerável velocidade vertical e seguida por um impacto. Todos esses três eventos são detectados por limiares pré-estabelecidos. A solução proposta é similar à apresentada por Degen et al. [15]. Porém, Degen não realiza a decomposição dos sinais de movimento, e o deslocamento não é considerado. Com a inclusão dessas modificações, foi possível elevar o desempenho final na detecção de quedas, através de um incremento tanto na sensibilidade, quanto na especificidade do algoritmo proposto, sendo essa a principal contribuição deste trabalho.

Aquisição e registro – Para analisar a eficiência do algoritmo proposto, foi realizado um estudo piloto com dois voluntários (pesquisadores do laboratório onde foi realizada a pesquisa) utilizando o dispositivo localizado no pulso. Cada um dos voluntários realizou cinco movimentos de cada um desses tipos: quedas frontais, quedas de costas, quedas laterais para o lado do pulso com o dispositivo, quedas laterais para o lado oposto ao do pulso com o dispositivo, caminhando, batendo palmas, fechando portas, e sentando em uma cadeira. Os eventos de não-queda foram escolhidos para simular a especificidade do algoritmo. No início de cada um dos registros dos sinais foi solicitado ao usuário para permanecer 3 segundos com o braço estendido para frente para estabilização dos sinais dos sensores. Para a aquisição dos sinais, os voluntários foram orientados e supervisionados, em ambientes adequados para que a simulação das quedas não oferecesse risco para eles.

Resultados

A decomposição do movimento possibilitou realizar a análise da queda apenas nos movimentos verticais, reduzindo falsos positivos decorrentes de choques físicos horizontais. As Figuras 2(a) e 2(b) ilustram dois sinais de módulo de velocidade vertical: batendo palmas na horizontal e na vertical, ou seja, um movimento com maiores componentes horizontais e outro com maiores componentes verticais, a fim de comparar graficamente a eficiência do algoritmo de decomposição desenvolvido. Conforme é possível perceber, o algoritmo de decomposição utilizado não anula completamente a velocidade horizontal, porém a atenua em mais de 50%.

As Figuras 2(c) e 2(d) apresentam a diferença do sinal de velocidade durante movimentos com e sem a

presença de queda, respectivamente, demonstrando de forma gráfica a influência da ferramenta de decomposição do movimento. A diferença entre os valores máximos dos picos dos sinais de não queda com e sem a decomposição do movimento é suficiente para elevar a especificidade do algoritmo.

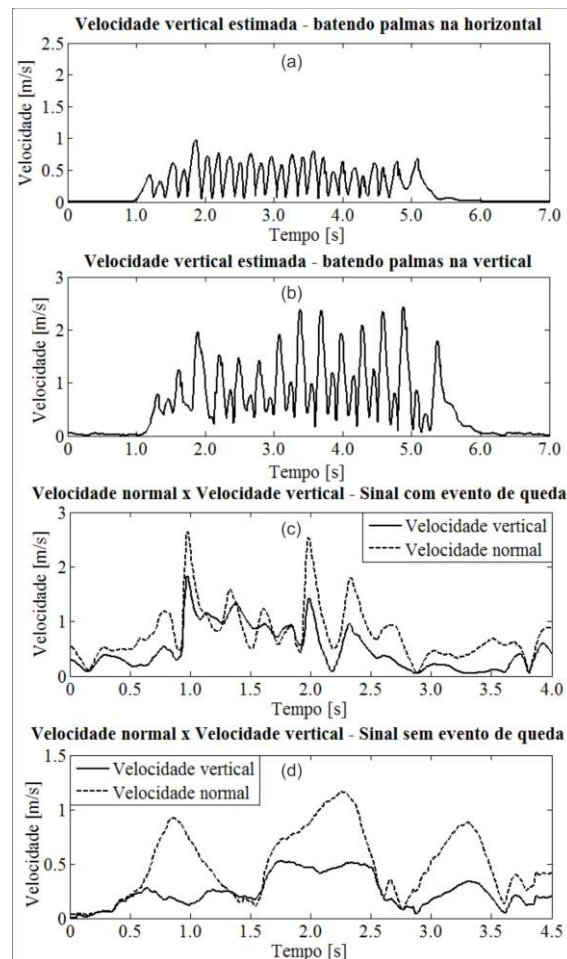


Figura 2: Sinais de velocidade vertical batendo palmas na (a) horizontal e (b) vertical. Sinais de velocidade normal e vertical para eventos (c) com queda e (d) sem queda.

Tabela 1: Desempenho do algoritmo proposto.

Total de sinais amostrados	80 40 com queda e 40 sem queda
Verdadeiros positivos	33
Verdadeiros negativos	29
Falsos positivos	11
Falsos negativos	7
Sensibilidade	82,5%
Especificidade	72,5%

Aplicando-se o algoritmo proposto aos 80 sinais de queda e não-queda amostrados, foram alcançados os

resultados apresentados na Tabela 1. Alterando os limiares de detecção de evento de queda para aceleração, velocidade e deslocamento, é possível elevar ainda mais a sensibilidade do dispositivo, porém a especificidade decai consideravelmente. Este trabalho apresenta sensibilidade de 82,5%, o que é um ganho considerável quando comparado ao apresentado por Degen et al. (i.e., 65%). Não é possível comparar a especificidade, a qual não é apresentada por [15].

Discussão

Neste trabalho, um algoritmo de detecção de quedas com elevadas sensibilidade e especificidade em uma situação na qual o IMU é localizado no pulso do usuário é apresentado. Uma solução baseada na decomposição do sinal foi proposta, uma vez que a referência espacial é perdida pela constante translação e rotação do pulso. Diversos algoritmos utilizam a mudança de postura do tronco do usuário para detecção de queda ao fim do evento [7,8,9,10]. Essa característica poderia ser utilizada para elevar a especificidade do algoritmo, mas quando o IMU se encontra localizado no pulso, o posicionamento e orientação do dispositivo após um evento de queda é incerto, inviabilizando a utilização dessa informação adicional.

Entende-se que um dispositivo de detecção de quedas adequado para uso comercial deve apresentar sensibilidade aproximadamente igual a 100% e especificidade elevada (>90%) [7]. Isso porque, além de detectar todos os eventos de queda, o dispositivo não pode alarmar falsos casos de queda frequentemente, pois isso reduziria a confiabilidade do dispositivo, levando à rejeição da utilização do mesmo. Comparando com esse ideal, os resultados obtidos se encontram bastante abaixo do desejado, pois ocorreram casos de queda não detectados, além de diversos alarmes falsos também. Contudo, os resultados obtidos revelam um avanço em relação ao algoritmo utilizado como base para comparação [15], motivando o desenvolvimento de trabalhos futuros para alcance de resultados mais apropriados. Para estes trabalhos, são necessárias amostras de um número maior de voluntários assim como testes prolongados em tempo real para validar um número maior de casos de falsos positivos. Neste trabalho, procurou-se simular casos mais críticos de movimentos que idosos podem realizar (e.g. bater palmas). Movimentos incomuns para idosos com mobilidade reduzida como saltar e correr não foram avaliados. Ainda, deve-se ressaltar que pode existir diferença entre os movimentos humanos realizados durante uma queda prevista e uma queda não prevista. Isto exigirá experimentos clínicos realistas.

Embora os resultados deste trabalho estejam abaixo do desejado para tornar a solução comerciável, apontam avanços comparados aos resultados obtidos na literatura considerando algoritmos embarcáveis a baixo custo. Dessa forma, trabalhos futuros devem ser realizados, pesquisando novas soluções matemáticas para a detecção de eventos de queda, bem como a avaliação da

possibilidade de utilização de sensores adicionais para melhoria dos resultados.

Referências

- [1] © World Health Organization. WHO Global Report on Falls Prevention in Older Age. WHO Press.. Suíça, 2007.
- [2] Al-Aama T. Falls in the elderly: spectrum and prevention. *Can Fam Physician* 2011;57(7):771-6.
- [3] Doughty K, Lewis R, McIntosh A. The design of a practical and reliable fall detector for community and institutional telecare. *Journal of Telemedicine and Telecare*. Vol. 6 Sup. 1. 2011.
- [4] Página na internet do DATASUS Morbid. Hospitalar do SUS – por local de internação, 2016. Sistema de Informação Hospitalar – SIH. Disponível em: <http://tabnet.datasus.gov.br/cgi/tabcgi.exe?sih/cnv/niuf.def>. Último acesso: Agosto/2016.
- [5] Baldoni AO, Pereira LRL. O impacto do envelhecimento populacional brasileiro para o sistema de saúde sob a óptica da farmacoepidemiologia: uma revisão narrativa, *Revista de Ciências Farmacêuticas Básica e Aplicada*, 32(3):313-321, 2011.
- [6] Instituto Brasileiro de Geografia e Estatística. Projeção da população por sexo e idade: Brasil 2000-2060. Rio de Janeiro, 2013.
- [7] Noury N, Rumeau P, Bourke AK, Ólaighin G, Lundy JE. A proposal for the classification and evaluation of fall detectors. *IRBM* 29 (2008) 340-349.
- [8] Igual R, Medrano C, Plaza I. Challenges, issues and trends in fall detection systems. *Biomedical Engineering Online* 2013,12:66.
- [9] Perry JT, Kellog S, Vaidya SM, Youn JH, Ali H, Sharif H. Survey and Evaluation of Real-Time Fall Detection Approches. 2009 6th International Symposium on High Capacity Optical Networks and Enabling Technologies. 158-164.
- [10] Kangas M, Konttila A, Lindgren P, Ilkka W, Jämsä T. Comparison of low-complexity fall detection algorithms for body attached accelerometers. *Gait & Posture* 28 (2008) 285-291.
- [11] Analog Devices ADXL345 3-axis Digital Accelerometer Datasheet. Rev. E. ©2009–2015 Analog Devices.
- [12] ST Microelectronics L3G4200D Ultra-Stable Three-Axis Digital Output Gyroscope Datasheet. Doc ID 17116 Rev 3. December 2010.
- [13] Pedley M. Tilt Sensing Using a Three-Axis Accelerometer. Freescale Application Note. Document number: AN3461. Rev. 6. Mar/2013.
- [14] Kownacki C. Optimization approach to adapt Kalman filters for the real-time application of accelerometer and gyroscope signals' filtering. *Digital Signal Processing* 21 (2011) 131-140.
- [15] Degen T, Jacckel H, Rufer M, Wyss S. SPEEDY: A Fall Detector in a Wrist Watch. Seventh IEEE International Symposium on Wearable Computers. 184-187. 2003 IEEE.

TESTING GAUSSIAN-BASED KERNELS FOR MODELLING T-WAVES AND P-WAVES IN ECG SIGNALS

E. M. B. Santos*, J. P. V. Madeiro*, P. C. Cortez**, J. H. S. Felix*, J. A. L. Marques**, F. S. Schindwein***

* Institute for Engineering and Sustainable Development (IEDS), University for the International Integration of the Afro-Brazilian Lusophony (UNILAB), Redenção, Brazil

** Department of Teleinformatics Engineering, Federal University of Ceará, Fortaleza, Brazil

*** Department of Engineering, University of Leicester, United Kingdom

e-mail: jpaulo.vale@unilab.edu.br

Abstract: This paper presents a comparative study of segmentation and modelling of P and T waves in electrocardiograms, using three different mathematical models: Gaussian function, a composition of two Gaussian functions and Rayleigh probability density function. In order to evaluate the adaptability and the matching degree between each model and each characteristic wave, we compute the evolution of the corresponding parameters related to the fitted *kernels* throughout ECG records from the well-known QT database, as well as the normalized least mean square error between each model and the analysed waves. We have found the most accurate results for the kernel derived from the composition of two Gaussian functions, for which the average of normalized least mean square errors for T-wave and P-wave were, respectively, 1,56% and 9,13%, considering both available leads from the QT database.

Keywords: electrocardiogram (ECG), P and T waves, mathematical models, Gaussian function, Rayleigh probability density function, least mean square error.

Introduction

The electrocardiogram (ECG) consists of the measurement of electrical activity on the body surface associated with myocardial contraction with respect to time. Each cardiac cycle in the ECG is normally characterized by a sequence of waveforms known as P wave, QRS complex and T-wave, so that both their shape and the time intervals between onset and offset of different waves are significant as they reflect physiological processes of the heart and of the autonomous nervous system.

The idea of mathematical modelling segments of the cardiac cycle is by no means new. Firstly, the purpose was to provide tools for the spectral analysis of the actual cardiac signal departing from a modelled signal. Richardson *et al.* [1] proposed three mathematical models for individually modelling P-wave, QRS complex and T-wave using Gaussian functions and their first and second derivatives. In more recent developments, mathematical modelling is part of a dual-stage framework. A parametric function related to a

segment of the cardiac cycle is obtained and algorithms for waveform characterization are applied starting with the parameters of the model fitted [2,3].

Concerning T-wave, its detection and segmentation following QRS segmentation provide the beat-to-beat analysis of the time intervals between the QRS onset and T-wave end, known as QT intervals, whose prolongation is a marker of risk for ventricular arrhythmias [4]. The QT intervals depend on the accuracy with which onset and offset are determined. Furthermore, a recent technique, microvolt T-wave alternans (MTWA) has the ability to identify patients at high risk for sudden cardiac death. Its spectral method of analysis allows detection of beat-to-beat alternans in the microvolt range of T-wave amplitudes [5]. Concerning P-wave, it is well-known that their regular morphology is associated with a normal cardiac impulse starting in the sinoatrial node and then spreading throughout the atrial myocardium. However, when the atrial depolarization wavefront spreads in an abnormal way and/or presents accessory pathways, reentries, or conduction delays, the P-wave morphology changes [6]. At this context, Censi *et al.* proposed an approach for modelling P-wave as a sum of Gaussian functions aiming the quantification of the atrial electrical activity fragmentation [7]. Also, Martínez *et al.* developed an alternative Gaussian modelling of the P-wave applied to anticipate paroxysmal atrial fibrillation by assessing P-wave morphological variability over time [8].

The purpose of the paper is to propose and compare different kernels for the modelling and segmentation of P-wave and T-wave, based on Gaussian functions and Rayleigh probability density function. The performance of each mathematical model is assessed using all the publicly available records of the annotated QT database, by computing the least mean square error between each model and the analysed waves and analysing the evolution of the corresponding parameters related to the fitted kernels throughout the records pertaining to the referred database.

Materials and methods

This paper considers only T-wave and P-wave

modelling. Obviously, the R-wave and QRS onset and offset need to be accurately detected previously in order to delimit an interval that contains the T-wave and P-wave. We have adopted our already validated QRS detection and segmentation approach, which is based on Hilbert and Wavelet transforms, first-derivative and adaptive threshold technique [9].

Description of mathematical models

In this work, we apply three different mathematical kernels in order to model T-waves and P-waves: a Gaussian function, a composition of two Gaussian functions and the Rayleigh probability density function.

We define a discrete-time Gaussian function $G_{\sigma_1}[k]$, comprising the interval $-3 \leq k \leq 3$, with a variable standard deviation σ_1 and a time-step equal to 0.004s, equivalent to a 250 Hz-sampling frequency:

$$G_{\sigma_1}[k] = \frac{1}{\sqrt{2\pi}\sigma_1} \exp\left(-\frac{k^2}{2\sigma_1^2}\right). \quad (1)$$

In order to derive a composition of two discrete-time Gaussian functions, named as $G_{\sigma_1, \sigma_2}[k]$, we depart from two discrete-time Gaussian functions $G_{\sigma_1}[k]$ and $G_{\sigma_2}[k]$, respectively with variable standard deviations σ_1 and σ_2 , both defined for $-3 \leq k \leq 3$, such that:

$$G_{\sigma_1, \sigma_2}[k] = \begin{cases} G_{\sigma_1}[k], & -3 \leq k \leq 0 \\ G_{\sigma_2}[k], & 0 \leq k \leq 3 \end{cases} \quad (2)$$

Later, we define a discrete-time Rayleigh probability density function $R_{\sigma_1}[k]$, comprising the interval $0 \leq k \leq 10$, with a variable standard deviation σ_1 and a time-step equal to 0.004s:

$$R_{\sigma_1}[k] = \frac{k}{\sigma_1^2} \exp\left(-\frac{k^2}{2\sigma_1^2}\right). \quad (3)$$

Furthermore, we define a modification R'_{σ_1} of the Rayleigh probability density function given as its time reflection, such that:

$$R'_{\sigma_1}[k] = R_{\sigma_1}[-k]. \quad (4)$$

Detection of T-wave and P-wave peaks

In order to detect T-wave and P-wave peaks, we apply the approach developed by Martínez *et al.* [10], which considers the dyadic discrete wavelet transform (DWT), implemented as a cascade of low-pass and high-pass FIR filters, as illustrated in Figure 1.

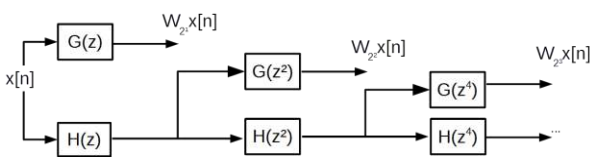


Figure 1: Filter-bank implementation of DWT.

As applied by Martínez *et al.* [10], we used as prototype wavelet $\psi(t)$ a quadratic spline whose Fourier transform is

$$\Psi(\Omega) = j\Omega \left(\frac{\sin(\frac{\Omega}{4})}{\frac{\Omega}{4}} \right)^4. \quad (5)$$

The wavelet can be identified as the derivative of the convolution of four rectangular pulses, i.e., the derivative of a low-pass function.

First of all, we define a search window for each beat, relative to each interval between a given QRS offset (J-point) and the subsequent QRS onset. Within this window, we look for local maxima of $|W_{2^4}x[n]|$. If at least two of them exceed a threshold ϵ_T , a T wave is considered to be present. In this case, we search for critical points in $W_{2^4}x[n]$ with opposite signs and amplitude greater than γ_T , which are related to the most significant slopes of the original wave. The zero crossings between them are detected as T-wave peaks [10]. Concerning the search for P-wave peaks, we define another window between each detected T-wave peak and the subsequent QRS onset. A similar algorithm is applied over DWT using adequate thresholds (ϵ_P and γ_P) [10]. We use $\epsilon_T = 0.25 \cdot RMS(W_{2^4}x[n])$, $\gamma_T = 0.125 \max(|W_{2^4}x[n]|)$, $\epsilon_P = 0.02 \cdot RMS(W_{2^4}x[n])$, $\gamma_P = 0.125 \max(|W_{2^4}x[n]|)$.

T-wave and P-wave modelling

After determining each T-wave peak and P-wave peak, we begin the process of wave modelling. Each of the proposed *kernels* has one or two specific parameters, corresponding to standard deviations σ_1 and σ_2 . For each *kernel*, we establish a process of matching with each waveform by varying the corresponding parameters over a predefined range: $\sigma_i \in [0.2; 0.8]$, where $i = 1, 2$.

Therefore, concerning the first *kernel* $G_{\sigma_1}[k]$, we establish a window $W_1[n]$ around each T-wave peak and a window $W_2[n]$ around each P-wave peak, both beginning 120 ms before the corresponding fiducial point and ending 120 ms after that. Then, we apply a special normalization process over the *kernel* samples, such that:

- its maximum amplitude should be equal to the maximum amplitude of $|W_1[n]|$ or $|W_2[n]|$;
- its minimum amplitude before its maximum position should be equal to the ‘first’ minimum of $|W_1[n]|$ or $|W_2[n]|$, i.e., from the beginning to its maximum position;
- its minimum amplitude after its maximum position should be equal to the ‘second’ minimum of $|W_1[n]|$ or $|W_2[n]|$, i.e., from the maximum position to end.

As explained, we normalize the samples of each analysed *kernel* in two stages. Firstly, we normalize the samples from the beginning to the maximum position according to the maximum and minimum values of $|W_1[n]|$ or $|W_2[n]|$, from the beginning to the maximum positions. Secondly, we normalize the samples of the

analysed *kernel* from its maximum position to its end, according to the maximum and minimum values of $|W_1[n]|$ or $|W_2[n]|$, from their maximum positions to their end.

Then, the normalized *kernel* $G_{\sigma_1}^m[k]$ is aligned by its peak amplitude location with T-wave peak and P-wave peak, respectively, in $|W_1[n]|$ and $|W_2[n]|$. Finally, as suggested by Martínez et al. [8], we compute a normalized mean square error $E_{\sigma_1}^{(1)}$ for each tested parameter σ_1 and each analysed wave, given as

$$E_{\sigma_1}^{(1)} = \frac{\sum_{k=P_k-\gamma}^{P_k+\gamma} |W_i[k] - G_{\sigma_1}^m[k]|^2}{\sum_{k=P_k-\gamma}^{P_k+\gamma} |W_i[k]|^2}, \quad (6)$$

where P_k corresponds to the peak position (T-wave or P-wave) inside the analysis window $W_i[n]$ ($i=1, 2$), and γ refers to the number of samples equivalent to 120 ms. Therefore, we search for the value of σ_1 related to the minimum value of $E_{\sigma_1}^{(1)}$, named as $E_{min}^{(1)}$, which refers to the normalized least mean square error between the best fitted *kernel* and a given characteristic wave.

Analogously, we proceed with the steps of amplitude normalization and peak alignment for the other proposed *kernels*, that is, $G_{\sigma_1, \sigma_2}[k]$, $R_{\sigma_1}[k]$, $R'_{\sigma_1}[k]$. The computing of the respective evaluation parameters $E_{\sigma_1, \sigma_2}^{(2)}$, $E_{\sigma_1}^{(3)}$ and $E_{\sigma_1}^{(4)}$, as well as the searching for the best fitted *kernels*, are also analogous, attempting to the specific case of $E_{\sigma_1, \sigma_2}^{(2)}$, where all possible combinations of σ_1 and σ_2 should be assessed. Then, we compute, for each tested ECG signal, the average values of $E_{min}^{(1)}$, $E_{min}^{(2)}$, $E_{min}^{(3)}$, $E_{min}^{(4)}$, that is, the corresponding normalized least mean square errors, for both T-wave and P-wave modelling, as well as the corresponding standard deviations. Also, we compute, for each analysed ECG signal, the average and standard deviation of the fitted parameters σ_1 and σ_2 related to each characteristic wave.

As an illustration of the proposed technique, we can observe in Figures 2(a) and 2(b) the process of T-wave and P-wave modelling using *kernel* $G_{\sigma_1, \sigma_2}[k]$ for record sele0106 (*QT* database). Figures 2(c) and 2(d) present the mapping of pairs (σ_1, σ_2) related to the best fitted *kernels* for the analysed T-waves and P-waves, respectively, for both available channels.

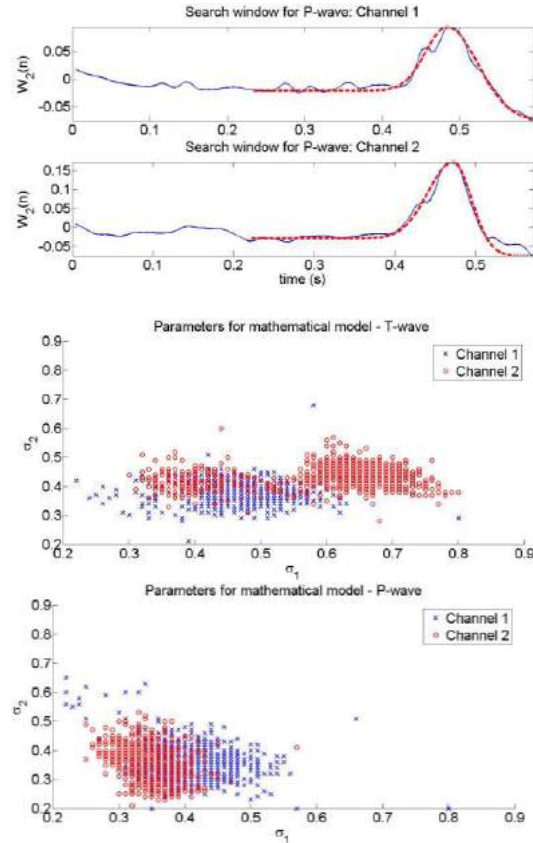
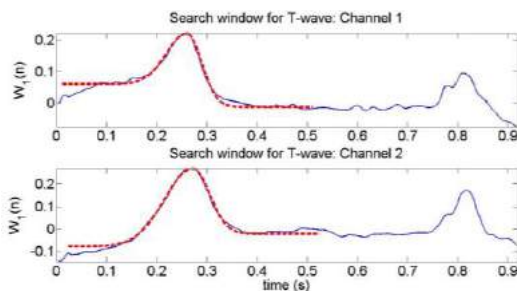


Figure 2: T-wave and P-wave modelling using the composition of two Gaussian functions for record sele0106: (a) and (b) best fitted kernels for T-wave and P-wave, (c) and (d) mapping of pairs (σ_1, σ_2) related to the best fitted kernels for the analyzed waves.

Results

We evaluated the algorithm using the publicly available QT database (QTDB), which was developed for wave limits validation purposes with a total of 105 records and with two leads, each of them with a length of 15 minutes and 250 Hz sampling frequency [11]. Firstly, we compare the overall average of mean and standard deviations of normalized least mean square errors $E_{min}^{(1)}$, $E_{min}^{(2)}$, $E_{min}^{(3)}$, $E_{min}^{(4)}$ for both T-wave and P-wave modelling, considering, for each record, the channel with the minimum mean value for the corresponding metric, as summarized in Table 1.

Table 1: overall average of mean (a) and standard deviations (sd) of normalized least mean square errors for each *kernel* ($a \pm sd$).

Kernel	T-wave	P-wave
$G_{\sigma_1}[k]$	4,90% \pm 6,38%	12,02% \pm 15,90%
$G_{\sigma_1, \sigma_2}[k]$	1,56% \pm 3,74%	9,13% \pm 15,04%
$R_{\sigma_1}[k]$	6,95% \pm 7,47%	28,88% \pm 24,89%
$R'_{\sigma_1}[k]$	3,20% \pm 5,85%	26,90% \pm 22,05%

We also found the overall average of mean and standard deviations of the parameters (σ_1, σ_2) , for kernel $G_{\sigma_1\sigma_2}[k]$, and σ_1 , for $G_{\sigma_1}[k]$, $R_{\sigma_1}[k]$, and $R'_{\sigma_1}[k]$, concerning T-wave and P-wave modelling for the first lead of the available leads in QT database in Table 2.

Table 2: overall average of mean (*a*) and standard deviations (*sd*) of the parameters related to the fitted kernels: σ_1 and σ_2 .

Kernel	T-wave: σ_1	P-wave: σ_1	T-wave: σ_2	P-wave: σ_2
$G_{\sigma_1}[k]$	0,51±0,05	0,35±0,09	-	-
$G_{\sigma_1\sigma_2}[k]$	0,59±0,07	0,33 ± 0,10	0,43 ± 0,07	0,35 ± 0,1
$R_{\sigma_1}[k]$	0,79±0,03	0,78 ± 0,04	-	-
$R'_{\sigma_1}[k]$	0,76±0,03	0,78±0,05	-	-

Discussion

Although previous works have proven that a normal P-wave resembles a Gaussian shape [12], our preliminary results indicate a predominantly asymmetric behaviour for both T-wave and P-wave, so that the *kernel* obtained as a composition of two Gaussian functions provided the most accurate results for modelling purposes. Also, the time-reflected version of Rayleigh probability density function behaved as an efficient alternative for T-wave modelling.

Conclusion

This paper evaluates the performance of four different mathematical models for segmenting and modelling T-wave and P-wave, using the well-known QT database for experimental simulations, which provides a wide range of morphologies and signal-to-noise ratios.

Based on the experiments conducted in this work and on preliminary results, we conclude that a composition of two Gaussian functions is a robust alternative for fitting a diverse set of both T-wave and P-wave morphologies, which are predominantly asymmetric. The Rayleigh probability density function, a typical asymmetric mathematical function, also presented a satisfactory performance for fitting T-waves.

In our future research we intend to investigate and compare the robustness and adaptability of the studied models in each of specific morphologies: positive, negative, upward, downward and biphasic waves.

Acknowledgements

E.M.B Santos wishes to thank University for the International Integration of the Afro-Brazilian Lusophony (UNILAB), for the Institutional Program for Scientific Initiation Scholarship.

References

- [1] Richardson J, Haywood LJ, Murthy VK, Harvey G. A mathematical model for ECG wave forms and power spectra. *Mathematical Biosciences*. 1971; 1 (12): 321-328.
- [2] Wohlfart B. A simple model for demonstration of STT-changes in ECG. *European Heart Journal*. 1987; (8): 409-416.
- [3] Madeiro JPV, Nicolson WB, Cortez PC, Marques JAL, Vázquez-Seisdedos CR, Elangova N, Ng GA, Schlindwein FS. New approach for T-wave peak detection and T-wave end location in 12-lead paced ECG signals based on a mathematical model. *Medical Engineering and Physics*. 2013; 8 (35): 1105-1115.
- [4] Vázquez-Seisdedos CR, Neto JE, Reyes EJM, Klautau A, Oliveira RCL. New approach for T-wave end detection on electrocardiogram: performance in noisy conditions. *Biomed. Eng. Online*. 2011; 10 (77): 1-11.
- [5] van der Avoort CJ, Filion KB, Dendukuri N, Brophy JM. Microvolt T-wave alternans as a predictor of mortality and severe arrhythmias in patients with left-ventricular dysfunction: a systematic review and meta-analysis. *BMC Cardiovasc. Disord*. 2009; 9(5): 1-9.
- [6] Dilaveris PE, Gialafos JE. Future concepts in P-wave morphological analyses. *Card Electrophysiol. Rev*. 2002; 6(3): 221-224.
- [7] Censi F, Calcagnini G, Ricci C, Ricci RP, Santini M, Grammatico A, Bartolini P. P-wave morphology assessment by a Gaussian functions-based model in atrial fibrillation patients. *IEEE Trans Biomed Eng*. 2007; 54(4): 663-672.
- [8] Martínez A, Alcaraz R, Rieta JJ. Gaussian modeling of the P-wave morphology time course applied to anticipate paroxysmal atrial fibrillation. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*. 2014; 16(18): 1775-1784.
- [9] Madeiro JPV, Cortez PC, Marques JAL, Vázquez-Seisdedos CR, Rodrigues Sobrinho CRM. An innovative approach of QRS segmentation based on first-derivative, Hilbert and Wavelet Transforms. *Medical Engineering and Physics*. 2012; 9(34): 1236-1246.
- [10] Martínez JP, Almeida R, Olmos S, Rocha AP, Laguna P. A wavelet-based ECG delineator: Evaluation on standard databases. *IEEE Trans Biomed Eng*. 2004; 4(51): 570-581.
- [11] Laguna P, Mark R, Goldberger A, Moody GB. A database for evaluation of algorithms for measurement of QT and other waveform intervals in the ECG. *Computers in Cardiology*. 1997. (24): 673-676.
- [12] Dubois R, Maison-Blanche P, Quenet B, Dreyfus G. Automatic ECG wave extraction in long-term recordings using Gaussian mesa function models and nonlinear probability estimators. *Computer Methods and Programs in Biomedicine*. 2007. 88(3): 217-233.

MÉTODO DE ANÁLISE DE MICROALTERNÂNCIA DE ONDA T PARA SINAIS CURTOS

T. Winkert*, P.R. Benchimol-Barbosa*** e J. Nadal*

*Programa da Engenharia Biomédica, COPPE- UFRJ, Rio de Janeiro, Brasil

**Hospital Universitário Pedro Ernesto, UERJ, Rio de Janeiro, Brasil

e-mail: thaiswinkert@peb.ufrj.br

Resumo: A microalternância de onda T (MAOT) é um marcador de risco, sendo avaliada pela quantificação da alternância batimento-a-batimento das amplitudes das ondas T. Este parâmetro é importante para avaliação da repolarização cardíaca, permitindo a antecipação de medidas para reduzir o risco de morte súbita. O método clássico de análise requer a detecção precisa dos valores de pico de 128 batimentos sinusais consecutivos, para a análise espectral com FFT. Esse trabalho propõe a utilização de um novo método de análise de MAOT, que dispensa a detecção de pontos fiduciais, para sinais de curta duração. Um sinal artificial é formado com segmentos consecutivos de trechos de 300 ms de ECG contendo ondas T, ao qual é aplicada a transformada de Hilbert para a obtenção do seu envelope, que então é submetido à FFT. A MAOT é identificada por meio de um pico na frequência que corresponde à metade da frequência principal do sinal. O método foi testado em 37 sinais de ECG do banco de dados *Physionet T-Wave Alternans*, para sequências de 128 e 100 batimentos sinusais, e comparado ao método clássico por meio de correlação linear e gráfico de Bland-Altman. Não foi encontrada diferença significativa entre os resultados, indicando que a MAOT pode ser detectada em sequências de pelo menos 100 batimentos, sem a necessidade de detecção de picos da onda T.

Palavras-chave: Microalternância de onda T, MAOT, Transformada de Hilbert.

Abstract: The micro T-wave alternans (MTWA) is a risk marker, assessed by the quantification of beat-by-beat T-wave amplitude alternation. This parameter allows evaluating the cardiac repolarization, leading to anticipate actions to reduce the risk of cardiac death. The classic method requires accurate T-wave peaks detection in 128 consecutive sinus beats, to perform a spectral analysis by FFT. This study proposes a MTWA method that does not require the fiducial point detection to analyze short duration signals. An artificial signal is created by the concatenation of 300 ms ECG segments containing consecutive T waves, to which is applied the Hilbert transform to obtain its envelope that is then submitted to FFT analysis. MTWA is detected as a peak on the frequency that corresponds to half of the main signal frequency. This method was tested in 37 ECG signals of *Physionet T-Wave Alternans*, for sequences of 128 and 100 sinus beats, and compared to the classical method by linear correlation, Bland-Altman plots and

ROC curves. There were no significant differences between results, indicating that MTWA can be detected in at least 100 cardiac beats, without the need of T-wave peak detection.

Keywords: T-wave alternans, MTWA, Hilbert Transform.

Introdução

A morte súbita por arritmias ventriculares constitui um dos principais problemas de saúde pública, inclusive no Brasil [1]. Diagnósticos precoces e precisos são importantes alternativas no combate a esse mal. Em particular, técnicas de análise do eletrocardiograma (ECG) têm se mostrado como importante ferramenta na identificação de distúrbios cardíacos que possam aumentar o risco de morte súbita [2]. Nesse contexto, a análise de microalternância de onda T (MAOT) surge como uma ferramenta de auxílio para avaliação diagnóstica de morte súbita cardíaca (MSC).

A MAOT pode ser definida como uma variação alternante de microvolts da amplitude da onda T, batimento-a-batimento [3]. Detecções de valores de MAOT acima do normal podem ser consideradas um marcador de risco para MSC [4].

O método original de identificação de microalternância é espectral, baseado na transformada rápida de Fourier [3,4]. A quantificação da MAOT é realizada sobre uma série de 128 batimentos sinusais consecutivos, onde se deve assegurar a ausência de batimentos ectópicos. Séries com menos de 128 batimentos são consideradas inapropriadas para avaliação de MAOT, o que limita a aplicação do método.

Um método que possa quantizar a MAOT utilizando sinais mais curtos pode superar essa limitação. O presente artigo apresenta a utilização do método contínuo de análise de MAOT para sinais curtos, baseado no cálculo da envoltória da série de ondas T, calculada pela transformada de Hilbert. Os resultados obtidos pelo método contínuo são comparados com os do método clássico, pelo cálculo do vetor de alternância.

Materiais e métodos

Sinais– Os sinais analisados nesse trabalho foram obtidos do banco de dados *T-wave Alternans Database*, disponível na página da *PhysioNet* [5]. Este banco de dados contém gravações de ECG multicanais,

provenientes de diversas instituições colaboradoras. Os sinais foram amostrados em 500 Hz, com resolução de 16 bits em ± 32 mV. O banco de dados contém 100 sinais, dos quais 32 são simulados e os restantes são sinais reais de pacientes com infarto do miocárdio, isquemia miocárdica transitória, taquiarritmias ventriculares e outros fatores de risco para morte súbita cardíaca, além de casos controles. Desse total, foram pré-selecionados 71 sinais que continham 12 derivações de ECG. A análise de MAOT foi efetuada na derivação V4 que, em condições normais, confere maior amplitude absoluta da onda T. Os sinais que apresentavam achatamento (amplitude de onda T menor do que 0,1 mV) foram excluídos.

Pré-Processamento – Esta etapa teve como objetivo adequar os sinais para a análise por meio de dois procedimentos, a saber:

1. Filtro Passa-baixas – foi aplicado aos sinais um filtro *Butterworth*, de 2ª ordem, com frequência de corte em 30 Hz, a fim de reduzir interferências e preservar as características espectrais da repolarização ventricular, comumente limitadas a 25 Hz. Não obstante, essa frequência de corte é empregada na prática clínica para a avaliação de diagnóstico de enfermidade cardiovasculares;
2. Correção da linha de base – Utilizando o método da derivada absoluta de primeira ordem, os complexos QRS dos sinais analisados foram identificados. Os pontos em 220 ms, 200 ms e 80 ms antes do pico da onda R identificada foram selecionados como referência para a linha de base do batimento, ao longo de todo o ECG. A estes pontos foram ajustadas *splines* cúbicas, as quais foram subtraídas do sinal para a correção da linha de base.

Esses procedimentos proporcionaram sinais de ECG adequados para a análise de microalternância, com baixo nível de ruído e linha de base estável.

Análise de MAOT: Método Clássico – O método clássico consistiu na detecção do pico da onda T para cada batimento sinusal do sinal eletrocardiográfico[6]. Cada pico foi detectado em uma janela de 300 ms de duração, iniciada 100 ms após a respectiva onda R, ao longo do ECG. A microalternância é quantificada em uma sequência de 128 ondas T de batimentos sinusais consecutivos. A transformada de Fourier foi aplicada a essa sequência e o valor da amplitude espectral em 0,5 ciclos por batimento foi quantificado[6]. Este valor foi dividido pelo desvio padrão de dez amostras consecutivas da vizinhança para determinar a razão de alternância (*alternans ratio*)[4].

Para avaliar o impacto do número de batimentos em sequência no desempenho desse método, o mesmo método foi aplicado aos 100 pontos iniciais da série original, efetuando-se *zero padding* para 128 pontos.

Análise de MAOT: Método Contínuo – Após a etapa de pré-processamento, as janelas de 300 ms, descritas no método anterior, contendo a onda T, foram concatenadas para formar um sinal artificial. Como no caso anterior, os sinais artificiais foram compostos de 128 e 100 ondas T isoladas

consecutivas. O sinal obtido foi então cortado na sua média, para redução da amplitude da onda T.

Neste sinal artificial, foi aplicada a transformada de Hilbert, visando obter a envoltória do sinal. Essa foi obtida pelo valor absoluto da soma do valor atual do sinal e o respectivo valor da transformada multiplicada por i [7]. Assumindo que a série de ondas T consecutivas apresentava microalternância, sua envoltória também deveria contê-la. Assim, assumiu-se ser possível quantificar a MAOT pela envoltória do sinal.

O pico de alternância, nesse caso, foi obtido a partir da transformada de Fourier da envoltória, correspondendo ao ponto central do espectro (metade da frequência da série de ondas T, equivalente ao inverso da duração total da série). Para uniformizar a análise em relação ao método clássico, foi empregada a razão de alternância, definida como o valor do pico de alternância dividido pelo desvio padrão dos dez valores de frequências consecutivas da vizinhança.

Análise estatística - A comparação entre os métodos se deu pelos gráficos de Bland-Altman. O método de tabela de contingência foi empregado para testar a hipótese de que seria nulo o percentual dos pontos situados fora do intervalo de confiança de 95%, empregando o teste exato de Fisher. Os valores de razão de alternância foram também analisados por correlação linear, utilizando o coeficiente de correlação de Pearson. Para a comparação entre as correlações, utilizou-se o teste Z com a transformação de Fisher.

O desempenho diagnóstico foi estimado através de curvas ROC, sendo a comparação entre os métodos (clássico vs. contínuo, com 100 e 128 pontos) efetuada pela comparação de múltiplas curvas ROC, considerando a área sob a curva, com teste ANOVA *One-way*. O nível de significância foi estabelecido em $\alpha = 0,05$.

Resultados

Dos sinais reais disponíveis no banco de dados, 29 possuíam 3 ou 4 derivações, 11 eram muito curtos (não continham 128 batimentos) e 11 foram considerados muito ruidosos, apresentando ruído de linha de base que não permitia identificação correta dos batimentos. Esses sinais foram excluídos da análise. Após o pré-processamento, batimentos ectópicos foram detectados em alguns sinais, forçando a exclusão de mais 10 sinais, uma vez que a sequência de 128 batimentos sinusais consecutivos não pode ser identificada. No total, 37 sinais mostraram-se adequados e foram utilizados para análise de MAOT. Destes, 10 eram sinais reais e 27 simulados, dos quais apenas quatro eram ECGs normais. Os demais foram considerados com MAOT para fins de avaliação de diagnóstico.

A Figura 1 mostra as etapas de pré-processamento de um sinal escolhido ao acaso, para a derivação V4.

A Figura 2 ilustra as etapas do método clássico, com 128 e 100 batimentos. Nesse caso o pico de alternância corresponde ao final do espectro, à direita. Por sua vez, na Figura 3 são apresentadas as principais etapas do método contínuo (Transformada de Hilbert) para 128 e

100 batimentos. O pico de alternância aparece no ponto central do espectro (64 e 50, respectivamente).

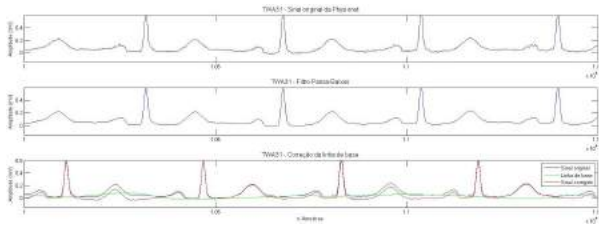


Figura 1: Resultados do pré-processamento para o sinal TWA31/V4. O primeiro painel mostra o sinal original do banco de dados. O painel do meio mostra o resultado após o filtro passa-baixas. O terceiro painel mostra a correção de linha de base. A legenda no último painel indica cada estágio.

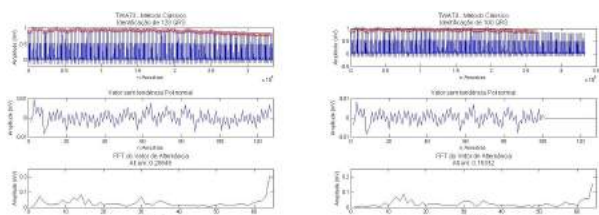


Figura 2: Identificação de MAOT – TWA 73/V4 - Método clássico. Os gráficos da esquerda mostram os resultados para o caso com 128 batimentos. Os gráficos da direita mostram os resultados para o caso mais curto - com 100 batimentos.

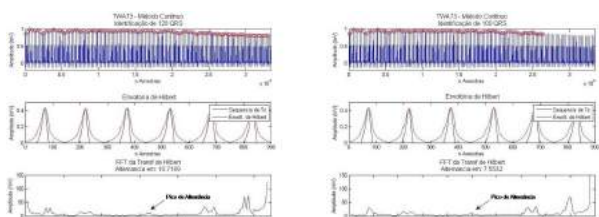


Figura 3: Identificação de MAOT – TWA 73/V4 - Método contínuo. Os gráficos da esquerda mostram os resultados para o caso com 128 batimentos e os da direita para 100 batimentos.

O efeito da redução no número de ondas T pode ser avaliado pelos gráficos de Bland-Altman e reta de regressão. No método clássico (Figura 4), nota-se na escala de valores da regressão linear uma redução acentuada do pico de alternância com a redução do número de batimentos da análise. No caso do sinal TWA73 (Figura 2), por exemplo, o pico foi reduzido de 0,2065 para 0,1533 mV. Essa redução correspondeu a 76%, o que condiz com a redução do número de amostras de 128 para 100 e o princípio de conservação da energia. No caso do método contínuo, a atenuação é menos evidente (Figura 5).

A comparação entre o desempenho de cada método para 128 e 100 batimentos (Figuras 4 e 5) mostrou que não houve diferenças estatisticamente significativas devidas à redução do sinal, sendo que dois casos se situaram fora do intervalo de confiança. A análise de regressão encontrou coeficiente de correlação de 0,914

($p < 0,001$) para o método clássico e de 0,987 ($p < 0,001$) para o método contínuo.

A comparação entre os dois métodos para análise da MAOT com 128 ondas T (Figura 6), indicou apenas um caso fora do intervalo de confiança ($p = NS$) e índice de correlação de 0,74 ($p < 0,01$).

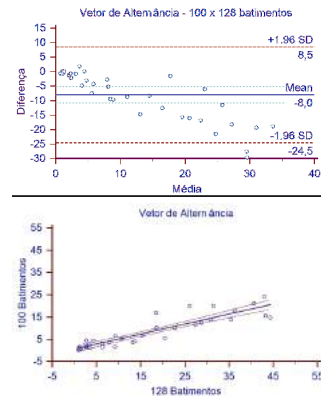


Figura 4: Bland-Altman e gráfico de regressão comparando os casos com 128 e 100 batimentos para o método clássico. No gráfico superior, dois casos situaram-se fora do intervalo de confiança ($p = 0,25$).

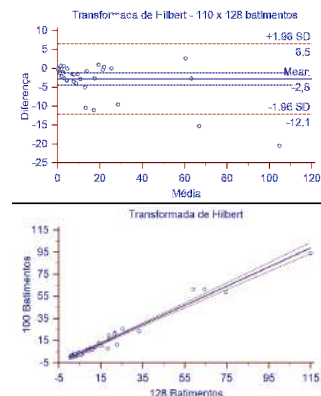


Figura 5: Bland-Altman e gráfico de regressão comparando os casos com 128 e 100 batimentos, para o método clássico. No gráfico superior, dois casos situaram-se fora do intervalo de confiança ($p = 0,25$).

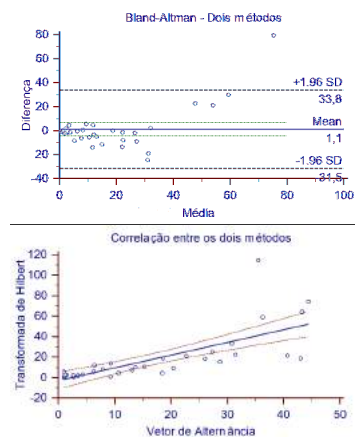


Figura 6: Bland-Altman e gráfico de regressão comparando os dois métodos. O coeficiente de correlação encontrado foi de 0,74 ($p < 0,01$). No gráfico

superior, apenas um caso situou-se fora do intervalo de confiança ($p = 0,5$).

As áreas sob as curvas ROC dos métodos e das respectivas séries não mostraram diferença significativa entre si (AUC método clássico 128 = 0,769; AUC método clássico 100 = 0,716; método contínuo 128 = 0,739; método contínuo 100 = 0,777; $F=2,18$; $p=0,09$).

Discussão

Um novo método foi proposto para a detecção de MAOT, marcador prognóstico de morte súbita cardíaca com alto desempenho diagnóstico, particularmente valor preditivo negativo. Assim, o método estratifica mais precisamente pacientes cardiopatas, identificando aqueles com mais baixo risco de MSC [4] e atribuindo à análise de MAOT uma grande perspectiva na aplicação clínica de pacientes cardiopatas.

Porém, a medição da microalternância pelo método clássico é sujeita a algumas limitações, destacando-se a necessidade da medição precisada amplitude de onda T, a qual é dependente da relação sinal-ruído, e a necessidade de dispor de 128 batimentos sinusais consecutivos, sendo que sinais que não contenham essa sequência são considerados indeterminados.

A abordagem proposta, baseada na análise do sinal artificial formado de ondas T, com detecção do envelope usando a transformada de Hilbert, permitiu superar a primeira limitação acima. Além disso, a redução do sinal de análise de 128 para 100 batimentos não trouxe mudanças significativas no desempenho final.

Particularmente, comparando a aplicação dos métodos a 100 e 128 batimentos consecutivos, as retas de regressão (Figuras 4 e 5) explicam mais de 80% dos desvios. No entanto, é possível perceber que, para o método clássico, a redução do número de batimentos que compõe a série de alternância reduziu, de forma proporcional, a amplitude de alternância bem como a correlação ($z=5,7$; $p < 0,001$).

Por sua vez, no método da transformada de Hilbert a diminuição no valor da amplitude de alternância para 100 ondas T foi menos evidente. Tal fato sugere que esse método sofre menos influência da quantidade de batimentos em série analisados. O mesmo pode ser observado na reta de regressão do método contínuo, onde o coeficiente angular é numericamente mais elevado do que no método clássico, indicando que o método contínuo é menos sensível à alteração testada. Os gráficos de Bland-Altman apresentam graus adequados de reprodutibilidade e indicam uma análise consistente entre os diferentes métodos.

A curva ROC apresentou a área sob a curva mais baixa para a análise clássica utilizando 100 batimentos. Entretanto, não houve diferenças estatisticamente significativas no desempenho diagnóstico entre os métodos, considerando a área. Assim, os métodos se equivalem do ponto de vista diagnóstico, mas os resultados não favorecem uma redução maior no número de batimentos analisados.

Na abordagem clássica da MAOT, é adotado o limiar de normalidade de três unidades para a razão de

alternância, acima do qual o teste é considerado positivo. Com a mudança de método e redução do sinal, os limiares de normalidade devem ser redefinidos com base nas curvas ROC e com amostras maiores.

Embora a análise do estudo tenha sido realizada em sinais de um banco de dados de referência, deve-se considerar como possíveis limitações: i) emprego de uma só derivação para avaliação da MAOT, ii) seleção restritiva dos sinais para análise da MAOT; iii) número limitado de sinais reais disponíveis, o que pode ter influenciado a avaliação do desempenho diagnóstico dos métodos; iv) utilização do método para avaliação de grupos de risco, uma vez que a avaliação prognóstica requer conhecimento de desfechos adversos dos grupos estudados, não disponíveis no banco de dados.

Conclusão

O método contínuo empregando a transformada de Hilbert detecta microalternância de onda T com reprodutibilidade e desempenho diagnóstico adequados, sendo equivalente ao método clássico. A redução dos sinais analisados de 128 para 100 batimentos sinusais consecutivos não compromete o desempenho dos métodos. Estudos adicionais deverão ser realizados para melhor avaliar o desempenho prognóstico dos métodos.

Agradecimentos

Este estudo foi parcialmente financiado pelas agências CAPES, CNPq e FINEP.

Referências

- [1] Lessa, I. Trends in productive years of life lost to premature mortality due to coronary heart disease. *Arquivos Brasileiros de Cardiologia*, 2002;79:617-622.
- [2] Verrier, R.L. *et al.* Microvolt t-wave alternans: Physiological basis, methods of measurement, and clinical utility - consensus guideline by international society for Holter and noninvasive electrocardiology. *Journal of the American College of Cardiology*, 2011; 58:1309-1324.
- [3] Smith, J. M. *et al.* Electrical alternans and cardiac electrical instability. *Circulation*, 1998; 77:110-121.
- [4] Benchimol-Barbosa, P.R.; Barbosa-Filho, J.; Bonfim A.S. Alternância elétrica da onda T: Bases eletrofisiológicas e aplicações clínicas baseadas em evidências. *Revista da SOCERJ*, 2004;17:227-242.
- [5] Detecting and Quantifying T-Wave Alternans. Disponível em <https://www.physionet.org/challenge/2008/>, acessado em 15 de abril de 2016.
- [6] Rosenbaum, D.S. *et al.* Electrical alternans and vulnerability to ventricular arrhythmias. *The New England Journal of Medicine*, 1994;330:235-241.
- [7] Bendat, J. S. Piersol, A.G. *Random Data: Analysis and Measurement Procedures*, 2nd Edition. 566 pages, John Wiley, New York, 1986.

MÉTODO DE ALINHAMENTO POR INTEGRAÇÃO DUPLA PARA ELETROCARDIOGRAMA DE ALTA RESOLUÇÃO: ESTUDO COMPARATIVO DE DESEMPENHO

D. M. Monteiro¹, P. R. Benchimol-Barbosa^{1,2} e J. Nadal¹

¹Programa de Engenharia Biomédica, COPPE, Universidade Federal do Rio de Janeiro, RJ, Brasil.

²Coordenação de Assistência Médica, HUPE, Universidade do Estado do Rio de Janeiro, RJ, Brasil.

e-mail: diogo_mbr@peb.ufrj.br, ecgar@yahoo.com, jn@peb.ufrj.br

Resumo: O eletrocardiograma de alta resolução clássico caracteriza-se pela utilização de técnicas de alinhamento e média coerente para correta identificação de sinais de alta frequência e baixa amplitude, encobertos por interferências. A otimização do método de alinhamento atenua os efeitos da filtragem passa-baixa causada pelos erros de alinhamento (EA), possibilitando a análise de potenciais tardios de ativação ventricular, presentes no complexo QRS. Foi realizado estudo comparativo entre dois métodos de alinhamento objetivando avaliação do EA: integral normalizada (NI) e integração dupla (ID). Para comparação entre os processos, foram adicionados ruídos normalmente distribuídos com média zero e desvio-padrão de 1, 5 e 10 μV e o sinal de referência pré-processado sem filtragem e filtrado nas frequências passa-baixas 30 Hz e 60 Hz antes do alinhamento. Os métodos na condição sem filtragem foram comparados ao detector de nível para avaliação de EA, definido como desvio-padrão do ponto de alinhamento. O detector de nível apresentou aumento do EA proporcional ao ruído de base enquanto os métodos NI e ID os EA foram estáveis, em todos os níveis de ruído avaliados. Na frequência de corte 30 Hz, o método ID mostrou-se superior ao NI. Os métodos NI e ID apresentam baixo EA e adequado desempenho para alinhamento de sinais. O método ID apresenta EA mais baixo em relação ao NI, quando pré-processado utilizando frequência de corte passa-baixas de 30 Hz.

Palavras-chave: Alinhamento, eletrocardiograma de alta resolução, média coerente, correlação.

Abstract: The classical high-resolution electrocardiogram is characterized by the use of techniques of single alignment and coherent averaging, aiming at adequate identification of high-frequency and low-amplitude signals, commonly covered by ordinary environmental and instrumentation interferences. The application of appropriate alignment techniques attenuate the low-pass equivalent filtering process caused by misalignment or jittering, allowing for correct identification of high-frequency signals, as ventricular late potentials. This study compared the performance of two alignment methods, normalized integral method [NI] and double integration method [ID] aiming at assessing, respectively, their effect of trigger jittering (TJ), defined as the standard deviation at an appropriately defined alignment point. The

comparison was carried out by adding normally distributed zero mean random noise with SD 1, 5 and 10 μV . The reference signal was then preprocessed in three settings: no filtering, four poles Butterworth low-pass filtering at 30 Hz and 60 Hz. An alignment method based on threshold detector was employed in no filter setting, as reference. TJ in the threshold detector method increased propositionally whereas both NI and ID showed no variation regarding to baseline noise SD. NI and ID presented low TJ over the range of baseline noise analyzed. At 30 Hz cut-off low-pass frequency showed superiority to NI. Both methods, NI and ID, show appropriate performance on signal alignment, offering low trigger jitter in a range of noise and low-pass filtering settings. ID shows a better performance compared to NI, when preprocessed with a lower low-pass filter setting.

Keywords: Alignment, high resolution ECG, coherent average and correlation.

Introdução

O eletrocardiograma de alta resolução (ECGAR) é uma ferramenta não invasiva usada para estratificar indivíduos em risco de desenvolver arritmias cardíacas potencialmente fatais por mecanismo de reentrada. Essa ferramenta tem por finalidade identificar a presença de potenciais tardios da ativação ventricular (PTAV) na região terminal do complexo QRS e no início do segmento ST, oriundos da condução fragmentada da ativação ventricular no tecido miocárdico lesado [1].

A aquisição de sinais eletrocardiográficos pura e simplesmente não oferece a possibilidade de se estudar PTAV, pois estes se confundem com ruídos provenientes de diversas fontes [2]. Uma condição indispensável para a detecção dos PTAV é a redução eficaz dos ruídos que contaminam os sinais de ECG [3]. O ECGAR é a utilização dos métodos de alinhamento e média coerente nos batimentos cardíacos extraídos do ECG, para a redução destes ruídos, aumentando com isso a relação sinal ruído.

O alinhamento dos sinais cardíacos para posterior aplicação da média tem sua importância, pois o chamado erro de alinhamento (EA) causa um efeito passa-baixa, que pode acabar eliminando os PTAV que possuem características como baixa amplitude e alta frequência. Define-se como EA ou jittering, à

oscilações do ponto de detecção dos sinais de ECG provocadas pelo ruído de base [4].

Diversos estudos a respeito de métodos de alinhamento podem ser encontrados na literatura, como os alinhamentos de sinais elétricos cardíacos [5-10], e alinhamentos em sinais cardiovasculares [11]. Neste estudo a atenção é voltada para os sinais elétricos cardíacos.

Visando a análise do trabalho de [7], este trabalho propõe estudo detalhado do método proposto, de integração dupla (ID), e sua comparação com o método por integração normalizada (NI) [6].

Materiais e métodos

Os sinais cardíacos foram extraídos do banco de dados do Projeto Cardiorisk (MCT/FINEP 550079/2014-9) do Programa de Engenharia Biomédica (PEB-COPPE/UFRJ). Para o presente trabalho foi utilizado o sinal representativo de sujeito saudável, utilizando a derivação X, captado nas derivações XYZ de Frank.

Alinhamento de Sinais

Método por Integral Normalizada – É baseado no cálculo do atraso entre dois sinais, definido como a área da diferença entre a integral normalizada dos complexos QRS normais consecutivos. Dado um sinal $s(t)$ positivo e sua integral:

$$\int_{-\infty}^{+\infty} s(t)dt = A \neq 0 \quad (1)$$

onde A representa a área sob a curva de $s(t)$.

Sua integral normalizada é dada por

$$S(t) = \frac{1}{A} \int_{-\infty}^t s(\tau) d\tau \quad (2)$$

Sendo $s(t)$ o sinal de referência e $v(t)$ outro sinal da forma:

$$v(t) = k \cdot s(t - d) \quad (3)$$

onde k é uma constante, d representa o atraso do sinal $v(t)$ quando comparado com o sinal $s(t)$. O atraso pode ser obtido mediante a fórmula

$$d = \int_{-\infty}^{+\infty} (S(t) - V(t))dt \quad (4)$$

onde $S(t)$ e $V(t)$ são as integrais normalizadas de $s(t)$ e $v(t)$ respectivamente. Esta relação constitui a base do método NI.

Método por Integração Dupla – Baseado na transformação do sinal original, caracterizado pelo complexo QRS, em um sinal semelhante a um impulso, favorecendo o alinhamento por correlação cruzada entre o sinal estudado e o sinal modelo.

Utilizando-se desta propriedade, o sinal do batimento cardíaco é elevado à segunda potência e em

seguida integrado, repetindo uma segunda vez este mesmo procedimento, como mostrado na equação [7]:

$$ID = \int (\int s^2)^2. \quad (5)$$

Erro de alinhamento – Para o cálculo do EA, foi utilizado o método proposto por [5]. A partir de um limiar arbitrário, é observado o instante de tempo do sinal que ultrapassa 50% do valor absoluto máximo do complexo QRS, nas inclinação anterior (ascendente, t_1) e posterior (descendente, t_2) ao ponto máximo. Em seguida, é calculado o instante que representa o ponto equidistante de t_1 e t_2 , chamado de $t_{1,2}$, dado por:

$$t_{1,2} = \frac{t_1 + t_2}{2}. \quad (6)$$

De acordo com [5], t_1 e t_2 são variáveis aleatórias independentes com distribuição normal. Assumindo que as derivadas do sinal nos instantes t_1 e t_2 são iguais, ainda segundo os mesmos autores, as variâncias relativas ao alinhamento nestes instantes também o serão. Assim,

$$var(t_{1,2}) = \frac{var(t_1) + var(t_2)}{4} = \frac{2 \cdot var(t_1)}{4}. \quad (7)$$

Sendo o desvio-padrão a raiz quadrada da variância, é assim demonstrado que o EA, definido como o desvio padrão dos respectivos instantes de tempo, fica atenuado em raiz quadrada de dois, conforme a equação:

$$dp(t_{1,2}) = \frac{dp(t_1)}{\sqrt{2}} \quad (8)$$

Para testar a teoria proposta por [5], foi realizado alinhamento pelo método do detector de nível (DN), que se utiliza da mesma técnica para cálculo do EA da equação 6.

Para avaliação dos métodos NI e ID, antes do alinhamento, os sinais estudados foram filtrados por um filtro Butterworth de dois polos em sentido direto e reverso (filtfilt, Matlab versão 2014, The MathWorks) o que, na prática, representa um filtro de quatro polos.

As frequências de corte passa-baixas selecionadas para estudo do desempenho dos alinhamentos foram 30 Hz e 60 Hz, além do estudo sem filtro. Antes da aplicações do filtro, em cada teste foram adicionados sinais aleatórios normalmente distribuídos com médias zero e desvio-padrão de 1, 5 e 10 μ V, mimetizando o ruído de base. Para cada nível de ruído mimetizado, foram geradas 30 amostras e o EA foi definido como a média das 3 amostras no ponto de sincronização, medido no ponto $t_{1,2}$.

Análise Estatística

Os dados foram apresentados como média \pm DP. Os métodos NI e ID foram comparados empregando o teste Two-Way ANOVA para cada uma das frequências de corte de 30 Hz e 60 Hz. Os métodos de alinhamento nas faixas de ruído de base foram comparados com o teste

“t” de Student emparelhado. Em ambos os testes, adotou-se o nível de significância $\alpha = 0,05$.

Resultados

A figura 1 mostra exemplo de sinais médios alinhados pelos diferentes métodos empregados e o respectivo batimento original.

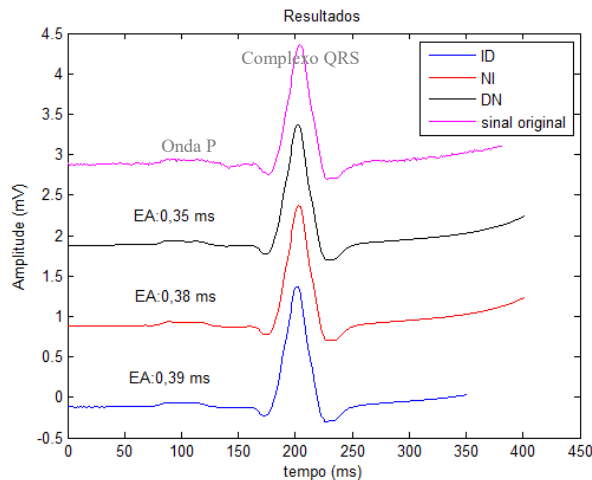


Figura 1 - Sinal original (no alto) e os sinais médios, alinhados de acordo com os métodos empregados. Os erros de alinhamento (EA) são apresentados ao lado de cada sinal médio. NI – método integral normalizada, ID – método da integração dupla, DN – método detector de nível.

Na Figura 2, estão apresentados os EA dos sinais não filtrados nos diferentes métodos de alinhamento. Particularmente, com o DN, os EAs aumentam proporcionalmente com o ruído de base, seguindo a teoria apresentada por [5]. Por outro lado, os métodos NI e ID apresentaram EAs estáveis em todos os valores de ruído de base analisados.

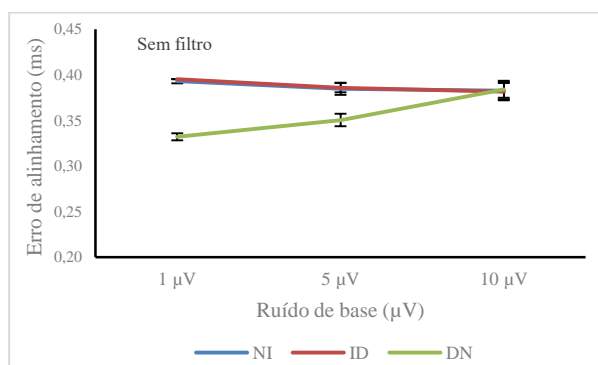


Figura 2 - Gráfico dos erros de alinhamento em função do ruído de base sem filtragem. Note que enquanto com o método DN, o erro de alinhamento aumentou proporcionalmente ao valor do ruído de base, com os métodos NI e ID, os erros de alinhamento permaneceram estáveis na mesma faixa de ruído de base avaliada. NI – método integral normalizada, ID – método da integração dupla, DN – método do detector de nível. Média \pm DP.

Nos sinais filtrados passa-baixas em 60 Hz (Figura 3), observou-se que os EA obtidos com NI foram

menores do que ID em todos os valores de ruído de base analisados ($p < 0,001$ para todos os testes.). Observou-se significativa interação entre os métodos.

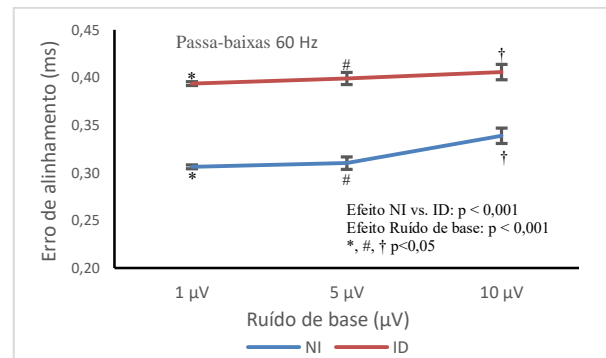


Figura 3 - Gráficos dos erros de alinhamento em função do ruído de base na frequência de corte passa-baixa de 60 Hz. Teste Two-way ANOVA mostrou diferenças estaticamente significativas em todas as comparações. (Efeito ruído de base: $F = 78,4$; $p < 0,001$. Efeito Método de alinhamento: $F = 2149,3$; $p < 0,001$. Interação: $F = 11,2$; $p < 0,001$). Os símbolos indicam resultados do teste “t” de Student emparelhado. NI – método integral normalizada, ID – método da integração dupla. Média \pm DP.

Nos sinais filtrados passa-baixa em 30 Hz (Figura 4), observou-se que os EA obtidos com ID foram menores do que NI em todos os valores de ruído de base analisados ($p < 0,001$ para todos os testes). Não houve interação significativa entre os métodos.

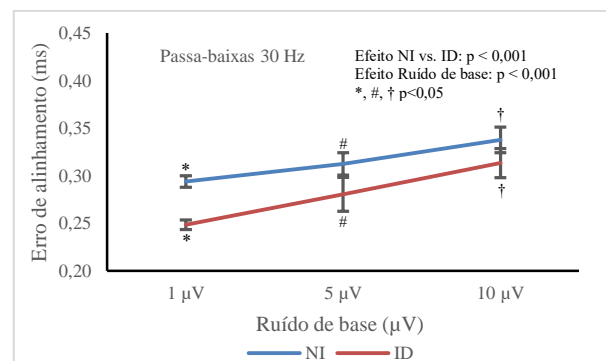


Figura 4 - Gráficos dos erros de alinhamento em função do ruído de base na frequência de corte passa-baixa de 30 Hz. Teste Two-way ANOVA mostrou diferenças estaticamente significativas em todas as comparações. (Efeito ruído de base: $F = 200$; $p < 0,001$. Efeito Método de alinhamento: $F = 182$; $p < 0,001$. Interação: $F = 2$; $p = 0,14$). Os símbolos indicam resultados do teste “t” de Student emparelhado. Média \pm DP.

Discussão

O presente estudo testou o desempenho de métodos clássicos de alinhamentos de sinais de ECG, comparando-se o EA de cada método. Segundo [7], o EA de um ponto fiducial adequadamente selecionado dentro do complexo QRS representa um efeito passa-baixas equivalente sobre o sinal mediado, limitando a expressão de componentes de alta frequência no eletrocardiograma de alta resolução. Assim, maiores EA

representam filtros equivalente com frequências de corte mais baixas e vice-versa.

Os resultados confirmam o teorema proposto por [5] no qual, para um detector de nível (DN), o EA é proporcional ao valor do desvio-padrão do ruído de base. A avaliação do desempenho dos métodos NI e ID sobre o alinhamento de sinais de ECG sem filtragem indica que ambos são pouco sensíveis ao valor do ruído de base, dentro da faixa avaliada (Figura 2).

A aplicação de filtros passa-baixas com frequência de corte mais baixa mostrou que o método ID apresenta desempenho superior ao método NI, dentro da faixa de ruído avaliada, indicando que preserva informação de alta frequência, sendo mais apropriado para utilização no eletrocardiograma de alta resolução.

Conclusão

Em sinais de eletrocardiograma de alta resolução, os métodos de alinhamento integral normalizada e integração dupla apresentam baixo erro de alinhamento, sendo, portanto, adequados para identificação de sinais de alta frequência.

O método da integração dupla utilizando sobre sinais filtrados passa-baixas a 30 Hz apresenta desempenho superior ao método de integração normalizada, com menor erro de alinhamento. A técnica de filtragem passa-baixas precedendo a utilização do método de integração dupla para alinhamento de sinais é recomendável para identificação adequada de componentes de alta frequência no eletrocardiograma de alta resolução.

Agradecimentos

Este trabalho contou com apoio financeiro das agências de fomento CAPES, CNPq e FINEP.

Referências

- [1] Simson, M.B. (1981) "Use of the signal in the terminal QRS complex to identify patients with ventricular tachycardia after myocardial infarction", *Circulation*, v 64, p.235-242. Neuman MR. Biopotential amplifiers. In: J.G. Webster, editor. *Medical Instrumentation*. New York: John Wiley and Sons; 1995. p. 227-88.
- [2] Rubin, A. (1987). *The Principles of Biomedical Instrumentation: A Beginner's Guide*. Chicago: Year Book Medical Publishers.
- [3] Langner, P. (1952). The Value of High Fidelity Electrocardiography Using the Cathode ray Oscillograph and an Expanded Time Scale. *Circulation*, 249-256.
- [4] Barbosa, P. (2003). *Efeitos da Ponderação da Média Coerente e da Filtragem na Detecção de Potenciais Tardios Ventriculares no Eletrocardiograma de Alta Resolução*. Rio de Janeiro: Tese de D. Sc.. Programa de Engenharia Biomédica, Coordenação dos Programas de Pós-Graduação em Engenharia (COPPE)/Universidade Federal do Rio de Janeiro.
- [5] Uijen, G. J., de Weerd, J. P., & Vendrik, A. J. (1979). Accuracy of QRS detection in relation to the analysis of high-frequency components in the electrocardiogram. *Medical & Biological Engineering & Computing*, 492-502.
- [6] Jané, R.; Rix, H.; Caminal, P.; Paguna, P., 1991, "Alignment Methods for Averaging of High-Resolution Cardiac Signals: A Comparative Study of Performance", *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, v. 38, n. 6, pp. 571-579.
- [7] Barbosa, P. R. (1997). *Análise dos Potências Tardios de Ativação Ventricular Baseada no Histograma de Intervalos RR*. Rio de Janeiro.
- [8] Lander, P.; Berbari, E.J.; Lazzara, R., 1995, "Optimal Filtering and Quality Control of the Signal-Averaged ECG: High-Fidelity 1-Minute Recordings", *Circulation*, v. 91, pp. 1495-1505.
- [9] Barbosa, P. R.; Bomfim, A. S.; Barbosa, E. C.; Ginefra, P.; Boghossian, S. H. C.; Destro, C.; Nadal, J., 2006, "Spectral turbulence analysis of the signal-averaged electrocardiogram of the atrial activation as predictor of recurrence of idiopathic and persistent atrial fibrillation", *International Journal of Cardiology*, v. 107, pp. 307 – 316.
- [10] Benchimol-Barbosa, P. R.; Muniz, R. F., 2008, "Ventricular late potential duration correlates to the time of onset of electrical transients during ventricular activation in subjects post-acute myocardial infarction", *International Journal of Cardiology*, v. 129, pp. 285 – 287.
- [11] Nasario-Junior, O.; Benchimol-Barbosa, P. R.; Nadal, J., 2014, "Refining the deceleration capacity index in phase-rectified signal averaging to assess physical conditioning level", *Journal of Electrocardiology*, v. 47, pp. 306 – 310.

SCICA NA REDUÇÃO DE INTERFERÊNCIAS ELETROCARDIOGRÁFICAS EM SINAIS ELETROMIOGRÁFICOS

J. D. Costa Junior*, J. M. Seixas** e A. M. F. L. Miranda de Sá*

* Laboratório de Processamento de Imagens e Sinais/Programa de Engenharia Biomédica/UFRJ,
Rio de Janeiro, Brasil

** POLI/Departamento de Engenharia Eletrônica e de Computação/Programa de Engenharia
Elétrica/UFRJ, Rio de Janeiro, Brasil
e-mail: dilermardo@peb.ufrj.br

Resumo: Interferências eletrocardiográficas em sinais eletromiográficos (EMG) podem ser atenuadas com Análise de Componentes Independentes (ICA). Técnicas como o SCICA permitem a aplicação de ICA em análises monocanais. Neste trabalho foi verificada a possibilidade de uso do SCICA na atenuação de sinais eletrocardiográficos (ECG) em EMG monocanais. Os resultados foram positivos, no entanto, ainda são necessários mais estudos para explorar toda a capacidade da técnica utilizada.

Palavras-chave: SCICA, eletromiografia, eletrocardiografia, separação cega.

Abstract: *Electrocardiographic interference in electromyographic signals (EMG) can be attenuated by Independent Component Analysis (ICA). Techniques as the SCICA allow an ICA application in single channel analysis. In this work was verified the possibility of use of the SCICA to attenuated electrocardiographic signals (ECG) in single channel of EMG. The results were positive, however more studies are necessary to explore all the capacity of the technique.*

Keywords: SCICA, electromyography, electrocardiography, blind separation.

Introdução

Quando os sinais elétricos do tecido muscular esquelético são registrados próximo ao coração (por meio de um eletromiógrafo), o sinal elétrico deste também poderá ser registrado. Isto configura uma interferência do eletrocardiograma (ECG) no eletromiograma (EMG) [1].

Estes sinais apresentam sobreposição espectral, principalmente entre 1 e 50 Hz [2], o que dificulta a filtragem total do ECG (técnica mais utilizada para atenuação do ECG [3]). Assim sendo, o uso de técnicas como Análise de Componentes Independentes (ICA) tem sido proposto [4], pois esta é baseada na não gaussianidade dos dados [5] e não em suas características espectrais.

ICA é uma técnica de separação cega de fontes com análise multivariada. Quando há mais fontes que sinais registrados, ocorre um problema conhecido por *overcomplete*. Davies e James, 2007, propuseram o

single channel independent component analysis (SCICA) para resolver este tipo de problema [6].

Neste trabalho, utilizamos o SCICA para a atenuação da interferência eletrocardiográfica sobre os sinais eletromiográficos de registros monocanais.

Materiais e métodos

Sinais – Este trabalho foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa. Participaram 5 voluntários (27 ± 3 anos, 73.5 ± 10 kg, 174 ± 8 cm).

Os sinais foram registrados com um eletromiógrafo MP150WSW, Biopac Systems, Santa Barbara, CA, USA. A filtragem analógica dos canais de EMG foi entre 1 e 500 Hz e o canal de ECG entre 1 e 150 Hz, todos com ganho de 5000 e frequência de amostragem de 1 kHz.

Um canal de EMG foi registrado sobre o gastrocnêmio medial direito, onde a interferência do ECG pode ser desprezada. O par de eletrodos foi posicionado sobre o bojo mais proeminente do gastrocnêmio, com orientação paralela às fibras do músculo e espaçamento de 20 milímetros entre os eletrodos, centro a centro. Outro canal coletou os sinais dos músculos eretores espinhais do lado direito, onde há interferência do ECG. Os eletrodos foram colocados a dois dedos laterais dos processos espinhosos, ao nível da vertebra L1, e com orientação paralela as fibras musculares. Para o canal de ECG, um eletrodo foi posicionado sobre o quarto espaço intercostal esquerdo, junto ao esterno, e o outro sobre a linha média entre o primeiro eletrodo e o ombro direito.

O ECG e os EMGs foram registrados ao mesmo tempo (40 segundos de duração), enquanto os voluntários permaneciam em pé com: flexão de tronco, flexão de ombros, flexão de ombros e flexão de tronco, flexão plantar e apenas posição ortostática; perfazendo cinco coletas por indivíduo. Estas atividades apresentam pequena diferença no nível de ativação muscular.

O canal de ECG e o EMG do gastrocnêmio foram utilizados para simular a interferência entre eles, somando-os. A mistura dos sinais foi realizada com uma relação sinal-interferência (RSI) fixa em -5 dB, utilizando o valor RMS para este ajuste. Já o EMG dos eretores espinhais representa uma contaminação real.

SCICA – A técnica descrita por [6] é um exemplo de ICA multidimensional aplicado a vetores com amostras atrasadas, onde vários componentes da ICA podem estar associados a uma única fonte independente.

Na ICA, cada fonte é obtida através dos pares da matriz de mistura estimada e da inversa estimada:

$$\mathbf{x}_s^{(i)} = \mathbf{A}_{(c,i)} \mathbf{W}_{(i,:)} \mathbf{x} \quad (1)$$

Onde $\mathbf{x}_s^{(i)}$ é a i -ésima fonte no domínio da observação. Uma boa maneira de mapear as fontes de volta ao domínio da observação é ter uma decomposição de reconstrução perfeita:

$$\mathbf{x} = \sum_i \mathbf{x}_s^{(i)} \quad (2)$$

Aplicando a equação (1) nos blocos da série temporal definida em (2) tem-se:

$$x_s^{(i)}[nN - k + 1] = A_{(k,i)} \sum_{j=1}^N W_{(i,j)} x[nN - j + 1] \quad (3)$$

A reconstrução das fontes depende do alinhamento dos blocos com os dados. Para que se obtenha invariância de deslocamento (fase zero) nos alinhamentos é necessário realizar um “*cycle-spinning*”:

$$\begin{aligned} x_s^{(i)}[n] &= \frac{1}{N} \sum_{k=1}^N A_{(k,i)} \sum_{j=1}^N W_{(i,j)} x[n - j + k] \\ x_s^{(i)}[n] &= \frac{1}{N} a_i[-n] * w_i[n] * x[n] \end{aligned} \quad (4)$$

Sendo $a_i[n]$ associado com as colunas de $A_{(c,i)}$ e $w_i[n]$ associando com as linhas de $W_{(i,:)}$.

O SCICA pode ser organizado nos seguintes passos: 1-deslocamentos do sinal; 2-branqueamento temporal (com possível redução de dimensionalidade); 3-uso de um algoritmo de ICA para estimar a matriz de mistura A ; 4-calcular as funções de transferência dos vetores base $a_i[n]$ e agrupar; 5-calcular os filtros de separação e reconstrução para cada fonte (“*cycle-spinning*”).

Procedimentos – Os passos do SCICA foram realizados da seguinte maneira: 1 – foram realizados 300 deslocamentos no sinal contaminado; 2 – para o branqueamento foi utilizada análise de componentes principais, reduzindo a dimensionalidade para o número de componentes que representem 99% da energia total; 3 – ICA realizada com o algoritmo *FastICA* [7]; 4 – agrupamento usando método *k-means* com distância euclidiana, selecionando dois grupos (considerando a presença de apenas EMG e ECG); 5 – reconstrução de cada fonte (EMG e ECG).

Como cada sinal contaminado resulta em duas fontes após o SCICA, a definição de quem é EMG e ECG foi baseada na correlação com o canal de ECG, ou seja, o maior valor indica ECG e o menor indica EMG.

Para análise dos resultados foram utilizados: a frequência mediana (Fmd) que é uma medida normalmente utilizada em análises do EMG [8],

informação mútua (IM) [9] e coeficiente de correlação (CC).

IM é uma medida da quantidade de informação que uma variável aleatória contém sobre a outra [9]:

$$I(X; Y) = \sum_{x \in X} \sum_{y \in Y} p(x, y) \log \frac{p(x, y)}{p(x)p(y)} \quad (1)$$

A Fmd é a frequência que divide a área sob a curva da potência espectral em duas partes iguais. A Fmd foi calculada no EMG do gastrocnêmio, após a adição do ECG e após procedimento com o SCICA; assim como no EMG dos eretores espinhais antes e após atenuação do ECG. Foi utilizado o Teste T de *Student* com nível de significância em 0,05.

Para a IM e CC, a comparação foi realizada nos sinais com interferência simulada, considerando o EMG do gastrocnêmio e após atenuação do ECG. Os valores foram normalizados, sendo assim, espera-se maior semelhança para valores próximo a 1 e o oposto para valores próximo a 0.

Resultados

Os valores do CC e IM entre o EMG do gastrocnêmio o EMG após atenuação do ECG pelo SCICA são apresentados por meio de *boxplots* na Figura 1. A média do CC foi de $0,83 \pm 0,12$, e da IM foi de $0,80 \pm 0,11$. Ambas as medidas indicam semelhança entre os sinais comparados.

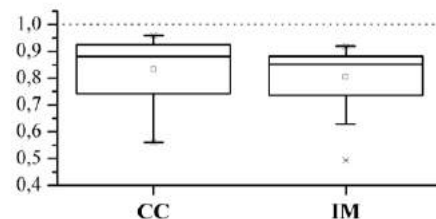


Figura 1: *Boxplots* com os valores de coeficiente de correlação (CC) e informação mútua (IM) entre EMG do gastrocnêmio e após atenuação do ECG.

Na Figura 2 são apresentadas as Fmd dos sinais: do músculo gastrocnêmio; após adição do ECG; após atenuação do ECG; dos eretores espinhais antes e após atenuação do ECG.

É possível observar que após a adição do ECG na construção da interferência simulada, o valor da Fmd reduziu. Esta redução foi significativa. Ao utilizar o SCICA, a Fmd aumentou em relação ao sinal contaminado, e chegou próximo a do EMG original, indicando que o ECG foi atenuado. O EMG estimado apresentou diferença significativa em relação ao sinal contaminado e não apresentou diferenças com o EMG original. Os valores p estão apresentados na Tabela 1.

Assim como nas interferências simuladas, a Fmd do EMG dos eretores espinhais apresentou aumento após atenuação do ECG, com diferença significativa.

Para exemplificar os resultados obtidos, os sinais analisados foram representados nas Figuras 3 e 4. Na

Figura 3 está o EMG do gastrocnêmio (A), o qual não há presença de ECG; a interferência simulada (EMG+ECG) (B); e os componentes independentes obtidos com o SCICA (C e D).

A presença do ECG pode ser observada pelos complexos QRS, característicos deste sinal. Entre os componentes independentes, um apresenta os complexos QRS e o outro não, ou seja, um é a fonte estimada do ECG e o outro a fonte estimada do EMG. É importante lembrar que na técnica de ICA a informação de amplitude é perdida e a ordem das fontes é aleatória.

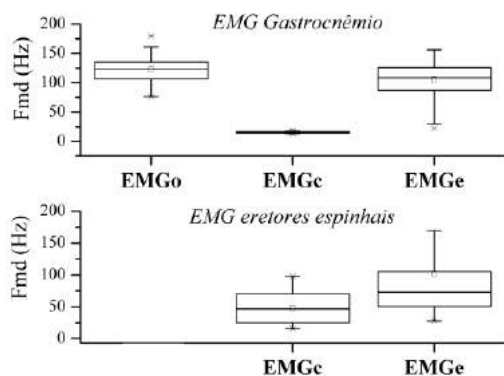


Figura 2: *Boxplots* com os valores de frequência mediana. A interferência do ECG no EMG do gastrocnêmio é simulada, e no EMG dos eretores é real. (EMGo – EMG gastrocnêmio; EMGc – EMG+ECG; EMGe – após atenuação de ECG pelo SCICA)

Na Figura 4 está representado o sinal dos eretores espinhais (A) e o EMG estimado pelo SCICA (B). É possível notar novamente que os complexos QRS presentes foram atenuados.

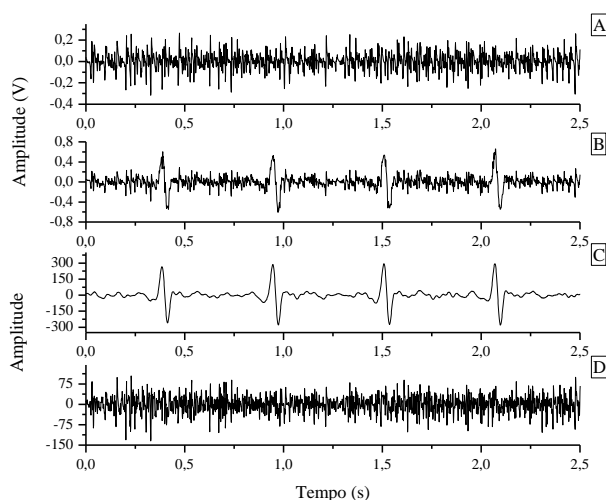


Figura 3: EMG do músculo gastrocnêmio (A); Interferência simulada (EMG + ECG) (B); Componentes independentes estimados pelo SCICA (C e D), sendo C o ECG e D o EMG.

Discussão

Neste trabalho foi apresentado o uso do SCICA [6] para atenuação de ECG em sinais eletromiográficos

monocanais. Como a separação das fontes pela ICA é baseada na não gaussianidade, então o principal problema na interferência do ECG no EMG, que é a sobreposição espectral, não é levado em consideração no momento de separá-los, o que é vantajoso em relação a filtros dependentes do domínio espectral [3].

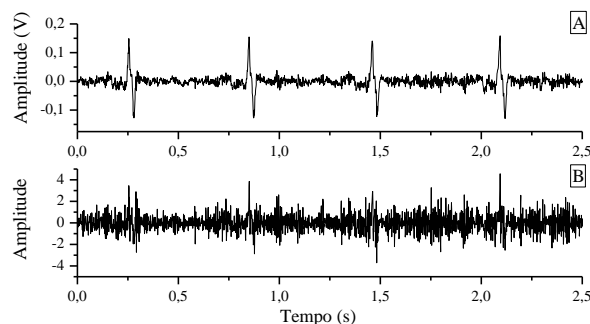


Figura 4: EMG do músculo eretor espinhal (A) com interferência do ECG; EMG estimado pelo SCICA (B).

Tabela 1: Valores p obtidos pelas análises das frequências medianas entre sinal do gastrocnêmio (EMGo) e após adição do ECG (EMGc); entre sinal contaminado (EMGc) e após redução do ECG (EMGe); e entre sinal do gastrocnêmio e após atenuação do ECG. (* $p < 0,05$)

	EMGo x EMGc	EMGc x EMGe	EMGo x EMGe
EMG Gastrocnêmio	* $2,3 \cdot 10^{-26}$	* $2 \cdot 10^{-10}$	0,16
EMG Eretores espinhais	--	* $6 \cdot 10^{-3}$	--

Apesar do uso de registros multicanais estar aumentando, análises monocanais ainda são realizadas em estudos clínicos com eletromiografia [10-11], por isso a importância de uma técnica na atenuação do ECG em sinais monocanais.

A atenuação do ECG nas interferências simuladas é mais nítida, pois a mistura dos sinais EMG e ECG com RSI de -5 dB apresenta forte presença do ECG, ou seja, a amplitude do ECG é bem maior que do EMG. Isto facilita a visualização tanto da interferência do ECG quanto de sua atenuação.

Nos sinais reais a RSI se modifica entre a posição dos eletrodos, entre indivíduos, entre diferentes níveis de contração muscular ou atividade realizada, não sendo possível padronizar seus valores. Nos sinais utilizados neste trabalho, é possível visualizar a presença dos complexos QRS com facilidade em alguns e em outros não. Naqueles que não é possível visualizar os complexos QRS, a RSI pode ter valores positivos, indicando menor interferência do ECG, o que justifica o pequeno aumento da Fmd nos sinais reais após o uso do SCICA. Em sinais com RSI de valores positivos, o SCICA pode se adaptar melhor que métodos os quais utilizam detecção de complexos QRS para subtração do

ECG [1].

Em alguns passos do SCICA, os valores são definidos empiricamente, como o número de deslocamentos e a redução de dimensionalidade. Como este trabalho ainda está iniciando os estudos sobre o uso do SCICA na redução de ECG, então ainda não foram testados quais seriam os valores ótimos para esta função.

Foi utilizado o método *k-means* com distância euclidiana para realizar os agrupamentos em um dos passos do SCICA, porém existem outros modos de agrupamento que podem ser utilizados. Para uma primeira aplicação foram definidos dois grupos neste passo, considerando um referente ao EMG e outro ao ECG, mas em aplicações futuras pode-se aumentar este número levando em consideração a presença de outras fontes de ruídos.

A interferência eletrocardiográfica em sinais eletromiográficos foi reduzida com o uso do SCICA, no entanto, são necessários mais estudos no uso desta técnica, para definir os valores que no momento são empíricos e melhorar o desempenho no sentido de se obter o EMG mais limpo possível, já que ainda não sabemos a capacidade total da técnica.

Agradecimentos

Às agências CAPES, CNPq e FAPERJ pelo apoio financeiro.

Referências

- [1] Marker RJ, Maluf KS. Effects of electrocardiography contamination and comparison of ECG removal methods on upper trapezius electromyography recordings. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. 2014; 24:902-909.
- [2] Akkiraju P, Reddy DC. Adaptive cancellation technique in processing myoelectric activity of respiratory muscles. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*. 1992; 39(6):652-655.
- [3] Drake JDM, Callaghan, JP. Elimination of electrocardiogram contamination from electromyogram signals: An evaluation of currently used removal techniques. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. 2006; 16(2):175-187.
- [4] Mak JNF, Hu Y, Luk KDK. An automated ECG-artifact removal method for trunk muscle surface EMG recordings. *Medical Engineering and Physics*. 2010; 32: 840-848.
- [5] Hyvärinen A, Karhunen J, Oja E. *Independent Component Analysis*, New York: John Wiley & Sons; 2001.
- [6] Davies ME, James CJ. Source separation using single channel ICA. *Signal Processing*. 2007; 87(8):1819-1832.
- [7] Hyvärinen A. Fast and robust fixed-point algorithms for independent component analysis. *IEEE T Neural Netw*. 1999; 10(3):626-634.
- [8] Beneck GJ, Baker LL, Kulig K. Spectral analysis of EMG using intramuscular electrodes reveals non-linear fatigability characteristics in persons with chronic low back pain. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. 2013; 23:70-77.
- [9] Shannon CE. *A Mathematical Theory of Communication*. *Bell System Technical Journal*. 1948; 27(3):379-423.
- [10] Hunter I. EMG activity during positive-pressure treadmill running. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. 2014; 24(3):348-352.
- [11] von Laßberg C, Rapp, W, Krug J. Patterns of anterior and posterior muscle chain interactions during high performance long-hang elements in gymnastics. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. 2014; 24(3):359-366.

IDENTIFICAÇÃO, CLASSIFICAÇÃO E CORREÇÃO DE INTERVALOS ANÔMALOS PARA ANÁLISE DA VARIABILIDADE DA FREQUÊNCIA CARDÍACA

Marcos Vinícius Albuquerque da Silva, João Luiz Azevedo de Carvalho

Grupo de Processamento Digital de Sinais, Departamento de Engenharia Elétrica
Faculdade de Tecnologia, Universidade de Brasília, Brasília-DF, Brasil, 70910-900
marcosvinicius09@gmail.com, joaoluiz@pgea.unb.br

Resumo: A variabilidade da frequência cardíaca (VFC) é uma importante técnica não invasiva que mostra a relação entre as influências simpática e parassimpática no ritmo cardíaco. A presença de arritmias ou erros de detecção de batimentos cardíacos afeta a análise do sinal de VFC. Portanto, a identificação e correção de intervalos anômalos são de fundamental importância. Os principais erros que podem afetar a análise do sinal de VFC são os batimentos ectópicos, os falsos positivos e os falsos negativos. O objetivo deste trabalho é o desenvolvimento de um algoritmo que identifique, classifique e corrija cada um desses tipos de anomalias. Os métodos propostos foram avaliados usando sinais obtidos de um banco de dados, nos quais foram artificialmente inseridos intervalos anômalos, de forma a permitir quantificar o desempenho dos mesmos. Os resultados obtidos validam o método proposto, o qual tem grande facilidade de implementação, se comparado a outros métodos existentes na literatura.

Palavras-chave: VFC, variabilidade da frequência cardíaca, correção de batimentos ectópicos.

Abstract: *Heart rate variability (HRV) is an important non-invasive technique that shows the relationship between sympathetic and parasympathetic influences on the heart rate. The presence of arrhythmias or heartbeat detection errors affects the analysis of the HRV signal, and the identification and correction of anomalous intervals is of fundamental importance. The main types of errors that may affect the analysis of HRV are ectopic beats, false positives, and false negatives. The objective of this work is to develop an algorithm to identify, classify and correct each of these types of errors. The proposed methods were evaluated using signals obtained from a database in which anomalous intervals were artificially inserted, allowing the quantification of the method's performance. The results validate the proposed method, which is easy to implement, compared to other existing methods from the literature.*

Keywords: *HRV, heart rate variability, ectopic beat correction.*

Introdução

A variabilidade da frequência cardíaca é uma importante técnica não invasiva, que mostra a relação entre as influências simpática e

parassimpática no ritmo cardíaco [1]. Por meio dessa técnica, pode-se avaliar o controle do sistema nervoso autônomo sobre diversas funções do organismo e identificar disfunções.

Para que se possa obter resultados precisos, esta técnica requer uma série de intervalos RR composta somente por intervalos associados a batimentos cardíacos normais. A presença de arritmias ou erros de detecção de batimentos afeta a análise do sinal e, por consequência, gera um diagnóstico impreciso. Portanto, a identificação e correção de intervalos anômalos são de fundamental importância na análise da variabilidade da frequência cardíaca, já tendo sido investigada em trabalhos anteriores [2-5].

Os principais erros que podem afetar a análise do sinal RR são os batimentos ectópicos (seguidos de pausa compensatória ou não compensatória), os falsos positivos e os falsos negativos. Batimentos ectópicos são contrações prematuras que não tem relação com a atuação do sistema nervoso. Falsos positivos e falsos negativos são erros relacionados à detecção das ondas R. Quando um batimento cardíaco não é detectado, têm-se um falso negativo. Quando se detecta um batimento cardíaco que não ocorreu, têm-se um falso positivo.

O objetivo deste trabalho é o desenvolvimento de um algoritmo que identifique, classifique e corrija cada um desses tipos de anomalias. Os métodos propostos foram avaliados usando sinais obtidos de um banco de dados, nos quais foram artificialmente inseridos intervalos anômalos, de forma a permitir quantificar o desempenho dos mesmos.

Materiais e métodos

O trabalho será dividido em três partes distintas, que representam os processos de identificação, classificação e correção.

Identificação – Existem diversos métodos para identificação de intervalos anômalos [2-4]. O método utilizado neste trabalho é o proposto por Liu *et al.* [4], que utiliza a média do sinal aplicada ao filtro descrito por McNames *et al.* [5]. Esse filtro pode ser descrito por

$$D(n) = \frac{|x(n) - x_m|}{1,48 \times \text{med}\{|x(n) - x_m|\}}, \quad (1)$$

em que $\text{med}\{\cdot\}$ denota o operador mediana, $x(n)$ é a série de intervalos RR, x_m é a mediana de $x(n)$, isto é, $x_m = \text{med}\{x(n)\}$ e $D(n)$ é a saída do filtro.

Caso o valor de $D(n)$ seja maior que um determinado limiar τ , o intervalo RR referente é considerado anômalo. É utilizada uma janela deslizante, que melhora a atuação do filtro. O tamanho da janela é de 50 amostras e o limiar utilizado é $\tau = 100$, conforme sugerido por Liu *et al.* [4]. Este método busca identificar intervalos anômalos, entretanto não os classifica.

Classificação – Cada tipo de anomalia possui características e comportamentos diferentes entre si [3].

Um falso positivo ocorre quando o detector de ondas R acusa a existência de um batimento cardíaco que não aconteceu. Em geral, um falso positivo resulta em dois intervalos de curta duração consecutivos no sinal RR. A soma desses dois intervalos tipicamente equivale a um intervalo normal.

Um falso negativo ocorre quando o detector de ondas R não acusa a existência de um batimento cardíaco que aconteceu. Em geral, um falso negativo resulta em um intervalo de longa duração no sinal RR. Esse intervalo tipicamente equivale a dois intervalos normais.

Um batimento ectópico seguido de pausa compensatória geralmente ocorre quando acontece um batimento ventricular prematuro, pois a atividade elétrica desse batimento não é conduzida em direção ao átrio e, assim, não reinicializa o nódo sinoatrial. Em geral, esse tipo de batimento prematuro resulta em um intervalo de curta duração (correspondente ao batimento prematuro) seguido de um intervalo de longa duração (a pausa compensatória). A soma desses dois intervalos tipicamente equivale a soma de dois intervalos normais.

Um batimento ectópico seguido de pausa não compensatória geralmente ocorre quando acontece um batimento atrial prematuro, pois a atividade elétrica desse batimento atinge o nódo sinoatrial e reinicializa sua temporização. Em geral, esse tipo de batimento prematuro resulta em um intervalo de curta duração seguido por um intervalo normal.

O método de classificação proposto utiliza *splines* cúbicas. A razão do seu uso é sua fácil implementação, sendo disponível no Matlab (The MathWorks, Inc., Natick, EUA). Este é um método de interpolação que utiliza polinômios de 3ª ordem que passem por pontos consecutivos do sinal. As *splines* cúbicas são usadas para calcular novos valores nos instantes em que intervalos foram identificados como anômalos. A seguir, os valores anômalos são comparados a esses valores interpolados. Com isso, é feita uma classificação, utilizando os seguintes critérios:

- falso positivo: a duração do intervalo anômalo e a do intervalo consecutivo são menores que a dos intervalos interpolados;
- falso negativo: a duração do intervalo anômalo é maior do que a do intervalo interpolado.

- batimento ectópico seguido de pausa compensatória: a duração do intervalo anômalo é menor do que a do intervalo interpolado, e a do intervalo consecutivo é maior do que a do intervalo interpolado; e
- batimento ectópico de pausa não compensatória: a duração do intervalo anômalo é menor do que a do intervalo interpolado.

Correção – Uma vez detectados e classificados os intervalos anômalos, o sinal RR é corrigido. Nota-se que cada tipo de erro possui um determinado comportamento. Esse fato faz com que o processo de correção seja único para cada tipo de anomalia.

O intervalo associado a um falso positivo é somado ao seu intervalo posterior, gerando um único intervalo. Os intervalos associados a batimentos ectópicos com pausa não compensatória são excluídos e o sinal é deslocado de forma a se manter a simetria do mesmo. Os intervalos associados a batimentos ectópicos com pausa compensatória ou a falsos negativos são corrigidos por meio de interpolação por *splines* cúbicas. De forma a se manter a simetria do sinal, deve-se estimar o instante de ocorrência do batimento cardíaco que foi sujeito à anomalia. No caso dos falsos negativos, o batimento ocorrerá em um tempo igual à subtração entre a amplitude após a aplicação das *splines* e antes da aplicação da mesma. De forma análoga, é feito com os intervalos associados a batimentos ectópicos com pausa compensatória, com a ressalva de que as *splines* cúbicas serão aplicadas ao intervalo associado à pausa compensatória. Com a duração do novo intervalo, obtêm-se a duração e posição no tempo do intervalo anterior, dada a simetria de um sinal RR normal.

Avaliação dos métodos propostos – Os métodos propostos foram testados no software Matlab. Foram usadas duas bases de dados para os testes. A primeira consistiu em 50 sinais RR reais, livres de intervalos anômalos, compostas por sinais de indivíduos saudáveis [6,7], indivíduos com doença de Chagas (formas digestiva e cardíaca) [7] e indivíduos com pressão alta leve ou moderada [8]. Detalhes sobre os protocolos experimentais utilizados são fornecidos nas referências [6-8]. Esses sinais foram utilizados para permitir avaliar também os métodos de correção das anomalias. Para isso, foram artificialmente inseridas anomalias de cada uma das classes, de forma aleatória. Os métodos foram testados para os 50 sinais, cada um com 1 dos 4 tipos de erros, totalizando 4 erros por sinal. Finalmente, os métodos de detecção e classificação foram testados em 25 sinais com arritmias reais, obtidos da base de dados de arritmias MIT-BIH [9]. A detecção das ondas R nesses sinais foi feita de forma automática, usando a ferramenta ECGLab [10].

Resultados

A Tabela 1 mostra o resultado dos algoritmos propostos para os 50 sinais RR reais com intervalos anômalos artificialmente introduzidos. Para as anomalias do tipo falso positivo, 48 das 50 anomalias introduzidas foram identificadas pelo algoritmo de identificação; para as anomalias do tipo falso negativo, todas as 50 anomalias introduzidas foram identificadas; para as anomalias do tipo ectópico com pausa compensatória, 48 das 50 anomalias introduzidas foram identificadas; entretanto, para as anomalias do tipo ectópico com pausa não compensatória, somente 26 das 50 anomalias introduzidas foram identificadas. Em nenhum sinal, houve a identificação de um intervalo normal como sendo anômalo. Os algoritmos de classificação e correção funcionaram corretamente em 100% dos casos, para os quatro tipos de anomalia (todos os intervalos anômalos foram corretamente classificados e corrigidos).

Tabela 1 - Porcentagem de precisão na identificação de anomalias.

tipo do erro	erros identificados	percentual de acerto
falso positivo	48	96%
falso negativo	50	100%
ectópico com pausa compensatória	48	96%
ectópico com pausa não compensatória	26	52%

Alguns dos resultados obtidos são mostrados nas Figuras 1, 2 e 3.

As Figuras 1 e 2 apresentam sinais RR reais com quatro anomalias (uma de cada tipo) introduzidas artificialmente em cada sinal, e o sinal RR obtido após identificação, classificação e correção pelos métodos propostos. Para o sinal na Figura 1, todas as anomalias foram identificadas, classificadas e corrigidas adequadamente. Já o sinal da Figura 2 ilustra a deficiência do método proposto na identificação de batimentos ectópicos com pausa não compensatória.

A Figura 3 apresenta o resultado da aplicação dos métodos propostos ao sinal no. 234 da base de dados de arritmias MIT-BIH, que possui intervalos anômalos reais (não foram introduzidas anomalias artificialmente). Nota-se que o método foi capaz de corrigir três falsos negativos, entretanto alguns intervalos anômalos não foram identificados pelo algoritmo. Isso ocorre porque o trecho em questão apresenta diversas anomalias consecutivas. Para contornar esse problema, basta aplicar o algoritmo várias vezes, até que as anomalias sejam corrigidas. Entretanto, para

sinais com muitas anomalias consecutivas, o trecho em questão pode ser excluído sem prejuízos consideráveis para análise da VFC [1].

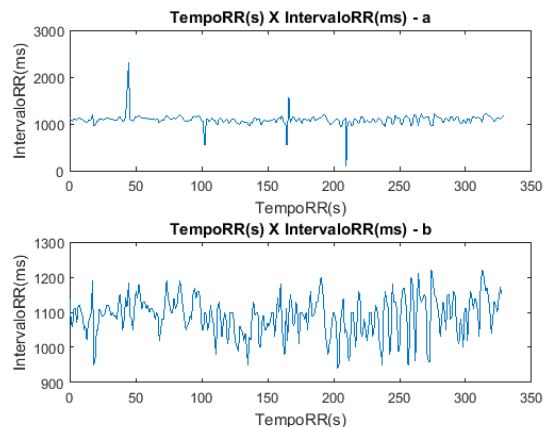


Figura 1 – Sinal RR real com intervalos anômalos inseridos artificialmente (a) e sinal corrigido (b).

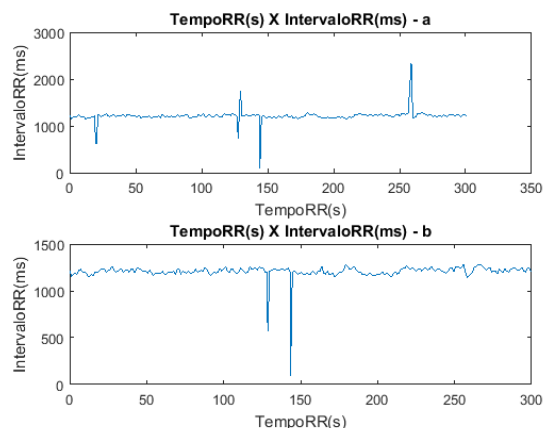


Figura 2 - Sinal RR real com batimentos anômalos inseridos artificialmente (a) e sinal corrigido (b).

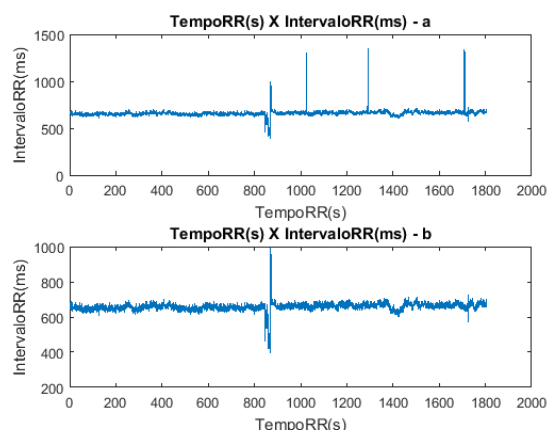


Figura 3 – Sinal no. 234 da base de dados de arritmia do MIT-BIH (a) e sinal corrigido pelo método proposto (b).

Para efeito comparativo, a Tabela 2 apresenta os valores de porcentagem de identificação e correção de batimentos errôneos de acordo com os métodos propostos por Mateo *et al.* [2] e Citi *et al.* [3]. Tais

métodos não fazem consideração aos intervalos ectópicos sem pausa compensatória. Nota-se que o método proposto apresenta resultados semelhantes para os falso positivos e falso negativos e um melhor resultado para ectópicos com pausa compensatória.

Tabela 2 - Porcentagem de precisão na identificação e correção de anomalias para os métodos de Mateo *et al.* [2] e Citi *et al.* [3].

tipo do erro	Mateo <i>et al.</i> [2]	Citi <i>et al.</i> [3]
falso negativo	95,7	100
falso positivo	99,7	100
ectópico com pausa compensatória	40,2	40,9
ectópico com pausa não compensatória	-	-

Conclusão

Este trabalho apresentou uma nova forma de se tratar intervalos anômalos na análise da variabilidade da frequência cardíaca. O método foi testado com sinais da base de dados de arritmia MIT-BIH e também com sinais RR com intervalos anômalos inseridos artificialmente. Os resultados obtidos validam o método proposto, já que foram semelhantes ou melhores do que os demais métodos apresentados. Também pode-se levar em consideração a inclusão dos batimentos ectópicos com pausa não compensatória no método, já que este é desconsiderado nos demais.

Agradecimentos

M. V. A. da Silva recebeu bolsa de iniciação científica do CNPq.

Referências

- [1] Malik M, Camm AJ. *Heart Rate Variability*, Armonk, NY: Futura, 1995.
- [2] Mateo J, Laguna P. Analysis of heart rate variability in the presence of ectopic beats using the heart timing signal, *IEEE Trans Biomed Eng* 50: 334-343, 2003.
- [3] Citi L, Brown E, Barbieri R. A real-time automated point process method for detection and correction of erroneous and ectopic heartbeats, *IEEE Trans Biomed Eng* 59: 2828-2837, 2012.
- [4] Liu CY, Li LP, Zhao LN, Zheng DC, Li P, Liu CC. A combination method of improved impulse rejection filter and template matching for identification of anomalous intervals in electrocardiographic RR sequences. *J Med Bio Eng* 32:245-250, 2012.

- [5] McNames J, Thong T, Aboy M. Impulse rejection filter for artifact removal in spectral analysis of biomedical signals, *Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc* 1:145-148, 2004.
- [6] Jesus PC. *Considerações Metodológicas e Caracterização de Procedimentos Implicados nas Análises Temporal e Espectral da Variabilidade da Frequência Cardíaca para Avaliação Clínica da Função Autonômica Cardíaca*, Dissertação de Mestrado, Departamento de Clínica Médica, Universidade de Brasília, Brasília, Brasil, 1996.
- [7] Correia Filho D. *Avaliação Clínico-Funcional, Bioquímica e Imunológica do Sistema Nervoso Autônomo em Residentes em Área Endêmica da Doença de Chagas*, Tese de Doutorado, Universidade Federal de Minas Gerais, Belo Horizonte, Brasil, 2000.
- [8] Junqueira Jr LF, Oliveira LC, Pereira F, Jesus PC, Carvalho H. Depressed Sympathetic and Enhanced Parasympathetic Reflex Responses of Heart Rate in Arterial Hypertension, *Rev Fed Arg Cardiol* 30:357-358, 2001.
- [9] Mark R, Moody G. *MIT-BIH Arrhythmia Database*, 1997. Available: <http://ecg.mit.edu/>
- [10] Carvalho JLA, da Rocha AF, Nascimento FAO, Souza Neto J, Junqueira Jr LF. Development of a Matlab software for analysis of heart rate variability, *Proc 6th Int Conf Signal Proc* 2:1488-1491, 2002.

DESAFIOS NA AVALIAÇÃO ELETROMIOGRÁFICA DO ASSOALHO PÉLVICO

K. C. Faria*, I. M. Oliveira*, A. A. Pereira*

*Universidade Federal de Uberlândia, Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica,
Uberlândia, Brasil
e-mail: kellynhafisiofaria@gmail.com

Resumo: A bexiga, a uretra e os órgãos pélvicos são sustentados pelas estruturas ósseas da pelve, ligamentos, fâscias, e a musculatura do assoalho pélvico (MAP), fechando a pelve e apoiando as vísceras em posição vertical. A proposta deste artigo é identificar na literatura os métodos utilizados para avaliar o processamento dos sinais da eletromiografia (EMG) do MAP, portanto, trata-se de um estudo de revisão. Vários instrumentos de avaliação foram identificados para quantificar força e identificar integridade neuromuscular dos músculos do assoalho pélvico, dentre eles tem-se a EMG. Este é considerado um ótimo método para avaliação muscular, porém quando se trata especificamente dos MAP, desafios ainda são percebidos, desde a escolha do melhor eletrodo até a análise final do sinal obtido. A normalização do sinal ainda é discutida por vários estudiosos e nenhuma padronização do EMG ainda foi especificada para os MAP.

Palavras-chave: Eletromiografia. Músculos Assoalho pélvico. Processamento sinal.

Abstract: *The bladder, urethra and pelvic organs are supported by bony structures of the pelvis, ligaments, fascia, and muscles of the pelvic floor (MAP), closing the pelvis and supporting the viscera upright. The purpose of this article is to identify in literature the methods used to evaluate the processing of electromyography (EMG) of the MAP, so this is a review study. Several assessment tools were identified to quantify strength and identify neuromuscular integrity of the pelvic floor muscles, among them there is the EMG. This is considered a great method for muscle assessment, but when it comes specifically the MAP, challenges are still perceived, from choosing the best electrode to final analysis of the obtained signal. The signal normalization is still discussed by various scholars and no EMG pattern was also specified for the MAP.*

Keywords: *Electromyography. Pelvic floor muscles. Signal processing.*

Introdução

O apoio aos órgãos pélvicos é proporcionado pelo suporte ligamentar e pela função dos músculos do assoalho pélvico (MAP) [1]. Diante de sua estrutura

anatômica, os músculos do assoalho pélvico estão intimamente envolvidos na função do trato urinário inferior, anorretal e sexual [2]. A eletromiografia (EMG) do assoalho pélvico tem ganhado destaque e relevância clínica na última década, sendo considerado um método preciso para mensurar a integridade neuromuscular e medir a atividade espontânea e voluntária de unidades motoras. A EMG de superfície estuda o potencial de ação de músculos obtendo parâmetros de forma de onda, amplitude, frequência, duração e número de fases. Além disto determina presença ou ausência de atividade espontânea e a capacidade voluntária de ativar músculos [3]. A proposta deste artigo é identificar na literatura os métodos utilizados para avaliar o processamento dos sinais da EMG dos MAP.

Métodos

Este artigo é um estudo de revisão, com busca nas seguintes bases de dados: *Medline, Pubmed, Lilacs e Scielo*. Foram encontrados artigos publicados entre os anos de 1999 e 2015 utilizando os seguintes descritores: *eletromiografia, electromyography, pelvic floor muscles and surface electromyography*, em língua inglesa e portuguesa. Inicialmente foram selecionados 144 artigos, e após leitura do *abstract* foram incluídos 26, de acordo com o objetivo deste trabalho.

Anatomia do Assoalho Pélvico

A bexiga, a uretra e os órgãos pélvicos são sustentadas pelas estruturas ósseas da pelve, interligadas por fibras musculares lisas dos ligamentos e pelas condensações das fâscias, e pela musculatura do assoalho pélvico, fechando a pelve e apoiando as vísceras em posição vertical [4]. Desde que o homem evoluiu para a postura ereta, a musculatura perineal se tornou responsável pelo suporte dos órgãos pélvicos, das variações de pressão e da pressão intra-abdominal [5].

Os músculos esqueléticos do assoalho pélvico podem ser divididos em quatro camadas, da superfície para a profundidade: esfíncter anal, músculos perineais superficiais, diafragma urogenital e diafragma pélvico [1].

Os músculos do diafragma pélvico formam o maior grupo muscular no assoalho pélvico. Este grupo é

dividido em músculo coccígeo, e levantadores do ânus. O levantador do ânus é subdividido nos músculos pubococígeo (pubovaginal e puborectal) e iliococígeo. Sua função é apoiar as vísceras pélvicas [6].

As características morfológicas e histoquímicas dos elevadores do ânus e músculo puborectal em indivíduos normais, mostrou que os três músculos contém predominantemente fibras tipo I, tônicas, de contração lenta, além disto o diâmetro destas fibras são menores nestes músculos [2].

Esta estrutura sustenta três compartimentos anatômicos pélvicos vitais na mulher: compartimento anterior ou uretral que envolve a bexiga e a uretra, o compartimento médio ou genital que envolve vagina, cérvix e útero e o compartimento posterior ou anorretal, onde estão localizados o reto e o ânus [7].

Diante de sua estrutura anatômica, os músculos do assoalho pélvico estão intimamente envolvidos na função do trato urinário inferior, anorretal e sexual [2] estando suas funções envolvidas tanto na sustentação das estruturas pélvicas como na manutenção da continência urinária e fecal [8, 9, 10].

Estas funções de continência são realizadas principalmente pelas fibras tônicas dos músculos de contração lenta. O fechamento rápido é proporcionado pelas fibras fásicas de contração rápida do assoalho pélvico e o fechamento durante o repouso é proporcionado pelas fibras musculares de contração lenta [1, 11].

Eletroniografia do Assoalho Pélvico

A avaliação de força do assoalho pélvico é de difícil mensuração, pois as técnicas geralmente utilizadas avaliam indiretamente a efetividade da contração [12].

Vários benefícios foram descritos quanto ao uso da EMG para assoalho pélvico como a capacidade processar sinais com eletrodos que evidenciaram um risco reduzido e minimamente invasivos. Porém, pontos negativos também foram identificados como: acessibilidade ao método, custo, durabilidade, além da experiência do profissional que avalia a contração dos MAP. Também algumas contra-indicações são destacadas como: infecções vaginais, diminuição da percepção sensorial da vagina, infecção urinária e arritmia cardíaca [5].

Trabalhos objetivando analisar os sinais EMG dos MAP são pouco conclusivos nas respostas. Como exemplo, em uma pesquisa ao avaliar a atividade do músculo pubococígeo por EMG em mulheres nulíparas observou-se um bom recrutamento das unidades motoras na atividade voluntária e reflexa de todos os registros, porém não foi observado ativação ou inibição unilateral. Já o esfíncter estriado apresentou atividade da unidade motora durante o repouso [2].

O uso da musculatura acessória, bem como o posicionamento do quadril pode interferir na atividade EMG dos músculos do assoalho pélvico. Uma maior significância foi encontrada com o quadril em adução e

rotação externa quando comparado com o quadril relaxado [13].

Eletrodos para EMG do assoalho pélvico

Eletrodos de superfície são comumente utilizados na avaliação de músculos superficiais [14]. Devido a profundidade dos MAP e por estarem adjacentes à parede vaginal, eletrodos posicionados contra a parede vaginal são mais convenientes para detectar a atividade eletromiográfica [15]. Estes são capazes de captar atividade muscular do assoalho pélvico e da mucosa vaginal, além de fornecer informações similares àquelas derivadas de eletrodos de agulha periuretral [16, 5].

Porém, atualmente várias dificuldades têm sido demonstradas na escolha do tipo de eletrodo a ser utilizado. Diferença significativa na medida da contração máxima dos músculos do assoalho pélvico foi observada em três diferentes marcas de eletrodos [17].

Alguns fatores que contribuíram para estes resultados: diferença no comprimento e diâmetro dos probes, diferença no material, parâmetros do equipamento, posicionamento do probe, a ordem que os dispositivos eram testados e fadiga muscular [17].

Dentre 16 diferentes modelos de sondas intravaginais comercialmente disponíveis para EMG, dois pesquisadores demonstraram que todas tinham problemas que interferiam negativamente na análise do sinal como: geometria da sonda, tamanho do eletrodo, localização e/ou configuração [15]. Ainda de acordo com este estudo, concluiu-se que ainda é necessário projetar um eletrodo vaginal que tenha capacidade de reduzir oscilação dos dados ao EMG.

A distância entre os eletrodos é um fator importante que afeta o tamanho do potencial registrado, ou seja, quanto maior a distância, maior a voltagem, ou amplitude [18]. No caso dos MAP, existe uma limitação na obtenção destes parâmetros, pois o eletrodo utilizado é único e intracavitário, avaliando todo o grupo muscular ao mesmo tempo.

Condicionamento e processamento do sinal EMG

A força da contração muscular é determinada por muitos fatores. A condução neural é responsável pela ativação de unidades motoras, e, quanto maior o número de unidades motoras recrutadas, maior será a força [18]. Também é sabido que o pico de força isométrica é dependente do comprimento do músculo [19]. Em uma pesquisa houve correlação entre o número de unidades motoras recrutadas e força muscular [2]. Já em outro estudo, a EMG captura a atividade elétrica promovida por recrutamento de unidades motoras; porém não avalia a força muscular em si [6].

Segundo as recomendações do projeto *Surface ElectroMyoGraphy for the Non-Invasive Assessment of Muscles* (SENIAM) a frequência do sinal de EMG situa-se entre 400 e 500 Hz, portanto a amostragem mínima deve ser 1000 Hz [20, 9], passa-banda de 20 a

500 Hz e atraso de fase zero [9]. Cerca de 95% do poder da EMG é contabilizar sinais de até 400 Hz [21].

Durante estudos eletromiográficos também deve ser analisada a atividade elétrica em RMS (*root mean squared* – valor médio quadrático) que fornece medidas úteis da amplitude do sinal [22]. Em uma pesquisa sobre EMG dos MAP, os valores RMS foram obtidos por meio de janelamento, sendo que as janelas foram programadas com duração de 40ms e sobreposição de 50% [9].

A escolha de um filtro passa-alta é determinada principalmente pela necessidade de remover variações lentas no sinal. Na maioria dos casos um filtro passa-alta entre 10 e 20 Hz irá preservar as frequências importantes da EMG [19].

Análise do sinal EMG

Embora o sinal eletromiográfico seja facilmente obtido, múltiplos fatores intrínsecos e extrínsecos como fatores técnicos, anatômicos e fisiológicos, podem alterar a sua amplitude e as características da frequência do sinal [16].

As análises do sinal EMG utilizam a amplitude (média RMS, depois da retificação), análise do espectro (depois da transformada de Fourier) e a velocidade de condução na fibra muscular. Uma distinção importante tem que ser feita entre dinâmica ou não das contrações musculares [21]. Nos resultados dos estudos avaliados sobre EMG para MAP não foram analisados os espectros e nem velocidade de condução na fibra muscular.

Diferentes ferramentas de processamento de sinais têm que ser selecionadas, pois muitas delas baseiam-se no princípio da estacionariedade, o que significa que as características do sinal são consideradas constantes ao longo do tempo [21]. Na análise da EMG dos MAP não foram encontrados métodos que diferenciaram análise estacionária e não estacionária e nem métodos de análise automática.

Normalização do sinal EMG

O módulo de normalização, que permite referenciar os dados EMG a um valor padrão, geralmente divide os dados de EMG por um valor de referência. A decisão de normalizar ou não é baseada no tipo de descrição ou comparação a ser feita [14]. O procedimento de normalização dos dados, pode sofrer interferência da amplitude EMG, devido à espessura e resistência subcutânea, impedância vaginal e posicionamento dos eletrodos [16].

A normalização dos dados pela contração isométrica voluntária máxima (CIVM) é um dos métodos mais utilizados para a análise da atividade eletromiográfica dos músculos esqueléticos em geral [22], porém a habilidade de ativação máxima de todas as unidades motoras depende de muitos fatores: como o músculo é ativado, nível de treinamento e motivação [14]. Também é importante destacar que a CIVM é realizada

pelos fibras de contração rápida, tipo II, responsáveis pela potência muscular [23].

Apesar de amplamente utilizada, a normalização dos dados eletromiográficos pela CIVM recebe críticas por assumir que os indivíduos são capazes de realizar um esforço de contração máxima quando, na verdade, sabe-se que muitos indivíduos são incapazes de desenvolver a força muscular de forma máxima seja por dificuldade de contração ou ainda por falta de motivação. Essa questão é particularmente relevante para a MAP. Estima-se que 30% das mulheres são incapazes de realizar a contração voluntária dessa musculatura apenas com instrução verbal [16].

Em outra pesquisa utilizou-se os dados de EMG de músculo sem repouso ou em contração passiva em indivíduos com alterações neurológicas, considerando-o um bom método de escolha para normalização [14]. Em outra a normalização foi feita através de contrações submáximas ou manobras padronizadas nos casos em que a CIVM não fosse obtida ou válida [24].

Ainda para estes autores, o intervalo mais comum para a CIVM é com duração de 3 a 5 segundos, muitas vezes com 1 ou 2 segundos adicionais no início para permitir alcançar o pico de amplitude na EMG [14].

Outro estudo demonstrou que o valor médio de RMS de cada músculo foi normalizado pelo valor médio de RMS dos três registros de atividade mioelétrica obtida na CIVM deste mesmo músculo, ou seja, pela razão entre o valor médio obtido nas tarefas estudadas e o valor médio dos registros da CIVM [20]. Além de selecionar qual tipo de contração será usada na normalização, a EMG deve definir o intervalo e número de repetições ideal [14].

Uma boa opção para a normalização dos dados eletromiográficos dos MAP foi demonstrada nas atividades com aumento da pressão intra-abdominal como na contração abdominal por envolver uma atividade padronizada, sem a necessidade da presença da contração consciente dos MAP [9].

Os sinais eletromiográficos e a pressão perineal foram coletados medindo-se a atividade espontânea dos músculos, evitando-se a contração voluntária [5]. Uma vez que os MAP são tonicamente ativos, medir sua atividade espontânea e detectar potenciais de ação é um desafio [3, 25]. Isto justifica a necessidade de avaliação da endurance muscular das fibras musculares do tipo I, de contração lenta dos MAP [23].

Considerações Finais

Vários instrumentos de avaliação foram identificados na literatura para quantificar força e identificar integridade neuromuscular dos músculos do assoalho pélvico, sendo a EMG considerado um método de escolha. Porém, padronizações quanto aos métodos de condicionamento, processamento e análise do sinal ainda não foram estabelecidas de acordo com as pesquisas analisadas, devido à carência de trabalhos específicos de EMG de MAP.

Diante disto, pretende-se realizar uma pesquisa de campo objetivando determinar parâmetros para avaliação eletromiográfica dos músculos do assoalho pélvico.

Agradecimentos

Os autores agradecem aos órgãos de fomento CAPES, FAPEMIG e CNPq.

Referências

- [1] HALL, C. M.; BRODY, L. T. Exercício Terapêutico na busca da função. 2 ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2007. p. 409-439.
- [2] ENCK, P.; VODUSEK, D. B. Electromyography of pelvic floor muscles. *Journal of Electromyography & Kinesiology*, v. 16, p. 568–577, 2006.
- [3] OLSEN, A.L.; RAO, S. S. C. Clinical Neurophysiology and Electrodiagnostic Testing of The Pelvic Floor. *Gastroenterology Clinics of North America*, v. 30, n. 1, p. 33 – 54, 2001.
- [4] MATHEUS, L. M. et al. Influência dos exercícios perineais e dos cones vaginais, associados à correção postural, no tratamento da incontinência urinária feminina. *Revista brasileira fisioterapia*, São Carlos. v. 10, n. 4, p. 387-392, out./dez, 2006.
- [5] NAGIB, A. B. L. et al. Avaliação da sinergia da musculatura abdomino-pélvica em nulíparas com eletromiografia e biofeedback perineal. *Revista Brasileira de Ginecologia e Obstetrícia*, v. 27, n. 4, p. 210-5, 2005.
- [6] MICUSSI, M. T. et al. Is there a difference in the electromyographic activity of the pelvic floor muscles across the phases of the menstrual cycle? *Journal of Physical Therapy Science*, v. 27, n. 7, p. 2233-2237, 2015.
- [7] LALWANI, N., et al. Magnetic resonance imaging of pelvic floor dysfunction. *Radiologic Clinics of North America*, v. 51, n. 6, p. 1127-39, 2006.
- [8] MADILL, S. J.; McLEAN, L. Intravaginal Pressure Generated During Voluntary Pelvic Floor Muscle Contractions and During Coughing: The Effect of Age and Continence Status, *Neurourology Urodynamics*, v. 29, p. 437–442, 2010.
- [9] PEREIRA, V. S. Métodos de avaliação da musculatura do assoalho pélvico feminino. 60f. 2013. Tese (doutorado), Universidade Federal de São Carlos, São Carlos, SP, 2013.
- [10] SAPSFORD, R. R.; HODGES, P. W. Contraction of the Pelvic Floor Muscles During Abdominal Maneuvers. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, v. 82, n. 8, p. 1081-8, 2001.
- [11] KEGEL, A. H. Progressive resistance exercise in the functional restoration of the muscles. *American Journal of Obstetrics and Gynecology*. v. 56, p. 238-49, 1948.
- [12] PESCHERS, U. M. et al. Evaluation of Pelvic Floor Muscle Strength Using Four Different Techniques. *Internacional Urogynecology Journal and pelvic floor dysfunction*, v. 12, p. 27–30, 2001.
- [13] KESHWANI, N.; MCLEAN, L. A differential suction electrode for recording electromyographic activity from the pelvic floor muscles: Crosstalk evaluation. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, v. 23, p. 311–318, 2013.
- [14] SODERBERG, G. L.; KNUTSON, L. M. A Guide for Use and Interpretation of Kinesiologic Electromyographic Data, *Physical Therapy*, v. 80, n. 5, p. 485 – 498, 2000.
- [15] KESHWANI, N.; MCLEAN, L. State of the Art Review: Intravaginal Probes for Recording Electromyography from the Pelvic Floor Muscles, *Neurourology and Urodynamics*, v. 34, p. 104–112, 2015.
- [16] BATISTA, R. L. A. Biofeedback na atividade eletromiográfica dos músculos do assoalho pélvico em gestantes. *Revista Brasileira de Fisioterapia*, São Carlos, v. 15, n. 5, p. 386-92, set./out. 2011.
- [17] BARBOSA, P. B. et al. Comparison between measurements obtained with three different perineometers. *Clinics*, v. 64, n. 6, p. 527-33, 2009.
- [18] PORTNEY, L. G.; ROY, S. H. Eletromiografia e testes de velocidade de condução nervosa. In: O’SULLIVAN, S. B.; SCHMITZ, T. J. *Fisioterapia: avaliação e tratamento*. 2 ed., São Paulo: Editora Manole, 2004. p. 213-256.
- [19] FARINA, D. et al. Decoding the neural drive to muscles from the surface electromyogram, *Clinical Neurophysiology*, v. 121, n. 10, p. 1616–23, 2010.
- [20] HERMENS, H. J. et al. European recommendations for surface electromyography - SENIAM 8. Enschede: Roessing Research and Development B.V., 1999.
- [21] STEGEMAN, D. F.; HERMENS, H. J. Standards for surface electromyography: the European project "Surface EMG for non-invasive assessment of muscles (SENIAM)", p. 108-112, 2007. Disponível em: <http://www.med.uni-jena.de/motorik/pdf/stegeman.pdf> Acesso em 06 de maio de 2016.
- [22] DE LUCA, C. J. The use of surface electromyography in biomechanics. *Journal of Applied Biomechanics*, v. 13, p. 135 – 63, 1997.
- [23] RESENDE, A. P. M. et al. Eletromiografia de superfície para avaliação dos músculos do assoalho pélvico feminino: revisão de literatura, *Revista Fisioterapia e Pesquisa*, v. 18, n. 3, p. 292-7, 2011.
- [24] SMITH, M. D.; COPPIETERS, M. W.; HODGES, P. W. Is Balance Different in Women With and Without Stress Urinary Incontinence? *Neurourology and Urodynamics*, v. 27, p. 71–78, 2008.
- [25] SIROKY, M. B. Electromyography of the Perineal Floor, v. 23, n. 2, p. 299-307, 1996.

SOFTWARE PARA PROCESSAMENTO DO ELETROCARDIOGRAMA E ANÁLISE DA TURBULÊNCIA DO RITMO CARDÍACO

G. A. Limeira, A. C. Alberto e J. Nadal

Programa de Engenharia Biomédica/COPPE-UFRJ, Rio de Janeiro, Brasil
e-mail: gabriel.limeira@peb.ufrj.br

Resumo: A morte súbita cardíaca (MSC) acomete centenas de milhares de pessoas por ano, mas é um evento de difícil previsão. A turbulência do ritmo cardíaco (TRC) é um fenômeno associado à função de controle autonômico cardíaco que pode ser utilizado para auxiliar na estratificação de risco da MSC. Para que o TRC possa ser avaliado, no entanto, é necessário um pré-processamento de detecção e classificação de batimentos do eletrocardiograma (ECG). O objetivo deste trabalho é apresentar um software que lê arquivos binários de ECG, detecta complexos QRS, classifica batimentos, exibe o sinal e as classificações através de uma interface gráfica e que gera um arquivo de saída. Estes são lidos por outro programa, graciosamente cedido pelos autores, que calcula os parâmetros *turbulence onset* (TO) e *turbulence slope* (TS), utilizados para avaliação da TRC. O processamento descrito foi executado em um banco de dados inédito de pacientes com doença de Chagas.

Palavras-chave: Eletrocardiograma, Turbulência do Ritmo Cardíaco, Detecção de picos, Classificação de batimentos.

Abstract: *The sudden Cardiac Death (SCD) strikes hundreds of thousands of people per year, but is an event that is difficult to predict. The heart rate turbulence (TRC) is a phenomenon associated to the cardiac autonomic control that may be used to help to stratify the risk of SCD. However, the necessary preprocessing for the evaluation of TRC includes beat detection and classification from the electrocardiogram (ECG). This work's objective is to introduce a software that reads binary ECG files, detects QRS complexes, classifies beats, displays the signal and the classification through a graphical interface and that generates an output file. These are read by another program, that was graciously granted by the authors and that calculates the turbulence onset (TO) and turbulence slope (TS), which will be used for the evaluation of the TRC. The described processing was tested in an inedited Chagas Disease patient database.*

Keywords: *Electrocardiogram, Heart Rate Turbulence, Peak detection, Beat Classification.*

Introdução

A morte súbita cardíaca (MSC) é um evento súbito e inesperado, de causa cardiovascular, que ocorre em menos de uma hora após o início dos sintomas, em

indivíduo sem qualquer condição clínica prévia potencialmente fatal ou assintomático nas últimas 24 horas antes do óbito, em caso de morte não testemunhada [2]. A MSC atinge cerca de 300 mil pessoas por ano [3]. No entanto, as estatísticas variam porque diferentes definições são utilizadas [4], muitos casos não são reportados [5] ou não é efetuada a autópsia necessária para o diagnóstico [6].

Embora a grande maioria das vítimas de MSC tenha história de doença cardíaca, um percentual significativo não tem cardiopatia estrutural evidente [7]. Uma estimativa de risco para morte súbita é realizada através de fatores como ausência de cardiopatia estrutural baseada na história clínica, antecedentes clínicos, exame físico, radiografia de tórax, eletrocardiograma (ECG) e ecocardiograma (ECO).

A estratificação de risco para morte súbita cardíaca tem sido realizada a partir de testes invasivos e não invasivos, apesar de não existir nenhuma estratégia ideal. Em pacientes com cardiopatias isquêmicas, constituem grupo de risco aqueles que têm antecedentes de infarto do miocárdio, que apresentam disfunção miocárdica com fração de ejeção do ventrículo esquerdo (FEVE) reduzida ($< 0,35$) ou que são recuperados de arritmias ventriculares malignas com comprometimento hemodinâmico [8].

Através do ECG, a análise da Turbulência do Ritmo Cardíaco (TRC) busca prever a MSC [1]. Esta técnica, segundo os estudos desenvolvidos pelo autor da análise, Schmidt [1], apresenta maior capacidade estratificação de risco do que as técnicas já estabelecidas, como a FEVE, e vem sendo validada em várias coortes [9]. Assim, é o método não invasivo que mais se aproxima de um padrão-ouro. Este trabalho consistiu no desenvolvimento de um sistema computacional que pudesse gerar o arquivo de entrada especificado pelo programa de análise da TRC original de Schmidt e na sua execução para um banco de dados de pacientes com cardiopatia chagásica crônica.

Materiais e métodos

Turbulência do Ritmo Cardíaco – A turbulência do ritmo cardíaco (TRC) é uma reação bifásica do nodo sinusal [1] ativada por uma extrassístole ventricular isolada (EVI) descrita por uma rápida aceleração e uma posterior desaceleração cardíaca. Pacientes com mais alto risco de morte pós-infarto apresentam resposta de TRC atenuada ou inexistente. O objetivo da técnica é

identificar precocemente pacientes que têm maior risco de óbito a partir da análise de parâmetros extraídos do ECG ambulatorial (Holter).

A extrassístole ventricular isolada (EVI) é causada por uma despolarização iniciada prematuramente em um dos ventrículos. No ECG, a EVI apresenta um padrão característico de encurtamento do intervalo RR (intervalo de tempo entre dois picos do complexo QRS) seguida de pausa compensatória e estabilização. Define-se “encurtamento de intervalo RR” como qualquer valor abaixo de 80% da média do RR e “pausa compensatória” como acima de 120% da média do intervalo RR. A média do intervalo RR é considerada como a média móvel dos últimos cinco batimentos. A extrassístole é considerada “isolada” quando não é seguida por nenhuma outra extrassístole em um intervalo de 15 batimentos nem é antecedida por outra extrassístole em um intervalo de dois batimentos.

A TRC é analisada a partir da série de intervalos RR do ECG ou tacograma (Figura 1). Para a análise, foram desenvolvidos dois parâmetros: *turbulence onset* (TO), que mede o aumento instantâneo da frequência cardíaca; e *turbulence slope* (TS), que mede o decréscimo da frequência cardíaca no ato da compensação.

O parâmetro TO é a diferença da média dos dois primeiros intervalos RR sinusais após o VPC e os dois batimentos sinusais que antecedem a contração ventricular prematura dividido por esses dois batimentos antecedentes, conforme a equação:

$$TO = \frac{(RR_1 + RR_2) - (RR_{-1} + RR_{-2})}{(RR_{-1} + RR_{-2})} \quad (1)$$

O parâmetro TS é a inclinação máxima positiva de uma linha de regressão avaliada sobre qualquer sequência de cinco intervalos RR de batimentos sinusais

normais dentro dos 20 intervalos RR após a contração ventricular prematura. Os intervalos para vários eventos em um mesmo paciente formam tacogramas que são sobrepostos e alinhados a partir da EVI. O parâmetro TS é calculado a partir do tacograma médio gerado a partir desse alinhamento.

São considerados valores normais de parâmetros medidos pela TRC $TO < 0\%$ e $TS > 2,5$ ms/batimento.

O banco de dados utilizado neste estudo é de pacientes chagásicos acompanhados no ambulatório de cardiopatia do Hospital Universitário Clementino Fraga Filho (UFRJ). Este foi criado a partir dos pacientes acompanhados por um único cardiologista, que dispõe também de uma série de registros clínicos ainda não catalogados e digitalizados.

Coleta dos dados – A coleta e análise dos sinais foi feita pelo software Cardioscan, um componente de um sistema de análise cardiográfica para Holter de 24 h. As gravações foram feitas a partir de fitas cassetes e posteriormente convertidas a partir de um leitor de fita ligado à placa de aquisição. A frequência de amostragem utilizada foi de 128 Hz, com um conversor A/D de 8 bits. Como o sistema não foi concebido para aplicar a técnica de TRC, foi necessário digitalizar as fitas para que estas pudessem ser processadas pelo programa desenvolvido neste estudo.

Das 509 fitas disponíveis, 410 sinais digitais foram recuperados, de um total de 247 pacientes. Destes, aproximadamente 80 pacientes foram avaliados em duas ou mais gravações. Do total, 174 gravações são de pacientes de sexo masculino.

A partir de uma contribuição de [10], um detector de complexos QRS foi obtido. O algoritmo utilizado é baseado no método de Engelse e Zeelenberg [11], que usa limiar adaptativo e busca retroativa.

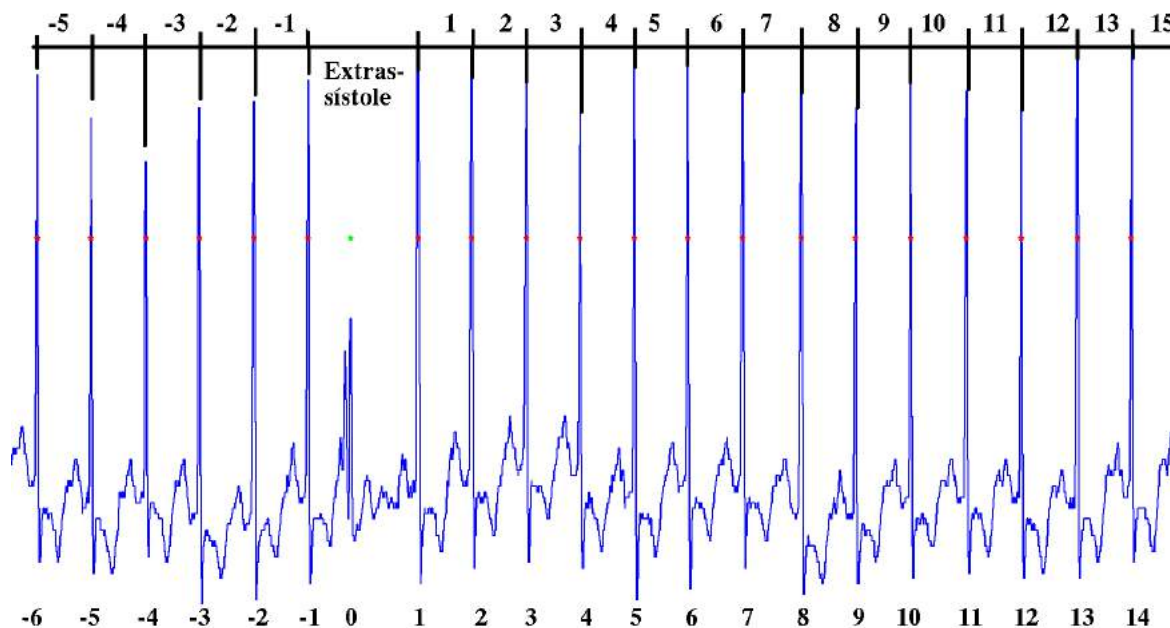


Figura 1: Índices no EEG. A fileira de números inferior denota o número do batimento. A fileira de números superior denota os índices dos intervalos RR utilizados no cálculo dos parâmetros da TRC

Processamento dos dados – Após a detecção, efetuou-se uma classificação simplificada dos batimentos para discriminá-los entre indeterminados, normais e extrassístoles (prematuras e com baixa correlação com o padrão normal). A seguir, um arquivo em formato texto foi gerado com o número da amostra onde o pico foi detectado, seguido da sua respectiva classificação.

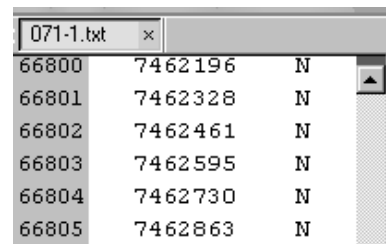
Foi desenvolvida uma interface gráfica que permite que o sinal detectado seja avaliado visualmente. A classificação é realizada através da correlação entre a sequência de intervalos RR em torno de cada pico detectado e a sequência em torno do pico que o usuário seleciona como normal pela referida interface. Os batimentos indeterminados são definidos como aqueles com índice de correlação abaixo do limiar escolhido pelo usuário. Os que estão acima do limiar de correlação podem ser considerados como de classificação normal ou extrassístole. A extrassístole é diferenciada do batimento normal de acordo com a prematuridade, conforme descrição anterior. As classificações são indicadas no arquivo de saída por letras: normal (N), extrassístole ventricular (V) ou indeterminado (X).

Os picos detectados são indicados na tela de visualização através de marcações em forma de asterisco que são posicionadas nas amostras correspondentes. A cor da marcação indica a classificação obtida.

Resultados

O programa permite visualizar com detalhe um dado trecho através de um “clique e arraste” sobre a área desejada. Uma ilustração de extrassístole é exibida na Figura 1. Esta foi alterada para ficar em um pano de fundo branco e as marcações foram adicionadas por meio de editoração de imagem.

O arquivo de saída contendo o número da amostra, e a respectiva classificação (Figura 2) foi analisado pelo sistema de TRC. De 306 registros, os parâmetros TO e TS foram calculados com sucesso em 297 casos. Nenhum parâmetro era calculado quando nenhuma extrassístole válida era encontrada no sinal.



66800	7462196	N
66801	7462328	N
66802	7462461	N
66803	7462595	N
66804	7462730	N
66805	7462863	N

Figura 2: Exemplo de arquivo de saída gerado

A visualização em tela cheia do programa necessita de uma tela completa para ser adequadamente lida. Um

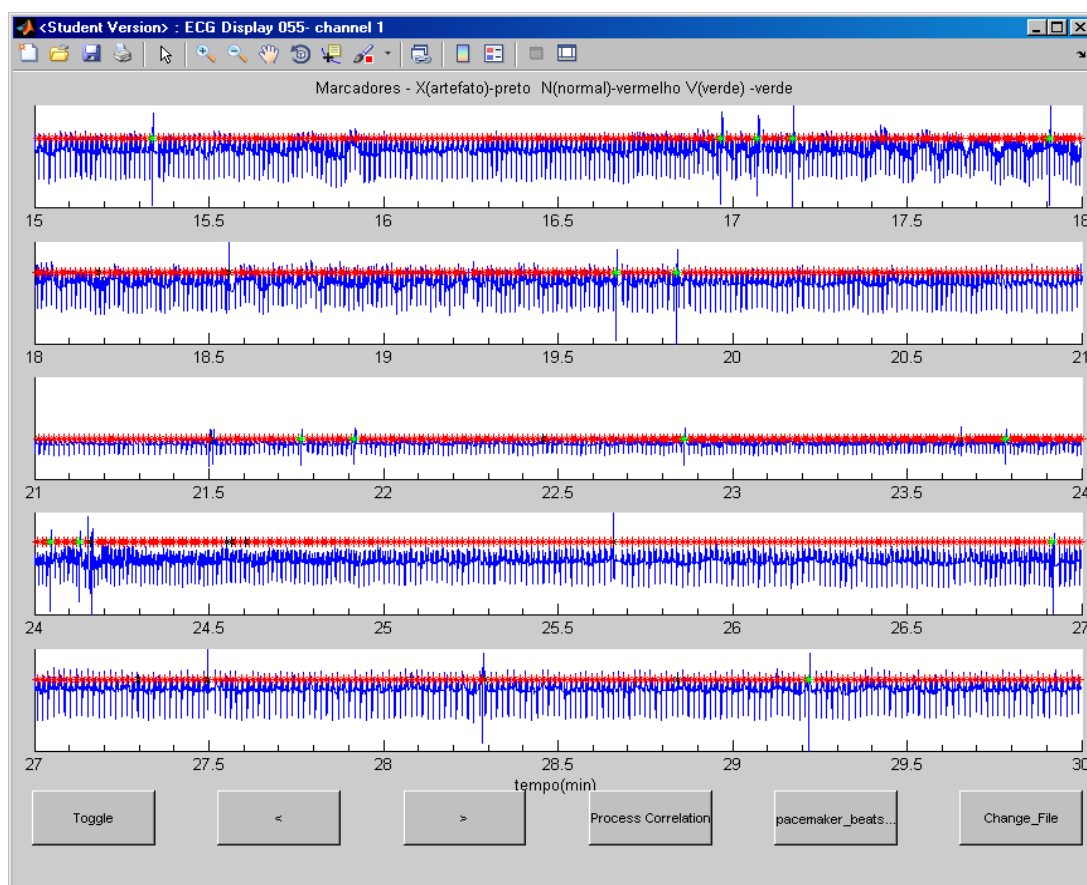


Figura 3: Tela de visualização inicial

recorte de parte dessa tela é exibido como ilustração (Figura 3).

A Tabela 1 estratifica os registros de acordo com os parâmetros TO e TS da análise da TRC. Os pontos de corte foram definidos pelo autor da técnica [1]. Os registros com $TO < 0$ e $TS > 2,5$ ms/RR indicam bom prognóstico, enquanto os registros com $TO \geq 0$ e $TS \leq 2,5$ ms/RR indicam maior propensão à MSC.

Tabela 1: Quantidade de registros estratificados de acordo com os parâmetros TO e TS da análise da TRC

	TO < 0	TO ≥ 0
TS > 2,5 ms/RR	106	109
TS ≤ 2,5 ms/RR	20	62

Discussão

Os testes comparativos realizados por CHAGAS [10] mostram que o detector utilizado possui uma taxa de sensibilidade de 99,4% e especificidade de 99,6% para 47 dos 48 pacientes do "MIT-BIH Arrhythmia Database", e respectivamente, 97,5% e 99,8% para os pacientes do "Long Term Database". Estes bancos de dados são usados como referência para medir batimentos de detectores, sendo disponibilizados em (<http://www.physionet.org>), e estes resultados estão próximos aos melhores obtidos por outros autores [10].

Cada batimento do banco MIT-BIH database foi classificado morfológicamente por avaliadores humanos e essa avaliação vem sendo aperfeiçoada há décadas, tendo sido efetuadas pouquíssimas correções. Infelizmente, esta classificação é muito mais complexa que as simples três classificações utilizadas pelo programa apresentado neste trabalho, que são "normal", "ventricular" e "indeterminado". Esta classificação simplificada foi escolhida porque é a especificada pela técnica de análise da TRC. A obtenção de uma métrica de desempenho da classificação fica, portanto, prejudicada.

Schmidt [1] comparou sua técnica com o melhor marcador de risco de morte súbita disponível na época, a fração de ejeção do ventrículo esquerdo, e observou em duas populações diferentes de pacientes que o uso combinado dos parâmetros TO e TS era o melhor marcador preditivo para morte súbita cardíaca.

O programa cumpriu seu objetivo principal de gerar um arquivo de saída compatível com a especificação de entrada da técnica de Schmidt. Todos os arquivos de saída que foram gerados pelo programa foram aceitos e lidos pelo programa executável da técnica de Schmidt. Em alguns casos, no entanto, é possível que nenhum parâmetro de TO ou TS possa ser encontrado, quando nenhuma extrassístole isolada válida de acordo com os critérios internos do programa é encontrada.

Conclusão

O programa desenvolvido é capaz de ler um banco de dados, detectar picos, realizar uma classificação simples de batimentos cardíacos, permitir visualização dos dados e gerar um arquivo de saída que é adequadamente interpretado pelo programa desenvolvido por Schmidt. A detecção possui um desempenho já comprovado pelo autor da técnica, enquanto o da classificação simplificada é de difícil avaliação. Valores de *Turbulence Onset* e *Turbulence Slope* puderam ser calculados, possibilitando que futuras investigações para estratificação de risco de MSC possam ser desenvolvidas.

Agradecimentos

Este trabalho foi financiado pelas agências CNPq, CAPES e FINEP.

Referências

- [1] Schmidt G, Malik M, Barthel P, et al. Heart-rate turbulence after ventricular premature beats as a predictor of mortality after acute myocardial infarction. *The Lancet*. 1999; 353:1390–1396.
- [2] Sudden Cardiac Death. Relatório Técnico. World Health Organization. 1986; 726.
- [3] Lloyd-Jones D, Adams RJ, Brown TM, et al. Heart Disease and Stroke Statistics - 2010 Update. *Circulation*. 2010; 121(7):e46–e215.
- [4] Zipes DP, Wellens HJ. Sudden Cardiac Death. *Circulation*. 1998; 98(21):2234-2351.
- [5] Harmon KG, Asif IM, Maleszewski JJ, et al. Incidence, Cause, and Comparative Frequency of Sudden Cardiac Death in National Collegiate Athletic Association Athletes. *Circulation*. 2015; 132:10-19.
- [6] Braggion-Santos MF, Volpe GJ, Pazin-Filho A, et al. Morte Súbita Cardíaca no Brasil: Análise dos Casos de Ribeirão Preto (2006-2010). *Arquivo Brasileiro Cardiologia*. 2015; 104(2):120-127.
- [7] Pimenta J. Morte Súbita: Causas, Identificação de Pessoas sob Risco e Prevenção. *Revista da Faculdade de Ciências Médicas de Sorocaba*. 2012; 4(1-2):6-12.
- [8] Goldberger JJ, et al. Risk Stratification for Arrhythmic Sudden Cardiac Death: Identifying the Roadblocks. *Circulation*. 2011; 123:2423-2430.
- [9] Cygankiewicz I. Heart Rate Turbulence. *Progress in Cardiovascular Diseases*. 2013; 56:160–171.
- [10] Chagas AV. Software para análise de Sinais Eletrocardiográficos de Longa Duração [Projeto de graduação]. Rio de Janeiro: Universidade Federal do Rio de Janeiro; 1998.
- [11] Engelse WAH, Zeelenberg C. A single scan algorithm for QRS-detection and feature extraction. *Computers in Cardiology*. 1979; 6:37-42.

AVALIAÇÃO DA ATENUAÇÃO DA INTERFERÊNCIA DA REDE ELÉTRICA NO CONDICIONAMENTO DE SINAIS BIOELÉTRICOS COM FILTRO *NOTCH* DUPLO T

Rui Pimentel Leite^{*}, Isis Magrid Koehler^{**}, Xie Jiayu^{**},
Douglas Roberto Jakubiak^{***}, Paulo Roberto Brero de Campos^{***},
Miguel Antonio Sovierzoski^{*,***}

^{*} Programa de Pós-Graduação em Engenharia Biomédica - PPGEB

^{**} Curso de Engenharia Eletrônica - DAELN_CT

^{***} Departamento Acadêmico de Eletrônica - DAELN_CT

Universidade Tecnológica Federal do Paraná (UTFPR), Curitiba, Paraná, Brasil

e-mail: miguelaso@utfpr.edu.br

Resumo: Este trabalho apresenta o estudo de uma solução clássica para a atenuação da interferência provocada pela rede elétrica no condicionamento de sinais bioelétricos. Os sinais bioelétricos são sinais com pequena amplitude, na faixa de milivolts, num amplo espectro de frequências, muito susceptíveis a interferência da rede elétrica. A impedância do corpo humano, os eletrodos, os cabos dos eletrodos e os circuitos eletrônicos determinam uma malha de circuito com uma área de indução de corrente provocada pela variação de campo magnético externo. A rede de distribuição de energia elétrica de corrente alternada produz esse campo magnético variável. O filtro *notch* duplo T é um circuito clássico indicado para a atenuação de uma frequência específica. É apresentado o contexto de aplicação do filtro, o seu equacionamento, e são analisadas as relações envolvidas. São apresentados resultados simulados e resultados obtidos experimentalmente utilizando-se componentes disponíveis no mercado. Os resultados experimentais obtidos aproximam-se de uma atenuação de 50 dB do sinal interferente, sendo um compromisso entre a frequência de ressonância resultante e o fator de qualidade utilizado no filtro.

Palavras-chave: interferência da rede elétrica, filtro *notch*, filtro *notch* duplo T, artefato em sinais bioelétricos.

Abstract: *This work studies a classical approach of interference attenuation caused by the power grid in the conditioning of bioelectrical signals. The bioelectrical signals are signals with small amplitude, in the millivolt range, with a wide frequency spectrum, being very susceptible to the power grid interference. The impedances of the human body, the electrodes, the electrode cables and the electronic circuits determine a mesh of circuit with a current induction area caused by the variation of the external magnetic field. The alternating current of the power grid distribution causes*

this variable magnetic field. The twin T notch filter is a classical circuit used to attenuate this specific frequency. This work shows the context of the filter application, its equating, and the analysis of the relations involved. Simulated results and results obtained experimentally are shown with the use of components available in the market. The experimental results obtained are not much better than a 50 dB attenuation of the interfering signal, being it a commitment between the resonance frequency obtained within the circuit with the coupled components and the adjustment of the filter quality factor.

Keywords: *power grid interference, notch filter, twin T notch filter, biomedical signal artifacts*

Introdução

É comum a interferência provocada pela rede de distribuição de energia elétrica em circuitos eletrônicos com sinais de pequenas amplitudes.

A principal formas de ocorrer esta interferência é determinada pela lei de Lenz, onde o sentido da corrente induzida é o oposto da variação do campo magnético.

O condicionamento de sinais bioelétricos é um caso dessa interferência, onde os sinais envolvidos possuem amplitudes de milivolts, e longos cabos são utilizados entre os eletrodos e os circuitos eletrônicos formando malhas. A interferência provocada pela indução de corrente da rede elétrica é bem superior aos níveis do sinal de interesse. Para reduzir a área dessas malhas pode-se trançar os cabos dos eletrodos. Mesmo trançando os cabos continua existindo uma área de malha ocorrendo indução de correntes.

O uso de blindagem nos circuitos minimiza a indução de correntes nas malhas dos circuitos, mas não impede a indução de correntes nas malhas dos cabos entre os eletrodos e os circuitos eletrônicos.

O uso de circuitos seletores de frequências, um filtro corta-faixa com banda estreita para atenuar essa faixa de frequências é uma solução para atenuar a interferência

induzida pela rede elétrica. Insere-se nos circuitos de condicionamento de sinal um filtro *notch* duplo T (*notch Twin T*), sintonizado na frequência da rede elétrica.

O objetivo do trabalho é discutir aspectos de projeto do filtro *notch* duplo T, considerações técnicas, e resultados de ensaios do circuito.

Materiais e Métodos

Características dos sinais bioelétricos – O sinal de eletrocardiografia, captado por eletrodos adesivos na superfície da pele, aquisição não invasiva, possui um nível de 1 a 5 milivolts com uma faixa de frequência entre 0,05 e 100 Hz [1]. A figura 1 apresenta o contexto envolvido com a aquisição do sinal.

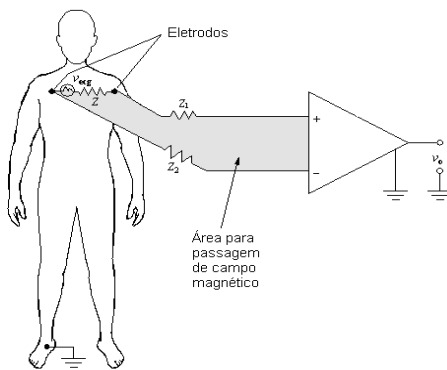


Figura 1: Representação dos eletrodos para captação do sinal de ECG com algumas impedâncias envolvidas, e representação de uma área de indução de corrente devido a formação de malha de circuito determinada pelos cabos dos eletrodos e circuitos equivalentes.

O sinal interferente da rede elétrica acaba passando pelos circuitos iniciais de condicionamento de sinal, sendo necessário provocar uma atenuação na frequência do artefato. Uma solução possível é o uso de filtro rejeita faixa ou corta faixa com banda estreita, ou seja, com elevado fator de qualidade.

Filtro Notch duplo T – A figura 2 apresenta o circuito da topologia do filtro *notch* duplo T [1, 2, 3].

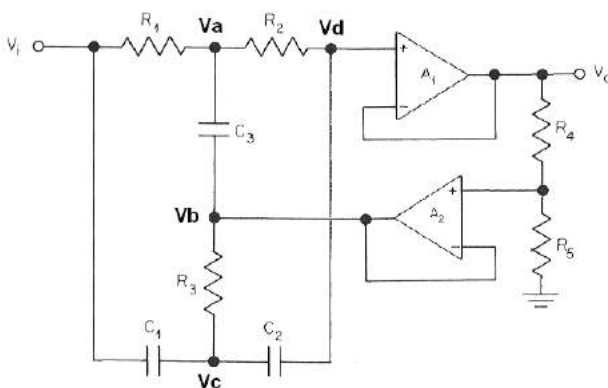


Figura 2: Circuito elétrico do filtro *notch* duplo T.

Utilizando análise com impedâncias complexas, e calculando o somatório de correntes no nó A, obtém-se a equação (1):

$$\frac{Va - Vi}{R_1} + \frac{Va - Vb}{\frac{1}{sC_3}} + \frac{Va - Vd}{R_2} = 0 \tag{1}$$

Calculando o somatório de correntes no nó C:

$$\frac{Vc - Vi}{\frac{1}{sC_1}} + \frac{Vc - Vb}{R_3} + \frac{Vc - Vd}{sC_2} = 0 \tag{2}$$

Considerando amplificador operacional ideal, com impedância de entrada infinita, e calculando o somatório de correntes no nó D, obtém-se a equação (3).

$$\frac{Vd - Va}{R_2} + \frac{Vd - Vc}{\frac{1}{sC_2}} = 0 \tag{3}$$

Considerando o efeito “terra virtual” do amplificador operacional ideal, obtém-se no amplificador A_1 a equação (4).

$$Vd = Vo \tag{4}$$

No amplificador A_2 , a tensão na entrada positiva é uma fração da tensão de saída. Devido ao “terra virtual”, a tensão de saída do operacional, tensão no nó B é apresentada pela equação 5:

$$Vb = Vo \cdot \frac{R_5}{R_4 + R_5} \tag{5}$$

Operando com as equações (1) a (5), obtém-se a função de transferência de terceiro grau representada pela equação (6).

$$\frac{Vo(s)}{Vi(s)} = \frac{s^3 + As^2 + Bs + C}{s^3 + Ds^2 + Es + F} \tag{6}$$

Onde:

$$A = \frac{1}{R_2C_3} + \frac{1}{R_1C_3} \quad B = \frac{1}{R_1R_2C_2C_3} + \frac{1}{R_1R_2C_1C_3}$$

$$C = F = \frac{1}{R_1R_2R_3C_1C_2C_3}$$

$$D = \frac{1}{C_3} \left(\frac{1}{R_1} + \frac{1}{R_2} \right) + \left(1 - \frac{R_5}{R_4 + R_5} \right) \left(\frac{1}{R_2C_1} + \frac{1}{R_2C_2} + \frac{1}{R_3C_1} \right)$$

$$E = \frac{1}{R_1R_2C_3} \left(\frac{1}{C_1} + \frac{1}{C_2} \right) + \left(1 - \frac{R_5}{R_4 + R_5} \right) \left(\frac{1}{R_3C_1} \right) \left(\frac{1}{R_1C_3} + \frac{1}{R_2C_2} + \frac{1}{R_2C_3} \right)$$

Considerando os valores $R = R_1 = R_2 = 2.R_3$, e $C = C_1 = C_2 = C_3/2$, obtém-se a função de transferência apresentada em (7). Assumiu-se valores idênticos de resistores e valores idênticos de capacitores.

A função de transferência do circuito da figura 2 é de terceiro grau, conforme apresenta a equação 6.

$$\frac{Vo(s)}{Vi(s)} = \frac{s^2 + \left(\frac{1}{RC}\right)^2}{s^2 + \frac{4}{RC} \left(1 - \frac{R_5}{R_4 + R_5}\right) s + \left(\frac{1}{RC}\right)^2} \cdot \frac{s + \frac{1}{RC}}{s + \frac{1}{RC}} \quad (7)$$

Devido às relações assumidas entre os valores de resistores e capacitores tem-se que: $R_1C_1 = R_2C_2 = R_3C_3$. Como consequência dessas relações, ocorre o cancelamento de polo e zero, reduzindo para a função de transferência do segundo grau apresentada pela equação (7).

A frequência de ressonância do circuito da figura 2 é proporcional aos capacitores C_1 e C_2 e inversamente proporcional a R_1, R_2, C_1, C_2 e C_3 .

Para os valores assumidos, a frequência de ressonância do circuito é determinada pela equação (8).

$$\omega_0 = \frac{1}{RC} \quad f_0 = \frac{1}{2\pi.RC} \quad (8)$$

A equação (7) pode ser representada pela equação (9), que é a forma geral de uma função de transferência de segundo grau de um filtro corta-faixa [2].

$$\frac{Vo(s)}{Vi(s)} = \frac{s^2 + (\omega_0)^2}{s^2 + \left(\frac{\omega_0}{Q}\right) s + (\omega_0)^2} \quad (9)$$

Para a equação (9) o limite quando $s \rightarrow j\omega_0$ é zero, o que proporcionaria uma atenuação tendendo a infinito para a frequência de ressonância do filtro, e este valor é independente do valor do fator de qualidade Q , representado pela equação (10).

$$Q = \frac{R_4 + R_5}{4.R_4} \quad (10)$$

Analisando os limites da equação (10) para variações de R_4 e R_5 obtém-se que $\frac{1}{4} < Q < \infty$.

A definição do fator de qualidade é apresentada em (11), onde BW é a largura da banda (*bandwidth*) do filtro corta faixa.

$$Q = \frac{f_0}{BW_{Hz}} = \frac{f_0}{f_2 - f_1} = \frac{\omega_0}{BW_{rad/s}} = \frac{\omega_0}{\omega_2 - \omega_1} \quad (11)$$

Observa-se que os resistores R_4 e R_5 não afetam a frequência de ressonância e podem ser substituídos por um potenciômetro. Uma relação envolvendo R_4 e R_5 altera o fator de qualidade do filtro, e consequentemente altera a largura da banda de rejeição do filtro.

A frequência de ressonância do filtro duplo T é determinada pelos valores casados dos três resistores e dos três capacitores, e pode-se controlar o fator de qualidade do filtro pela relação entre R_4 e R_5 .

Foram executadas simulações na função de transferência, o circuito foi simulado e depois ensaiado em laboratório.

Na simulação com NI MULTISIM 14^(TM), da National Instruments, foram usados os seguintes valores

$C_1 = C_2 = 100$ nF e $C_3 = 200$ nF. Para a frequência de 60 Hz foram encontrados os seguintes valores para os resistores: $R = R_1 = R_2 = 26526 \Omega$ e $R_3 = 13263 \Omega$. Estes valores têm um desvio do valor ideal de $0,67 \times 10^{-3} \%$.

Foram utilizados para a simulação dois amplificadores operacionais: LM741 e TL072. Utilizou-se ainda na simulação, o osciloscópio Tektronix TDS2024 e o gerador de funções padrão do simulador MULTISIM 14^(TM).

A tensão de entrada foi mantida sempre em 3 Vrms para todas as medidas. Observou-se durante a simulação que a maior atenuação era obtida para um $Q > 10$. Por outro lado também se observa que para $Q > 10$ ocorre uma variação pouco significativa na curva de resposta do filtro.

O resistor R_5 utilizado foi de 2,2 k Ω e para o resistor R_4 foram utilizados dois valores, sendo $R_4 = 100$ k Ω com fator de qualidade calculado $Q = 11,6$ e, $R_4 = 1$ M Ω com fator de qualidade calculado $Q = 113,9$.

Resultados

Simulação do filtro – A tabela 1 apresenta os valores de alguns dos pontos obtidos para a atenuação em decibéis. Foi utilizado o critério de uma década abaixo e uma década acima de f_0 para enfatizar os pontos de corte da banda passante.

Tabela 1: Resultados de atenuação obtidas com a simulação do circuito da figura 2 com o simulador multisim 14, para dois valores de fator de qualidade, determinado pelo valor do resistor R_4 .

Frequência (Hz)	Vo/Vi (dB) ($Q = 11,6$) ($R_4 = 100$ k Ω)	Vo/Vi (dB) ($Q = 113,9$) ($R_4 = 1$ M Ω)
6	-0,69	-0,63
10	-1,65	-1,65
14,4	-3,01	-3,02
20	-5,14	-5,14
30	-8,95	-9,12
40	-13,69	-13,86
45	-16,75	-16,89
50	-20,76	-20,92
55	-27,40	-27,54
59,8065	-115,32	-115,46
60	-55,65	-52,88
65	-27,47	-27,60
70	-21,90	-22,05
80	-16,54	-16,69
90	-15,56	-13,71
100	-11,54	-11,70
200	-4,25	-4,34
248	-3,01	-3,01
300	-2,20	-2,27
400	-1,38	-1,38
500	-0,88	-0,92
600	-0,60	-0,63

Experimento com o filtro – O circuito da figura 2 foi montado em *protoboard* utilizado componentes comerciais THT, sendo selecionados os seguintes componentes com valores próximos dos valores ideais, ou

seja, $C_1 = 100,80$ nF, $C_2 = 100,45$ nF e $C_3 = 200,00$ nF medidos com uma ponte RLC Rohde & Schwarz HM8118 LCR. Foram utilizados os seguintes valores para os resistores: $R_1 = 26,28$ k Ω , $R_2 = 26,31$ k Ω e para R_3 foi usado um potenciômetro de 10 k Ω em série com um resistor de 6,8 k Ω . O potenciômetro foi ajustado para a maior atenuação. Como na simulação não havia diferença nos resultados entre o uso do LM741 e do TL072, optou-se pelo uso de dois LM741 disponíveis.

Foram utilizados ainda um gerador de funções Agilent 33521A e um osciloscópio Tektronik TDS2002C. O gerador de funções foi configurado para executar uma varredura de frequência de 6 a 600 Hz com um tempo de um segundo.

Os sinais foram monitorados no tempo como na simulação, ou seja, tensão de entrada foi mantida sempre em 3 Vrms para todas as medidas, o resistor R_5 utilizado foi de 2,181 k Ω medido e para o resistor R_4 foram utilizados dois valores, $R_4 = 100,8$ k Ω medido, com um fator de qualidade calculado $Q = 11,6$ e, $R_4 = 1,007$ M Ω medido com fator de qualidade calculado $Q = 113,9$.

A tabela 2 apresenta os resultados obtidos para a atenuação em decibéis.

Tabela 2: Resultados de atenuação obtidas com a montagem experimental em protoboard do circuito da figura 2, para dois valores de fator de qualidade, determinado pelo valor do resistor R_4 .

Frequência (Hz)	$ V_o/V_i $ (dB)	$ V_o/V_i $ (dB)
	($Q = 11,6$) ($R_4 = 100,8$ k Ω)	($Q = 113,9$) ($R_4 = 1,007$ M Ω)
6	-0,79	-1,01
10	-1,65	-1,55
14,4	-2,85	-3,10
20	-4,88	-4,88
30	-9,04	-8,25
40	-13,50	-13,27
45	-16,40	-16,29
50	-20,32	-20,18
55	-26,50	-26,44
60,0	-53,14	-52,03
60,25	-72,03	-67,26
65	-28,40	-28,18
70	-22,42	-22,23
80	-16,79	-16,59
90	-13,76	-13,53
100	-11,76	-11,49
200	-4,39	-4,15
248	-2,93	-3,10
300	-2,31	-2,12
400	-1,38	-1,24
500	-0,88	-0,79
600	-0,63	-0,54

O circuito com $Q = 11,6$ teve frequência de ressonância de 60,25 Hz, e para o sinal de entrada de 3 V apresentou uma saída de 751 μ V com atenuação medida de 72,03 dBs como apresenta a figura 3, obtida do osciloscópio. Para 60,0 Hz a atenuação medida foi de 53,14 dBs.

O circuito com $Q = 113,9$ manteve a frequência de ressonância em 60,25 Hz e apresentou uma saída de

1,30 mV com atenuação de 67,26 dBs como mostra a figura 2, e para 60,0 Hz a atenuação medida foi de 52,03 dBs.

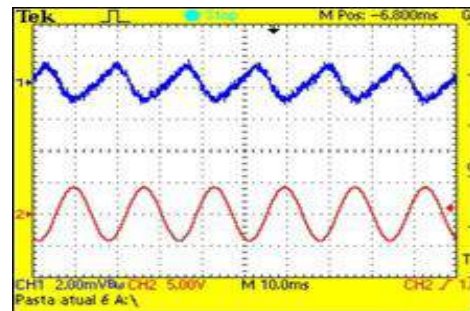


Figura 3: Sinal de entrada (canal 2) e sinal de saída (canal 1) do filtro com fator de qualidade $Q = 11,6$.

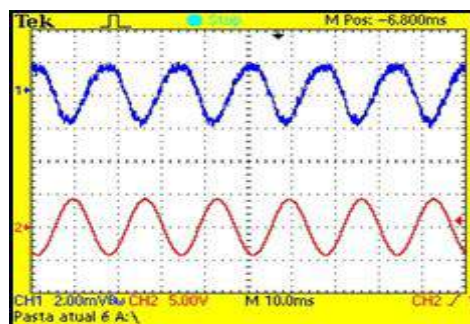


Figura 4: Sinal de entrada (canal 2) e sinal de saída (canal 1) do filtro com fator de qualidade $Q = 113,9$.

Conclusões

Na topologia do filtro *notch* duplo T não é possível fazer um ajuste de sintonia devido as relações assumidas entre os resistores e entre os capacitores, por isso não aparece nas equações. A topologia do filtro *notch* duplo T permite controlar o fator de qualidade, conforme apresenta a equação 10.

Concordamos com Zumbahlen [4], onde a sintonia do filtro não é facilmente realizada. Na prática, com componentes de 1% de precisão consegue-se atenuação de até 60 dB, o típico é uma atenuação de 40 a 50 dB. Mas não adianta conseguir estes níveis de atenuação, em uma frequência que não seja a frequência desejada. Na frequência desejada a atenuação será muito menor do que na frequência de ressonância.

Referências

- [1] Webster JG (ed), Medical Instrumentation: Application and Design, 3rd Ed., W.B. Saunders Company, 1998.
- [2] Stout DF, Kaufman M, Handbook of Microcircuit Design and Application, McGraw-Hill, 1980.
- [3] Deliyannis T, Sun Y, Fdler JK. Continuous-Time Active Filter Design, CRC Press, 1999.
- [4] Jung WG (ed), Op Amp Applications, in: Zumbahlen H. Chapter 5: Analog Filters, Analog Devices Inc, 2002.

MODELAGEM E AVALIAÇÃO DE UM BEAMFORMING DIGITAL DE ULTRASSOM BASEADO EM FPGA USANDO O MATLAB/SIMULINK

A. A. Assef*, J. M. Maia*, B. M. Ferreira*, H. De S. Serafin*, G. M. Bassan*, A. F. De Moraes Filho** e E. T. Costa***

*CPGEI/PPGSE/DAELT/DAELN - UTFPR, Curitiba, Brasil

**CPGEI - UTFPR e IFPR, Curitiba, Brasil

***DEB-FEEC e CEB - UNICAMP, Campinas, Brasil

e-mail: amauriassef@utfpr.edu.br

Resumo: Este trabalho apresenta a modelagem de um *beamforming* digital de ultrassom (US) baseado em dispositivo FPGA. A técnica *Delay-and-Sum* (DAS) foi aplicada no modelo desenvolvido com a ferramenta Simulink do *software* Matlab usando a biblioteca DSP Builder. No estudo foi considerada uma abertura de 8 elementos para geração da linha de varredura e usados dados ultrassônicos adquiridos por uma plataforma aberta de pesquisa. Os resultados das simulações com frequência de amostragem de 40 MHz no Simulink e no *software* ModelSim, além dos computados no *kit* de desenvolvimento DE4-230 com uma FPGA Altera Stratix IV, demonstram a viabilidade do modelo proposto para aplicações de imageamento por US.

Palavras-chave: Ultrassom, *beamforming*, FPGA.

Abstract: This work presents the modeling of a digital ultrasound (US) *beamforming* based on FPGA device. A *Delay-and-Sum* (DAS) technique was applied to the developed model in the Simulink tool of Matlab using the DSP Builder library. In this study it was considered an aperture of 8 elements to generate the scanline and used ultrasonic data acquired by an open research platform. The results of the simulations with 40-MHz sampling frequency in Simulink and Modelsim, in addition to the computed in DE4-230 kit with an Altera FPGA Stratix IV, demonstrate the feasibility of the proposed model for US imaging applications.

Keywords: Ultrasound, *beamforming*, FPGA.

Introdução

O *beamforming* digital de recepção é uma das etapas da cadeia de processamento de sinais de ultrassom (US) para geração de imagens médicas [1]. Tradicionalmente, dispositivos ASICs (*Application-Specific Integrated Circuits*) têm sido empregados na implementação do módulo, em detrimento da baixa flexibilidade do *hardware* para se adequar à evolução das técnicas existentes [2]. Como alternativa, dispositivos lógicos programáveis FPGA (*Field Programmable Gate Array*) estão sendo introduzidos para suportar mais funções de processamento paralelo em *hardware*, bem como melhor adequação do *software* à aplicação [3].

Durante o processo de transmissão, um grupo de elementos transdutores é excitado com tempos de atraso

adequados para produzir um feixe estreito e focalizado. Na recepção, os ecos de US são captados pela mesma abertura em tempos distintos, determinados pela distância entre o ponto alvo no tecido e a posição física de cada elemento. Após o pré-processamento dos sinais brutos de radiofrequência (RF), é realizada a focalização para aumentar a relação sinal-ruído (SNR) e resolução espacial do sistema, otimizando a qualidade da imagem.

Na técnica *Delay-and-Sum* (DAS), o processo é realizado através do ajuste apropriado dos tempos de atraso para permitir o alinhamento dos sinais e posterior somatório coerente [1,4]. Dessa forma, é gerada uma linha de varredura (*scanline*), conforme mostrado na Figura 1. Após o processamento, a abertura é deslocada em um elemento e o processo é repetido para formar *scanlines* adjacentes até o último elemento transdutor, conforme exemplificado na sequência da Figura 2.

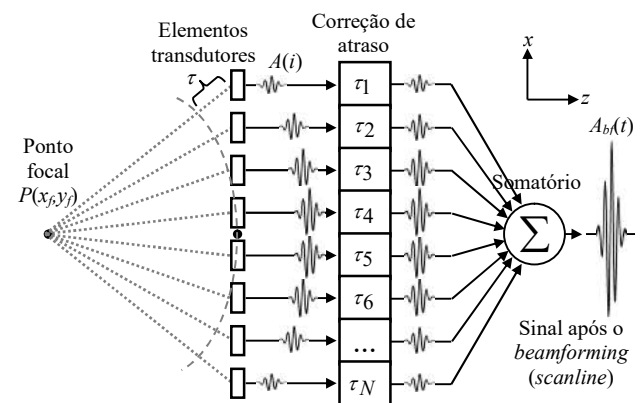


Figura 1: Esquema simplificado ilustrativo do princípio do *beamforming* de recepção com a técnica DAS.

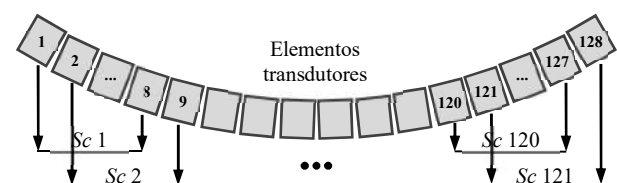


Figura 2: Sequência de aberturas de 8 elementos de um transdutor matricial convexo de 128 elementos para formação de 121 *scanlines* (*Sc*).

Neste trabalho, é apresentado a modelagem e avaliação de um *beamforming* digital de US em FPGA utilizando a ferramenta DSP Builder como uma das etapas de processamento de sinais brutos de US. Também são apresentados os resultados de simulações, bem como a validação experimental na placa de desenvolvimento DE4-230 (Terasic Inc., Taiwan).

Materiais e métodos

A modelagem do *beamforming* digital de US foi realizada no *software* Matlab R2014a, a partir da biblioteca Altera DSP Builder instalada no ambiente Simulink. Em conjunto, foram empregadas as ferramentas de simulação ModelSim Altera Starter Edition 10.3d e o *software* Quartus II 15.0 para verificação dos recursos utilizados, programação e captura de dados através do analisador lógico SignalTap II. O *kit* de desenvolvimento DE4-230 com a FPGA Altera Stratix IV EP4SGX230KF40C2 foi empregado para validação experimental do código gerado.

Como estratégia para implementação do modelo, foram utilizados os dados de RF adquiridos pela plataforma de pesquisa ULTRA-ORS [5]. Conforme apresentado no diagrama em blocos da Figura 3, além do equipamento de geração, transmissão e recepção de US, foram utilizados um transdutor matricial convexo AT3C52B (Broadsound Corp., Taiwan) de 128 elementos e um *phantom* mimetizador de tecidos biológicos modelo 84-317 (Victorren Inc., EUA). Na Tabela 1 são apresentadas as configurações utilizadas para a aquisição dos dados ultrassônicos.

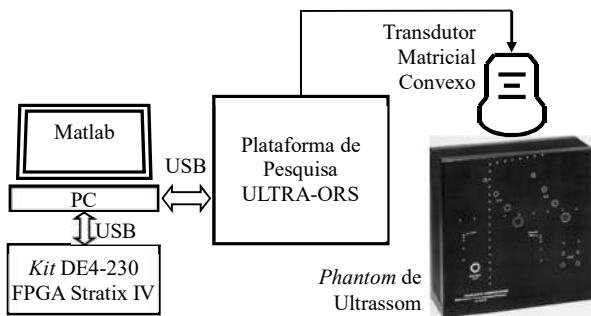


Figura 3: Diagrama em blocos do sistema de transmissão, recepção e processamento de sinais de RF.

Tabela 1: Configurações do sistema ULTRA-ORS para aquisição de sinais de US.

Parâmetro	Especificação
Frequência de amostragem - Fs	40 MHz
Resolução do ADC	12 bits
Número de amostras	2000
Tamanho da abertura	8 elementos
Elementos utilizados	58 a 65
Profundidade de focalização	2,5 cm
Janela da apodização	Retangular

Com base nas Figuras 1 e 2, a equação utilizada para concepção do *beamforming* de recepção de US é representada por:

$$A_{bf}(t) = \sum_{i=1}^N A_i [t - \tau_i], \quad (1)$$

onde $A_{bf}(t)$ é o signal computado após o *beamforming*, t é a escala de tempo, A_i é o eco de US, N é o número de elementos ativos da abertura e τ_i é o tempo de atraso de focalização de recepção do elemento i .

Com base no trabalho de Assef [5] e a partir da geometria do transdutor AT3C52B foram calculados os tempos de atraso de focalização. Nas Figuras 4 e 5 são apresentados, respectivamente, o perfil de tempo de atraso e o número de ciclos de *clock* da FPGA, com resolução de 25 ns, considerando a focalização simétrica em relação ao eixo z com profundidade de 25 mm.

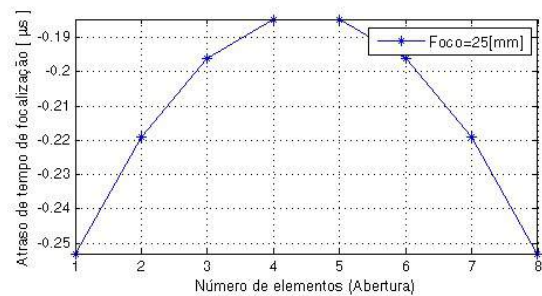


Figura 4: Perfil de atraso para focalização simétrica em relação ao eixo z .

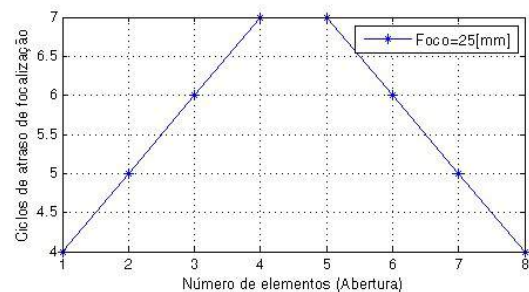


Figura 5: Número de ciclos de *clock* da FPGA para focalização simétrica em relação ao eixo z .

No método baseado no Simulink, diferentes blocos da biblioteca DSP Builder para dispositivos FPGA Altera foram empregados na modelagem do *beamforming* digital. A partir do projeto esquemático, o modelo é convertido para o domínio de descrição de *hardware* HDL (*Hardware Description Language*), através da abstração no nível RTL (*Register-Transfer Level*), sendo, posteriormente, avaliado em simulações e de forma experimental no *kit* DE4-230.

Resultados

O modelo do *beamforming* é apresentado na Figura 6 e descrito nos parágrafos seguintes.

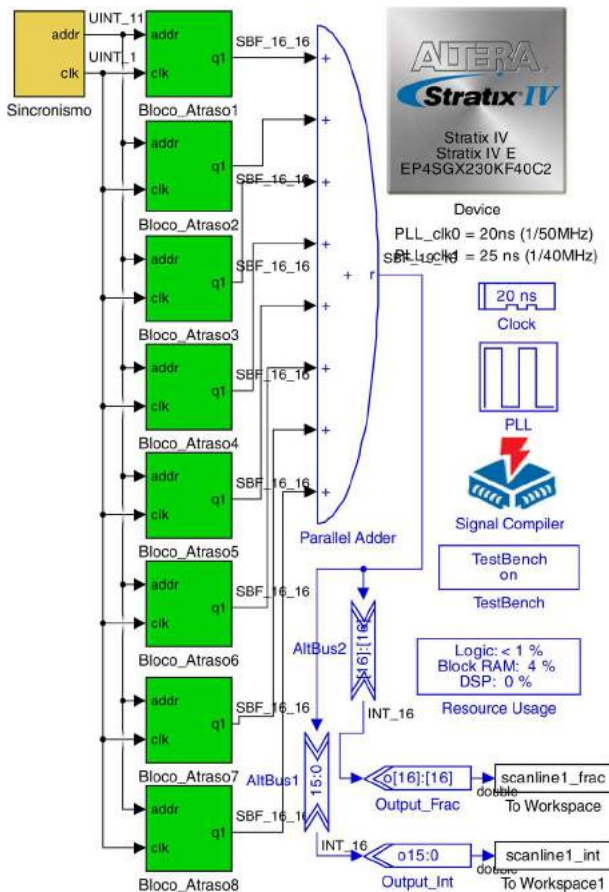


Figura 6: Modelo do *beamforming* digital de US implementado com o DSP Builder no Simulink pelo método DAS com abertura de 8 canais.

1) Bloco Sincronismo: Como os dados de RF foram digitalizados a uma taxa de 40 MHz, foi necessário a inclusão de um gerador de sincronismo, com a mesma frequência, para os demais componentes do sistema. Como mostrado na Figura 7, também foi adicionado um contador de 11 *bits* para endereçamento das memórias utilizadas para armazenamento dos dados de RF.

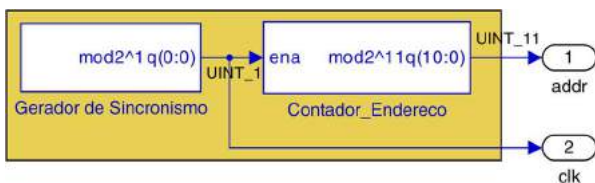


Figura 7: Gerador de sincronismo de 40 MHz e contador para endereçamento de memória.

2) Bloco Atraso: O modelo final é formado por oito blocos de atraso, sendo um para cada canal. Em cada bloco foi incluída uma memória ROM com 2000 amostras, correspondente ao respectivo canal de RF, e um componente "Memory Delay AlteraBlockset". Este bloco utiliza memórias embarcadas para implementar registradores de deslocamento com a número de estágios de *pipeline* (profundidade) configurável. No exemplo da Figura 8, o registrador de deslocamento é configurado com 4 estágios de *pipeline* (z^{-4}).

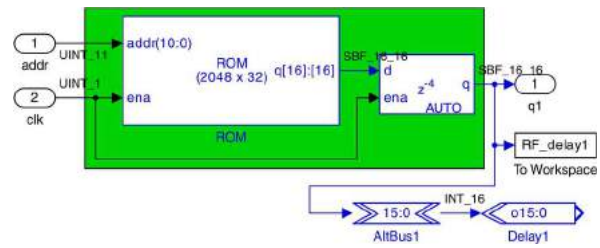


Figura 8: Memória ROM para armazenamento de dados de RF e bloco de atraso em registrador de deslocamento.

3) Bloco Clock: Como a frequência do oscilador do *kit* DE4-230 é 50 MHz, foi incluído um bloco PLL para gerar a frequência de *clock* de 80 MHz, utilizada para o sincronismo dos componentes do sistema.

4) Bloco Somador: Após o ajuste temporal dos ecos de RF, é realizado o somatório coerente dos sinais através do somador paralelo de 8 entradas. A saída do componente é disponibilizada nas formas não-sinalizada fracionária e inteira, sendo representada pelos sinais "scanline1_frac" e "scanline1_int", respectivamente.

Na Figura 9 são apresentadas as respostas normalizadas dos oito sinais de RF (RFa 58 a 65), após a correção dos tempos de atraso de focalização, e da *scanline* número 58 (vide Figura 2) no formato fracionário (Sc-DAS), obtidas pelo modelo no Simulink.

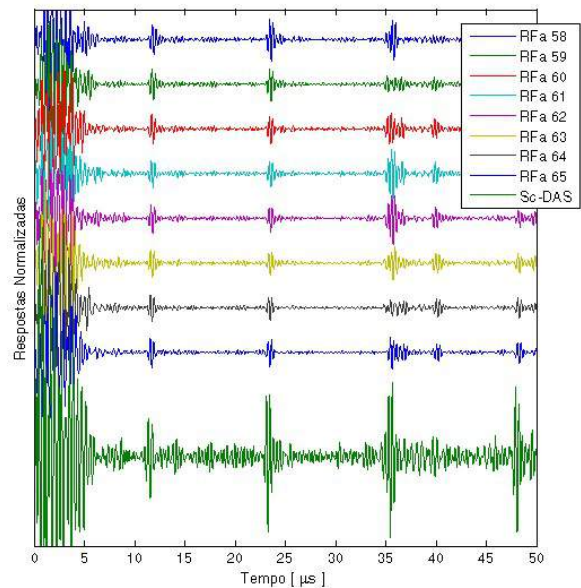


Figura 9: Respostas normalizadas dos sinais de RF (RFa 58 a 65) após a correção temporal de focalização e respectiva *scanline* (Sc_DAS) computada.

Após a compilação do modelo e geração do código VHDL (*VHSIC Hardware Description Language*) em RTL com a inicialização dos registradores do projeto, foi realizada a simulação temporal e validação do modelo no *software* ModelSim para FPGAs da empresa Altera. Na sequência, o código foi gravado na placa DE4-230 e a *scanline* computada em *hardware* foi adquirida através do analisador lógico Altera SignalTap II, no *software* Quartus II. Como forma de verificação dos resultados do modelo, a Figura 10 mostra a comparação entre as quatro

formas de disponibilização da *scanline* com os respectivos espectros de frequência: *scanline* obtida por *script* do Matlab, *scanlines* nos formatos fracionário e inteiro, obtidas pelo modelo no Simulink, e *scanline* computada na FPGA Strarix IV. Na Figura 10(a) são apresentadas as respostas dos sinais, sendo que o eixo vertical representa a amplitude dos *scanlines*, com resolução de 16 *bits* – após o somatório coerente dos sinais de RF de 12 *bits*. Na Figura 10(b) são mostrados os respectivos espectros dos sinais.

Discussão e conclusão

Inicialmente, o *beamforming* foi implementado com componentes de comparação e multiplexadores do DSP Builder para atrasar a transferência de dados para blocos registradores. No entanto, a utilização de registradores de deslocamento em memórias embarcadas facilitou e simplificou o modelo no Simulink. Tal abordagem difere do proposto em [6] e [7], nos quais os autores utilizam uma memória *dual port* RAM com profundidade de 2048 *words* para cada canal, consumindo maiores recursos da FPGA. Neste trabalho, optou-se por carregar os sinais de RF em memórias ROM e implementar um contador para endereçamento, resultando na utilização dos recursos da FPGA em elementos e blocos lógicos inferiores a 1% e 4%, respectivamente. Conforme ilustrado na Figura 10(a), os dados apresentaram absoluta concordância, também comprovado pelos respectivos espectros de frequência sobrepostos. Na comparação entre os resultados fracionário e inteiro, e considerando a normalização de 16 *bits*, o erro máximo do modelo é de 1 *bit*, o que representa uma diferença de 0,00153%. Apesar de proposto um método específico para a técnica *beamforming* DAS, os resultados preliminares corroboram que outras técnicas de *beamforming* podem ser exploradas, como por exemplo, baseadas em *Phase Rotation* [2] e *Sintetic Aperture* [8], dentre outras.

Pode-se concluir que o objetivo deste trabalho, modelagem de um *beamforming* digital de US baseado em FPGA usando o Simulink, foi atingido com sucesso.

Agradecimentos

Ao CNPq, FINEP, Fundação Araucária, CAPES, UTFPR e Ministério da Saúde pelo apoio financeiro ao desenvolvimento da pesquisa. Agradecemos também à empresa Altera pela doação de *kits* de desenvolvimento.

Referências

- [1] Hedrick WR, Hykes DL, Starchman DE. *Ultrasound Physics and Instrumentation*. Missouri: Mosby Inc.; 1995, 382p.
- [2] Schneider FK et al. A fully programmable computing architecture for medical ultrasound machines. *IEEE Trans. on Information Technology in Biomedicine*, v. 14, n. 2, p. 538-40, 2010.
- [3] Boni E. et al. A reconfigurable and programmable FPGA-based system for nonstandard ultrasound methods. *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control*, v. 59, n. 7, p. 1378-1385, 2012.
- [4] Shung KK. *Diagnostic Ultrasound: Imaging and Blood Flow Measurements*. Taylor & Francis Group; 2006, 202p.
- [5] Assef AA. *Arquitetura de hardware multicanal reconfigurável com excitação multinível para desenvolvimento e testes de novos métodos de geração de imagens por ultrassom [tese]*. Curitiba: Universidade Tecnológica Federal do Paraná; 2013.
- [6] Hassan, MA. *FPGA-Based 16-Channel Digital Ultrasound Receive Beamformer*. *International Journal of Scientific & Engineering Research*, v. 5, n. 6, 2014.
- [7] Hassan MA, Kadah YM. Digital signal processing methodologies for conventional digital medical ultrasound imaging system. *American Journal of Biomedical Engineering*, v. 3, n. 1, p. 14-30, 2013.
- [8] Jensen, JA et al. Ultrasound research scanner for real-time synthetic aperture data acquisition. *IEEE transactions on ultrasonics, ferroelectrics, and frequency control*, v. 52, n. 5, p. 881-891, 2005.

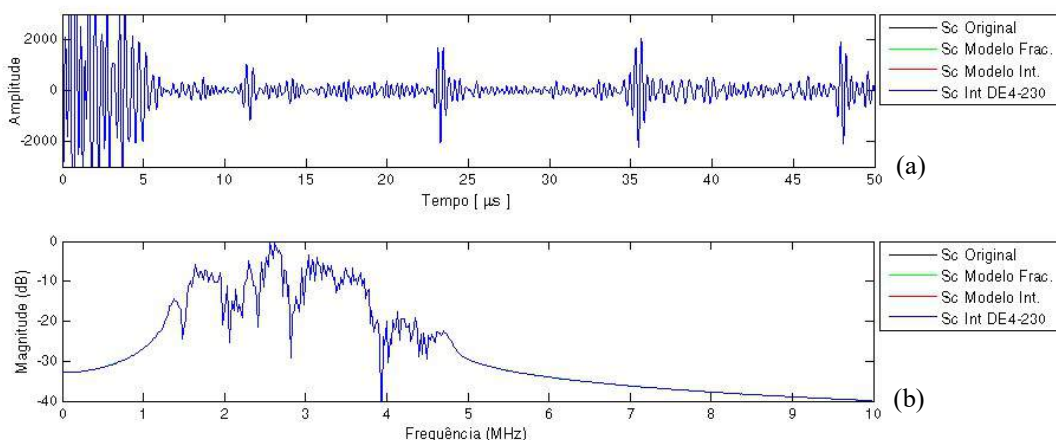


Figura 10: Comparação qualitativa entre a *scanline* original, *scanlines* computadas pelo modelo proposto nos formatos fracionário e inteiro e *scanline* aquisitada da placa DE4-230. (a) Sinais amostrados no tempo com amplitude de 16 *bits*. (b) Espectros de frequência das *scanlines*.

PRELIMINARY ANALYSIS OF THE EMG ACTIVITY IN THE MASSETER MUSCLES OF SUBJECTS WITH AND WITHOUT SLEEP BRUXISM

A. N. Silva*, M. R. Azevedo*, R. Sena*, A. M. Freitas*, A. B. Soares*

* Biomedical Engineering Lab, Federal University of Uberlândia, Uberlândia, Brazil
e-mail: andrei.ufu@gmail.com

Abstract: A sleep bruxism event is a rhythmic mandibular movement activity associated with micro-arousals during sleep time. Surface EMG during polysomnography is the gold standard to diagnose SB. However, there is no recommended practice for diagnosing sleep bruxism during daytime. Chewing force and the analysis of EMG signals have been employed for this purpose, but there is no consensus in their regard. Therefore, the objective of this paper is to verify if there is a difference in the increase of EMG activity in the masseter muscles between two different tasks: soft touch and maximum voluntary contraction. The study was performed with 12 subjects, six bruxers and six non-bruxers. Our preliminary results showed that subjects with sleep bruxism had a greater increase in the RMS value between the given tasks when compared to controls. Further studies are necessary to test whether this is a pattern that can be extended to the population or not.

Keywords: Sleep bruxism, electromyography, masseter muscles, EMG RMS.

Introduction

During sleep, there are a number of oral-motor activities, such as coughing, yawning, myoclonic twitches and others. Such activities are common amongst 60% of the population worldwide [1]. However, only a small part shows rhythmic mandibular movement activities (RMMA) associated with micro-arousals, characterizing a sleep bruxism (SB) event [2].

Despite the etiological origins of SB is not well defined, the motor pattern is characteristic. During RMMA, the muscles of mastication present bursts of activity of 1 Hz and amplitudes about 30% above the maximum voluntary contraction (MVC). Different from chewing, RMMA are characterized by contractions of the muscles responsible for opening and closing the jaw. These movements might last up to eight seconds [3]. Typical RMMA from SB are characterized by episodes composed by three bursts of electromyographic activity (EMG) (lasting from 0.25 to 2 seconds), by tonic contractions (lasting more than 2 seconds) or a combination of both [4].

The diagnosis of SB is based on polysomnography, which is the gold standard in clinical practice. The RMMA are quantified through the analysis of EMG signals from the masseters muscles (MM). In the literature, there is no consensus over the force of

chewing between subjects with and without SB or the RMS values obtained from the EMG signals at rest or during clenching. This divergence suggests that there are insufficient evidences to link EMG activity to SB.

Therefore, this paper presents a preliminary analysis of EMG activity from the MM during daytime. We hypothesize that there could be differences between the increase of muscle activity in the masseters during MVC when compared to the EMG activity during light touch of the teeth in subjects with SB when compared to controls.

This paper is a preliminary analysis of the data gathered from a greater project entitled: “Neuro-behavior pattern of sleep bruxism”. The research aims at identifying the neuro-behavior pattern of subjects with sleep bruxism by grouping data from electroencephalography, electromyography and galvanic-skin response.

Materials and methods

Subjects – This study included 12 adult individuals (six males, six females; mean age 22.8 ± 2.08). The male and female subjects were separated into two groups: controls (subjects without SB) and experimental (with SB), each composed by three individuals. All the participants provided a formal consent according to the Ethics Committee of the Federal University of Uberlândia, protocol 650.649 approved in 04/25/2014.

The inclusion criteria for the experimental group were:

- Subjects with SB previously diagnosed or diagnosed by the researchers through clinical examination and the score informed by the BiteStrip® device;
- Age varying between 18 and 50 years old;
- Presence of signs or symptoms over one year;
- No use of anxiolytic, antidepressant and amphetamine drugs;
- Presence of complete dentition, except for third molars or other tooth removed for professional indication;
- Not currently undergoing orthodontic treatment.

SB was diagnosed by a trained professional and the BiteStrip®. The latter is a device that counts the number of contractions that exceeds in 30% or more the daytime MVC. The degree of severity is distributed through scales that range from 0 (L) to 3, with greater values representing worse conditions.

Table 1 presents the characteristics of the participants of this study.

Table 1 – Characteristics of the participants

ID	Gender	Age	BiteStrip	Bruxism
1	F	25	2	yes
2	M	25	1	no
3	F	24	3	yes
4	M	25	1	no
5	M	25	1	no
6	M	20	2	yes
7	F	22	1	no
8	M	20	2	yes
9	M	24	2	yes
10	F	22	2	yes
11	F	20	L	no
12	F	22	1	no

Instruments – The acquisition of the EMG signals were performed with the MyosystemBr1-P84 (DataHominis Tecnologia Ltda). The equipment has eight active EMG channels with common-mode rejection ratio of 92 dB@60Hz, input impedance of 10^{15} Ω , 20x gain and 10 mm interelectrode distance and a 16-bit A/D converter. The total gain was adjusted according to the characteristics of the EMG activity of each subject. The signals were conditioned by a band-pass filter (20 to 1000 Hz) and digitized at 2 kHz.

Experimental Protocol – The EMG electrodes were placed in the right and left MM and the reference in the left wrist of the subjects (Figure 1).

Afterwards, the participants completed six tasks. Each one consisted of a motor task that lasted five seconds followed by a rest period of 10 seconds. In the first three tasks, the subjects were asked to perform a light touch (LT) of their teeth and maintain it during the specified time. In the last tasks, the subjects were asked to perform a MVC during the specified time.

The instructions were passed through a video developed by our research group with OpenSesame. The synchronization between what was displayed in the screen and the data acquisition system, were performed by a trigger. A photodiode was positioned in the bottom-left corner of the screen and indicated with a high-level (2.5 V) when that portion of the screen was black or a low-level (0 V) otherwise. Therefore, the transition between these states marked the occurrence of the tasks.

Data analysis – The pre-processing stage consists on applying a 3rd order Butterworth band-pass filter to the EMG data with 20 and 950 Hz cut-off frequencies. Afterwards, the EMG signal is further filtered by a combination of the Empirical Mode Decomposition

(EMD) and soft-thresholding [5]. This method is capable of highlighting EMG activity in respect to noise, enhancing the signal-to-noise ratio (SNR).



Figure 1: EMG electrode placement bilaterally in the masseter muscle.

The filtered EMG signals are separated according to the motor tasks. This is performed based on the recorded signal of the trigger. Each contraction is contained between the falling and rising edge of the squared waveform. Thus, the first three markings correspond to the light touch motor tasks and the last three correspond to the maximum voluntary contraction tasks.

From each EMG activity segment, the RMS value is obtained following Equation 1, where N corresponds to the number of EMG samples contained in the motor task.

$$RMS_{EMG} = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N x_i^2} \quad (1)$$

According to the RMS values, the gain related to the increase of muscle activity of the masseters is obtained by dividing the RMS of the MVC task by the RMS of the LT task, as demonstrated in Equation 2.

$$Gain_{RMS} = \frac{RMS_{MVC}}{RMS_{Touch}} \quad (2)$$

With all the values, the mean value is extracted for all the segments of each motor task for each muscle. The mean gain is also calculated and based on its value, it is possible to compare if there are differences between the controls and the experimental group composed by subjects with SB.

Results

Figure 2 presents an example of the EMG signals obtained during the experiments for the left and right masseters. Light touch tasks are indicated by red markings and MVC tasks are indicated by green ones.

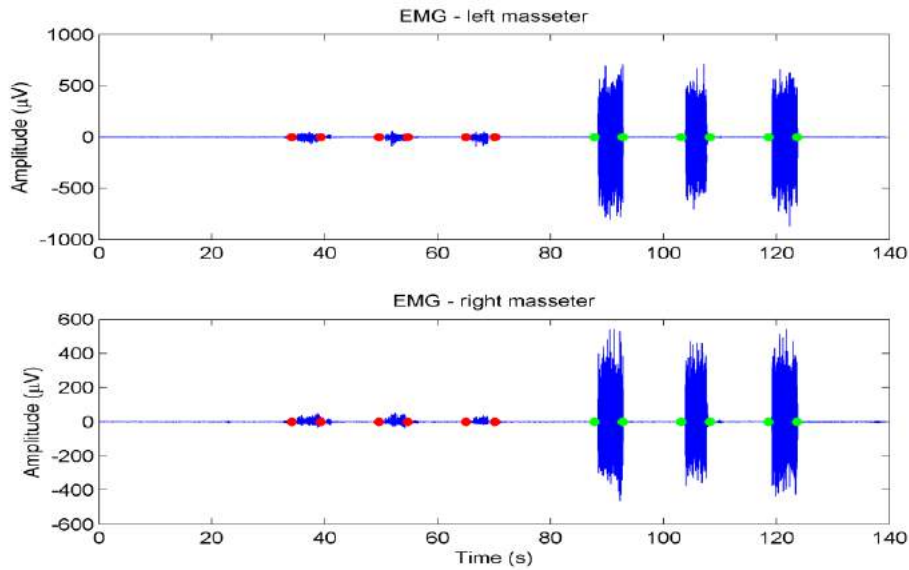


Figure 2: Example of the EMG signals obtained during the experiment. The red markings indicate the beginning and the end of the light touch task. Green markings indicate the beginning and the end of the MVC task.

Figures 3 and 4 present the mean increase in the RMS values (Gain RMS) for subjects in the control and experimental groups. The first presents the results of the male subjects and the latter of the female subjects.

Both figures depict that the experimental group had greater increase in the RMS gain values when compared to controls in both muscles.

For male subjects, the increase in the RMS values of the left masseter was of 49% and for the right masseter was of 13%, when comparing the experimental group with the controls.

For female subjects, the increase in the RMS values of the left masseter was of 70% and for the right masseter was of 50%, when comparing the experimental group with the controls.

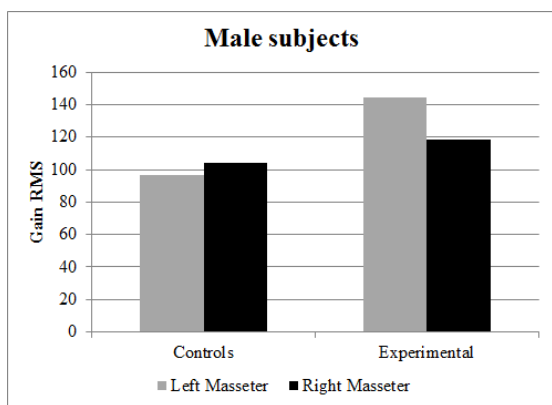


Figure 3: Mean increase in RMS values from LT to MVC in male controls and SB subjects. Gray bars indicates the left masseter muscle and the black bars the right masseter muscle.

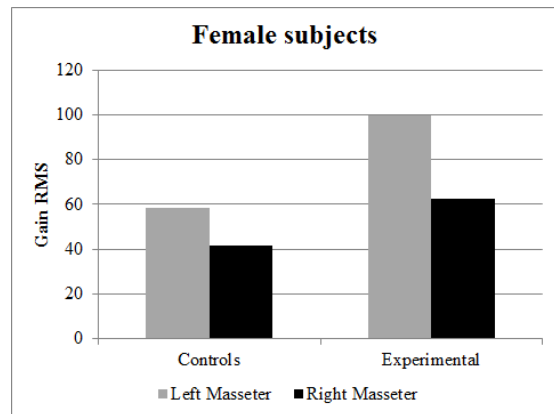


Figure 4: Mean increase in RMS values from LT to MVC in female controls and SB subjects. Gray bars indicates the left masseter muscle and the black bars the right masseter muscle.

Discussion

This paper performed a preliminary analysis of the EMG signals from the left and right masseter muscles during LT and MVC tasks of subjects with and without bruxism. The presented results demonstrated that there were differences in the increase of the RMS value of the EMG signals from the LT to the MVC task between the groups.

The gold standard to diagnose SB is polysomnography which records different physiological parameters during sleep. Considering that this examination requires a complex and costly setup, is performed during sleep and might be discomfort to subjects, there is a genuine need to develop testing protocols that enables diagnosis to be made during daytime with subjects awake [6].

In this sense, the analyses of EMG activity from the

masseters and the temporalis muscles have been the preferred subjects of study from different research groups to infer their relationship with SB. However, the obtained results are still inconclusive.

Almeida et. al., (2011) found that the RMS values from those muscles in SB subjects were normal during rest, maximal intercuspation and rhythmic chewing [7]. Additionally, Palinkas et. al., (2016) did not find statistically significant differences of EMG activity at rest, right and left laterality, protrusion and maximal clenching, as well as for bite force. They only found differences for only one group of muscles at a time during different chewing conditions (e. g. peanuts). However, there was not sufficient evidence to demonstrate that SB subjects might have different patterns of chewing [8].

In comparison, our analyses were directed to the increase in RMS values between two different tasks, rather than analyzing only the RMS values themselves. Therefore, our approach demonstrated that subjects with SB had a greater RMS gain when compared to controls. We believe that the greater increase can be related to the hypertrophy of these muscles in subjects with SB due to continuous activation of these muscles during episodes of tonic contractions [9]. However, there is controversy to this. Palinkas and colleagues, (2016) found lower RMS values for the masseters and temporalis muscles, in accordance to the theory of these muscles being more susceptible to muscle fatigue [7].

Furthermore, we believe that evaluating EMG activity during different clenching tasks [8] or bite force tracking tasks [10] might be interesting for providing additional insights into the physiological properties of these muscles and relate them to episodes of SB.

Conclusion

This paper studied if EMG activity can be used as a biomarker of SB. Alternatives for the commonly employed polysomnography exams for diagnosing SB are desired, especially one that can be applied during daytime.

Our results showed that subjects with SB had a greater increase in the RMS value of EMG activity in both masseters when comparing MVC with LT tasks. Our approach was different from other studies found in the literature that only analyzed RMS values alone during a given motor task. Thus, it might be considered as a potential advance for the field.

However, due to the small sample of our preliminary work, further studies are necessary to test whether this is a pattern that can be extended to the population of subjects with SB or not.

Acknowledgements

The authors would like to thank the funding agencies CNPq, CAPES and FAPEMIG for the financial support of this research.

References

- [1] Lobbezoo F and Lavigne GJ, Do bruxism and temporomandibular disorders have a cause-and-effect relationship? *Journal of orofacial pain.* vol. 11, no. 1. pp. 15–23. 1997.
- [2] Lavigne GJ, Khoury S, Abe S, Yamaguchi T, and Raphael K, Bruxism physiology and pathology: An overview for clinicians, in *Journal of Oral Rehabilitation*, 2008, vol. 35, no. 7, pp. 476–494.
- [3] Lavigne GJ, Cistulli PA, and Smith MT, *Sleep Medicine for Dentists: A Practical Overview*: 2009.
- [4] Rompré PH, Daigle-Landry D, Guitard F, Montplaisir JY, and Lavigne GJ, Identification of a sleep bruxism subgroup with a higher risk of pain. *Journal of dental research.* vol. 86, no. 9. pp. 837–842. 2007.
- [5] Andrade AO, Nasuto S, Kyberd P, Sweeney-Reed CM, and Van Kanijn FR, EMG signal filtering based on Empirical Mode Decomposition. *Biomedical Signal Processing and Control.* vol. 1, no. 1. pp. 44–55. 2006.
- [6] Manfredini D, Ahlberg J, Castroflorio T, Poggio CE, Guarda-Nardini L, and Lobbezoo F, Diagnostic accuracy of portable instrumental devices to measure sleep bruxism: A systematic literature review of polysomnographic studies, *Journal of Oral Rehabilitation*, vol. 41, no. 11. pp. 836–842, 2014.
- [7] Almeida FL de, Silva AMT da, Castilhos E, Correa R, and Busanello AR, *Relação Entre Dor E Atividade Elétrica.* *Revista CEFAC.* vol. 13, no. 1. pp. 399–406. 2011.
- [8] Palinkas M, Bataglioni C, Canto G, Camolezi N, Theodoro G, Siéssere S, Semprini M, and Regalo SCH, Impact of sleep bruxism on masseter and temporalis muscles and bite force. *The Journal of Craniomandibular & Sleep Practice.* vol. 9634, no. April. pp. 1–7. 2016.
- [9] Medeiros CGG de, Soares AB, Fernandes AJ, and Sá AAR de, *Avaliação eletromiográfica em pacientes com cefaleia do tipo tensional submetidos a terapia de biofeedback.* *Terapia Manual.* vol. 10, no. 48. pp. 148–153. 2012.
- [10] Laine CM, Yavuz U, D’Amico JM, Gorassini MA, Türker KS, and Farina D, Jaw tremor as a physiological biomarker of bruxism. *Clinical Neurophysiology.* vol. 126, no. 9. pp. 1746–1753. 2015.

CLASSIFICAÇÃO DE VOZES PATOLÓGICAS COM O USO DE COEFICIENTES MEL-CEPSTRAIS (MFCC) E QUANTIZAÇÃO VETORIAL

M. A. Sousa*, S. C. Costa*, S. E. N. Correia*

*CCSST/IFPB, João Pessoa, Brasil
e-mail: asousa.marilia@gmail.com

Resumo: Este artigo trata da discriminação entre vozes saudáveis e vozes afetadas por alteração na laringe. As alterações podem ser provenientes de origem orgânica ou de origem neurológica. Para análise dos sinais são utilizados os coeficientes mel-cepstrais e a quantização vetorial. A comparação dos sinais é realizada por meio da distância Euclidiana entre os codebooks de treino e teste. Foi obtida uma taxa de acurácia de 96% para o banco de dados utilizado, com uma taxa de falsos positivos abaixo de 10%. Os resultados obtidos demonstram que a técnica é promissora para ser empregada na detecção de distúrbios vocais provocados por alterações laringeas.

Palavras-chave: coeficientes mel-cepstrais, quantização vetorial, patologias laringeas, processamento de sinais de voz.

Abstract: *This article deals with the discrimination between healthy voices and voices affected by changing in the larynx. The changes in the larynx may have organic or neurologic cause. For signals analysis, mel-cepstral coefficients and vector quantization are employed. A comparison by means of the Euclidean distance between the training and testing codebooks is made. It was obtained an accuracy rate of 96% for database used. The obtained results show that the technique is promising in order to detect voice disorders caused by laryngeal changes.*

Keywords: *Mel cepstral coefficients, vector quantization, laryngeal pathologies, speech signal processing.*

Introdução

Lesões na laringe podem afetar a qualidade da voz de diversas pessoas. Existem dois tipos de exames que podem ser considerados mais tradicionais para a análise de patologias na laringe: a escuta da voz do paciente e a análise direta das pregas vocais, em exames como a videolaringoscopia [1,2]. O primeiro método é subjetivo, uma vez que depende da experiência do profissional, podendo levar a diferentes resultados. O segundo método é objetivo, mais eficiente, porém considerado invasivo, causando desconforto ao paciente, além de necessitar de equipamentos mais caros e sofisticados.

As técnicas de processamento digital de sinais de voz se mostram como uma ótima opção como uma opção auxiliar, não invasiva e de baixo custo, que pode ser empregada na avaliação acústica da qualidade vocal.

A codificação por predição linear LPC (*Linear Predictive Coding*), assim como a análise Cepstral tem sido empregada na discriminação entre vozes saudáveis e as afetadas por lesões na laringe [2-4]. Na codificação LPC, o sistema de produção da voz é modelado por um filtro linear variante no tempo, excitado por uma dada fonte – Sistema fonte-filtro [2,3 5].

A proposta dessa pesquisa é fazer uma análise similar à análise feita com a codificação LPC, porém utilizando os coeficientes mel-cepstrais, associada com a quantização vetorial, algoritmo de Linden, Buzo e Gray (LGB) para reduzir a dimensionalidade dos dados e melhorar a eficiência do processamento.

Análise Cepstral

A análise cepstral do sinal de voz para o estudo das alterações laringeas pode ser muito útil, uma vez que permite se trabalhar com o sinal da glote (excitação) separadamente das repercussões ressonantes do trato vocal, facilitando o entendimento das modificações que ocorrem nas pregas vocais. A aplicação dessa técnica no estudo do sinal acústico de vozes alteradas poderia detectar modificações no sinal de voz que se relacionem com as alterações laringeas e, conseqüentemente, identificar modelos para uma classificação, permitindo a obtenção de uma ferramenta de diagnóstico não-invasiva [6].

Os coeficientes cepstrais, em sua versão discreta, podem ser calculados por:

$$c_a(n) = \frac{1}{N} \sum_{k=0}^{N-1} \log[X(k)]e^{j2\pi kn/N}, \quad (1)$$

Em que $X(k)$ representa a transformada de Fourier do sinal de voz e $n = 0, 1, \dots, N - 1$.

A partir da análise cepstral surgiu a análise mel-cepstral, que adapta a escala de frequências analisadas para a escala mel, que é a escala de percepção da audição humana. Os coeficientes mel-cepstrais (*Mel-frequency Cepstral Coefficients* – MFCC) surgiram devido aos estudos na área de psicoacústica (ciência que estuda a percepção auditiva humana), que mostraram que a percepção humana das frequências de tons puros ou de sinais de voz não segue uma escala linear [4]. Foi desenvolvida então uma escala chamada mel, Equação (2), que correlaciona cada tom com uma frequência real com um tom subjetivo medido. Dessa forma, a frequência utilizada será convertida para a frequência que o ouvido humano consegue perceber, pela escala:

$$F_{mel} = 2595 \cdot \log\left(1 + \frac{F_{linear} (HZ)}{700}\right) \quad (2)$$

Para obtenção dos coeficientes mel-cepstrais (MFCC), a partir dos coeficientes cepstrais, deve-se a seguir aplicar filtros digitais espaçados segundo uma escala acusticamente definida, a escala mel. Após o mapeamento das frequências acústicas para a escala de frequências percebidas, pela Equação (3), é aplicado um banco de filtros espaçados linearmente no domínio mel. (Figura 1). A seguir, é realizado o cálculo do logaritmo da energia de saída de cada filtro. A quantidade de filtros é baseada na frequência de amostragem (F_a) do sinal de voz, sendo obtida por $3\ln(F_a)$ [3,4].



Figura 1: Banco de filtros digitais na escala mel.

Na Figura 2 é ilustrado o processo de obtenção dos coeficientes mel-cepstrais. O sinal de voz é pré-processado (segmentação, janelamento e pré-ênfase).

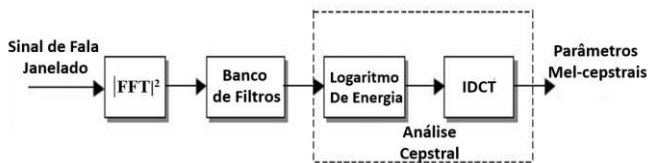


Figura 2: Processo de obtenção dos coeficientes mel-cepstrais.

Os coeficientes mel-cepstrais são obtidos a partir de cada janela do sinal, depois de realizados os seguintes processamentos [4]: Cálculo do espectro de magnitude do sinal ($|FFT|^2$); Aplicação do banco de filtros triangulares em escala mel; A função $\log()$; A transformada cosseno. Finalmente, os coeficientes mel-cepstrais são obtidos por:

$$c_{mel}(n) = \sum_{k=1}^{Nf} \log(Sf(k)) \cdot \cos\left[n\left(k - \frac{1}{2}\right)\right] \cdot \frac{\pi}{Nf} \quad (3)$$

em que $n= 0, 1, \dots, Nf$ onde Nf é o número de filtros digitais utilizados, $c_{mel}(n)$ é o n -ésimo coeficiente mel-cepstral e $Sf(k)$ é o sinal de saída do banco de filtros digitais, dado por:

$$S_d(k) = \sum_{j=1}^{NFFT} W_k(j)X(j), \quad (4)$$

em que $W_k(j)$ são as janelas de ponderação triangulares associadas às escalas-mel e $X(j)$ é o espectro de magnitude da FFT de N pontos [4,3].

Quantização Vetorial LBG

Como em qualquer quantização, a quantização vetorial (QV) funciona para agrupar uma determinada quantidade de dados para facilitar o seu processamento, reduzindo a dimensionalidade dos dados. No caso da QV é feito um *codebook*, sendo cada grupo de dados determinado por um centroide como pode ser visto na Figura 3 [6].

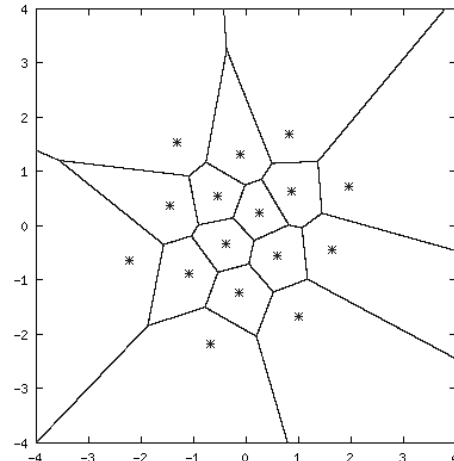


Figura 3: Exemplo de QV de 2 dimensões.

A QV LBG é um tipo de quantização vetorial que seu algoritmo necessita de um *codebook* inicial para novos centroides serem encontrados. O fluxograma de Figura 4 [7] mostra todos os passos desse tipo de quantização.

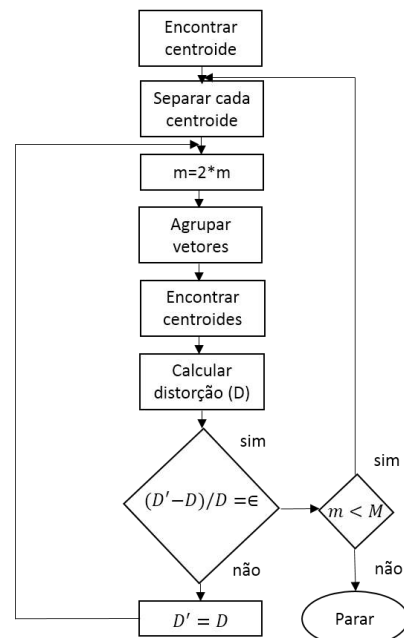


Figura 4: Fluxograma VQ-LBG algoritmo.

Na Figura 5 está representado o método da quantização vetorial com os centroides representantes dos coeficientes mel-cepstrais de dois locutores distintos.

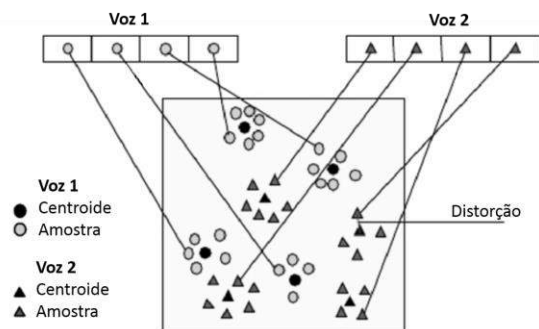


Figura 5: Diagrama conceitual que ilustra um processo QV.

Distância Euclidiana

A distância Euclidiana é utilizada para fazer a comparação entre os vetores gerados pelos arquivos de teste e os gerados pelos arquivos de treino para discriminar as classes de sinais analisadas. A menor distância obtida na comparação indica a qual classe o sinal de teste pertence.

Materiais e métodos

A base de dados empregada neste trabalho, da qual serão extraídos os sinais para análise acústica (vogal /É/ (“é”) sustentada) foi desenvolvida pelo Laboratório Integrado de Estudos da Voz (LIEV) da Universidade Federal da Paraíba, Campus João Pessoa, Paraíba. A base faz parte de um projeto intitulado “Integração das medidas acústicas, perceptivas, fisiológicas e de autoavaliação em pacientes com e sem alteração laríngea”, avaliado e aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa do Centro de Ciências da Saúde/UFPB, com o parecer número 52492/12. Todos os participantes assinaram o termo de consentimento livre e esclarecido.

Foram incluídos no estudo, pacientes com idade superior a 18 anos e inferior a 65 anos, que apresentassem queixa vocal e que já tivessem realizado avaliação laringológica, com laudo otorrinolaringológico por escrito. Foram excluídos indivíduos com alterações cognitivas ou neurológicas que impossibilitassem o preenchimento do questionário utilizado. Participaram desta pesquisa 330 sujeitos, sendo 78 do sexo masculino e 252 do sexo feminino, com uma média de idade de 40,06 anos (DP=13,98). Esta população foi atendida no setor de triagem do Laboratório de Voz de uma Instituição de Ensino Superior, no período de agosto de 2012 a fevereiro de 2014.

Para a análise perceptivo-auditiva da voz foram utilizadas as escalas: Escala Analógica visual (EAV) e a Escala de Sintomas Vocais (ESV). Essas avaliações foram executadas com a participação de três fonoaudiólogos especialistas em Voz, com experiência em avaliação vocal perceptivo-auditiva.

Todos os pacientes foram divididos em grupos diagnósticos, considerando-se os principais distúrbios da voz atendidos no Laboratório onde a pesquisa foi realizada. O principal critério para alocação dos pacientes em grupos diagnósticos foi o resultado do exame laríngeo, uma vez que a imagem laríngea é usada como

padrão de referência para confirmar a classificação diagnóstica de um distúrbio da voz. Para o projeto foi dividido os pacientes entre pacientes com a laringe normal e paciente com alteração na laringe como pode ser visto Tabela 1.

Tabela 1: Tipos de diagnóstico relacionados a alterações na laringe.

GRUPO	DIAGNÓSTICO	NÚMERO DE CASOS
1	Laringe Normal	53
2	Laringe Lesionada	200

As vozes de laringe com alteração podem ser subdivididas em 04 grupos: lesão porção membranosa (nódulos, pólipos, sulco e cistos); orgânica (Doença de Parkinson, paralisia, Esclerose Múltipla); funcionais (fendas, tensão muscular); por último, RGE, laringite, cordite, edema ou hiperemia.

Para o propósito inicial do projeto foram separadas apenas as vozes das pessoas consideradas normais e as vozes de pessoas com alteração na laringe de forma geral. Esses arquivos foram subdivididos nos arquivos para treino e nos arquivos para teste. Foram utilizados 32 arquivos de vozes normais para treino, 21 normais para teste, 120 com lesão para treino e 80 com lesão para teste. O processamento do sinal foi dado primeiramente nos arquivos de treino.

Os sinais de treino de vozes normais foram concatenados, assim como os de vozes com lesão na laringe, para a obtenção do dicionário (*codebook*) de treino. Depois foi feita a extração dos coeficientes mel-cepstrais do mesmo. Para a redução da quantidade de amostras, foi então feita a quantização vetorial dos coeficientes gerados e assim foi criado um *codebook* para vozes normais e outro para vozes de pacientes com alteração laríngea.

Com os *codebooks* de treino é possível a análise dos arquivos de teste. É feita a distância euclidiana entre o centroide gerado no arquivo teste e o arquivo de treino de vozes normais e vozes alteradas. Então, esses dois vetores de distância são comparados, fazendo uma decisão entre os tipos de voz.

O último passo é analisar cada uma dessas distâncias calculadas. Se o centroide de teste gerado for de uma voz normal, é esperado que a distância entre esse os vetores do arquivo de treino de vozes normais sejam menores que a distância entre os arquivos de teste das vozes lesionadas. Ou seja, quando a distância calculada com vetores do arquivo de teste de vozes normais é menor que a de vozes alteradas, então pode-se afirmar que o teste foi um verdadeiro negativo (VN), caso contrário o teste será um falso positivo (FP).

Considerando que o centroide gerado foi de uma voz com lesão na laringe, quando a distância calculada com vetores do arquivo de teste de vozes com lesão na laringe é menor que a calculadas com os vetor das vozes normais para treino, então pode-se afirmar que o teste foi um verdadeiro positivo (VP), caso contrário o teste será um falso negativo (FP).

Resultados

Inicialmente foi gerado um centroide para cada voz de teste que foi analisada, primeiramente foram analisadas apenas as vozes normais separadas para treino. A partir desse centroide, é calculada sua distância para os centroides de testes de vozes normais e de vozes com lesão na laringe como pode ser visto na Figura 6.

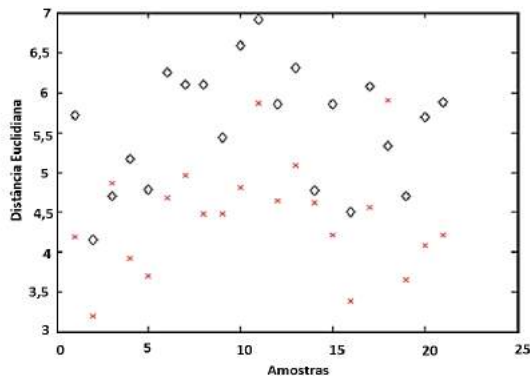


Figura 4: Gráfico de distâncias entre o codebook de treino e teste de voz com normal (vermelho) e teste de voz com alguma lesão (preto).

De forma análoga foi feito a distância euclidiana entre os vetores de vozes com alteração separadas para teste e os vetores dos arquivos de treino das vozes com lesão e de vozes normais. Como pode de visto no gráfico da Figura 7.

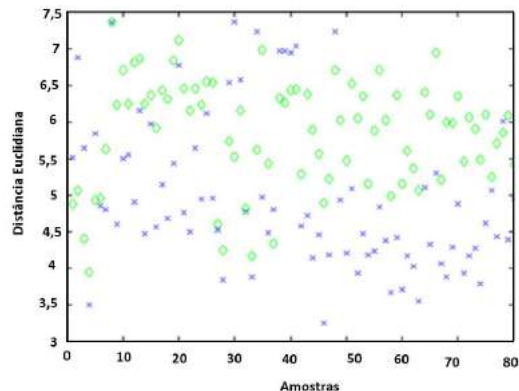


Figura 7: Gráfico de distâncias entre treino de voz com lesão e teste de voz com alguma lesão (azul) e teste de voz normal (verde)

Os valores de VN, FP, VP e FN podem ser vistos na Tabela 2.

Tabela 2: Avaliação de Desempenho do sistema de classificação.

AVALIAÇÃO DE DESEMPENHO	LESÃO LARINGEA
Verdadeiros Negativos	90,47%
Falsos Positivos	9,52%
Verdadeiros Positivos	96,25%
Falsos Negativos	3,75%
Acurácia	96%

Discussão

Os valores de falsos positivos e falsos negativos mostram o quanto o sistema de classificação está cometendo erros no diagnóstico de um paciente. No caso dos Falsos Positivos (FP), o sistema de classificação considera que cerca de 9,5 % dos pacientes analisados, com laringe saudável, foram classificados como alterados. Já no caso dos Falsos Negativos, o classificador considerou que menos de 4% foram considerados saudáveis, sem que o fossem. A quantização dos dados pode também diminuir um pouco o desempenho do sistema, já que reduz a quantidade dos dados analisados, embora possibilite maior rapidez no processamento.

Conclusão

Estes resultados, com taxa de erro abaixo de 10% e acurácia acima de 95% indicam que a análise mel-cepstral conseguiu capturar a desordem vocal provocada pela alteração laringea presente nos sinais analisados. Isto demonstra que o método pode ser considerado eficaz para detecção de alterações laringeas a partir da análise mel-cepstral.

Referências

- [1] Fonseca, E.S., Pereira, J.C. (2009), "Normal versus pathological voice signals", In: Engineering in Medicine and Biology Magazine, IEEE, v. 28, n. 5, p. 44-48.
- [2] Martinez, C.E., Rufiner, H.L. (2000), "Acoustic Analysis of Speech for Detection of Laryngeal Pathologies", In: Proc. of the 22th Annual EMBS Conference, Chicago, p. 2369-2372, July.
- [3] Godino-Llorente, J. I., Gomes-Vilda, P., Blanco-Velasco, M. (2006), "Dimensionality reduction of a pathological voice quality assessment system based on gaussian mixture models and shortterm cepstral parameters", In: IEEE Transactions on Biomedical Engineering, v. 53, n. 10, p. 1943-1953, October.
- [4] Vinícius J. D. Vieira, Silvana C. Costa, Washington C. de A. Costa, Suzete E. N. Correia e F. M. de Assis (2014) "Discriminação de Sinais de Voz com Análise de 'Quantificação de Recorrência e Redes Neurais", Em: Revista de tecnologia da informação e comunicação, v. 4, n.2, Outubro
- [5] O'Shaughnessy. (2000), D. Speech Communications: Human and Machine, 2nd Edition, NY, IEEE Press.
- [6] Zwetsch, I. C., Ribeiro, R. D., Fagundes, T. R., Scolari, D. Processamento Digital de Sinais no Diagnóstico Diferencial de Doenças Laringeas Benignas. Scientia Medica, Porto Alegre: PUCRS, Vol. 16, n. 3, jul./set. 2006..
- [7] Hasan, R., Mustafa, J., Rabbani G., and Rahman, S. (2004) Speaker identification using mel frequency cepstral coefficients. Electrical and Electronic Engineering, Bangladesh University of Engineering and Technology.

DEVELOPMENT OF AN AUTONOMOUS ALGORITHM FOR DETECTING OBSTRUCTIVE SLEEP APNEA FROM ORO-NASAL THERMAL SENSORS

H. S. Couto*, J. M. O. Couto*, M. B. Machado* and D. Martinez**

* IFSul-rio-grandense, Praça Vinte de Setembro, 455, Pelotas, RS, Brasil

** Hospital de Clínicas, Federal University of Rio Grande do Sul (UFRGS), Porto Alegre, Brasil
e-mail: henriquecouthda@gmail.com

Abstract: In order to build a reliable and robust detector for obstructive sleep apnea during sleep to be used in the future as a standard to evaluate other methods, this study proposes an algorithm that analyses oro-nasal thermal airflow in time domain, outputting the precise locations of apnea events during the night. The method used was inspired in a classical DC source, where a sinusoidal signal is rectified and its overall magnitude represented by a single number. This same concept was applied to the airflow data to determine a respiration baseline and detect cessations of respiration according to recognized international recommendations. A set of input parameters were created and a systematic adjustment carried out to ensure the best performance of the algorithm. The results showed that this version might be a promising solution for determining a trustable reference signal, which is not attached to fixed epochs, but instead, only accuses the presence of apneic events at the exact locations where they occur.

Keywords: Polysomnography, thermal airflow, OSA, apnea autonomous detection.

Introduction

Obstructive Sleep Apnea (OSA) has been an important concern for the medical community due to its high incidence amongst the population and also its high correlation with various circulatory disorders. According to [1], the dysfunction seems to affect about a quarter of male and 9% of female population and its consequences are not only immediate (sleep fragmentation and oxygen desaturation) but also in a long-term basis, such as “hypertension, coronary artery disease and metabolic syndrome”. From the data shown by [2], we can also infer that as the population seems to become older and the obesity levels tend to increase, it might contribute for the syndrome's incidence.

In [1], it is shown alternatives for treating the disorder, but the diagnosis is still an issue, due to the complexity of the test and the costs involved. Currently, to diagnose OSA in a patient, an overnight test is required in a Polysomnography (PSG) laboratory, where several biomedical signals are acquired and scored manually by a trained technician. Consequently, the demand is higher than the capacity of the labs, which leads to a long wait for the patients to be examined and might be critical for those who suffer from severe OSA. In order to help and reduce the cases of serious

complications, it is desirable to be able to screen the patients before they are submitted to a formal PSG test and prioritize the care for the ones with more severe conditions. The challenge in this context is to develop a technique or device capable of registering and analyzing a biomedical signal from a patient outside a laboratory environment and produce an indicator of OSA severity to be used as a pre-diagnostic tool.

The heart rate variability (HRV) seems to be a suitable input for this purpose, as this research field is surrounded by relevant publications and literature, such as [3], which reports a comparison between 13 algorithms that participated in an international competition promoted by *Physionet* and *Computing in Cardiology* in 2000. It is well known that during a sleep apnea event, the heart beats slowly due to the fact that the lungs are not requiring oxygen at that moment. However, when the event ends, the patient tends to breath faster and the heart rate increases to compensate the new oxygen demand. This involuntary physiological response seems to be a promising indicator of OSA events, as pointed out by [4].

Although the scenery of using HRV to generate this diagnostic tool is very well supported in literature, some challenges still prevent this technique to be applied for general users. The detection of apnea events in real time seems to be insufficiently validated, even though there are published results, as for example showed by [5] that suggest that the achieved performance suffice to be applied as a screening tool for the disease. Behind this frame, the present work was conducted to create a robust and reliable algorithm to assess Polysomnography thermal airflow data (appropriate signal to characterize sleeping apneas according to [6]) and determine, based on this feature the specific time frames where apneic episodes occurred during the tests. Afterwards, it may be used as a standard for training and creating models to classify apnea using other techniques, such as HRV.

Materials and methods

The data to develop the detection algorithm was provided by a credited Polysomnography laboratory in Porto Alegre, Brasil and it was composed by a full set of biomedical signals that accompany the tests of one human subject with identity concealed. Although the amount of data seems to be insufficient to draw relevant

conclusions, the airflow signal is known to be very consistent amongst human subjects and the quantity of cycles generated throughout an entire PSG test must provide enough evidences to explore the decision making capacity of the algorithm. Initially, as signals of interest, nasal pressure and oro-nasal thermal airflow were extracted. However, the characteristics observed in the signals lead to the decision of using only the thermal airflow measurements to detect apnea in this first stage of the project. Nevertheless, it is not wise to simply disregard the pressure signal while developing such an apnea detector. [7] points out that nasal pressure is more appropriate to correctly estimate respiratory disorders because it is able to detect not only complete cessations on respiration, but also the partial ones. Besides, the authors clearly state that the best strategy to detect such breathing disorders is by combining the two signals rather than using one or another separately.

On the other hand, as a backup for using at this point only the thermal sensor to detect the apnea events, [6] say that for "both adults and children", this is the recommended signal to consider for obstructive apneas. Even more so, the authors point out that nasal pressure signal is not the recommended sensor for apnea detection as the signal "may show decrease excursions (decreased amplitude) during mouth breathing". Accordingly, it was decided to use oro-nasal thermal airflow sensors to detect the apnea (obstructive) events at this first stage.

The rules presented by [8] are the adopted assumptions for the characterization of sleep apnea episodes in adults. According to the definition, such an event occurs when: a) the respiration baseline drops in a value higher than 90% **and** b) this drop lasts for more than 10 seconds. The algorithms were created and tested using Matlab®, version R2013a.

Definition of Baseline – The definition of baseline is the one proposed by [6] and it can be represented by the flowchart shown in Figure 1. Note that to define a baseline it is required to use the data from the previous two minutes of respiration signal and decide whether the respiration along that period can be classified in a "stable" or "unstable" respiration pattern.

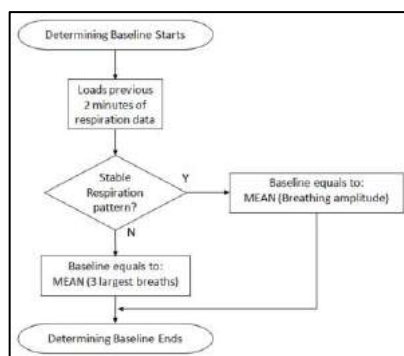


Figure 1: Conceptual routine to determine the breathing baseline. Based on the criterion by [6].

Data preparation – The data was sampled at 100 Hz and provided in European Data Format (EDF). In order to access the samples, the Matlab function developed by [9] was used.

After reading the airflow signal, the next step was to eliminate the noise and delimit the signal in the frequencies of interest. The respiratory signal is a periodic oscillation, with its frequency below 0.5 Hz (measured experimentally for this data and reinforced by [10]). As a result, it was implemented a digital low-pass filter to eliminate undesirable oscillations introduced in the signal. Looking at the spectrum shown in Figure 2, it can be noticed that the DC region of the signal is associated with its major power, reassuring that the high frequencies, which are contaminating the data, can be disregarded.

The Automated Detection Process – Unlike most decision makers shown throughout literature, this technique does not classify an entire epoch as "containing" or "not containing" apnea, but it gives the exact location where it starts and where it ends, which is extremely important in this case, when the ultimate objective is to create a reference or calibrator for future developments. An example of algorithm that considers the real duration of events is the work from [11], in which starting and ending points of the apneic events are delimited.

In order to use this same principle, the data is analyzed in a static 2-minute window where the samples are passed through and tested second by second, looking for the requisites for classification as apnea occurrence according to the definition by [6] and stated before. The process was idealized to work as an analogy to a DC source in a background of Electrical Engineering. The respiration signal is analogous to an AC source (like 60Hz mains power) and, in order to convert the AC to DC, the first step is the rectifier, which serves to mirror the negative parts of the signal about the horizontal axis. In order to do it in a classical Electrical Engineering application, some rectifier diodes would be used. This solution is analogous to a squaring operation in the signal. After doing that, all the negative parts will become positive and the data will no longer have amplitude below zero. This was the main principle used in the project and after that, it is only a matter of calculating mean of the signal according to the rule elaborated in Figure 1. Figure 3 illustrates the main steps of the process. Notice that after the calculation of the squared signal, the samples are normalized and the peaks of this new signal are calculated. It is also noticeable that the peaks generated from the part of the data, which was originally negative, are smaller in amplitude than the positive ones. This is because the data is not symmetrical about the abscissa axis.

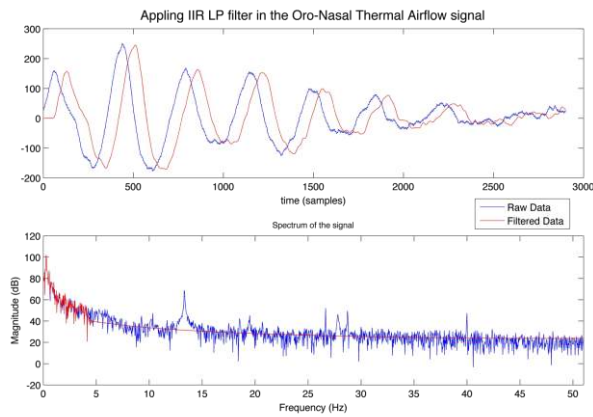


Figure 2: Figure synthesizing the process of filtering in time (top plot) and frequency (bottom plot).

As seen in the flowchart showed in Figure 1, it is necessary to decide whether a 2-minute window is a stable or unstable respiration period. The calculation of the peaks (bottom plot in Figure 3) is the key for this decision. Consider that the algorithm will only detect a peak if a given interval between peaks as well as a minimum relative amplitude is respected. Besides, it is expected a certain quantity of peaks in a window, at least a minimum, given that the typical duration of the respiration signal is about 2 seconds. All these variables, plus the standard deviation of the detected peaks, form the set of input parameters that enable the algorithm to decide whether the window under analysis is stable or unstable. Table 1 shows with further details the variables that compose the algorithm and are directly connected to the performance of the detector.

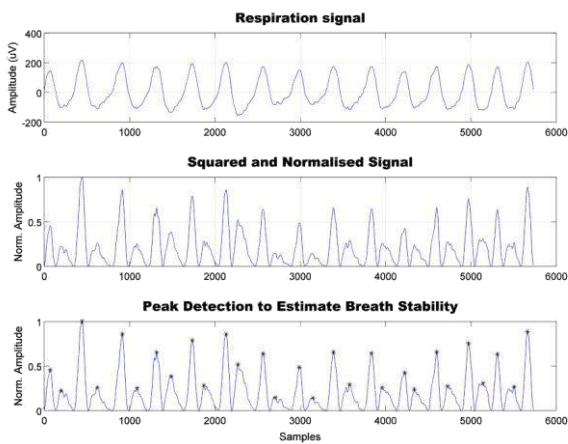


Figure 3: A conceptual overview of the process used to work with the data, construct a posterior baseline and evaluate breath stability based on the standard deviation of the peaks in the rectified signal.

Results

Figure 4 illustrates the detection screen of the algorithm. There are three plots shown. The top one regards to the determination of respiration baseline and

threshold for apnea. The visualization of this graph is limited to maintain the baseline in the middle of the screen. Also, the title informs the current time under analysis, the calculated standard deviation of the detected peaks and also de number of peaks detected. The middle plot shows the respiration signal and the decision whether the respiration is stable or not in its title. It is important to observe here that although there are apneas during the window, the algorithm still classified the entire pattern as stable because the parameters set for the simulation permitted this.

At last, the bottom plot in Figure 4 illustrates the output of the apnea detector. Notice that with the parameters that were set at the moment shown, four apnea episodes were detected in the two minutes window presented.

Discussion

The overall performance of the classifier can be considered satisfactory at this stage. There is still room for improvement in the values of parameters shown in Table 1. This can be noticed in Figure 4, where the threshold to classify as apnea seems to be too low because the small amplitudes at the beginning and end of apnea events are sufficient to overcome this line. After adjusting these variables, an additional validation stage with a significant amount of data from different participants would be required and only after the process proves itself to be trustable is that the

Table 1: Parameters of the apnea detection algorithm.

Parameter	Description
Peak Distance	Determines the expected distance between successive peaks. Calculated initially as 100 samples.*
Peak Height	Expected minimum height of the peak. A peak below this threshold will not be detected. The initial value was set to 0.1.
Peak Deviation Threshold	Established limit to determine whether the standard deviation of the found peaks can or cannot be considered as a normal pattern.
Quantity of Peaks	This parameter regards to the number of peaks encountered within a 2-minute window. Theoretically, as there are 2 minutes and each breath is expected to long for approximately 2 seconds, the expected quantity of peaks is expected to be 120.

*The measured frequency of the respiration was about 0.5 Hz, which gives 2 seconds (200 samples). As there are two cycles (one positive and one negative) in a period, 100 samples seems to be a reasonable value.

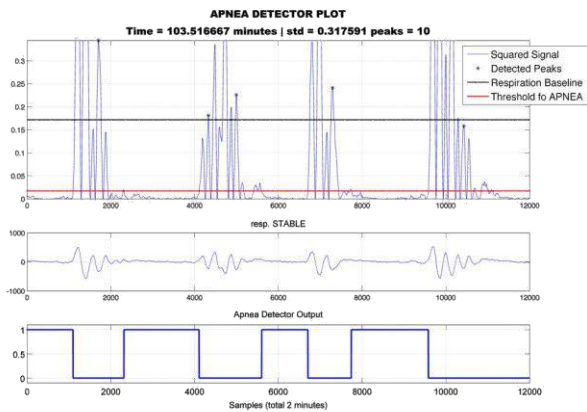


Figure 4: Screen plots of the apnea detector.

algorithm would be considered a reference method for marking apnea events throughout PSG recordings. Another point of discussion is the criterion to define stability of respiration in a period under analysis. As it can be seen in Figure 3, the signal seems to present a positive offset, as the positive part of the data is larger than the negative. If these two portions were even, the detected peaks would not vary as much and so, the standard deviation calculated could have been calculated for a smaller value. To overcome this issue, the parameter *Peak Distance* shown in Table 1 was manipulated to catch only the positive-generated peaks, missing the negative-generated ones, which ensures an evenly distributed vector of peaks. For future development, the use of a High Pass filter to exclude the DC part of the data would be necessary, as suggested by [12], stating that the respiration signal should be limited by a 0.1 to 15 Hz band-pass filter.

In conclusion, the present work can be seen as a promising start to achieve the goal of creating an affordable and easy-to-use solution to detect sleep apnea, serving as screening tool for helping treatment and detection of such a significant disorder.

Acknowledgements

This research has been possible thanks to the support and data provided by Professor Denis Martinez from Hospital de Clínicas, Federal University of Rio Grande do Sul (UFRGS).

References

- [1] Craig A. H. Obstructive sleep apnea – management update. *Neuropsychiatric Disease and Treatment*. 2006; 2 (3): 309–326.
- [2] Tufik S; Santos-Silva R; Taddei JA; Bittencourt LRA. Obstructive Sleep Apnea Syndrome in the Sao Paulo Epidemiologic Sleep Study, *Sleep Medicine* 2010;11(5):441-446.
- [3] Penzel T; McNames J; Murray A; de Chazal P; Moody G; Raymond B. Systematic comparison of different algorithms for apnoea detection based on electrocardiogram recordings. *Med Biol Eng Comput*. 2002 Jul; 40(4):402-7.

- [4] Roche F; Gaspoz JM; Court-Fortune I; Minini P; Pichot V; Duverney D; Costes F; Lacour JR; Barthélémy JC. Screening of obstructive sleep apnea syndrome by heart rate variability analysis. *Circulation*. 1999 Sep 28; 100(13):1411-5.
- [5] Atri R; Mohebbi M. Obstructive sleep apnea detection using spectrum and bispectrum analysis of single-lead ECG signal. *Physiol Meas*. 2015 Sep 2; 36(9):1963-1980.
- [6] American Academy of Sleep Medicine Task Force. Sleep-related breathing disorders in adults: recommendations for syndrome definition and measurement techniques in clinical research. The Report of an American Academy of Sleep Medicine Task Force. *Sleep* 1999; 22(5):667-689.
- [7] Teichtahl H; Cunnington D; Cherry G; Wang D. Scoring polysomnography respiratory events: the utility of nasal pressure and oro-nasal thermal sensor recordings. *Sleep Medicine* 2003; 4(5):419-425.
- [8] Berry RB; Budhiraja R; Gottlieb DJ; Gozal D; Iber C; Kapur VK; Marcus CL; Mehra R; Parthasarathy S; Quan SF; Redline S; Strohl KP; Ward SLD; Tangredi MM. Rules for scoring respiratory events in sleep: update of the 2007 AASM Manual for the Scoring of Sleep and Associated Events. *J Clin Sleep Med* 2012; 8(5):597-619.
- [9] Kemp B; Varri A; Rosa AC; Nielsen Kd; Gade J. A simple format for exchange of digitized polygraphic recordings. *Electroencephalography and clinical Neurophysiology*, 82 (1992) 391-393.
- [10] Arunachalam SP; Brown LF. Real-Time Estimation of the ECG-Derived Respiration (EDR) Signal using a New Algorithm for Baseline Wander Noise Removal. In: 31st Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society; 2009 Set 2-6; Minneapolis, Minnesota, USA. 2009. p. 5681-4.
- [11] Koley B; Dey D. Automated Detection of Apnea and Hypopnea Events. In: 3rd International Conference on Emerging Applications of Information Technology (EAIT); 2012; Kolkata, West Bengal, India. IEEE 2012. p. 85-88.
- [12] Iber C; Ancoli-Israel S; Chesson Jr. AL; Quan SF for the American Academy of Sleep Medicine. The AASM Manual for the Scoring of Sleep and Associated Events: Rules, Terminology and Technical Specifications. 1st ed. Westchester, Illinois: American Academy of Sleep Medicine, 2007.
- [13] Ryan PJ; Hilton MF; Boldy DA; Evans A; Bradbury S; Sapiano S; Prowse K; Cayton RM. Validation of British Thoracic Society guidelines for the diagnosis of the sleep apnoea/hypopnoea syndrome: can polysomnography be avoided? *Thorax*. 1995 Sep; 50(9):972-5.

RECONHECIMENTO DE DISTÚRBIOS VOCAIS UTILIZANDO REDES NEURAI ARTIFICIAIS

M. A. Fermino, H. E. Pavoni, D. H. Spatti, M. E. Dajer,

Departamento Acadêmico de Elétrica - DAELE - UTFPR, Cornélio Procópio, Brasil
e-mail: murillo.fermino@gmail.com

Resumo: A voz é uma ferramenta importante para a comunicação, afetando o desempenho de profissionais em todas as áreas, implicando extremo cuidado com a saúde vocal. No entanto, existem muitos desafios nos métodos de avaliação vocal, fornecendo oportunidades de estudo para abordagens não-invasivas. Em linha com esta exigência, o presente trabalho investiga a aplicação de redes neurais artificiais para classificação dos padrões relacionados a distúrbios vocais em sinais de fala. Propõe-se a aplicação da transformada wavelet packet para extrair características do sinal em análise tempo-frequência, redes neurais artificiais para reconhecimento de padrões pertinentes e, por fim, discutir sobre conceitos de pós-processamento e classificação. Os resultados mostraram que valores de energia extraídos por meio dos coeficientes da transformada wavelet packet como entradas para a rede neural artificial fornecem uma eficácia superior à 96% no reconhecimento de distúrbios vocais.

Palavras-chave: Distúrbios Vocais, Redes Neurais Artificiais, Transformada Wavelet, Reconhecimento de Padrões.

Abstract: *The voice is an important tool for communication, affecting the performance of professionals in all areas, implying extreme care with vocal health. However, there are many challenges in voice assessment methods, providing research opportunities for non-invasive approaches. In line with this requirement, this paper investigates the application of artificial neural network to classify patterns related to voice disorders in speech signals. It is proposed the application of wavelet packet transform to extract signal characteristics in time-frequency analysis, artificial neural networks for recognition of relevant patterns and, finally, discuss concepts of post-processing and classification. The results showed that energy values extracted by the wavelet packet transform coefficients as inputs to the artificial neural network provide efficacy greater than 96% in recognition of voice disorders.*

Keywords: *Voice Disorder, Artificial Neural Networks, Wavelet Transform, Pattern Recognition.*

Introdução

A primeira via de expressão com o mundo ao redor, juntamente com a face e as mãos, sinalizando a identidade do indivíduo, suas vontades e sentimentos é a

voz. Em relações sociais do dia-a-dia usa-se a voz para ganhar aceitação ou para comunicar ideias [1].

Diversas patologias ligadas ao sistema de produção de voz, como o câncer de laringe ou pólipos, são responsáveis por afetar além da saúde do paciente, a qualidade de vida e relações sociais. Sabe-se que geralmente os melhores tratamentos para as disfunções ocorrem quando detectados nos estágios mais precoces. Contudo, além de invasivas e desconfortantes, as técnicas convencionais possuem custo elevado e demandam muito tempo para realização obtenção de resultados [2].

Como é abordado na literatura [3-5], existem inúmeros parâmetros acústicos para medir e classificar o grau de normalidade da voz, porém, o maior obstáculo é encontrar uma forma de ajustar esses valores de forma que, em um caso generalizado, seja possível representar toda uma população e seus grupos de controle, independente de sexo ou idade.

A utilização de uma ferramenta consagrada nos últimos anos na área de processamento de sinais, a transformada wavelet packet (TWP) auxilia contornar os obstáculos de avaliação acústica, permitindo realizar análise tempo-frequência do sinal na extração das características. Nos trabalhos [6-8], fica claro que a transformada possui inúmeras aplicações e se tornou promissora para trabalhos envolvendo sinais biológicos.

Por sua vez, em relação ao aprendizado e automatização da identificação, tem-se como sugestão, inspirado em [9-11], um classificador fundamentado em sistemas inteligentes, mais especificamente, em redes neurais artificiais. Tal sistema apresenta variadas aplicações em extração de conhecimento mediante a variáveis que não são facilmente correlacionadas por métodos convencionais, tornando-se de grande valor para a área de sinais da fala.

Propõe-se então um classificador inteligente que consiga extrair os padrões necessários no sinal da voz, tornando-se um método não invasivo alternativo às análises acústicas para auxiliar os profissionais de estudos da voz.

Redes neurais artificiais

As Redes Neurais Artificiais (RNAs) são técnicas computacionais que adquirem conhecimento por meio da experiência. Possuem capacidade de processamento e de armazenamento de informação, simulando o cérebro humano. Desta forma, as RNAs podem ser aplicadas em diversos problemas de engenharia.

As RNAs foram utilizadas para associação de padrões de entrada (amostra) em função de classes previamente definidas. Para o problema proposto, utilizou-se a topologia *Perceptron* Multicamadas (PMC) desempenhando o papel de classificador de padrões.

Torna-se interessante ressaltar a utilização do treinamento supervisionado, que consiste em se ter disponível todas as amostras dos sinais de entrada com suas respectivas saídas desejadas, sendo utilizadas para supervisionar o treinamento e ajustar os pesos sinápticos em cada execução do processo.

Transformada *Wavelet Packet* (TWP)

O funcionamento da transformada wavelet pode ser simplificado por meio de filtros passa-baixa e passa-alta. A função *Wavelet* está relacionada com o filtro passa-alta, responsável por produzir os coeficientes de detalhes da decomposição. Por sua vez, a função de escalonamento está associada ao filtro passa-baixa, produzindo os coeficientes de aproximação.

A TWP apresenta uma variação mais versátil, sendo composta pela aplicação encadeada de várias transformadas *Wavelet*, tornando cada coeficiente a raiz para uma nova aplicação da transformada. De tal modo, a aplicação recursiva da transformada decompõe os coeficientes em árvore binária, gerando diferentes coeficientes para cada nível desejado, como pode ser observado por meio da Figura 1.

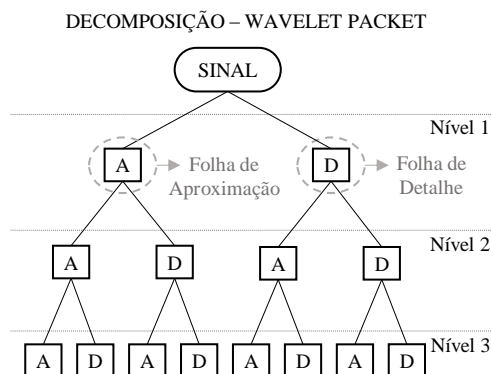


Figura 1: Decomposição TWP até nível 3. Em cada ramo, tem-se coeficientes de detalhe (direita) e aproximação (esquerda).

Medida de energia

A análise mais comum é fundamentada na energia dos coeficientes da TWP em um sinal discreto, calculada por meio da Equação (1):

$$E = \sum_{n=-\infty}^{\infty} |x[n]|^2 \quad (1)$$

Onde tem-se que $x[n]$ é o conjunto de pontos no segmento a ser analisado e E é o valor da energia obtido.

Materiais e métodos

O banco de dados é composto por vozes gravadas em ambiente controlado, com equipamentos adequados e realizados por profissionais da área de fonoaudiologia. O material foi cedido pelo Grupo de Engenharia Médica do Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico (GPEM/CNPq), contendo amostras saudáveis e patológicas de diversos pacientes (masculinos e femininos) coletadas ao longo dos anos de atuação do grupo.

Dos pacientes selecionados nas amostras foram extraídos a produção vocal acústica da vogal sustentada /a/ por possuir a maior abertura das vias, permitindo melhor caracterização das disfunções e emitidas em condições confortáveis (sem que haja esforço do paciente durante a aquisição do sinal). As gravações foram coletadas nas dependências do Ambulatório de Voz do Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo (HC-FMUSP). Para a captura, gravação e armazenamento dos sinais de voz foram utilizados: o software *Audacity* em computador Pentium II acoplado a uma placa de som e um microfone *headset* unidirecional da marca AKG– C520 L. O microfone foi posicionado à distância de quatro centímetros da boca, formando com esta um ângulo de 45° a 90°. Os sinais acústicos foram armazenados em extensão de arquivo .WAV à taxa de 44100 amostras por segundos.

O banco de dados é composto por pacientes saudáveis e patológicos. Quanto as disfunções utilizadas têm-se o edema de Reinke (caracterizado pelo acúmulo de massa na região de Reinke) e nódulos (lesões de massa desenvolvidas nas regiões anteriores às pregas vocais). Escolheu-se tais patologias por serem as de maior ocorrência em distúrbios vocais e apresentarem causas devido aos maus hábitos no uso da voz. O maior aprofundamento nos detalhes das disfunções pode ser encontrado em [12]. A composição geral do banco de dados é apresentada na Tabela 1:

Tabela 1: Composição do banco de dados.

Característica	Quantidade
Nódulos	21
Edema de Reinke	40
Saudáveis	85

Foi aplicada a TWP utilizando os valores de energia dos coeficientes presentes no quarto nível, criando-se um vetor de 16 entradas (extraídos de cada janela do sinal) para o classificador neural. Contudo, para melhorar o desempenho e incrementar o número de amostras, segmentou-se cada arquivo original completo em janelas de 2048 pontos (cerca de 46ms). Considerando a taxa de amostragem e uma duração média de 3 segundos por arquivo, gerou-se em média 75 janelas por arquivo de voz.

Condiçãoou-se o conjunto de entradas de forma a conter 4270 amostras saudáveis e 4270 amostras apresentando distúrbios (totalizando 8540 entradas). As

entradas foram normalizadas, embaralhadas e divididas na proporção de 60% para o treinamento e 40% para a validação. Garantiu-se que foi apresentado à rede os valores máximos e mínimos de cada entrada durante o processo de treinamento.

Devido aos limites de recursos computacionais, avaliou-se topologias de RNAs variando apenas de 3 a 25 o número de neurônios na primeira e segunda camada escondida (considerando somente os números ímpares presentes no intervalo). A média de acertos entre as 144 topologias testadas foi acima dos 90%, apresentando o melhor desempenho em torno de 96%.

A rede PMC que obteve o melhor desempenho nas análises é composta por 17 neurônios na primeira camada escondida, 23 neurônios na segunda camada escondida e um único neurônio na camada de saída.

As características principais da melhor rede são listadas na Tabela 2.

Tabela 2: Características da RNA.

Característica	Aplicado
Arquitetura da rede	PMC
Tipo de Treinamento	Supervisionado – <i>Off-line</i>
Algoritmo de Treinamento	Levenberg-Marquardt (<i>backpropagation</i>)
Taxa de aprendizagem	10^{-2}
Critério de parada (erro)	10^{-3}
Épocas	2000
Número de amostras	8540

Por fim, realizou-se o pós-processamento da resposta do treinamento em valores discretos que definam as classes desejadas. Os critérios do pós-processamento estão representados na Tabela 3.

Tabela 3: Característica do pós-processamento.

Valor da Saída	Valor adotado	Significado
$0,00 \leq X \leq 0,05$	0	Distúrbio
$0,05 < X < 0,95$	-1	Incerteza
$0,95 \leq X \leq 1,00$	1	Normal

Análise de resultados e discussões

Para a validação dos resultados obtidos, considerou-se três parâmetros:

- **Eficiência:** define a capacidade da rede em acertar a classe da amostra apresentada. É calculado por meio dos erros cometidos em relação ao número total de amostras apresentadas.

- **Imprecisão:** define a capacidade da rede em aproximar resultados discretos nas classes determinadas. É o parâmetro responsável por apresentar o grau de confiança nos valores estimados. É calculado por meio

do conjunto de valores incertos em relação ao número total de casos validados.

- **Desvio médio absoluto:** parâmetro que representa, em módulo, o desvio médio que cada amostra apresentou em relação ao valor discreto desejado. É calculado pela soma em módulo de todos os desvios divididos pelo número total de amostras.

Os valores obtidos para os parâmetros discutidos podem ser observados na Tabela 4:

Tabela 4: Resultado do pós-processamento.

Parâmetro	Valor
Eficiência (%)	96,897
Imprecisão (%)	1,112
Desvio médio absoluto	0,0238

Conforme demonstrado na Tabela 4, a ferramenta proposta apresentou alto nível de desempenho, obtendo mais de 96,89% de acerto nas amostras avaliadas. Com desvio médio absoluto em torno de 0,024 e imprecisão da classificação em torno de apenas 1,112%, comprovando a robustez do estudo proposto.

A Figura 2 representa o desempenho da RNA para uma seleção aleatória de 30 amostras. Em sequência, a Figura 3 destaca os resultados imprecisos obtidos por meio do pós-processamento em um conjunto de 150 amostras. Por fim, a Figura 4 apresenta histograma do desvio presente no conjunto total de amostras apresentadas ao classificador na etapa validação.

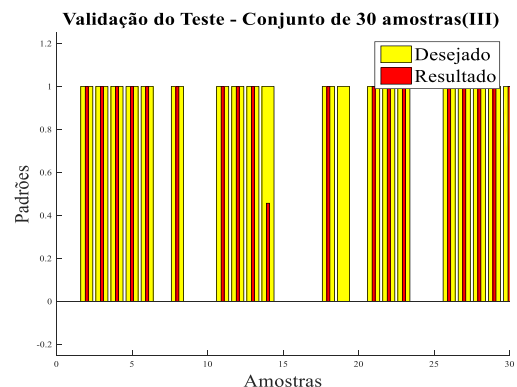


Figura 2: Desempenho da RNA (30 amostras).

Entretanto, é notável algumas situações de ineficiência do classificador, contendo situações de falhas na estimativa, representados na Figura 2. No caso do erro, tem-se a ausência da coluna vermelha sobrepondo a barra amarela, indicando inconsistência na resposta obtida. Por sua vez, no caso da imprecisão (valor entre 0,05 e 0,95 na resposta discreta), nota-se uma coluna vermelha sobrepondo parcialmente a barra referente a saída desejada.

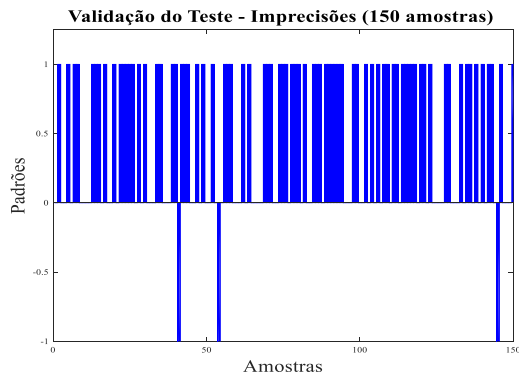


Figura 3: Resultados imprecisos no pós-processamento. Observa-se na Figura 3 apenas três casos de imprecisão em um conjunto de 150 amostras aleatórias, indicando grande nível de confiança no reconhecimento dos padrões no processo de validação da RNA.

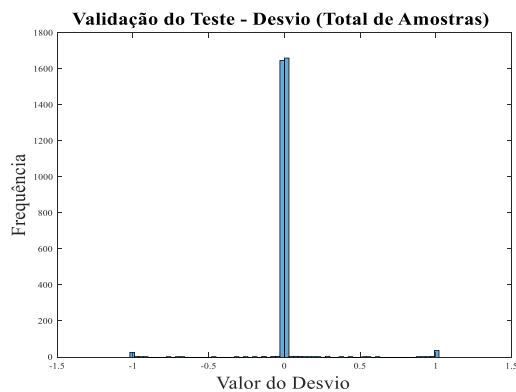


Figura 4: Histograma de desvio no conjunto total de amostras.

Por fim, considerando o grupo total de amostras, por intermédio da Figura 4, é possível analisar a consistência dos resultados na classificação de distúrbios. Tem-se que para os 40% do total de padrões (3416 amostras), a maioria das estimações apresentaram desvio praticamente nulo.

Conclusão

Apresentou-se um método alternativo, fundamentado em redes neurais, para a classificação de distúrbios vocais dado uma amostra de áudio do paciente a ser avaliado. A aplicação da rede neural PMC mostrou qualidade de generalização, apresentando índices consistentes de eficiência e precisão mesmo em grandes conjuntos de dados desconhecidos (etapa de validação). Tais resultados obtidos no estudo podem tornar-se base para o desenvolvimento de futuras ferramentas de fácil utilização, auxiliando de fato os profissionais envolvidos com avaliações vocais.

Agradecimentos

Agradecimentos ao grupo GPEM/CNPq pelo fornecimento da base de dados que possibilitou a realização do estudo.

Referências

- [1] Titze, IR. Princípios da Produção Vocal. Salt Lake City, UT: National Center for Voice & Speech, 2013.
- [2] Ghasemzadeh, H; Khass, MT; Arjmandi, MK; Pooyan, M. Detection of vocal disorders based on phase space parameters and Lyapunov spectrum. *Biomedical Signal Processing and Control*, 22, p. 135-45, 2015.
- [3] Behlau, M. A voz. O livro do especialista. Vol. I. Rio de Janeiro, RJ: Revinter, 2001.
- [4] Godino-llorente, JI; gomez-vilda, P. Automatic detection of voice impairments by means of short-term cepstral parameters and neural network based detectors. *Biomedical Engineering, IEEE Transactions on* 51, no. 2: p. 380-384, 2004.
- [5] Arjmandi MK, Pooyan M, Mikaili M, Vali M, Moqarehzadeh A. Identification of voice disorders using long-time features and support vector machine with different feature reduction methods. *Journal of Voice*, 25(6), p. 275-89, 2011.
- [6] Santos MO, Costa SC, Costa WD, Correia SE, Lopes LW. Avaliação dos Distúrbios Vocais em Crianças Usando Características Baseadas na Transformada Wavelet. *Anais do XIV Congresso Brasileiro em Engenharia Biomédica 2014*.
- [7] Ramirez-Villegas, JF.; Ramirez-Moreno, DF. Wavelet packet energy, Tsallis entropy and statistical parameterization for support vector-based and neural-based classification of mammographic regions. *Neurocomputing* 77.1: p. 82-100, 2012.
- [8] Zhang Y, Dong Z, Wang S, Ji G, Yang J. Preclinical diagnosis of magnetic resonance (MR) brain images via discrete wavelet packet transform with tsallis entropy and generalized eigenvalue proximal support vector machine (GEP-SVM). *Entropy* 17.4: p. 1795-1813, 2015.
- [9] Pedrosa MJ, Dourado DM, Felix LB. Classificação de padrões auditivos usando máquinas de vetor de suporte e redes neurais artificiais. *Anais do XIV Congresso Brasileiro em Engenharia Biomédica 2014*.
- [10] Salhi, L; Talbi, M; Cherif, A. Voice disorders identification using hybrid approach: Wavelet analysis and multilayer neural networks. *World Academy of Science, Engineering and Technology* 45.21: p. 330-339, 2008.
- [11] Carvalho, RTS.; Cavalcante, CC.; Cortez, PC. Wavelet transform and artificial neural networks applied to voice disorders identification. In *Nature and Biologically Inspired Computing (NaBIC)*, 2011 Third World Congress on: p. 371-376. IEEE, 2011.
- [12] Cielo CA; Finger LS; Rosa JD; Brancalioni AR. Lesões organofuncionais do tipo nódulos, pólipos e edema de Reinke. *Rev CEFAC*, 13(4). p735-748, 2011.

PREPROCESSING IN TRACTOGRAPHY: INFLUENCE OF B0 DISTORTION CORRECTION AND QUADRATIC REGISTRATION

R. B. Raffin^{***}, A. R. Franco^{****}

* Instituto do Cérebro do Rio Grande do Sul, (InsCer), PUCRS, Porto Alegre, Brasil

** Escola de Engenharia, UFRGS, Porto Alegre, Brasil

*** Faculdade de Engenharia, PUCRS, Porto Alegre, Brasil

e-mail: romulo.raffin@ufrgs.br

Abstract: The choices of preprocessing strategies for diffusion weighted images (DTI) are not well defined in the current literature. Four different DTI preprocessing settings were applied to data acquired according to a typical diffusion-weighted images (DWI) acquisition protocol found in the literature and clinic. The processed images were reconstructed using tractography, in order to visually evaluate the influences of the different preprocessing and registration strategies. Within our tests, results show that there is no significantly better strategy and that differences among them can be classified in two groups: misunion between different tracts and appearance of artificial-looking fibers. These differences probably originate from the image acquisition protocol and the choice and tuning of the reconstruction and propagation algorithms.

Keywords: MRI, DTI, distortion correction, quadratic registration, tractography.

Introduction

Diffusion Tensor Imaging (DTI) is a Magnetic Resonance Imaging (MRI) technique which is based on the anisotropic characteristic presented by the diffusion of water molecules inside organic tissues [1]. A combination of images with magnetic fields applied in different directions allows for the inference of the organization of the cerebral white matter. Its microstructure makes the signals involved in DTI very intricate [2]. Given its noninvasibility and in vivo feasibility [3], DTI is being increasingly used in studies that range from cognition to neurodegenerative disorders. This rising popularity alongside the intricacy of the technique give rise to many studies using completely different protocols and processing strategies. This diversity is positive in the sense that many diverse and sophisticated approaches towards the analysis of the diffusion-weighted signals show up every year. But there is the downside that it is extremely difficult to compare data and publications with different results.

With this aspect in focus, this study aims to visually assess possible differences in the tractographic analysis of cerebral white matter caused by different preprocessing pipelines. This has been evaluated via reconstruction and rendering of two well-known fiber bundles: the corticospinal tract and the arcuate fasciculus [4]. For the results to be as broad as possible, data

acquisition was done following a protocol commonly used in research institutes that use DTI in neurological studies in general.

Materials and methods

Subjects – Five subjects which were selected from an umbrella project that studies children with learning disorders. Patient demographics are identified in Table 1. All patients used in this study have learning disabilities. Since this is not the focus of this article, we will address the clinical aspects of these data in another publication. Data was collected with the approval of PUCRS' Ethics Committee under registration number CAAE 30895614.5.0000.5336.

Table 1: Patient demographics.

Subject	Age	Gender
1	8	Female
2	9	Male
3	9	Female
4	9	Male
5	9	Male

Data acquisition – MRI was performed on a 3.0T General Electric (Milwaukee, WI, USA) Signa HDxt scanner. Each DTI scan was composed of a T2-weighted image with no diffusion sensitization (B0 images) and 33 diffusion-weighted images ($b=750\text{s/mm}^2$) in a $256 \times 256 \times 50$ matrix with voxel size = $1.0 \times 1.0 \times 2.4\text{mm}^3$, $TR=13000\text{ms}$.

Preprocessing – All DWIs were registered using the TORTOISE DIFF_PREP software package [5]. Four variations of the default settings were applied as shown in Table 2. Images were registered to each subject's space to minimize distortions.

Table 2: registration settings.

Setting	Correction for B0 distortion with BSplines	B0 to structural quadratic correction
A	On	On
B	Off	On
C	On	Off
D	Off	Off

Tractography – The tensors were computed using TORTOISE’s DIFF_CALC package. Reconstruction was performed using Diffusion Toolkit (trackvis.org/dtk, Martinos Center for Biomedical Imaging, Massachusetts General Hospital). Tracking by FACT propagation algorithm [6] with an angle threshold of 35° and spline filter was also done using Diffusion Toolkit.

Visualization – Tracks were 3D rendered in TrackVis (trackvis.org, Martinos Center for Biomedical Imaging, Massachusetts General Hospital) and sagittal, axial and coronal views were exported to Portable Network Graphics (PNG) lossless file format.

Results

Given the small number of subjects evaluated, a qualitative analysis (visual inspection) of the tracts in each setting was performed. Two bundles of fibers traditionally used in cerebral white matter studies were chosen for the task: the arcuate fasciculus and the corticospinal tract. The region of interest (ROI) for the arcuate fasciculus was defined by a sphere of unitary radius and for the corticospinal tract by a disk of radius 2 and [0 0 1] normal vector. The ROIs had to be individually positioned for each subject, but were maintained across the different images of each subject. Table 3 contains the position of the ROIs’ centers.

Table 3: ROIs centers.

Subject	Arcuate Fasciculus	Corticospinal Tract
1	[107 112 47]	[91 96 25]
2	[108 102 47]	[91 96 25]
3	[106 108 49]	[90 98 18]
4	[108 96 43]	[94 89 18]
5	[107 111 35]	[95 91 18]

Figure 1 shows the corticospinal tract of subject 3 for each preprocessing setting. Figure 2 shows the arcuate fasciculus of subject 4 for each preprocessing setting. The complete set of rendered images is available at github.com/neuroimaging-pucrs/DTI_CBEB2016.

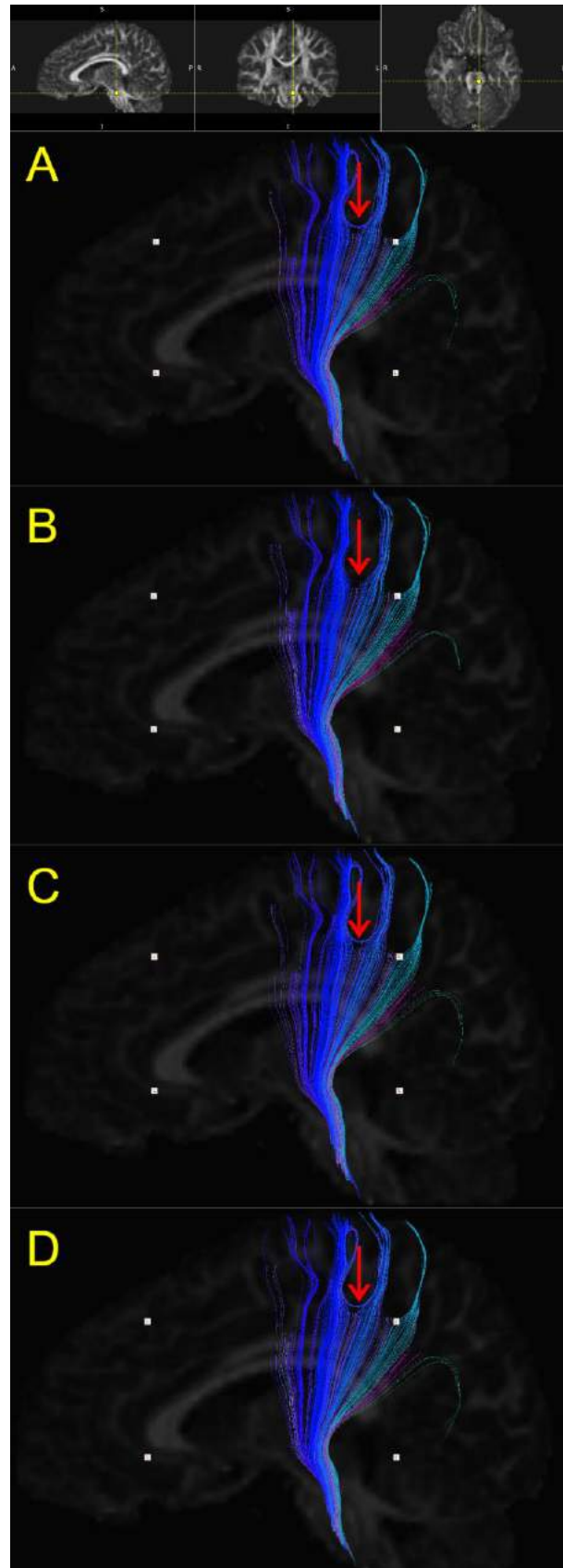


Figure 1: Subject 3’s corticospinal tract. From top to bottom: ROI location, setting A, setting B, setting C and setting D.

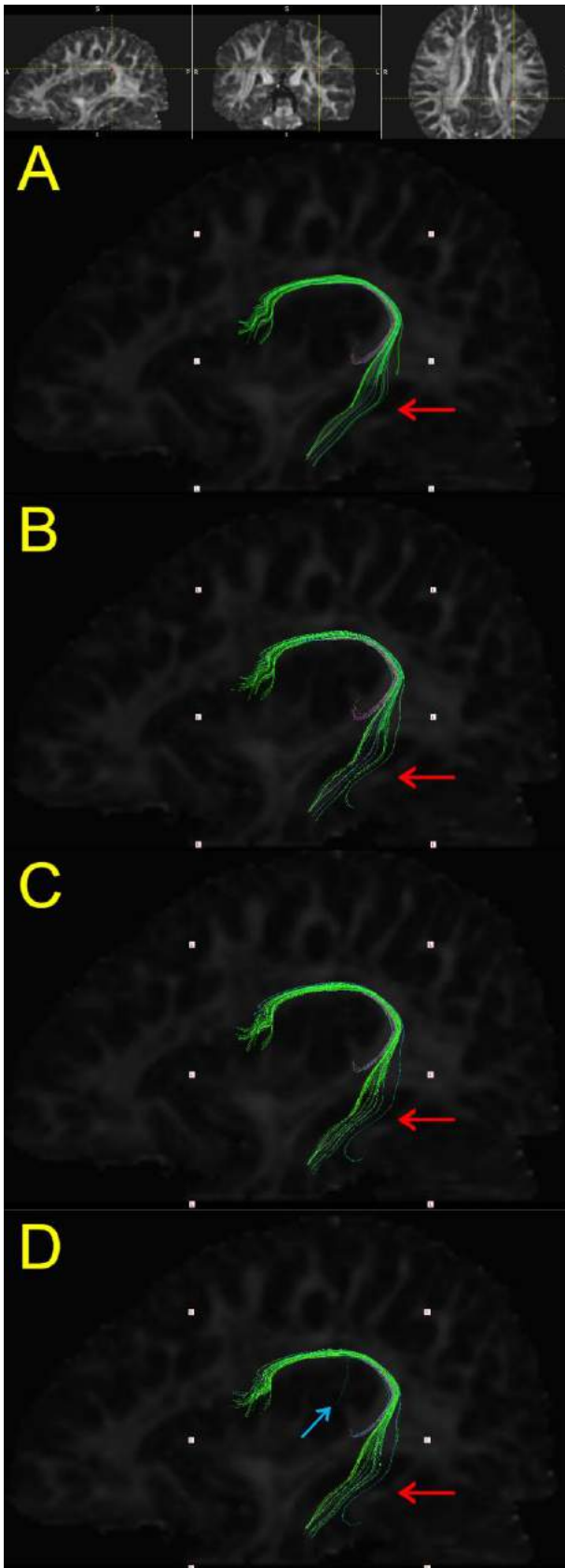


Figure 2: Subject 4's arcuate fasciculus. From top to bottom: ROI location, setting A, setting B, setting C and setting D

Discussion

Results indicate that there is no significantly better preprocessing setting when the tracts were visually evaluated. However, many minor differences can be spotted. The major differences in the images can be classified in two groups: misunion with other tracts and appearance of artificial-looking fibers. The red arrows in Figure 1 show that only with the B setting there was no misunion between the fibers of the corticospinal tract and the U fibers. Besides this, there were no major differences among these images, only fiber displacements smaller than voxel resolution and minor differences in the length of some fibers. In Figure 2, more differences in the position and length of some fibers can be seen as well as the appearance of a fiber in the D setting, as pointed by the blue arrow.

The misunion differences are probably caused by DTI's poor ability in distinguishing fibers that are crossing or touching [7]. Different techniques, such as the ones involving spherical deconvolution, aim to solve this known problem of the diffusion-tensor approach [2]. The artificial-looking fibers tend to arise from the reconstruction and propagation techniques [8],[9]. Different voxel intensity thresholds, angular constraints, and fiber smoothness criteria are usually responsible for this sort of artifacts [8],[9].

It is important to emphasize that the images were acquired with a b-value of 750s/mm^2 . This means that the distortion levels are lower when compared with images acquired at higher b-values [2] and no inference on the impact of the preprocessing setting at these higher b-values based on this study should be made.

To evaluate the effects of the preprocessing step in a voxel-wise manner, many more subjects should be evaluated so as to attain significant statistical power for the data analysis. Further studies concerning not only the influence of different preprocessing softwares, but also different image acquisition methods (such as HARDI and Q-Ball [10] among others) should be performed as well. The results of such studies could contribute towards a unified diffusion-weighted imaging protocol, at least for research, in order to data be more easily compared across different studies.

Conclusion

The study shows that there is no significantly better preprocessing setting for DTI tractography when the images are acquired with a low b-value, following a typical protocol.

References

- [1] J. E. Tanner, "Self diffusion of water in frog muscle.," *Biophys. J.*, vol. 28, no. 1, pp. 107–116, 1979.
- [2] J.-D. Tournier, S. Mori, and A. Leemans, "Diffusion Tensor Imaging and Beyond," *Magn. Reson. ...*, vol. 65, no. 6, pp. 1532–1556, 2011.

- [3] P. J. Basser, S. Pajevic, C. Pierpaoli, J. Duda, and A. Aldroubi, "In Vivo Fiber Tractography," *Magnetic Reson. Med.*, vol. 44, pp. 625–632, 2000.
- [4] L. I. Dini, L. M. Vedolin, D. Bertholdo, R. D. Grando, A. Mazzola, S. a Dini, G. R. Isolan, J. C. da Costa, and A. Campero, "Reproducibility of quantitative fiber tracking measurements in diffusion tensor imaging of frontal lobe tracts: A protocol based on the fiber dissection technique," *Surg. Neurol. Int.*, vol. 4, p. 51, 2013.
- [5] C. Pierpaoli, L. Walker, M. O. Irfanoglu, A. S. Barnett, P. J. Basser, L.-C. Chang, C. Koay, S. Pajevic, G. Rohde, J. Sarlls, and M. Wu, "TORTOISE: an integrated software package for processing of diffusion MRI data," *ISMRM Annu. Meet. Proc.*, vol. 18, no. 1, p. 1597, 2010.
- [6] S. Mori and P. C. M. Van Zijl, "Fiber tracking: Principles and strategies - A technical review," *NMR Biomed.*, vol. 15, no. 7–8, pp. 468–480, 2002.
- [7] S. B. Vos, M. Aksoy, Z. Han, S. J. Holdsworth, J. Maclaren, M. A. Viergever, A. Leemans, and R. Bammer, "Trade-off between angular and spatial resolutions in in vivo fiber tractography," *Neuroimage*, vol. 129, pp. 117–132, 2016.
- [8] S. Aja-Fernández, A. Tristán-Vega, and P. Casaseca-De-La-Higuera, "DWI acquisition schemes and Diffusion Tensor estimation: A simulation-based study," *2010 Annu. Int. Conf. IEEE Eng. Med. Biol. Soc. EMBC'10*, pp. 3317–3320, 2010.
- [9] H. W. Chung, M. C. Chou, and C. Y. Chen, "Principles and limitations of computational algorithms in clinical diffusion tensor MR tractography," *Am. J. Neuroradiol.*, vol. 32, no. 1, pp. 3–13, 2011.
- [10] D. S. Tuch, "Q-ball Imaging," *Magn. Reson. Med.*, vol. 52, no. 6, pp. 1358–1372, 2004.

HAND MOTION QUANTIFICATION USING NON-CONTACT CAPACITIVE SENSORS

Fábio Henrique M. Oliveira*, Alessandro R. P. Machado*, Adriano O. Andrade*

* Centre for Innovation and Technology Assessment in Health (NIATS), Postgraduate Program in Electrical and Biomedical Engineering, Faculty of Electrical Engineering, Federal University of Uberlândia, Uberlândia, Brazil
e-mail: oliveirafhm@ufu.br

Abstract: Analysis of human motion has great importance for the diagnosis and treatment of motor disorders. Nowadays, several studies in this area use inertial sensors to better understand the behavior caused by motor disorders. As the evaluation performed by clinicians is subjective and susceptible to human errors it is necessary an objective way to measure movements. This paper presents a system composed of Electric Potential Sensors that are able to monitor human movements. The system was evaluated by positioning the hand in the sensor area. A laser pointer was fixed at the middle finger to assist the task execution. Four tasks were employed in order to evaluate the sensor. For differentiation between tasks, a set of features were estimated from filtered signals and then projected onto a 2D space by means of the Sammon's mapping technique. The results showed the different grouping of tasks, demonstrating, thus, the ability to objectively detect and group different movements by the use of a technique, which is entirely passive, through sensing changes in the electric field. This experiment confirms that some movements of the hand can be determined from analysis of the signals detected from the non-contact sensors.

Keywords: Non-contact sensor, Electric Potential Sensor, Movement disorders, Sammon's mapping.

Introduction

The understanding and analysis of human motion is an old concern of humanity [1]. Nowadays, the major fields for investigation include the diagnosis and monitoring of the efficacy of treatment in rehabilitation and movement disorders that cause tremor [2].

Usually the diagnosis and assessment of the evolution of motor symptoms of Parkinson's disease and essential tremor are carried out by means of subjective clinical analysis. In order to quantify clinical signs of motor disorder, improve diagnosis and treatment assistance, devices with built in sensors are employed [3, 4]. Most devices use inertial sensors such as gyroscopes and accelerometers. These sensors are low-cost, have size and weight suitable for attachment to the human body.

The gold standard for motion tracking within the laboratory and clinic is currently video tracking systems

[2]. However, the required measurement space and equipment cost restrict the use of video tracking systems (e.g. VICON [5] and Qualisys [6]) to specialized clinics and laboratories [2]. Due to these restrictions, alternative technologies such as depth cameras, inertial and magnetic sensing [2, 7, 8] have been developed for human motion research.

Furthermore, sometimes it could be useful avoiding attached sensors to the evaluated body part. Due to the possibility of conventional wearable sensors hinder movement components, it could be advantageous the use of non-contact sensors. So the movements could generate more reliable results, without interference from wires and other components while performing the tasks.

In this way, this work shows a potential technology to address issues in this research area. This technology was reported as Electric Potential Sensor (EPS), developed and patented at the University of Sussex, UK, for remote monitoring of life signals in an unshielded noisy environment [9].

We presented data on the detection of the hand movement (i.e. radial and ulnar deviation, flexion and extension of the wrist) using four EPS sensors and discussed an extension of the technique to track movement in two and possible three dimensions. In this paper we report the capability of the system and its implications for applications in the health sector (e.g., for the monitoring of motor disorders signs).

Materials and methods

System - Four commercial EP sensors were employed for the non-contact detection of movement in an open environment. These sensors are able to detect electric field disturbance. A customized circuit was designed and implemented to condition the signals before its digitalization.

A small scale system was constructed using four sensors placed in the four middle edges of a square area that seems like an imaginary box containing the following dimensions: 0.21 m x 0.21 m. Thus, each pair defined an axis, with the two perpendicular axes. This arrangement, with four sensors defining x and y axes, is shown in Figure 1.

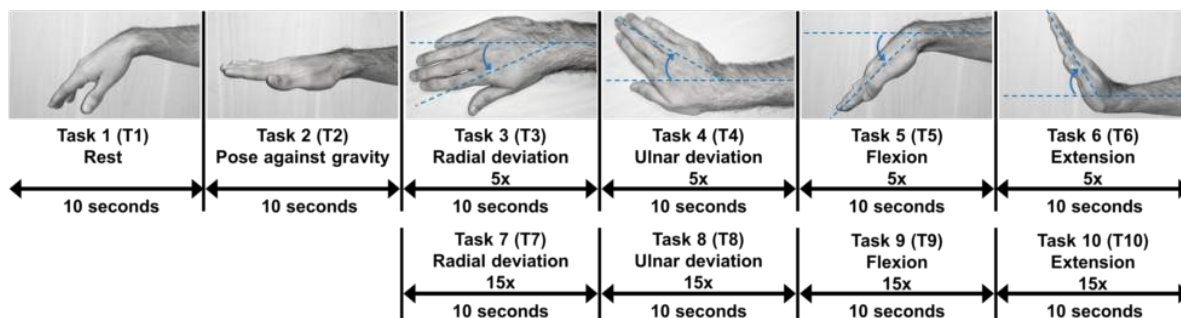


Figure 2: Basic sequence of executed tasks.

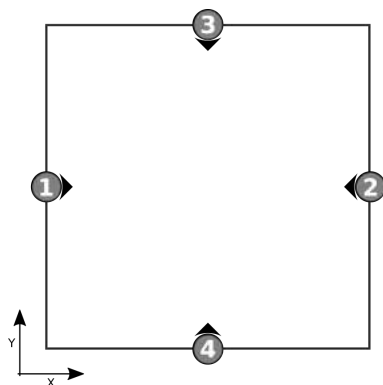


Figure 1: 2-D array of four Electric Potential Sensors, where in each pair of sensors provide information about movement in the x and y axes.

The outputs from the sensors were connected to a 32-bits ARM[®] Cortex[®] SAM3X microcontroller shield board with the 9 V power supply being used to provide power to the sensors, so no additional supply was needed. The signals were digitized at 3 kHz and the resolution of the analog to digital converter was 12 bits. Data were saved in Comma-Separated Values (CSV) format for offline analysis using Matlab (MathWorks[®]).

Experimental tasks – The participant executed the sequence of tasks depicted in Figure 2 twice.

The tasks performed by the volunteer were rest, i.e. forearm resting over support with no voluntary movement (Task 1), pose against gravity (Task 2), radial deviation (Task 3), ulnar deviation (Task 4), flexion (Task 5), extension (Task 6).

The tasks three to six were performed five times during ten seconds and the tasks seven to ten were performed fifteen times also during ten seconds, as illustrated in Figure 2. To help the subject to perform the tasks correctly, a board with markers (Figure 3) was placed in front of his hand. Before starting each task, the middle finger was pointed to the center of the board.

Additionally, a laser pointer (12 grams) was fixed in the medium finger, so it could assist the subject to achieve the targets. In order to synchronize the sequence and speed of tasks, audio beeps were used to guide the volunteer during the tasks execution, as shown in Figure 4.

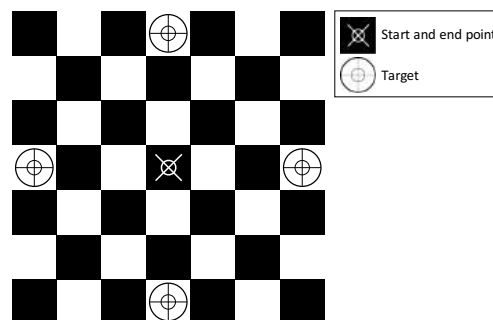


Figure 3: Board with markers specifically designed to assist the subject during the tasks performing.

Signal windowing was performed by the definition of the beginning and end of the task based on audio beeps and also based on visual inspection. Signals were filtered by using a Common Average Reference (CAR) filter [10]. A typical example of the result of this sequence of data processing is shown in Figure 4.

The set of features described in Table 1 were estimated from filtered signals for each performed task.

Table 1: Set of features employed in the study. The complete features details are available in Gruss et al [11].

Feature type	Feature	Description
Amplitude	mav	mean absolute value
	rms	root mean squared
	peak	global maximum
	mavsdn	mean of the absolute values of the second differences of the normalized signal
	mavsd	estimates the mean of the absolute values of the second differences of the signal
	mavfdn	estimates the mean of the absolute values of the first differences of the normalized signal
	mavfd	estimates the mean of the absolute values of the first differences of the signal
Variability	std	standard deviation

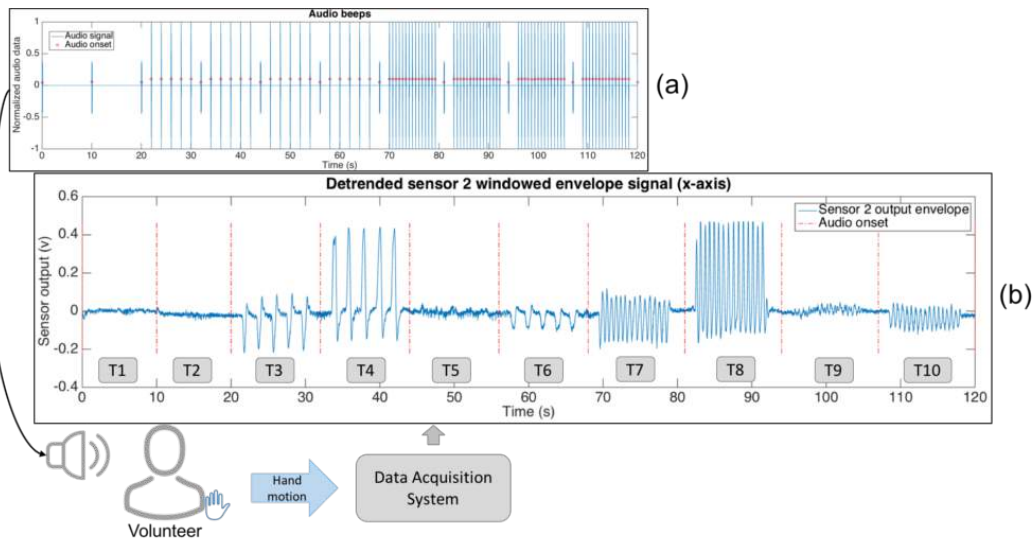


Figure 4: Experimental protocol elements. (a) Audio beeps signal used to guide and speed control the volunteer during tasks performing. (b) Typical results of the application of the windowing and filtering steps. The distinct tasks (T1 to T10) are separated by the main audio beeps. The main audio beeps are indicated by vertical lines between tasks.

For the reduction of the feature space was used Sammon's mapping technique, which is an algorithm that maps a high-dimensional space and converts it to a space of lower dimensionality, trying to preserve the structure of inter-point distances in high-dimensional space in the lower-dimension projection [12].

In order to perform the projection, an algorithm was done and the possibility of separating the tasks was available, so a lower dimension projection can be performed with each of the ten tasks, making easy its analysis, individually.

Data collection was approved by the Ethics Committee from the Federal University of Uberlândia under the number: 07075413.6.0000.5152.

Results and Discussion

Non-contact sensors to detect and quantify hand movements are suitable for many applications. Figure 5 and Figure 6 present the separation between the ten executed tasks. By a visual inspection, it is possible to identify clusters representing the executed tasks.

We can see in Figure 5 and Figure 6 the tasks grouping estimated by Sammon's mapping algorithm. As depicted in Figure 2 the movement of some tasks were the same (e.g. tasks 4 and 8), so the difference was in the movement speed during the performed task.

Most of the extracted features were in the amplitude domain, so it was not expected grouping difference between the same task done in different speed.

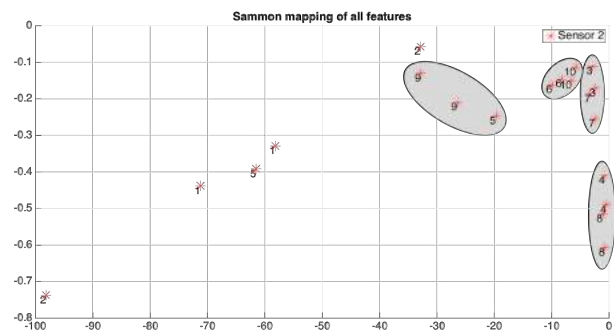


Figure 5: Use of Sammon's mapping technique for tasks differentiation. Asterisks represent the data from sensor 2 and the numeric labels each task.

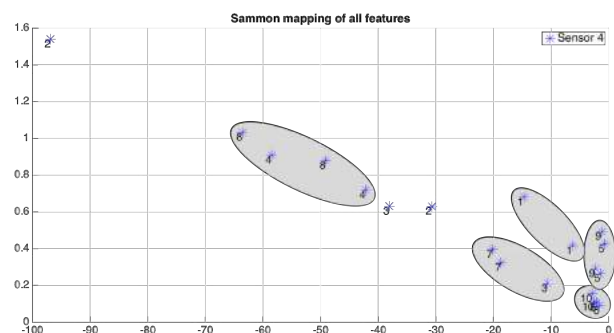


Figure 6: Use of Sammon's mapping technique for tasks differentiation. Asterisks represent the data from sensor 4 and the numeric labels each task.

A possible explanation for the tasks that have not been grouped is the reduced sample size due to the single subject that participated of the study. Also the set of used features might be a limitation of the experiment, as there are more features that could be explored.

Conclusion

In this article we observed the ability to objectively detect and group different movements using a technique which is entirely passive, through sensing changes in the electric field. We show that, with a sparse array of Electric Potential Sensors, it is possible to quantify the hand movement amplitude and frequency in a two dimensional plane. Extension to three dimensions would simply require an addition to the array in the z-axis.

This experiment confirms that the movements of a hand can be determined from a simple analysis of the sensor signals. By using this model, it becomes possible to extract velocity of movement improving the clinical diagnosis and treatment follow up of movement disorders (i.e. hand tremor and bradykinesia).

In order to improve the study, we suggest future works with the inclusion of more subjects to achieve statistical relevance.

Acknowledgements

The authors would you like to thank the colleagues from the Biomedical Engineering Laboratory of Federal University of Uberlândia.

The authors are also thankful for the financial resources granted by the Brazilian Coordination for the Improvement of Higher Education Personnel (CAPES), National Council for Scientific and Technological Development (CNPq) and the Foundation of Support Research of the State of Minas Gerais (FAPEMIG).

References

- [1] R. B. Martin, "A Genealogy of Biomechanics," *23rd Annual Conference of the American Society of Biomechanics*. 1999.
- [2] H. Zhou and H. Hu, "Human motion tracking for rehabilitation—A survey," *Biomed. Signal Process. Control*, vol. 3, no. 1, pp. 1–18, Jan. 2008.
- [3] K. Niazmand, K. Tonn, A. Kalaras, U. M. Fietzek, J. H. Mehrkens, and T. C. Lueth, "Quantitative evaluation of Parkinson's disease using sensor based smart glove," *2011 24th Int. Symp. Comput. Med. Syst.*, pp. 1–8, 2011.
- [4] H. Dai, P. Zhang, and T. Lueth, "Quantitative Assessment of Parkinsonian Tremor Based on an Inertial Measurement Unit," *Sensors*, vol. 15, no. 10, pp. 25055–25071, Sep. 2015.
- [5] A. Pfister, A. M. West, S. Bronner, and J. A. Noah, "Comparative abilities of Microsoft Kinect and Vicon 3D motion capture for gait analysis.," *J. Med. Eng. Technol.*, vol. 1902, pp. 1–7, 2014.
- [6] N. R. Evans, G. Hooper, R. Edwards, G. Whatling, V. Sparkes, C. Holt, and S. Ahuja, "A 3D motion analysis study comparing the effectiveness of cervical spine orthoses at restricting spinal motion through physiological ranges," *Eur. Spine J.*, vol. 22, no. SUPPL.1, 2013.
- [7] I. Grubisic, H. S. Kavanagh, and S. Grazio, "Novel approaches in hand rehabilitation," *Period. Biol.*, vol. 117, no. 1, pp. 139–145, 2015.
- [8] Y. J. Chang, S. F. Chen, and J. Da Huang, "A Kinect-based system for physical rehabilitation: A pilot study for young adults with motor disabilities," *Res. Dev. Disabil.*, vol. 32, no. 6, pp. 2566–2570, 2011.
- [9] H. Prance, P. Watson, R. J. Prance, and S. T. Beardsmore-Rust, "Position and movement sensing at metre standoff distances using ambient electric field," *Meas. Sci. Technol.*, vol. 23, no. 11, p. 115101, Nov. 2012.
- [10] D. J. McFarland, L. M. McCane, S. V. David, and J. R. Wolpaw, "Spatial filter selection for EEG-based communication," *Electroencephalogr. Clin. Neurophysiol.*, vol. 103, no. 3, pp. 386–394, 1997.
- [11] S. Gruss, R. Treister, P. Werner, H. C. Traue, S. Crawcour, A. Andrade, and S. Walter, "Pain intensity recognition rates via biopotential feature patterns with support vector machines," *PLoS One*, vol. 10, no. 10, pp. 1–14, 2015.
- [12] J. W. Sammon, "A Nonlinear Mapping for Data Structure Analysis," *IEEE Trans. Comput.*, vol. C-18, no. 5, pp. 401–409, 1969.

PROPOSTA DE CLASSIFICAÇÃO AUTOMÁTICA DE TOSSE VOLUNTÁRIA PARA PESSOAS COM LESÃO MEDULAR

F. S. Macedo*, A. F. da Rocha**, S. R. M. Mateus***, G. H. R. Vaz**, C. J. Miosso**

*Programa de Pós-graduação em Ciências Médicas, Faculdade de Medicina, Universidade de Brasília, Brasília, Brasil

** Programa de Pós-graduação em Engenharia Biomédica, Faculdade Gama, Universidade de Brasília, Brasil

***Curso de Fisioterapia, Faculdade de Ceilândia, Universidade de Brasília, Brasil
e-mail: macedosfelipe@gmail.com

Resumo: Pessoas com lesão medular apresentam tosse ineficaz em razão da paralisia dos músculos respiratórios. O presente artigo apresenta uma metodologia de avaliação da tosse por sinais de EMG e uma proposta de classificação automática da tosse voluntária por meio do monitoramento da respiração. As características correspondentes aos sinais adquiridos foram utilizadas para treinamento e validação na *Support Vector Machine* (SVM). O classificador foi capaz de detectar diferentes eventos do sistema respiratório, como tosse e respiração tranquila. Havendo melhor desempenho na especificidade em relação à sensibilidade. Entretanto, a relação entre essas variáveis demonstrou que o classificador poderá ter precisão de até 91% na classificação automática de tosse.

Palavras-chave: Tosse, classificação automática, lesão medular, monitoramento respiratório.

Abstract: *Patients with spinal cord injury can have ineffective cough due to palsy in the respiratory muscles. This paper presents a methodology for evaluating cough using electromyography signals, and a proposal for automatic classification of voluntary cough based on abdominal and thoracic pressures measurement. We used the variables associated to the acquired signals for training and validation of an algorithm in a Support Vector Machine (SVM). The classifier was capable of detecting different events in the respiratory system, such as cough and normal respiration, and the results showed better sensitivity than specificity. The results suggest that the classified has the potential to reach a precision of up to 91% in the automatic classification of cough.*

Keywords: *Cough, automatic classification, spinal cord injury, respiratory monitoring*

Introdução

A tosse voluntária é o principal mecanismo fisiológico de higiene brônquica, sendo concretizada pela ativação coordenada de músculos inspiratórios, bulbares e expiratórios [1]. Em indivíduos hígidos, esse mecanismo acontece de forma eficaz, em que a integridade das estruturas biológicas envolvidas, como

os músculos expiratórios, desencadeia aumento da pressão intra-abdominal que culmina na elevação do fluxo expiratório e consequentemente na eliminação de partículas estranhas das vias aéreas [2].

Em algumas disfunções clínicas, como na lesão medular, que invariavelmente compromete os músculos respiratórios, culminando com distúrbio ventilatório restritivo não parenquimatoso [3]. Isto repercute diretamente nas variáveis relacionadas à tosse voluntária eficaz [4], como a pressão expiratória máxima [5] e o pico de fluxo da tosse. Em indivíduos com lesão medular, sobretudo cervical [6], a tosse é ineficaz para higiene brônquica, em razão da paralisia dos músculos abdominais [7]. Entretanto, indivíduos com nível de lesão abaixo do quinto nível cervical, mesmo não podendo aumentar o fluxo expiratório acima de 370l/min, no entanto, possuem atividade elétrica na porção clavicular do músculo peitoral maior [8]. Esta atividade muscular nos indivíduos com lesão medular acontece com maior amplitude quando há intenção de tosse, mas ocorre em região não convencional quando comparada a indivíduos hígidos.

Essa condição, em paradoxo com a fisiologia da tosse compromete, além da função pulmonar, o movimento toracoabdominal, que na inspiração provoca atividade elétrica e contração do músculo diafragma [9]. Já na expiração tranquila ou forçada, músculos expiratórios, como o reto abdominal, permanecem com baixa atividade e dificultam o aumento da pressão intra-abdominal [10]. Todo esse contexto favorece retenção de secreções, surgimento de pneumonias, atelectasias e insuficiência respiratória, responsáveis pela maior frequência de internação e óbito em pessoas com lesão medular, principalmente nos primeiros 6 meses após a lesão [9].

Diante dessa problemática, evidências científicas [10] em consonância com dados epidemiológicos [11] demonstram recursos tecnológicos utilizando sinais de eletromiografia de superfície e estimulação elétrica funcional aplicadas às demandas relacionadas à função pulmonar dos indivíduos com lesão medular [11]. Nesse sentido, o objetivo deste trabalho é descrever uma metodologia de avaliação da tosse a partir de sinais de eletromiografia de superfície e para fins de uma

primeira análise, apresentar a validação de um classificador de intenção de tosse voluntária por meio do monitoramento da respiração.

Materiais e métodos

Desenho do Estudo - Esta pesquisa consiste em um estudo do tipo observacional transversal.

Amostra - Foi selecionado por conveniência um indivíduo do sexo masculino, com 20 anos de idade, com 95 kg e 1,89 m de altura, sem histórico de morbidades respiratórias, cardíaca, neuromusculares e sem lesões de pele na região toracoabdominal.

Protocolo Experimental

Aspectos Éticos - O protocolo descrito a seguir foi aprovado pelo comitê de ética em pesquisa da FEPECS - Fundação de Ensino e Pesquisa em Ciências da Saúde da Secretária de Saúde do Distrito Federal, sob número de registro CAEE: 08559013.1.0000.5553. Antecedendo a aquisição dos dados, o voluntário foi informado e esclarecido sobre natureza, objetivos, procedimentos, justificativas e objetivos da pesquisa, após estar de acordo em participar formalmente da pesquisa, sendo solicitado assinatura do Termo de Consentimento Livre e Esclarecido, conforme preconizado na resolução 466/2012 do Conselho Nacional de Saúde [12].

Preliminarmente o voluntário foi submetido a anamnese, exame físico e prova de função muscular do músculo peitoral maior [13].

Eletromiografia de superfície (EMG-S) do músculo peitoral maior - A coleta e processamento dos dados referentes à eletromiografia de superfície do músculo peitoral maior ocorreu no Laboratório de Engenharia e Inovação da Faculdade do Gama da Universidade de Brasília. Esta etapa é realizada com o voluntário na posição sentada, em uma cadeira com superfície acolchadas, localizada sob uma área com materiais isolantes (borracha e isopor). A matriz de eletrodos autoadesiva de prata clorada (Ag/AgCl) de 64 canais é posicionada na região do peitoral maior, sendo utilizada como referência a região entre a clavícula e o terço médio superior do esterno e a cabeça do úmero. Antecedendo a fixação dos eletrodos, é realizada limpeza da região com álcool gel e algodão. Entre cada canal da matriz de eletrodos aplica-se pasta gel condutora conforme recomendado pelo fabricante do equipamento.

Para aquisição dos sinais EMG-S é utilizado o eletromiógrafo EMG-64 com o software EmgAcq (*OtBioelettronica, Torino, Itália*) configurado a uma taxa de 2.048 amostras/s e ganho analógico de 2.000. Os sinais adquiridos são digitalizados por uma placa conversora analógico-digital de 12 bits já validada.

Classificação automática da tosse - A ideia central da pesquisa consiste em utilizar sinais de EMG para detectar a intenção de tosse em pacientes com lesão abaixo da C5. O sistema final irá extrair características dos sinais de EMG referentes à distribuição espectral da energia e de valores eficazes (RMS) ao longo do tempo.

Estas características serão utilizadas para treinar de forma supervisionada um classificador de padrões.

No treinamento supervisionado, é essencial que as características de treinamento estejam devidamente rotuladas quanto à classe correspondente [14]. A partir desses casos, uma etapa de treinamento é utilizada para que o sistema generalize a partir dos exemplos rotulados e possa posteriormente efetuar a classificação de situações reais não-rotuladas. No sistema aqui proposto, os sinais de EMG devem ser segmentados em janelas de aproximadamente 0,5 segundo (duração aproximada de uma tosse), sendo cada janela classificada como apresentando ou não intenção de tosse. Exemplos devem ser gerados com janelas associadas tanto à presença como ausência da intenção de tosse.

Neste artigo, uma etapa prévia de treinamento e classificação é realizada com sinais de pressão toracoabdominal associados à respiração, para detecção de tosse. O objetivo é treinar primeiro um sistema de menor complexidade que será posteriormente utilizado em conjunto com o sistema de aquisição de EMG. Isto permitirá detectar as tosses de forma automatizada, e rotular as janelas de sinais de EMG com intenção de tosse (janelas antecedendo as tosses reais). A motivação para utilização de outro sinal além do EMG é o fato de que em testes preliminares os autores encontraram melhor despenho de classificação a partir do treinamento baseado em sinais associados à respiração (a partir de poucos exemplos rotulados manualmente). O sistema assim treinado será então utilizado pelos voluntários em conjunto com sinais de EMG, para geração de vários exemplos de intenção de tosse ao longo do dia. Finalmente, será feito o treinamento também do sistema baseado em EMG, que terá em relação ao sistema inicial (de respiração) a vantagem de mapear o sincronismo entre o mecanismo muscular da tosse e o momento de realizar a eletroestimulação.

Para treinamento do primeiro sistema, utilizando sinais de pressão toracoabdominal, são coletadas diversas janelas do sinal, com tosse intencional por parte do voluntário em diversos momentos previamente estabelecidos e registrados. De cada janela de sinal coletada, são extraídas as características (*features*) descritas na seção a seguir. Estas características são então utilizadas para o treinamento de uma máquina de vetor de suporte (SVM, do inglês *support vector machine*). Trata-se de um classificador de padrões que, a partir de vetores de característica de exemplos, calcula por otimização numérica um hiperplano que melhor separa as classes consideradas (ausência ou presença de intenção de tosse). Cabe ressaltar que, para permitir discriminar classes não linearmente separáveis do domínio de características, a SVM pode operar com hiperplano de separação em um domínio transformado de características, obtido com utilização de *kernels* não-lineares. A implementação adotada neste trabalho utiliza como *kernel* a função de base radial (RBF, do inglês *radial basis function*), pelo bom desempenho nos testes preliminares quando comparado a outros *kernels* disponíveis.

Após o treinamento da SVM, seu desempenho é avaliado com base em janelas de exemplo não utilizadas durante o treinamento. São utilizados exemplos também previamente rotulados, para comparação das classes conhecidas aos valores fornecidos pelo classificador. Isso permite avaliar o número de verdadeiros/falsos positivos e negativos, e, portanto a precisão, acurácia, sensibilidade e medida-F do sistema treinado.

Extração de características dos sinais de pressão toracoabdominal associados à respiração - Para efeito de treinamento e validação da SVM, são extraídas características (*features*) de cada janela de sinal considerada. Considerando que a análise prévia de vários exemplos de sinais com tosse e sem tosse demonstrou diferenças perceptíveis em termos de amplitude e escala de tempo das transições, optou-se por calcular características que refletem tanto as amplitudes como as distribuições em frequências dos sinais.

Para análise da amplitude, de cada janela foram calculados 3 valores eficazes (RMS), correspondentes cada um a um terço da duração da janela. Em cada janela de duração N , essas 3 primeiras características são dadas por

$$r_i = \frac{\sum_{n=(i-1)\frac{N}{3}}^{i\frac{N}{3}} (x^2[n])}{\left(\frac{N}{3}\right)}, \quad (1)$$

onde $1 \leq i \leq 3$, $x[n]$ é a amostra de índice n da janela, e onde N é considerado múltiplo de 3.

Quanto à distribuição em frequências, avalia-se a transformada discreta de Fourier $X[k]$ de cada janela, dada por

$$X[k] = \sum_{n=0}^{N-1} x[n] \exp(-2\pi jnk/N) \quad (2)$$

com j a unidade imaginária. Em seguida, são consideradas diferentes bandas de frequência, sendo calculada a energia em cada banda (para se avaliar a distribuição da energia ao longo das bandas). Foram consideradas 10 bandas distintas, de forma que as características de frequência adotadas são dadas por

$$f_i = \sum_{k=(i-1)\frac{N}{10}}^{i\frac{N}{10}} (|X[k]|^2), \quad (3)$$

onde $1 \leq i \leq 10$.

Monitoramento respiratório - Nessa fase do experimento foi utilizada uma cinta de sensores de respiração *Neulog respiration monitor belt logger sensor* modelo NUL - 236. Esse equipamento consiste em sensores instalados em uma cinta com bolsa inflável de borracha envolvida por uma capa de tecido inelástico com faixa adesiva do tipo Velcro®. A atividade do sistema respiratório é aferida por meio da variabilidade da expansão e retração da região toracoabdominal. Esse sistema unidade arbitrárias analógicas (ou do inglês *Arbitrary analog units* - BRA) para demonstrar o

comportamento da função respiratória na forma de onda que não possuem unidades de medida específica.

O sistema foi instalado na região toracoabdominal, para padronização e reprodutibilidade do experimento foi utilizada como referência a região entre os mamilos e a sétima costela. O monitoramento respiratório foi iniciado após fixação da cinta no voluntário por meio das fitas adesivas e ajustada introdução de ar na bolsa de borracha.

Essa etapa também aconteceu em dois momentos: a princípio o monitoramento respiratório espontâneo, ou seja, sem quaisquer comandos, foi realizado com o voluntário sentado confortavelmente em uma cadeira, com tronco a aproximadamente 90° e pés apoiados ao chão. A aquisição durou uma hora sem interrupções, durante esse período, o voluntário não esteve privado de suas atividades. No dia seguinte, o mesmo voluntário participou da segunda fase do monitoramento experimento, que correspondeu ao monitoramento da respiração espontânea com episódios de eventos respiratórios voluntários e involuntários, como tossir e fungar.

Resultados

Os histogramas da figura 1 representam o monitoramento respiratório na respiração tranquila (a) e na tosse voluntária (b), respectivamente.

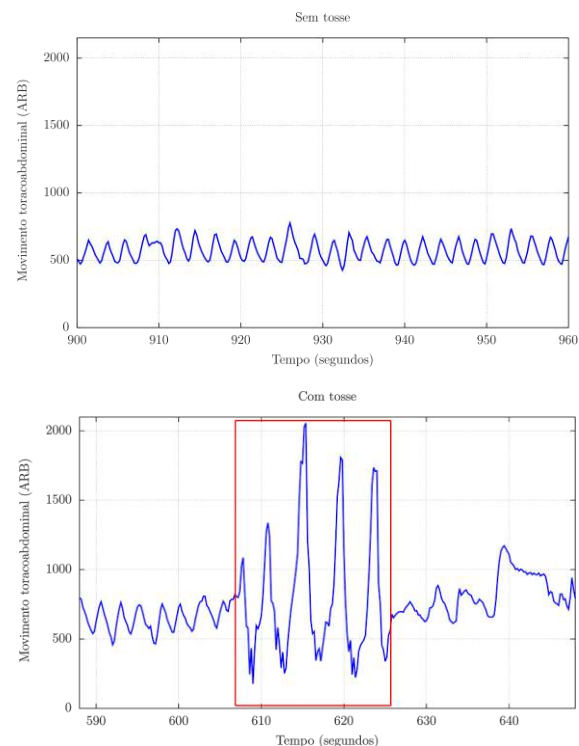


Figura 1: Representação gráfica da configuração toracoabdominal (a) durante a respiração tranquila, (b) durante a tosse voluntária.

Na tabela 1 é apresentada o desempenho de cada métrica nos experimentos de tosse voluntária e respiração tranquila. A estatística foi obtida por meio de 10000

experimentos de validação do classificador, sendo utilizados 20 sinais de validação (10 correspondentes a tosse, 10 correspondentes a respiração sem tosse). Em todos os casos, os sinais de validação não foram utilizados durante o treinamento.

Tabela 1. Estatística das métricas de desempenho de validação do classificador de tosse utilizando SVM.

Métrica avaliada	Média em 10000 avaliações	Desvio-padrão
Verdadeiros positivos	8,6	1,1
Verdadeiros negativos	9,5	0,7
Falsos positivos	0,5	0,7
Falsos negativos	1,4	1,0
Precisão	0,95	0,1
Acurácia	0,91	0,1
Sensibilidade	0,86	0,1
Medida-F	0,90	0,1

Discussão e Conclusão

Nas métricas utilizadas para validação do classificador de tosse, observou-se que o classificador é capaz de detectar diferentes eventos do sistema respiratório, como tosse e respiração tranquila. Foi observado melhor desempenho na especificidade quando comparada a sensibilidade, ou seja, o melhor resultado corresponde a identificação do ciclo respiratório sem tosse. Entretanto, a relação entre estas variáveis demonstrou que o classificador poderá ter precisão diagnóstica de eventos de tosse de até 91%.

Apesar dos dados explanados neste primeiro estudo representarem a condição de um sujeito sem disfunções do sistema respiratório, esta pesquisa contribuiu para melhor compreensão do mecanismo de tosse voluntária, como das ferramentas e algoritmos para classificação de eventos do sistema respiratório. Além disso, a proposta demonstrou-se adequada, segura e eficaz para reprodutibilidade em amostras com disfunções respiratórias, como em pessoas com lesão medular, principal contingente de interesse em estudos desta natureza.

Quanto à utilização de sinais de eletromiografia de superfície para classificação automática da tosse voluntária objetivo final desta proposta, mas a conclusão desta etapa exigirá significativo número de aquisições de sinais, o que será realizada posteriormente em decorrência de dificuldades evidenciadas nos primeiros experimentos.

Agradecimentos

Os autores agradecem à Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior (CAPES) e ao Conselho Nacional de Tecnologia e Desenvolvimento Científico (CNPq).

Referências

- [1] Fontana GA, Lavorini F. Cough motor mechanisms. *Respiratory Physiology & Neurobiology*. 2006; 152(28):266-281.
- [2] Lasserson D, Mills K, Arunachalam R, Polkey M, Moxham J, Kalra L. Differences in motor activation of voluntary and reflex cough in humans. *Thorax*. 2006; 61(8):699-705.
- [3] Kang SW, Shin JC, Park CI, Moon JH, Rha DW, Cho DH. Relationship between inspiratory muscle strength and cough capacity in cervical spinal cord injured Patients. *Spinal Cord*. 2005; 44(4):242-248.
- [4] Fujiwara T, Hara Y, Chino N. Expiratory function in complete tetraplegics: study of spirometry, maximal expiratory pressure, and muscle activity of pectoralis major and latissimus dorsi muscles. *Am J Phys Med Rehabil*. 1999; 78(5):464-469.
- [5] Mateus SRM, Beraldo PSS, Horan TC. Maximal static mouth respiratory pressure in spinal cord injured patients: correlation with motor level. *Spinal Cord*. 2007; 45:569-575.
- [6] Baydur A, Adkins RH, Milic-Emili J. Lung mechanics in individuals with spinal cord injury: effects of injury level and posture. *J Appl Physiol*. 2001; 90(2):405-411.
- [7] Detroyer A, Estenne M, Heilporn A. Mechanism of active expiration in tetraplegic subjects. *The New England Journal of Medicine*. 1986; 20:740-744.
- [8] Estenne M, Detroyer A. Cough in tetraplegic subjects: an active process. *Ann Intern Med*. 1990; 112(1):22-28.
- [9] Mccool FD, Tzelepis GE. Dysfunction of the Diaphragm. *The New England Journal of Medicine*. 2012; 366(10):932-942.
- [10] Macedo FS. Descrição das variáveis eletromiográficas e parâmetros de estimulação elétrica funcional da tosse em indivíduos com lesão medular – uma revisão sistemática [dissertação]. Brasília: Universidade de Brasília; 2014.
- [11] National Spinal Cord Injury Statistical Center, “The 2015 Annual Statistical Report for the Spinal Cord Injury Model Systems,” 2015 – Complete Public Version [internet]. University of Alabama at Birmingham: Birmingham, Alabama. 2015.
- [12] Brasil. Ministério da Saúde, Conselho Nacional de Saúde. Resolução Nº 466, de 12 de dezembro de 2012. Aprovar as seguintes diretrizes e normas regulamentadoras de pesquisas envolvendo seres humanos, Brasília, DF, 2014.
- [13] Magee DJ. Avaliação Musculoesquelética. 5th ed. Manole: 2010.
- [14] Zhang Y, Rajapakse JC. Machine Learning in Bioinformatics (Wiley Series in Bioinformatics). 1st ed. Wiley: 2008.

PROPOSTA DE FILTRAGEM DO ELETROENCEFALOGRAMA DA REGIÃO OCCIPITAL CONTAMINADO POR ATIVIDADE MUSCULAR FACIAL UTILIZANDO DECOMPOSIÇÃO DE MODOS EMPÍRICOS

G. M. Silva*, C. M. Queiroz*, A. G. Rabelo* e A. O. Andrade*

*Universidade Federal de Uberlândia, Uberlândia, Brasil
e-mail: gustavomoreira87@gmail.br

Resumo: O Eletroencefalograma (EEG) de superfície captado no escalpo é um sinal que pode compreender a atividade neuronal na região próxima ao eletrodo. Por se tratar de um sinal de baixa amplitude é um sinal facilmente sujeito a ruído dentre eles o da Eletromiografia (EMG). Este trabalho apresenta uma proposta de filtragem do EEG contaminado por EMG do músculo temporal por meio da Decomposição de Modos Empíricos (EMD). Uma análise do sinal EEG no lobo occipital contaminado pela atividade do músculo temporal com os olhos abertos e em seguida com os olhos fechados foi realizada. Os dados processados e decompostos através da técnica de EMD apresentaram componentes as quais foram possíveis observar a atividade do lobo occipital.

Palavras-chave: Eletroencefalograma, Artefato, Eletromiografia, Decomposição de Modo Empírico.

Abstract: *The surface electroencephalogram (EEG) signal measured from the head surface is a signal that can represent the neuronal activity in the region near of the electrode. Due to the low amplitude, the EEG is easily subject to noise signal among them the electromyography (EMG). This paper presents a proposal for filtering EEG contaminated by EMG from the temporal muscle using the Mode Decomposition Empirical (EMD). An analysis of the EEG signal in the occipital lobe contaminated by the temporalis muscle activity with your eyes open and then with eyes closed was held. The data processed and decomposed by EMD technique showed components which were possible to observe the activity of the occipital lobe.*

Keywords: *Electroencephalogram, Artifact, Electromyography, Empirical Mode Decomposition.*

Introdução

O registro eletroencefalográfico (EEG) é considerado um fenômeno macroscópico resultante da atividade de grandes populações de neurônios que possuem uma geometria polarizada e alinhada em paralelo próximo ao couro cabeludo. Essa atividade elétrica sincronizada pode ser captada por eletrodos localizados no escalpo e traduzir a atividade neuronal nas proximidades do eletrodo [1].

As aplicações do EEG abrangem um enorme gama de assuntos, entre pesquisas e aplicações clínicas, biofeedback e interfaces cérebro-máquina (ICM) [1]. E por se tratar de um sinal oriundo de sobreposições de potenciais pré e pós-sinápticos, o qual é atenuado pelas meninges, osso do crânio e couro cabeludo o biopotencial sofre uma forte atenuação em amplitude, tornando-se um sinal de baixa amplitude, na ordem de microvolts, por isso se mostra um sinal extremamente sensível a artefatos [1]. Tais artefatos são geralmente identificados como sendo de origem: (1) Instrumental, exemplo o ruído da rede elétrica (60Hz) ou devido ao movimento dos cabos; (2) Fisiológico, como a eletrocardiografia (ECG), eletro-oculografia (EOG) e eletromiografia (EMG) [2].

A contaminação por meio da atividade muscular constitui um grave problema no registro do EEG de superfície. Essa contaminação normalmente é devida principalmente à atividade eletromiográfica (EMG) dos músculos faciais. Dessa forma, o artefato de EMG é, então, um fator limitador principalmente em aplicações que dependem de medidas e detecção de características do EEG em tempo real, além de inviabilizar a leitura do traçado, nos casos do EEG clínico [2].

Existe uma variedade de estudos que apresentam métodos para a filtragem do EEG, através de técnicas de filtragem passa-baixa lineares e não lineares. Contudo, essas técnicas, apesar de reduzirem a contaminação, apresentam grande dificuldade de completa eliminação do ruído devido principalmente à sobreposição das componentes espectrais do sinal e do ruído. Assim, o projeto de filtros para eliminação ou atenuação desses sinais indesejáveis constitui um grande desafio tecnológico devido a não-linearidade e não-estacionariedade do sinal EEG [3, 4].

As novas tecnologias desenvolvidas na área de processamento de sinais, o surgimento de novos conceitos matemáticos e o avanço computacional têm permitido um aperfeiçoamento da análise de dados EEG e dos seus artefatos. Este trabalho está enquadrado nesta categoria e tem como objetivo propor a remoção do ruído de EMG no sinal EEG por meio de uma técnica de atenuação dos ruídos aleatórios e coerentes utilizando a Decomposição em Modos Empíricos (EMD) do sinal captado por eletrodos localizados sobre o lobo occipital do cérebro. A decomposição em modos empíricos decompõe, então, os dados em pequeno número de funções de modo intrínseco (IMF). As IMFs apresentam os diferentes modos oscilatórios intrínsecos presentes nos

dados, que podem corresponder a estruturas correlacionadas ou padrões associados a efeitos de certos fenômenos embutidos nos sinais [5].

Para ser uma IMF é preciso satisfazer duas condições: (1) o número de zeros e extremos iguais ou diferentes em um; (2) para qualquer ponto, o valor da média da envoltória máxima com a envoltória mínima é igual a zero. Para encontrar as IMFs de um sinal é necessário determinar seus máximos e mínimos locais. Depois de determinados os máximos e mínimos, utilizou-se a técnica spline para interpolação dos pontos criando-se assim os envelopes máximos e mínimos. A média entre o envelope máximo e mínimo é calculada e subtraída do dado de entrada. O dado resultante será a primeira IMF se satisfizer as condições descritas acima. Depois de encontrada a primeira IMF, ela é subtraída do dado original e o resultado é tratado como um novo dado e submetido ao mesmo processo descrito para se obter as outras IMFs [5].

Nesse trabalho, durante a aquisição de EEG do lobo occipital foi solicitado ao voluntário que realizasse contrações periódicas e voluntárias, afim de, introduzir um ruído de EMG no sinal de EEG. Após a aquisição, o sinal contaminado foi separado em 16 IMF's as quais as 3 melhores representações de um sinal EEG foram escolhidas e analisadas para comparar com o EEG de sem a contaminação.

Materiais e métodos

Caracterização do Estudo - Este trabalho propõe uma avaliação da filtragem do EEG do lobo occipital contaminado por ruído de (EMG) através do método de Decomposição em Modos Empíricos (EMD). O estudo obedece à Resolução 466/2012 do Conselho Nacional de Saúde e as aquisições do sinal foram realizadas no Laboratório de Engenharia Biomédica da Universidade Federal de Uberlândia (UFU) autorizado pelo Comitê de Ética em Pesquisas com Seres Humanos (CEP-UFU), sob Número CAAE: 43670815.4.0000.5152.

Aquisição de Dados – O voluntário selecionado obedeceu aos seguintes critérios de inclusão no estudo: (1) Ser hígido; (2) Ter idade entre 18 e 50 anos. Três grupos de dados foram coletados: (1) Sinal Eletroencefalográfico padrão 10-20 do lobo occipital através dos eletrodos O1 e O2; (2) EMG do músculo temporal; (3) Um trigger digital para sincronismo das atividades de realizadas pelo voluntário.

Para a aquisição dos sinais foi utilizando o Sistema de Aquisição de Sinais Biomédicos [6]. O processo de aquisição dos dados se deu em uma aquisição conjunta de EEG, EMG e do sinal de Trigger a uma taxa de amostragem de 20 kHz. Além disso, o sinal é pré-processado por meio de um filtro Butterworth passa-banda sintonizado entre 0,1 Hz e 10 kHz em conjunto com um filtro *notch* de 60 Hz. Para a aquisição dos dados são utilizados uma matriz de eletrodos de EMG e a touca de EEG da MEDCAP conforme mostrado na Figura 1.

A coleta foi estruturada em 3 protocolos distintos esquematizados na Figura 2, os quais eram baseados nas



Figura 1: Posicionamento dos Eletrodos de EEG e EMG

instruções ao voluntário: (1) voluntário relaxado, por 50 segundos; (2) voluntário de olhos abertos por 5 segundos em seguida de olhos fechados por mais 5 segundos, durante 50 segundos; (3) voluntário mantendo contração do músculo temporal por 10 segundos, destes, os 5 primeiros de olhos abertos e outros 5 segundos com os olhos fechados, mas mantendo a contração.

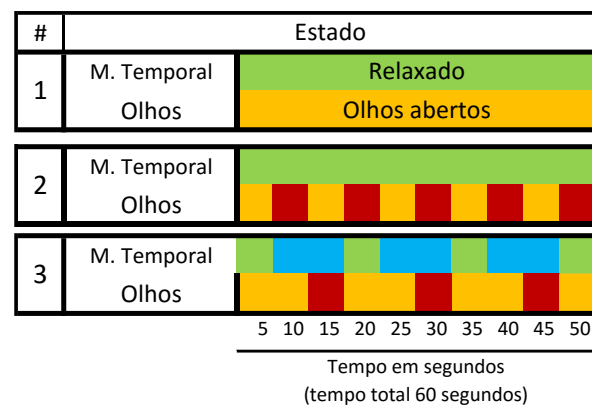


Figura 2: Protocolos da Coleta dos Dados

Análise dos Dados – Após a aquisição e gravação dos dados, foi realizada a análise dos sinais coletados, com o objetivo de comparar a atividade do lobo occipital nas seguintes condições: (1) com o músculo temporal relaxado; e (2) durante a contração do músculo temporal. Na sequência, os sinais foram decompostos em 16 Funções de Modo Intrínseco (IMFs) e seus gráficos temporais são comparados bem como os espectros.

Resultados

Essa sessão apresenta os sinais resultantes do protocolo 2 em confronto com as IMFs obtidas no terceiro protocolo na qual objetiva-se observar a atividade do lobo occipital com os olhos abertos (alfa) e

fechados (beta) com e sem a geração de contração do músculo temporal. O gráfico da Figura 3 apresenta um trecho do sinal EEG do Lobo Occipital do voluntário durante um tempo com os olhos fechados seguido de um tempo com os olhos abertos. Observa-se uma onda característica com o ritmo alfa durante o tempo em que os olhos permaneceram fechados e uma forma de onda característica ao ritmo beta durante a manutenção dos olhos abertos. Ritmos esses bem conhecidos para essa região do cérebro durante a execução dessas atividades.

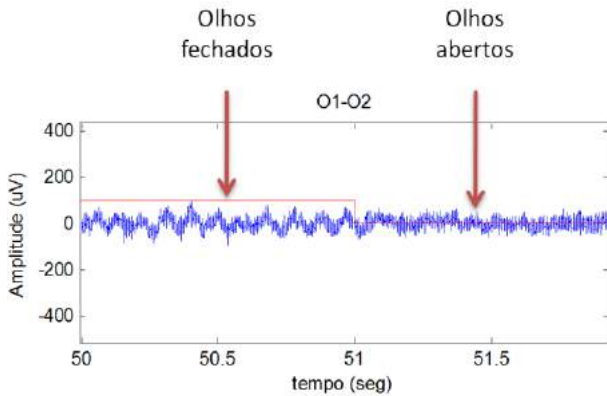


Figura 3: EEG do Lobo Occipital do Protocolo de Coleta #2.

A Figura 4 exhibe a atividade EMG captada durante a execução do protocolo de coleta nº 3 no qual consistiu de de 10 segundos de contração voluntária do músculo temporal, desses, nos primeiros 5 segundos do tempo o voluntário era convidado a ficar de olhos abertos e nos 5 segundos restantes o mesmo mantinha os olhos fechados, sempre mantendo a contração. Após a contração de 10 segundos o voluntário descansava a musculatura facial por 5 segundos para em seguida retomar o protocolo de contração.

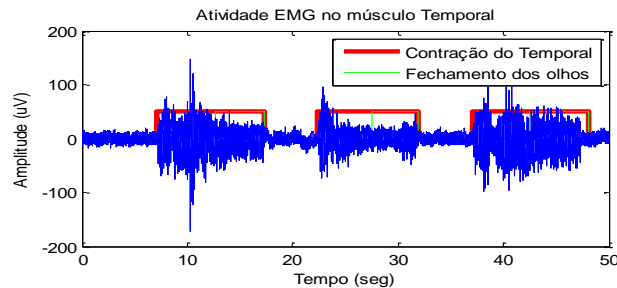


Figura 4: Sinal EMG do Músculo Temporal.

A Figura 5 exhibe a Densidade de Espectral de Potência (DEP) pelo utilizando o método Burg [7], em uma faixa de 0 até 50 Hz do sinal EEG coletado durante o protocolo 2. Tal protocolo como indicou a Figura 2 contém EEG não está contaminado por EMG. Percebe-se que o espectro tem as características de um sinal EEG, com as energias concentradas principalmente nas baixas frequências até 40 Hz.

Na sequência, a Figura 6 exhibe o sinal EEG captado no lobo Occipital durante a execução do terceiro

protocolo o qual contém contaminação do EEG pela atividade EMG do músculo temporal.

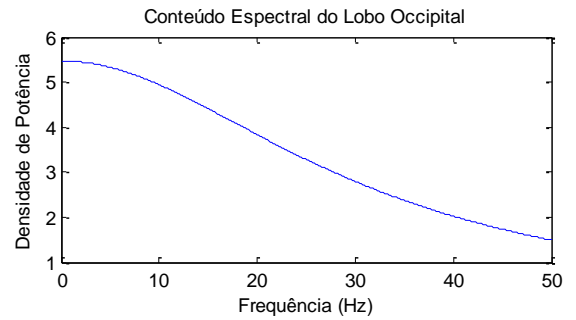


Figura 5: Potência espectral do EEG da região Occipital durante o protocolo 2, sem a presença de artefato de EMG.

Observa-se uma pequena variação a amplitude do sinal resultante da contração do Temporal.

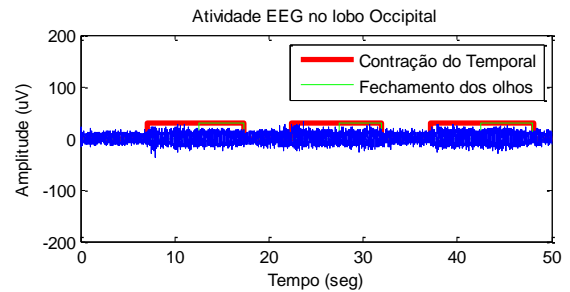


Figura 6: EEG durante a execução do 3º protocolo de coleta.

A Figura 7 exhibe a DEP do sinal EEG da Figura 6, o qual está contaminado com ruído de EMG.

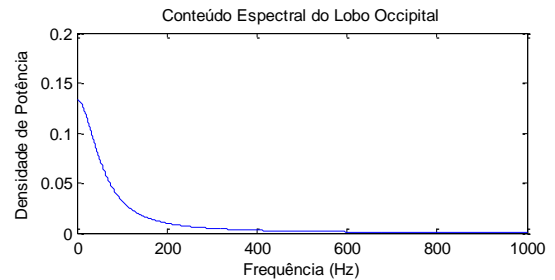


Figura 7: Densidade Espectral de Potência do EEG do lobo occipital durante a execução do 3º protocolo.

As Figuras 8, 9 e 10 exibem as 3 IMFs resultantes da decomposição do sinal EEG exibido na Figura.

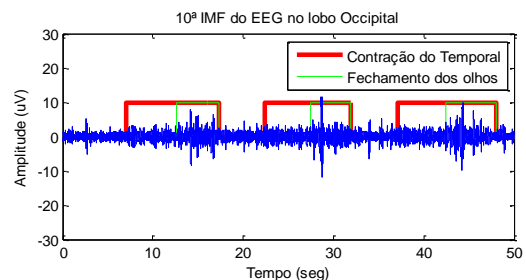


Figura 8: 10ª IMF do EEG no lobo occipital.

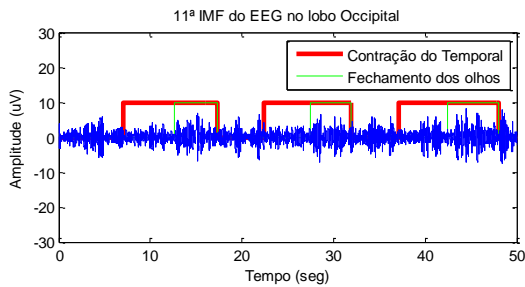


Figura 9: 11ª IMF do EEG no lobo occipital.

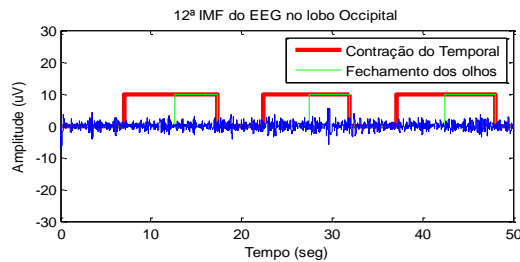


Figura 10: 12ª IMF do EEG no lobo occipital.

A Figura 11 mostra o espectro de frequências das 3 IMFs analisadas, das quais pode se analisar a separação das baixas frequências. A 10ª IMF apresenta um pouco decaimento de potência nas frequências clássicas do EEG até 40 Hz. Já a 11ª e 12ª IMF separam as frequências que correspondem à atividade teta (menor que 4 Hz) e atividade alfa (entre 8 e 13 Hz).

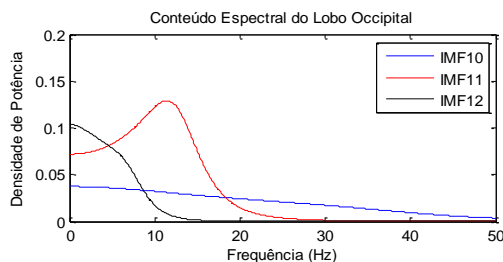


Figura 11: DSP das IMFs de Número 10, 11 e 12.

A Figura 12 mostra a 11ª IMF durante o protocolo de contração e com os olhos abertos e fechados a qual é possível notar no domínio do tempo o aumento da atividade alfa no período em que o voluntário mantém os olhos fechados.

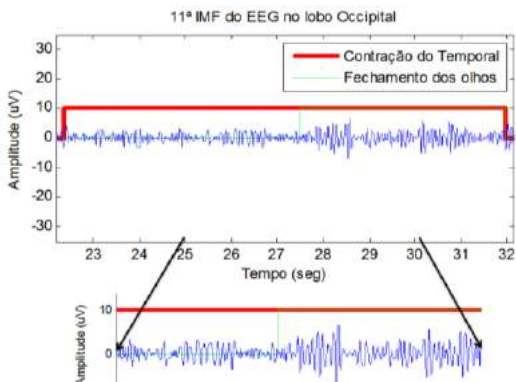


Figura 12: 11ª IMF com os olhos abertos por 5 segundos e fechados por mais 5.

Discussão

O método EMD utilizado em EEG da região occipital na qual o objetivo era observar visualmente a variação da atividade alfa conhecida no domínio do tempo. A Figura 11 apresentou as três principais componentes da decomposição dos modos empíricos que continham o mesmo conteúdo espectral da atividade EEG.

Conclusão

Este trabalho apresentou a proposta de um novo método para a filtragem do sinal EEG contaminado por sinais EMG, chamado decomposição de modo empírico (EMD). O EMD é um método promissor, que pode ser aplicado para a remoção de ruído de baixa frequência ou ruído de alta frequência. Com esse trabalho foi observado que é possível caracterizar o ritmo alfa do EEG no lobo Occipital mesmo contaminado com EEG.

Por fim, deve-se destacar que os autores já iniciaram o aprimoramento dessa proposta a fim de propor técnicas e protocolos para observar a efetividade desse filtro em demais regiões cerebrais e com protocolos experimentais mais robustos.

Agradecimentos

Os autores agradecem ao governo brasileiro (CAPES, CNPq e FAPEMIG) pelo apoio financeiro deste estudo.

Referências

- [1] R. R. Gharieb, N. V. Thakor. Neurological EEG Monitors: A Review. Encyclopedia of Medical Devices and Instrumentation. 2006.
- [2] J. S. Barlow. Artifact processing (rejection and minimization) in EEG data processing. Handbook of electroencephalography and clinical neurophysiology. pag 15-62, Amsterdam: Elsevier, 1986.
- [3] R. Ferdousy, A. I. Choudhory, S. Islam, A. Rab, E. H. Chowdhory. Electrooculographic and Electromyographic Artifacts Removal from EEG. 2nd International Conference on Chemical, Biological and Environmental Engineering. pag 163-167. 2010.
- [4] L.I. Goncharova, D.J. McFarland, T.M. Vaughan e J. R. Wolpaw. EMG contamination of EEG. Clinical Neurophysiology. 114. pag 1580-1593. 2003.
- [5] N. E. Huang, Z. Shen, S. R. Long, M. C. Wu, H. H. Shih, Q. Zheng, N.-C. Yen, C. C. Tung, H. H. Liu. The empirical mode decomposition and the Hilbert spectrum for nonlinear and non-stationary time series. Proceedings of The Royal Society A Mathematical Physical and Engineering Sciences. 454. pag 903-995. 1998.
- [6] C.M. Queiroz, A. O. Andrade. Montagem e validação de um sistema de aquisição síncrona de biopotenciais. VII Simpósio de Engenharia Biomédica. 2014.
- [7] K. M. Steven. Modern Spectral Estimation – Theory & Application. Prentice Hall. 1998.

SEGMENTAÇÃO, EXTRAÇÃO DE ATRIBUTOS E ANÁLISE DA ELETROMIOGRAFIA DO MÚSCULO MASSETER PARA CARACTERIZAÇÃO DA MASTIGAÇÃO

D.P. Campos*, P. J. Abatti*, F. L. Bertotti*, A.L.F. Silveira** e J.A.G. Hill**

*Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica (PPGEE) - UTFPR, Pato Branco, Brasil

** Instituto Agrônômico do Paraná (IAPAR), Pato Branco, Brasil

e-mail: daniel.campos.utfpr@gmail.com

Resumo: Monitorar o comportamento ingestivo em ruminantes tem aplicações na determinação do bem-estar animal, na detecção de doenças e no modelamento do sistema de produção. Os métodos vigentes são geralmente laboriosos ou invasivos. O presente trabalho propõe um método não-invasivo para caracterizar a mastigação animal em caprinos por meio da eletromiografia de superfície (sEMG) do músculo masseter. Foram investigados os padrões de duas atividades: ruminância e pastejo. Movimentos individuais de mastigação foram segmentados e os atributos foram extraídos e analisados para diferenciar suas características. Inferiu-se que é possível diferenciar movimentos entre apreensão, mastigação e ruminância pelos atributos do sinal.

Palavras-chave: Eletromiografia de superfície (sEMG), mastigação, processamento de sinais, extração de atributos

Abstract: *Monitoring ruminants feeding behavior has applications in the measuring animal welfare, animal diseases detection and animal production system modeling. Current methods are mostly laborious or invasive. This paper proposes a non-invasive method to characterize animal mastication on goats by means of the masseter muscle surface electromyography (sEMG). Patterns were investigated in two activities: rumination and grazing. Individual chewing movements were segmented and the attributes were extracted and analyzed to distinguish its characteristics. It was possible to differentiate movements between apprehension, chewing and rumination by the signal attributes.*

Keywords: *Surface electromyography (sEMG), chewing, signal processing, feature extraction.*

Introdução

Monitorar estágios críticos do pastejo podem garantir a eficiência máxima do processo produtivo [1]. Mais precisamente, esta análise permite obter indicadores a respeito da quantidade e da qualidade do alimento consumido, assim como informações a respeito da saúde dos ruminantes [2].

Os métodos recorrentes na literatura para monitorar o comportamento ingestivo incluem a observação visual [3], diferença de peso animal [4] estimativas pela altura

do pasto [5] e fistulas esofágicas [6]. Esses métodos são válidos, porém são laboriosos. Dispositivos eletrônicos tem sido usados para contagem de mastigadas, entre eles chaves eletromecânicas e sensores de deformação [7], entretanto indicam apenas a ocorrência de mastigação. A estimativa do consumo de pasto foi alcançada usando acelerômetros [8], entretanto é necessário conhecer a altura do pasto para uma medição correta. O método acústico mostrou ser uma ferramenta poderosa para identificação da mastigação e apreensão [9], porém o sistema apresenta sensibilidade à ruídos externos. Redes de Bragg em fibra óptica foram inseridas cirurgicamente na mandíbula de um bovino para monitorar forças biomecânicas, atingindo alta precisão na classificação de alimentos ingeridos [10].

A eletromiografia provou ser um método viável para estimar o tempo de alimentação em caprinos e na contagem de mastigações [11]. A técnica de sEMG é promissora, visto que informações sobre o alimento ingerido já foram obtidas em humanos [12].

Dessa forma, parte-se da premissa que seja possível usar sEMG para monitorar a alimentação de ruminantes. O objetivo é definir uma metodologia de segmentação do sinal de sEMG e extrair e analisar atributos do sinal, de modo a verificar o potencial da técnica em identificar padrões mastigatórios.

Materiais e métodos

O sinal de sEMG foi obtido do masseter de um caprino saudável com um par de eletrodos de Ag/AgCl (3M™ 2223). O projeto de pesquisa foi aprovado pela Comissão de Ética no Uso de Animais da UTFPR (CEUA Protocolo nº 2015-002). Foram escolhidos eletrodos de superfície visando não afetar o bem-estar animal. Para reduzir a impedância da pele, realizou-se a tricotomia e limpeza da região do músculo. Os eletrodos foram posicionados no sentido da fibra muscular, separados por uma distância de 1 cm. Outro eletrodo foi posicionado no final da mandíbula como referência.

O sistema de instrumentação e aquisição de sinais é mostrado na Figura 1. Um módulo de avaliação (ADS1298ECGFE-PDK TI, modificado) foi empregado para instrumentação e amostragem do sinal. Os dados foram adquiridos por circuitos de condicionamento de sinal e por um conversor analógico-digital de 24 bits com taxa de amostragem de 1 ksp/s. Cabos blindados

transmitem o sinal dos eletrodos até o módulo. Os dados coletados são enviados para um computador via USB.

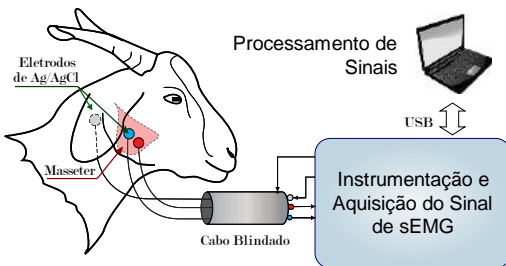


Figura 1: Sistema de instrumentação e aquisição de sinais de sEMG do músculo masseter do ruminante.

Os experimentos foram conduzidos no Outono de 2015 na estação experimental do Instituto Agronômico do Paraná (IAPAR), Pato Branco. Empregou-se nos testes um cabrito macho castrado (*Capra hircus*), o qual pesou 32,4 kg no período da coleta de dados. O animal foi mantido estabulado em jejum por 15 horas antes do período experimental para garantir a aceitação das amostras.

O alimento escolhido para o experiment foi o capim Tifton-85 (*Cynodon Dactylon*). O pasto foi fornecido em forma de leivas, afim de simular o comportamento natural de pastejo. O progresso do consumo da leiva foi dividido em 3 partes, separadas pela altura, chamados de estratos. No momento em que o animal finalizava o primeiro estrato, a altura da leiva era medida em 4 pontos distintos e então a leiva era fornecida novamente.

Após o sinal ser amostrado, aplicou-se filtros rejeita-faixa de 60 Hz para retirar componentes de frequência oriundos da rede elétrica. Considerando que a informação útil está na faixa de 10-500 Hz do sinal [13], aplicou-se um filtro passa-banda e então segmentou-se o sinal em movimentos individuais de mastigação. A metodologia da segmentação é ilustrada na Figura 2 e explicada a seguir.

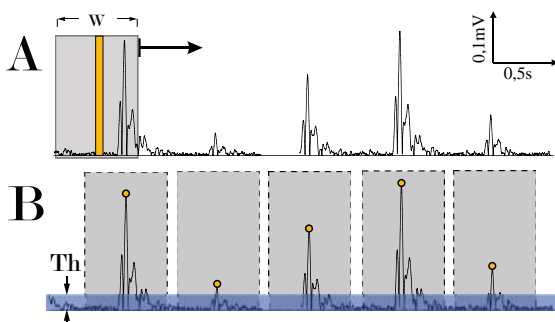


Figura 2: Segmentação do sinal: A) Identificação de picos dentro da janela (W); B) Seleção das faixas do sinal e critério de limiar (Th).

A) Um filtro de média móvel de 250 ms é aplicado sobre o sinal retificado. Então uma janela W de 500 ms percorre o sinal identificando em qual momento o maior valor ocorre no centro da faixa.

B) Identificados os valores de pico no centro da janela, determinou-se as faixas de sinal centralizados no

pico, com dimensão de 500 amostras relativos à uma mastigação. Os segmentos com valor de pico menor que o limiar (Th), determinado pelo nível de ruído de fundo, foram descartados. A partir dessa faixa, segmentou-se o sinal filtrado não-retificado e construiu-se uma matriz C por 500, em que C é igual ao número de movimentos mastigatórios identificados.

A segmentação foi aplicada para as três classes: Ruminação, Tifton – Estrato 1 e Estrato 3. Além dos dados no domínio do tempo, obteve-se o espectro de frequência e extraíram-se atributos do sinal.

Os atributos utilizados foram a integral do sinal (IEMG), o comprimento cumulativo da forma de onda (WL), a mudança do sinal de inclinação (SSC), o cruzamento por zero (ZC), a amplitude Willison (WAMP) e a frequência média modificada (MMNF).

O IEMG é obtido pela soma dos valores absolutos do sinal e está vinculado com o recrutamento de unidades motoras e força muscular [14]. É definido como:

$$IEMG = \sum_{n=1}^N |x_n|, \quad (1)$$

em que x_n representa o valor da n-ésima amostra e N o número total de amostras.

O atributo WL carrega informações de amplitude e frequência e está relacionado com a complexidade do sinal [15]. Pode ser expresso como:

$$WL = \sum_{n=1}^{N-1} |x_{n+1} - x_n|. \quad (2)$$

A contabilização do número de vezes em que o sinal altera entre inclinação positiva e negativa é chamada de SSC. Esse atributo carrega informações de frequência do sinal e pode ser calculado por [13]:

$$SSC = \sum_{n=2}^{N-1} f[(x_n - x_{n-1}) \cdot (x_n - x_{n+1})], \quad (3)$$

onde a função $f(x)$ assume o valor unitário quando $x \geq$ limiar, e valor nulo caso contrário. O limiar é definido pelo nível de ruído, ajustado em $1 \eta V$ neste caso.

Outro atributo associado com a frequência do sinal é o ZC, definido pelo número de vezes em que o sinal passa pela origem. Pode ser obtido pela relação [15]:

$$ZC = \sum_{n=1}^{N-1} [\text{sg}(x_n \cdot x_{n+1}) \wedge (|x_n - x_{n+1}| \geq L)], \quad (4)$$

sendo $\text{sg}(x)$ a função sinal e L o critério de limiar para que ruídos não sejam contabilizados. Para o caso foi utilizado L igual a $10 \mu V$.

O atributo WAMP é a contagem das vezes em que a diferença de amplitude entre dois pontos consecutivos excede um limiar. Está atrelado com os níveis de contração muscular, e pode ser escrito como [14]:

$$WAMP = \sum_{n=1}^{N-1} g(|x_n - x_{n-1}|), \quad (5)$$

em que $g(x)$ assume valor unitário quando x está acima do limiar e nulo caso contrário. Atribuiu-se um limiar de $10 \mu V$ para o estudo em questão.

A razão entre a soma do produto das amplitudes e frequências do espectro e a soma das amplitudes é chamada de MMNF. Esse atributo é sensível à características da fibra, como velocidade de condução, e também pode refletir informações como recrutamento de unidades motoras e nível de sincronização [16]. É definido como:

$$MMNF = \frac{\sum_{j=1}^M f_j A_j}{\sum_{j=1}^M A_j}, \quad (6)$$

onde f_j e A_j são as frequências e as amplitudes na j -ésima componente de frequência do espectro com M componentes.

Resultados

Os sinais da mesma classe foram sobrepostos e mostrados na Figura 3. Os espectros de frequência médio de todos os segmentos de cada classe são exibidos na Figura 4. A Figura 5 mostra o valor normalizado médio dos atributos em função dos movimentos mastigatórios. Ao total foram considerados 30 mastigações após o início do bocado. A Figura 6 ilustra a média dos atributos dos 3 primeiros movimentos e do 4º ao 30º movimento (restante do bocado) separados em um gráfico de radar.

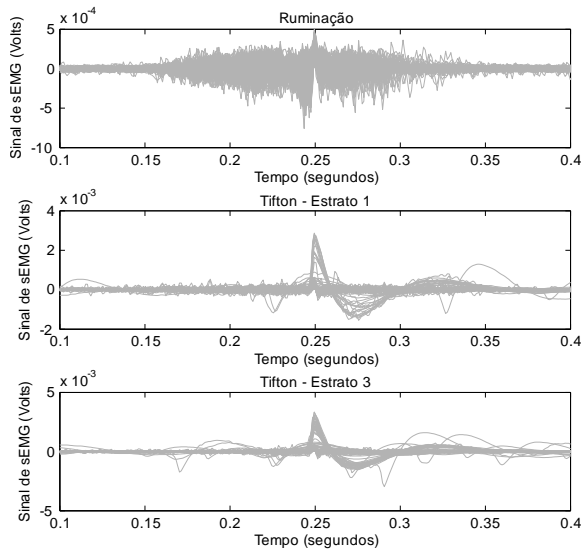


Figura 3: Segmentos sobrepostos de sinais de sEMG de ruminação e ingestão de leivas de Tifton.

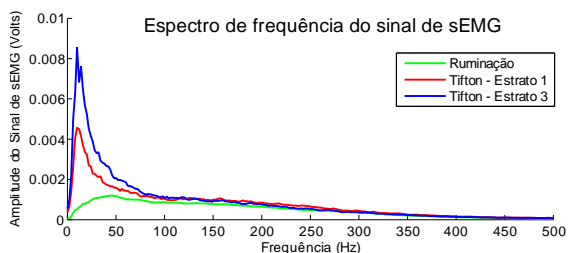


Figura 4: Espectros de frequências médio dos sinais segmentados sEMG de cada classe.

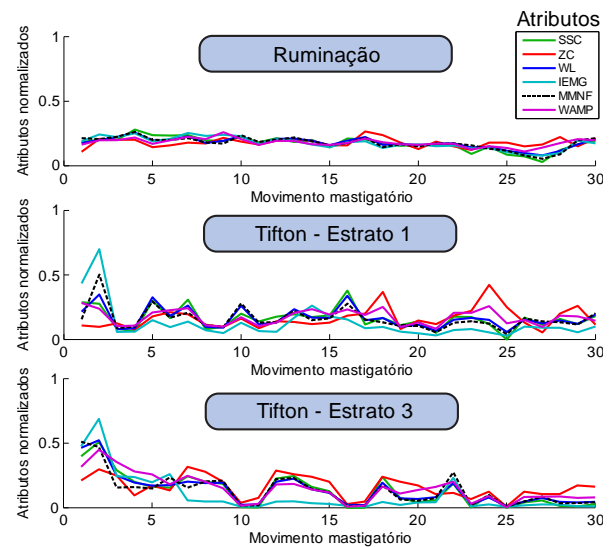


Figura 5: Atributos normalizados em função dos movimentos de mastigação.

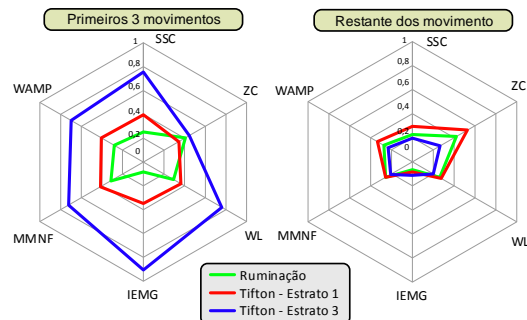


Figura 6: Gráfico de radar da média dos atributos dos primeiros 3 movimentos e do restante dos movimentos.

Discussão

Com base no espectro de frequência da Figura 4, nota-se que maior parte da informação de manifesta em frequências inferiores à 100 Hz. Também não é possível notar picos em nenhuma faixa para ruminação, diferente do Tifton, em que as componentes de baixas frequências se mostram acentuadas. Uma hipótese para tal fenômeno é que no momento do arranquio existem picos em baixas frequências, vide Figura 3, diferentemente da ruminação, a qual demonstra regularidade e ausência de valores acentuados no sinal.

A ruminação é praticamente constante para todos os atributos em todos os movimentos, como observado na Figura 5. Constata-se por meio da Figura 6 que os atributos não sofrem variações significativas nos primeiros movimentos. A ruminação se diferencia dos demais alimentos pelas componentes de baixa frequência no espectro e pela ausência de variação dos atributos ao longo do processo de mastigação.

Alguns atributos, principalmente o IEMG, exibem valores mais elevados nos primeiros movimentos na ingestão do Tifton. Esses movimentos são realizados para retirar uma porção de pasto das leivas, atividade a

qual deve recrutar mais fibras musculares. O primeiro estrato possui mais folhas, de modo que o animal manipula a leiva diferente do terceiro estrato. A porção mais inferior do pasto possui menos folhas e mais caule. A ingestão dessa porção proporciona ao caprino movimentos mais seletivos, em busca da pouca porção de folhas restante e ocasionalmente a ingestão de parcelas mais fibrosas. Essas diferenças devem aparecer nos atributos. Uma hipótese é que atributos que representem os níveis de contração muscular ou recrutamento de unidades motoras, como o WAMP, IEMG e MMNF, devem refletir informações sobre a textura do alimento. Alguns atributos, como ZC, não manifestaram correlação clara com ingestão dos alimentos.

Conclusão

O método de segmentação se mostrou suficiente para separar automaticamente o sinal de sEMG relativo à um movimento mastigatório individual, seja ele de apreensão ou mastigação. Os sinais de sEMG do músculo masseter, juntamente aos atributos extraídos, podem ser utilizados para sinalizar características da alimentação, como a distinção entre mastigação e apreensão. Observou-se que o atributo IEMG foi o que se destacou para essa função. Também pode-se inferir que a ruminação pode ser diferenciada da ingestão de pasto pela ausência de variação dos atributos ao longo da mastigação. Por fim, existem evidências que características como a textura do alimento também podem ser extraídas dos atributos do sinal.

Agradecimentos

Os autores agradecem à FINEP, CAPES, SETI, CNPq e Fundação Araucária pelo financiamento. Este trabalho foi em parte apoiado pelo PPGEE-UTFPR e pelo IAPAR.

Referências

- [1] A. Frost et.al., “A review of livestock monitoring and the need for integrated systems,” *Computers and Electronics in Agriculture*, vol. 17, n. 2, pp. 139-159, 1997.
- [2] R. Geers, “Electronic monitoring of farm animals: a review of research and development requirements and expected benefits,” *Computers and Electronics in Agriculture*, vol. 10, n. 1, pp. 1-9, 1994.
- [3] S. Büchel e A. Sundrum, “Technical note: Evaluation of a new system for measuring feeding behavior of dairy cows,” *Computers and Electronics in Agriculture*, vol. 108, n. 0, pp. 12-16, 2014.
- [4] D. Enriquez-Hidalgo et. al., “Effect of rotationally grazing perennial ryegrass white clover or perennial ryegrass only swards on dairy cow feeding behaviour, rumen characteristics and sward depletion patterns,” *Livestock Science*, vol. 169, pp. 48-62, 2014.
- [5] E. Kennedy et.al., “Effect of herbage allowance and concentrate supplementation on dry matter intake, milk production and energy balance of early lactating dairy cows,” *Livestock Science*, vol. 117, n. 2-3, pp. 275-286, 2008.
- [6] R. Mayes, “The quantification of dietary intake, digestion and metabolism in farm livestock and its relevance to the study of radionuclide uptake,” *Science of The Total Environment*, vol. 85, pp. 29-51, 1989.
- [7] A. Deswysen e W. Ellis, “Fragmentation and ruminal escape of particles as related to variations in voluntary intake, chewing behavior and extent of digestion of potentially digestible NDF in heifers,” *Journal of Animal Science*, vol. 68, n. 11, pp. 3871-9, 1990.
- [8] R. Delagarde e P. Lambertson, “Daily grazing time of dairy cows is recorded accurately using the Lifecorder Plus device,” *Applied Animal Behaviour Science*, vol. 165, pp. 25-32, 2015.
- [9] D. Milone et. al., “Automatic recognition of ingestive sounds of cattle based on hidden Markov models,” *Computers and Electronics in Agriculture*, vol. 87, pp. 51-55, 2012.
- [10] V. Pegorini et. al., “In Vivo Pattern Classification of Ingestive Behavior in Ruminants Using FBG Sensors and Machine Learning,” *Sensors*, vol. 15, n. 11, p. 28456, 2015.
- [11] D. Campos e et.al., “Surface Electromyography Measurements for Ingestive Behaviour Identification on Goats,” em *VII Latin American Symposium on Circuits and Systems (LASCAS)*, Florianópolis, 2016.
- [12] E. Kemsley e M. Defernez, *Relating Surface Electromyograms of the Facial Muscles During Mastication to the Mechanical and Sensory Properties of Foodstuffs*, INTECH Open Access Publisher, 2012.
- [13] A. Phinyomark, P. Phukpattaranont e C. Limsakul, “Feature reduction and selection for EMG signal classification,” *Expert Systems with Applications*, vol. 39, n. 8, pp. 7420-7431, 2012.
- [14] A. Phinyomark, C. Limsakul e P. Phukpattaranont, “A Novel Feature Extraction for Robust EMG Pattern Recognition,” *Journal of Computing*, vol. 1, n. 1, pp. 71-80, 2009.
- [15] D. Tkach, H. Huang e T. A. Kuiken, “Study of stability of time-domain features for electromyographic pattern recognition,” *J Neuroeng Rehabil*, vol. 7, pp. 21-21, May 2010.
- [16] M. Barbero, R. Merletti e A. Rainoldi, *Atlas of Muscle Innervation Zones: Understanding Surface Electromyography and Its Applications*, Milão, Itália: Springer-Verlag, 2012.

DESEMPENHO DE CODIFICADOR ADAPTATIVO DE SINAIS DE S-EMG DINÂMICOS BASEADO EM TRANSFORMADA DE WAVELETS

M. H. Trabuco*, M. V. C. Costa** e F. A. de O. Nascimento*

* Departamento de Engenharia Elétrica, Universidade de Brasília, Brasília, Brasil

** Engenharia Eletrônica, Universidade de Brasília, *Campus* do Gama, Brasília, Brasil
e-mail: mhtrabuco@gmail.com

Resumo: Este artigo apresenta uma técnica de compressão de sinais de eletromiografia de superfície em protocolo experimental dinâmico. O algoritmo é baseado em transformada de *wavelets* e na alocação adaptativa de bits para a quantização dos coeficientes transformados que são agrupados em sub-bandas. Na alocação dinâmica de bits é proposto um perfil espectral de alocação que ajusta uma curva logarítmica de acordo com a energia das sub-bandas. Busca-se a maneira mais eficiente de segmentar o espectro em sub-bandas. Os resultados simulados com sinais reais demonstram que os procedimentos propostos fornecem uma boa relação objetiva entre fator de compressão e qualidade de sinal reconstruído.

Palavras-chave: Compressão de dados, Transformada de *wavelets*, Eletromiografia de superfície, Protocolo adaptativo.

Abstract: *This article presents a surface electromyography signal compression algorithm based on wavelet transform and sub-band adaptive bit allocation. The proposal is an allocation profile that fits a logarithmic curve according to the energy of each sub-band. The results shows that the proposed techniques provide a good relationship between compression factor and quality reconstructed signal.*

Keywords: *Data compression, Wavelet transform, Surface electromyographic signal, Adaptive protocol.*

Introdução

A eletromiografia representa uma ferramenta essencial para a análise biomecânica do movimento humano, a qual estuda a função do músculo por meio da análise do sinal eletromiográfico emanado durante a contração muscular.

Nesse contexto, destaca-se a S-EMG (*Surface Electromyography*), um método não invasivo que pode ser utilizado para obtenção de informações sobre a fisiologia e sobre comportamentos e características musculares.

Devido ao interesse crescente no uso de sinais eletromiográficos de superfície em experimentos dinâmicos de longa duração, como por exemplo, na monitoração em campo de parâmetros fisiológicos e biomecânicos em ciclistas de alto desempenho, há grande quantidade de sinais que oneram tempo de canal (no caso de transmissão) e/ou espaço em memória (no caso de

armazenamento). Com o objetivo de obter uma representação mais eficiente das formas de ondas desses sinais, surge a necessidade de desenvolver técnicas dedicadas para compressão dos dados de S-EMG.

Diferentes estudos já foram conduzidos a fim de prover a compressão de sinais de EMG, dentre os quais pode-se destacar [1], no qual a compressão de sinais de eletromiografia é feita utilizando a técnica de ADPCM. Diferentes métodos de compressão baseados em predição linear e em transformadas ortogonais foram comparados em [2], que relatou o uso de codificação de voz para sinais de eletromiografia. O algoritmo EZW foi avaliado em [3,4].

Encontra-se também na literatura estudos envolvendo a codificação paramétrica [5,6], que resultou em alta taxa de compressão de dados aliada a baixo esforço computacional. Redes neurais artificiais foram utilizadas em [7], estudo no qual foi utilizada a transformada de *wavelets* associada a um esquema de alocação dinâmica de bits utilizando uma camada de Kohonen. Outra técnica que apresentou excelente desempenho é a baseada em padrões recorrentes [8].

Abordagens mais recentes [9,10,11] realizam a segmentação do sinal de S-EMG, após a qual cada segmento é justaposto para formar um sinal 2D, que é codificado usando técnicas desenvolvidas para sinais bidimensionais (isto é, codificadores de imagens digitais), tais como JPEG2000, H.264 e HEVC. Em [12] é utilizado um algoritmo de compressão baseado em transformação fractal. Perfis espectrais decrescentes para alocação de bits são utilizados em [13] para delinear o sinal no domínio transformado, gerando resultados satisfatórios com o requisito de esforço computacional apenas moderado.

Neste trabalho é proposta uma técnica que ajusta adaptativamente o perfil espectral para a alocação dinâmica de bits a ser utilizado na quantização dos coeficientes da transformada de *wavelets*. O ajuste adaptativo é obtido com o uso de uma função logarítmica adequada ao perfil espectral de acordo com a energia de cada bloco de sinal analisado.

Também se investiga o desempenho do codificador com relação à quantidade e à composição das sub-bandas nas quais o espectro transformado é segmentado. A avaliação de desempenho tem como métrica objetiva a representação do sinal na menor quantidade de bits com respeito a fidelidade do sinal decodificado (em relação a forma de onda original).

Materiais e métodos

Este trabalho propõe um algoritmo adaptativo de compressão de sinais de S-EMG, que é baseado na aplicação da transformada de *wavelets* discreta (DWT) em janelas temporais consecutivas do sinal de S-EMG. A seguir, segmenta-se o espectro transformado em sub-bandas e a alocação dinâmica de bits é efetuada proporcionalmente à energia dos coeficientes transformados em cada sub-banda, sempre de acordo com um perfil logarítmico do envoltório espectral. Finalmente, é aplicada uma técnica de codificação de entropia para minimizar a redundância residual e efetivar o empacotamento de dados.

Codificação – O sinal é segmentado em janelas de 2048 amostras e a cada janela é aplicada a TWD, o que gera um vetor também com 2048 coeficientes transformados. Foram escolhidas as funções de base *Daubechies-4* com 8 níveis de resolução. Esta escolha está fundamentada em estudos prévios tendo como parâmetros de desempenho a decorrelação do sinal de S-EMG no espaço transformado e medidas de compactação de energia em menor quantidade de coeficientes transformados [14].

O codificador adaptativo de S-EMG é apresentado em diagrama de blocos na Figura 1. O espectro no domínio das funções *wavelets* também é segmentado, em sub-bandas. Foram avaliadas duas abordagens distintas de segmentação no domínio transformado.

A primeira é a segmentação espectral com o mesmo tamanho em quantidade de coeficientes por sub-banda. Neste caso, são realizadas implementações com diversos comprimentos de agrupamento dos coeficientes transformados. O desempenho do algoritmo com respeito às métricas objetivas de avaliação é aferido para quantidades iguais a 4, 8, 16, 32 e 64 sub-bandas no espectro segmentado da transformada de *wavelets*.

A segunda estratégia de segmentação é obtida usando sub-bandas de tamanho variável, nas quais o tamanho da sub-banda acompanha a quantidade de coeficientes *wavelets* do respectivo nível de decomposição da transformada.

Após a segmentação temporal em janelas e o cálculo da transformada de *wavelets*, o vetor de coeficientes transformados é segmentado frequencialmente em sub-bandas. A energia da janela temporal e a energia de cada sub-banda são calculadas com base no vetor de coeficientes transformados e um fator ponderado entre a energia da sub-banda e a energia total é utilizado como indicador da quantidade de bits no processo de quantização dos coeficientes transformados.

Essa informação é necessária no decodificador e precisa ser agregada e codificada como informação lateral no pacote de dados. Os coeficientes das sub-bandas da transformada de *wavelets* são quantizados de acordo com o número de bits obtido pelo algoritmo adaptativo, concatenados, descritos simbolicamente e apresentados como entrada de codificador aritmético. Por fim, os dados são empacotados, e então obtêm-se sua representação compactada.

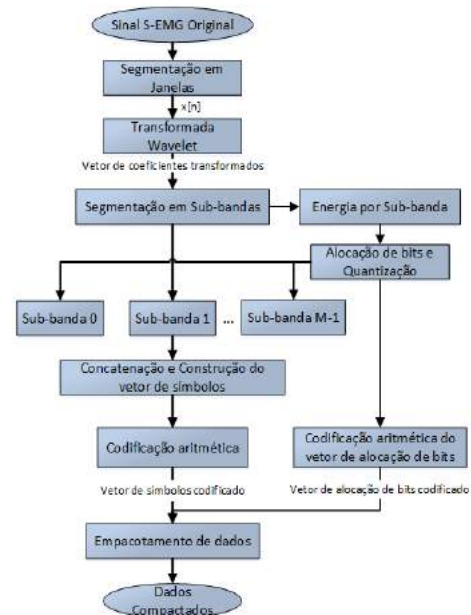


Figura 1: Diagrama de blocos do codificador adaptativo de sinais de S-EMG.

Modelamento logarítmico adaptativo para o perfil espectral

No modelamento do perfil frequencial proposto, o espectro da DWT computado sobre um segmento temporal de S-EMG contendo N amostras é segmentado em sub-bandas. Cada sub-banda é constituída por um conjunto de M coeficientes agrupados em número proporcional a uma potência inteira de base 2. A energia total do segmento e a energia acumulada até a banda de índice r (em um total de N/M sub-bandas) são calculadas, respectivamente, conforme as equações (1) e (2):

$$E_b = \sum_{k=0}^{N-1} |W[k]|^2 \quad (1)$$

$$E_a[r] = \sum_{m=1}^r \sum_{k=M(m-1)}^{mM-1} |W[k]|^2, \quad (2)$$

nas quais E_b corresponde à energia total do segmento que está sendo processado, $E_a[r]$ corresponde à energia acumulada no espectro da DWT até a banda de índice r e $W[k]$ é o k -ésimo coeficiente transformado da DWT. A função positiva de concentração relativa decrescente de energia é definida como

$$G[r] = 1 - \frac{E_a[r]}{E_b}. \quad (3)$$

O perfil espectral aproximado para o segmento de sinal que está sendo processado em termos da quantidade de bits necessária para escrever os coeficientes da DWT como um número inteiro é aproximado por

$$B[r] = Q + \log_2 \{G[r]\}, \quad (4)$$

em que $B[r]$ representa a quantidade estimada de bits para a representação em ponto fixo dos coeficientes da

sub-banda de índice r , Q corresponde ao maior comprimento de palavra digital no qual se desejaria representar (em ponto fixo) o coeficiente de maior amplitude do segmento de sinal processado.

Como $B[r]$ é uma função decrescente, indica que os coeficientes de aproximação serão representados com mais bits, enquanto coeficientes de detalhes em níveis mais altos de decomposição serão representados com menos bits.

Decodificação – Inicialmente, os dados referentes aos vetores de alocação de bits comprimidos são separados dos dados referentes ao sinal comprimido. Em seguida, esses dois vetores de dados servem de entradas para o decodificador aritmético. Obtêm-se então os vetores de alocação de bits originais e o agrupamento de sub-bandas, que são reconstruídas no processo de quantização inversa. As sub-bandas são reagrupadas em janelas, que são entradas da transformada de *wavelets* discreta inversa.

O processo de decodificação é ilustrado na Figura 2.

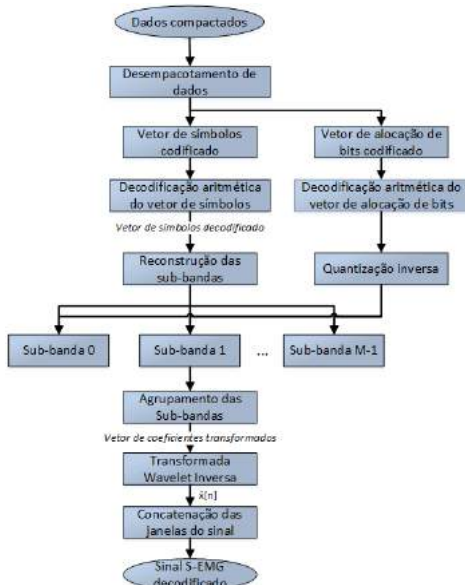


Figura 2: Diagrama de blocos do decodificador de sinais de S-EMG.

Resultados experimentais

Foram utilizados sinais de S-EMG obtidos a partir de protocolo experimental dinâmico, coletados do músculo *vastus lateralis* de 14 indivíduos pedalando em um simulador de ciclismo (Cateye CS1000, USA). No experimento, foram utilizados eletrodos de superfície pré-amplificados (modelo DE-02, DelSys Inc. Boston MA, USA). Os sinais foram alimentados em uma placa de aquisição com LABVIEW (NI-DAQ for Windows, National Instruments, USA). Todos os sinais foram amostrados a 2 kHz e quantizados com 16 bits. A duração dos sinais varia de 3 a 6 minutos. O banco de sinais objeto de estudo foi coletado em momento anterior a este trabalho. A descrição do protocolo de aquisição segue o que foi reportado em [15], em que se apresenta, inclusive visualmente, parte da instrumentação utilizada.

O desempenho do algoritmo de compressão adaptativo foi mensurado a partir de duas métricas de avaliação objetiva: o fator de compressão (CF, do inglês, *Compression Factor*), que é definido por

$$CF(\%) = \frac{O_s - C_s}{O_s} \times 100, \quad (5)$$

em que O_s é a quantidade de bits necessária para armazenar os dados originais e C_s é a quantidade de bits necessária para armazenar os dados comprimidos. A outra métrica, usada para avaliar a fidelidade de reconstrução, foi a diferença percentual residual [1,2,4] (PRD, do inglês, *Percentage Root Mean Square Difference*), que é definida como

$$PRD(\%) = \sqrt{\frac{\sum_{n=0}^{N-1} (x[n] - \hat{x}[n])^2}{\sum_{n=0}^{N-1} x^2[n]}} \times 100, \quad (6)$$

em que x é o sinal original, \hat{x} é o sinal reconstruído e N é o tamanho do segmento de sinal.

A Figura 3 ilustra o gráfico de desempenho obtido pelo algoritmo de codificação proposto, utilizando a abordagem de particionamento espectral em diversas quantidades de sub-bandas de mesmo tamanho. A Figura 4 ilustra o desempenho obtido pela segunda abordagem de segmentação, na qual o tamanho de cada sub-banda é igual à quantidade de coeficientes do nível de decomposição da transformada de *wavelets*.

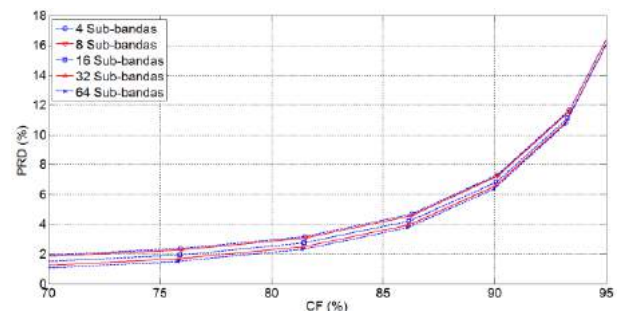


Figura 3: Curvas de desempenho do algoritmo para segmentação em 4, 8, 16, 32 ou 64 sub-bandas.

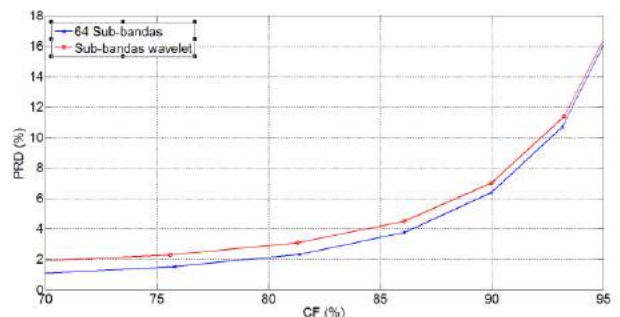


Figura 4: Comparação de desempenho entre o algoritmo que utiliza 64 sub-bandas de tamanho fixo e igual e a técnica que usa segmentação em sub-bandas de acordo com os níveis da transformada de *wavelets*.

Discussão

Os resultados experimentais comprovam que a técnica proposta apresenta bom desempenho comparada a outras reportadas na literatura científica. Caso seja considerado $CF = 75\%$, obtém-se a $PRD < 1,5\%$ e nas situações em que o $CF = 90\%$, nota-se a $PRD < 6,5\%$.

Observa-se ainda que a segmentação do espectro da DWT em sub-bandas com mesma quantidade de coeficientes transformados foi superior à técnica que considera uma quantidade de coeficientes igual ao número de coeficientes do nível de decomposição da DWT.

Também é constatado que o aumento da quantidade de sub-bandas melhora o desempenho da técnica, mesmo que seja necessário adicionar mais informação lateral associada à codificação do perfil espectral com maior quantidade de sub-bandas.

Conclusão

Com base nos resultados experimentais inferimos que o algoritmo proposto apresentou resultados bastante satisfatórios. A segmentação espectral em sub-bandas de comprimento fixo mostrou-se superior a segmentação de acordo com a quantidade de coeficientes dos níveis de decomposição da DWT. Aparentemente isso está associado à localização tempo-frequência característica dos coeficientes para os sinais de S-EMG. O aumento da quantidade de sub-bandas aponta no sentido de melhoria de desempenho da técnica, mesmo observando-se o aumento da informação lateral.

Referências

- [1] Norris JA, Lovely D. Real-Time compression of myoelectric data utilizing adaptive differential pulse code modulation. *Medical and Biological Engineering and Computing*, 1995; 33(5):629-635.
- [2] Guerreiro AP, Mailhes C. On the choice of an electromyogram data compression method. In: *Proceedings of the 19th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, Chicago, IL, USA, 1997 Oct. 30-Nov. 2. 1997. p. 1558-1561.
- [3] Wellig P, Zhenlan C, Semling M, Moschytz GS. Electromyogram data compression using single-tree and modified zero-tree wavelet encoding. In: *Proceedings of the 20th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*; 1998 Oct. 29-Nov. 1; Honk Kong, China. 1998. p. 1303-0306.
- [4] Norris JA, Englehart K, Lovely D. Steady-state and dynamic myoelectric signal compression using embedded zero-tree wavelets. In: *Proceedings of the 23rd Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine Biology Society*, 2001; Istanbul, Turkey 2001. p. 1879–82.
- [5] Guerrero AP, Mailhes C. On the choice of an electromyogram data compression method. In: *Proceedings of the 19th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*; 1997 Oct. 30-Nov. 2; Chicago, IL, USA. 1997; p. 1558–61.
- [6] Carotti ESG, De Martin JC, Merletti R, Farina D. Compression of surface EMG signals with algebraic code excited linear prediction. *Medical Engineering & Physics*, 2007; 29(2):253-8.
- [7] Berger PA, Nascimento FAO, Carmo JC, Rocha AF. Compression of EMG signals with wavelet transform and artificial neural networks. *Physiological Measurement*, 2006; 27(6):457-65.
- [8] Lima Filho EB, Silva EAB, Carvalho MB. On EMG signal compression with recurrent patterns. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 2008; 55(7):1920-3.
- [9] Costa MVC, Carvalho JLA, Berger PA, Zaghetto A, Da Rocha AF, Nascimento FAO. Two-dimensional compression of surface electromyographic signals using column-correlation sorting and image encoders. In: *Proceedings of the 31th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, 2009 Sep 3-6; Minneapolis, Minnesota, USA. 2009. p. 428-31.
- [10] Costa MVC, Carvalho JLA, Berger PA, da Rocha AF, Nascimento FAO. Novo método para compressão de sinais de EMG usando JPEG2000. In: *Anais do XXI Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica*; 2008 Nov 16-19; Salvador, Bahia. 2008. p. 1755-9.
- [11] Melo WC, Lima Filho EB, Silva Júnior WS. SEMG signal compression based on two-dimensional techniques. *Biomedical Engineering OnLine* [internet]. 2016 Apr [cited 2016 May 04]; 15(41). Available from: <http://dx.doi.org/10.1186/s12938-016-0158-1>.
- [12] Pascal NE, Lionel TM, Ele P, Basile KI. EMG Signal Compression Using 2D Fractal. *International Journal of Advanced & Engineering Reserch (IJATER)*. 2013; 3(3):58-89.
- [13] Trabuco MH, Costa MVC, Nascimento FAO. S-EMG signal compression based on domain transformation and spectral shape dynamic bit allocation. *Biomedical Engineering OnLine* [internet]. 2014 Feb [cited 2016 May 04]; 13(22). Available from: <http://dx.doi.org/10.1186/1475-925X-13-22>.
- [14] Berger PA, Nascimento FAO, Carmo JC, dos Santos I. Algorithm for compression of EMG signals. In: *Proceedings of the 25th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine Biology Society*, 2003 Sep 17-21, Cancún, México. 2003. p. 1299-1302.
- [15] Trabuco, M.H.; Costa, M.V.C.; Schwartz, F. P.; Nascimento, F.A.O. Compressão de S-EMG em Protocolos Dinâmicos Usando TWD e Alocação de Bits por Sub-bandas. In: *Anais do XXXI Simpósio Brasileiro de Telecomunicações*; 2013 Set 01-04; Fortaleza, Ceará. 2013. p. 1-5.

ESTUDO DO ÍNDICE DE CORRELAÇÃO CRUZADA ENTRE A ATIVIDADE ELETROMIOGRÁFICA DO MÚSCULO FRONTAL E O ELETROENCEFALOGRAMA

G. M. Silva*, L. B. Peres*, C. M. M. Queiroz*, L. M. D. Luiz*, I.M. Oliveira* e A. O. Andrade*

*Universidade Federal de Uberlândia, Uberlândia, Brasil
e-mail: gustavomoreira87@gmail.br

Resumo: Esse artigo apresenta um estudo do índice de correlação cruzada entre os sinais captados pelos eletrodos de EMG posicionados sobre o músculo frontal e o sinal captado por eletrodos de EEG na configuração diferencial posicionados de acordo com o sistema 10-20. Os voluntários executam uma série de contrações voluntárias de média intensidade com diferentes durações. A partir dos sinais gerados pelas contrações do voluntário é analisada a correlação cruzada da diferença do sinal dos eletrodos de EMG em relação aos canais de EEG. Com base no estudo realizado, observa-se uma maior manutenção na forma de onda dos canais de EMG nos canais de eletrodos frontais de EEG. É possível analisar a distribuição do ruído ao longo dos eletrodos para a especificação de filtros mais apropriados a cada intensidade de contaminação.

Palavras-chave: Eletroencefalograma, Artefato, Eletromiografia, Correlação Cruzada.

Abstract: *This article presents a study of the cross-correlation coefficient between the signal detected by the EMG electrodes positioned on the frontalis muscle and the signal EEG on differential configuration. The 5 healthy adults perform a series of medium intensity muscle contractions with different durations. It was made an analysis of the contamination produced with the muscle contractions by the cross correlation of the signal of EMG respecting to the EEG channels. Based on the performed study, it was observed a greater maintaining the waveform of the EMG channels on channels frontal EEG electrodes. You can analyze the distribution of the noise over the electrodes to the most appropriate to each intensity of contamination filter specification.*

Keywords: *Electroencephalogram, Artifact, Electromyography, Cross-Correlation.*

Introdução

O eletroencefalograma (EEG) se trata de um sinal oriundo de sobreposições de potenciais pré e pós-sinápticos de grandes populações de neurônios alinhados próximo ao couro cabeludo. Esse sinal bioelétrico sofre uma forte atenuação pelas meninges, osso do crânio e couro cabeludo, razão pela qual é caracterizado como um sinal de baixa amplitude, na ordem de microvolts [1]. Em virtude dessa baixa amplitude, este se torna um sinal

extremamente sensível a artefatos, tais artefatos são geralmente identificados como sendo de origem: (1) instrumental, exemplo o ruído da rede elétrica (60Hz) ou devido ao movimento dos cabos; (2) fisiológico, como piscar os olhos, a eletrocardiografia (ECG), eletro-oculografia (EOG) e eletromiografia (EMG) [2].

Dessas possibilidades de contaminação, o ruído de EMG é um problema especial nas Interfaces Cérebro Máquina (BCI) para pessoas com deficiência motora severa as quais exigem a capacidade de reconhecimento e eliminação da contaminação do EMG em tempo real durante sua operação. O ruído EMG não reconhecido pode imitar o EEG real e assim, enganar e de outra forma impedir a investigação destinada a melhorar estes sistemas BCI.

Como consequência, o artefato de EMG é, então, um fator limitador principalmente em aplicações que dependem de medidas e detecção de características do EEG em tempo real, além de inviabilizar a leitura do traçado, nos casos do EEG clínico [2]

Esse trabalho tem como objetivo analisar a correlação do ruído EMG nos eletrodos de EEG com o sinal detectado pelo eletrodo de EMG durante uma série de contrações musculares.

Materiais e métodos

Caracterização do Estudo - Este estudo obedece à Resolução 466/2012 do Conselho Nacional de Saúde e as aquisições do sinal foram realizadas no Laboratório de Engenharia Biomédica da Universidade Federal de Uberlândia (UFU) autorizado pelo Comitê de Ética em Pesquisas com Seres Humanos (CEP-UFU), sob Número CAAE: 43670815.4.0000.5152.

Para a observação do comportamento do sinal EMG do músculo frontal captado pelos sensores de EEG foram coletados dados de cinco voluntários. Os voluntários obedeceram aos seguintes critérios de inclusão no estudo: (1) Ser hígido; (2) Ter idade entre 18 e 50 anos. O procedimento experimental desse estudo contém em três etapas: (i) Treinamento e preparação do voluntário acerca do procedimento que o mesmo deve realizar durante a coleta de dados. (ii) Aquisição simultânea do registro de EMG do músculo frontal e EEG com 20 eletrodos posicionados segundo o padrão 10-20 com referência bipolar resultando em 16 canais para análise. (iii) Classificação das regiões de contração, cálculo da correlação cruzada e análise.

Aquisição de Dados – Para análise da correlação cruzada entre atividade captada no eletrodo de superfície de EMG sobre o músculo frontal e o ruído de EMG detectado pelos eletrodos de EEG são utilizados dois eletrodos de EMG diferenciais (um do lado direito e outro do lado esquerdo). Em seguida é posicionada a touca para a aquisição do EEG com eletrodos distribuídos conforme o padrão 10-20. A Figura 1 exhibe o posicionamento da touca e dos eletrodos de EMG.

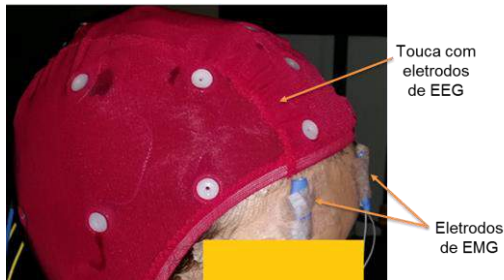


Figura 1: Posicionamento da touca de EEG e dos eletrodos de EMG.

Os eletrodos da touca são conectados eletricamente numa configuração bipolar totalizando 16 canais diferenciais, conforme mostra a Figura 2.

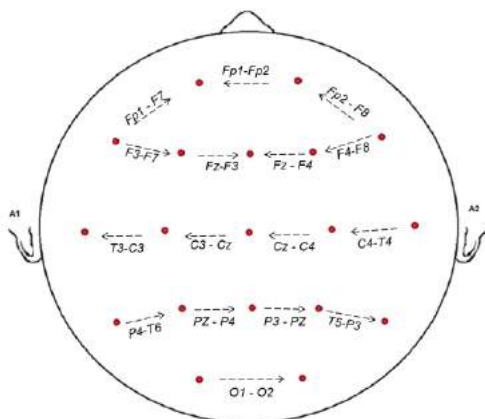


Figura 2: Configuração bipolar dos eletrodos de EEG

Para a aquisição dos sinais foi utilizado o Sistema de Aquisição de Sinais Biomédicos (SISB) [3] com uma frequência de amostragem de 5 kHz. Em seguida, foi aplicado um filtro linear passa-faixa com frequência de corte em 0,1 Hz e 1kHz, para compreender maior parte do espectro do EEG e do EMG. Esse sistema, que possibilita realizar aquisições simultâneas de EEG e EMG com até 256 canais.

Após a preparação do voluntário e do posicionamento dos eletrodos o protocolo segue com a orientação do voluntário que ouvirá sinais sonoros de diferentes durações. O voluntário é orientado a iniciar uma contração de média intensidade sempre que ouvir o estímulo sonoro, manter a contração enquanto estiver ouvindo e encerrar a contração quando o estímulo silenciar. A Figura 3 ilustra a ideia geral desse protocolo.

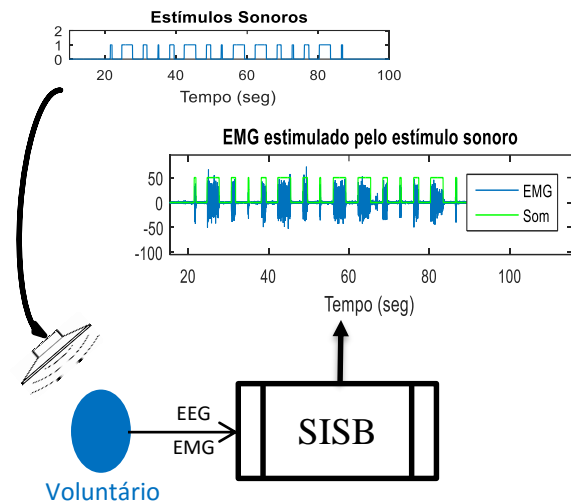


Figura 3: Elementos do protocolo experimental da estimulação auditiva seguida da contração voluntária dos músculos faciais simultaneamente à aquisição dos sinais de EEG e EMG.

A Figura 3 ilustra a janela temporal de 100 segundos desse protocolo, no qual são gerados 15 estímulos sonoros classificados em 3 durações. Essa divisão se estabelece da seguinte maneira: (1) estímulo de 0,5 segundos, denominado estímulo de curta duração; (2) estímulo de 1 segundo, denominado estímulo de média contração e (3) estímulo de 3 segundos denominado estímulo de longa duração. Cada estímulo de uma dessas três classes se repete cinco vezes de maneira aleatória intervalado em dois segundos, completando então 15 estímulos dentro de uma janela de 100 segundos. A definição da duração de cada um desses tempos de contração descritos nos protocolos se deve ao fato de que essas contrações se assemelham com as contrações geradas para manipulação de interfaces homem-máquina (IHM). Assim sendo, a caracterização da contaminação do EEG durante essas contrações permitirá o projeto de filtros para se analisar o EEG durante a manipulação de uma IHM [4].

Análise dos Dados – Após a coleta, os dados são convertidos em formato .mat. Para análise é extraída a envoltória do sinal EMG a fim de realizar a detecção da contração muscular e janelar as épocas do EEG nos períodos em que há contração muscular. Em seguida, essas épocas são classificadas quanto à duração em curtas, médias ou longas. Uma vez janelada os intervalos com contração muscular na série temporal e classificadas as durações das contrações é calculada a correlação cruzada entre o eletrodo de EMG e todos os canais de EEG. Em seguida, é extraído o maior valor da correlação cruzada bem como o atraso na série temporal em que a máxima correlação cruzada acontece. Também é analisada a atenuação e/ou ganho do sinal EEG em relação ao sinal EMG. A Figura 4 ilustra o processo para a análise da correlação cruzada, atraso e atenuação do sinal EEG ruidoso em relação ao sinal detectado próximo à fonte geradora.

Resultados

Essa sessão contém os gráficos das correlações cruzadas entre as regiões por tipo de contração, bem como os atrasos observados na máxima correlação. A magnitude em decibéis da relação entre o sinal captado sobre o músculo e o sinal de cada canal diferencial de EEG. A Figura 5 apresenta a análise de correlação cruzada máxima entre os canais de EEG e a subtração dos

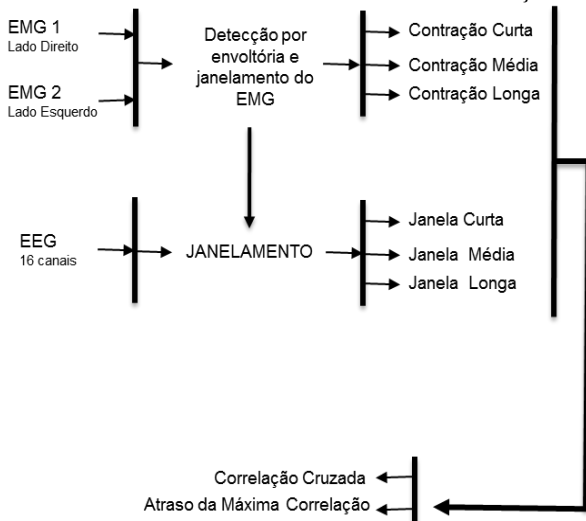


Figura 4: Esquema de análise da interferência da contração muscular no EEG

canais de EMG (EMG frontal direito – EMG frontal esquerdo). Com base nessa análise é possível observar que a forma de onda do EMG se mantém nos canais mais frontais e a forma de onda se distorce em relação a diferença dos canais à medida que o canal de EEG se distancia da fonte de ruído.

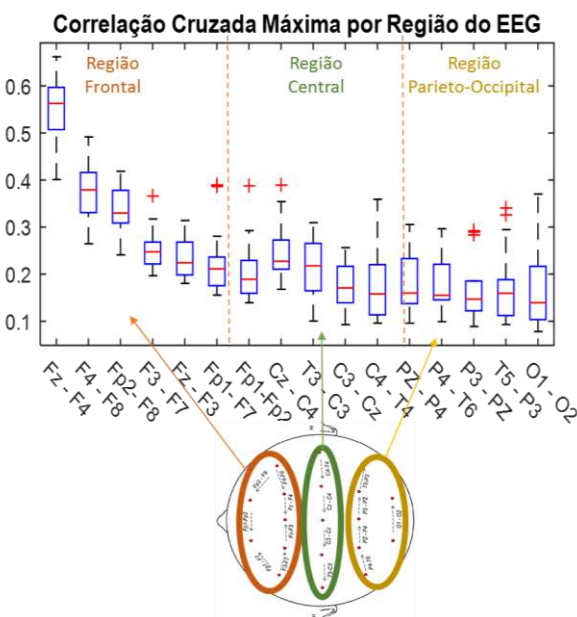


Figura 5: Médias da correlação cruzada máxima entre os canais de EEG em relação à diferença dos canais de EMG para todas as contrações.

Cada uma dessas correlações cruzadas máximas ocorrem com a série temporal em um determinado deslocamento no tempo. A Figura 6 apresenta em ordem decrescente os deslocamentos no tempo das séries temporais em suas correlações cruzadas máximas, estes estão em torno de 300 milissegundos.

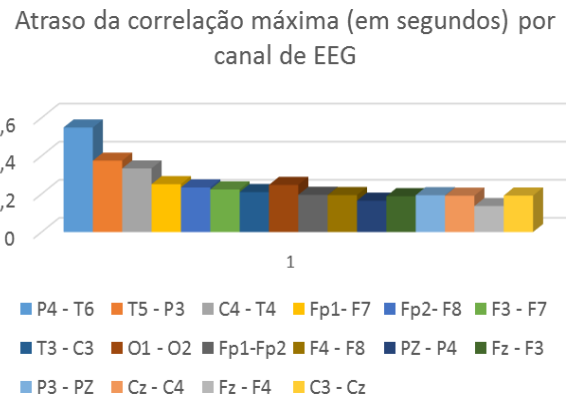


Figura 6: Deslocamento temporal na correlação cruzada máxima entre os canais de EEG com a diferença dos dois canais de EMG.

Com base na análise da correlação cruzada e do atraso na correlação cruzada é possível analisar também a média das correlações relacionadas por região e por tempo de contração. A Figura 7 apresenta essa correlação cruzada máxima por região em que é possível analisar a correlação por canais de cada região. Analisando o gráfico é possível identificar que as atividades mais próximas da região frontal apresentam uma correlação média superior à correlação dos eletrodos da região parieto-occipital.

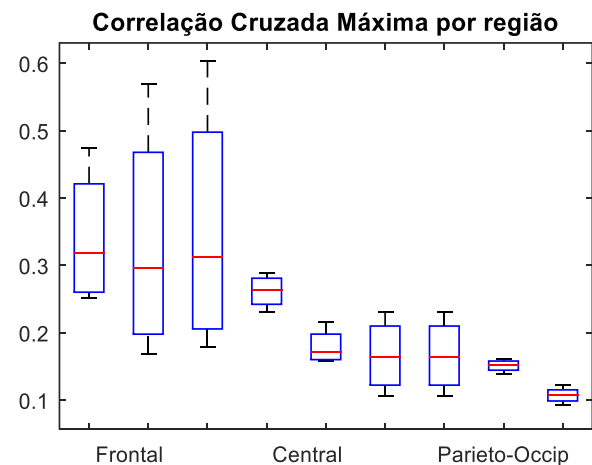


Figura 7: Correlação cruzada máxima dos três tipos de contração de EMG para cada região do escalpo e seus canais diferenciais correspondentes.

Além do atraso e do índice de correlação cruzada também foi analisado o fator de atenuação ou de ganho dos eletrodos de EMG em relação aos eletrodos de EEG com o posicionamento de eletrodos adotado nesse estudo. A Figura 8 analisa a razão em decibéis da amplitude do

sinhal EMG detectado pelos canais diferenciais da touca em relação ao sinal detectado pelos eletrodos de EMG. Analisando a Figura 8 pode-se verificar que 10 dos 16 canais de EEG apresentam ganho do sinal EMG em relação aos próprios eletrodos de EMG localizados sobre o músculo.

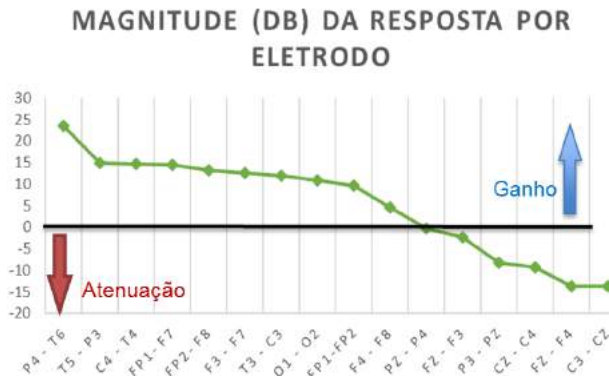


Figura 8: Análise da razão logarítmica dos 16 canais de EEG sobre a diferença dos 2 canais de EMG.

A Figura 9 ilustra o caso do canal P4-T6 que tem uma magnitude em 25 decibéis acima da magnitude do sinal captado pela subtração dos eletrodos EMG. O posicionamento central dos eletrodos do canal de EEG, a distância entre os eletrodos bipolares de EEG (aproximadamente 6 cm contra 0,5 cm dos eletrodos de EMG) e subtração dos sinais de EMG provavelmente explicam o motivo da amplitude ser observada em magnitude maior no EEG.

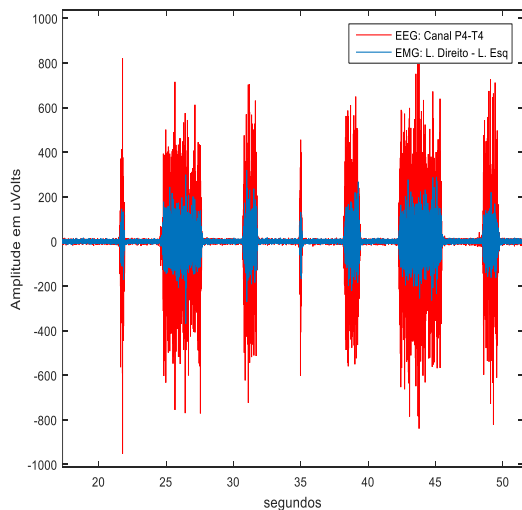


Figura 9: Sinal temporal registrado no eletrodo P4-T4 de EEG e o sinal temporal resultante da subtração do sinal do lado direito pelo lado esquerdo do registro de EMG sobre o músculo frontal.

Discussão

O estudo do ruído nos canais de EEG provocado pelo sinal EMG durante uma contração do músculo frontal mostra que diversas questões relacionadas com o hardware, em especial o posicionamento dos sensores deve ser levado em consideração. Afinal, se são

invertidas as polaridades do eletrodo ou se são alteradas as direções das suas polaridades haverá uma alteração nas tendências da forma de onda temporal. Assim o índice de correlação cruzada pode indicar que a forma de onda de ruído EMG gerado na testa perde a semelhança das formas de onda a medida que avança dos eletrodos frontais de EEG para os eletrodos occipitais, no entanto, tal conclusão deve ser tomada com cautela afinal, devem ser consideradas a influência dos dois músculos. Além disso, o ângulo sólido detectado abaixo do eletrodo de EMG é diferente em direção e dimensão em relação aos eletrodos de EEG.

Conclusão

Embora existam variadas técnicas para a filtragem de sinais na literatura, há uma carência de estudos que caracterizem espacialmente a influência do eletromiograma sobre o eletroencefalograma. Sendo assim, este trabalho realizou um estudo sobre como o formato de onda captada pelos eletrodos EMG se mantém quando o biopotencial é registrado por eletrodos localizados no escalpo. Essa análise de correlação deverá ser complementada com outras medidas de similaridade, lineares ou não. Isso porque apesar do sinal captado nos canais de EEG terem origem eletromiográfica, o posicionamento dos eletrodos de EEG e EMG interfere na forma de onda temporal do sinal o que reduziu a correlação entre os sinais comparados. Essa metodologia propõe uma caracterização do EEG contaminado pelo EMG do músculo frontal.

Agradecimentos

Os autores agradecem ao governo brasileiro (CAPES, CNPq e FAPEMIG) pelo apoio financeiro deste estudo.

Referências

- [1] Sanei S, Chambers JA. EEG Signal Processing. 1st ed. Chichester: Wiley; 2007.
- [2] Gharieb RR, Thakor NV. Neurological EEG Monitors: A Review. Encyclopedia of Medical Devices and Instrumentation. 2006.
- [3] Queiroz CM, Andrade AO. Montagem e validação de um sistema de aquisição síncrona de biopotenciais. VII Simpósio de Engenharia Biomédica. 2014.
- [4] Huang CN, Chen CH, Chung HY. Application of facial electromyography in computer mouse access for people with disabilities. Disability and rehabilitation. 2006. 28. pag 231-237. 2006

REMOÇÃO DE TENDÊNCIAS NÃO LINEARES DA ELETROMIOGRAFIA EM TEMPO REAL UTILIZANDO FILTRO DE MÉDIA MÓVEL

C. M.M. Queiroz^{1*}, L.M. David^{*}, G. M. Silva^{*}, S. Nasuto^{**} e A. O. Andrade^{*}

^{*}Universidade Federal de Uberlândia – UFU, Uberlândia, Brasil

^{**} Universidade de Reading, Reading, Inglaterra

e-mail: carlos.queiroz@iftm.edu.br

Resumo: Esse artigo apresenta uma estratégia para filtragem da eletromiografia de superfície utilizada na entrada de uma máquina de estados finitos (FSM) para controle de uma interface homem máquina. Para o controle do cursor na tela de um computador utilizando eletromiografia é necessário que o sinal tenha uma boa relação sinal ruído, além disso é importante que o sinal não apresente flutuações na linha de base para que seja possível realizar as devidas classificações no sinal EMG, para isso é proposto a utilização do filtro de média móvel. São utilizados sinais reais e artificiais para o teste o que mostrou que essa estratégia se apresenta eficaz nessa aplicação que requer a classificação do EMG amostrado a 1kHz dividido em janelas de 150 amostras.

Palavras-chave: Artefato, Eletromiografia em tempo real, Média Móvel.

Abstract: This article presents the moving average filter implementation strategy of surface electromyography in a finite state machine (FSM) to control a interface human machine. For the cursor control of a computer using electromyography is necessary that the signal has a good signal to noise ratio and it is also important that the signal does not show fluctuations in the baseline, so that, you can perform the appropriate ratings in the EMG signal. Real and artificial signals have been used for the tests which showed that the strategy adopted seems to be effective in applications to classify EMG signals sampled at 1kHz and treated with windows of 150 samples.

Keywords: Artifact, Real-time electromyography, Moving average filter.

Introdução

Os sinais bioelétricos nos seres humanos são gerados durante as atividades musculares ou cerebrais e estão relacionados aos processos iônicos que ocorrem nas células musculares ou neurais e são capazes de revelar características destas atividades. A detecção e registro destes sinais são amplamente empregados em estudos de funcionamento do corpo humano e diagnóstico de patologias. Estes sinais também são empregados para prover meios alternativos para se controlar dispositivos protéticos e ou interagir com sistemas ou computadores através das interfaces perceptuais. Independente da aplicação a qualidade dos sinais bioelétricos deve ser

perseguida frente as diversidades encontradas durante o registro. Por se tratar de sinais de baixa amplitude na ordem de centenas de microvolts estes são bem suscetíveis a ruído [1].

No caso da eletromiografia, um problema é o fato do sensor ser posicionado sobre o músculo e o sinal pode ser contaminado por alterações da linha base causadas pelo movimento. Esse problema em aplicações em tempo real, como uma Interface Homem Máquina (IHM) por exemplo, pode atrapalhar a classificação realizada por máquinas de estado finito da IHM e a implementação de filtros IIR lineares pode atrasar ainda mais o processamento em tempo real. Assim, este trabalho propõe a implementação de um filtro de média móvel que deverá retirar as alterações na linha base do sinal EMG em tempo real [2] em uma IHM para controle do cursor de um computador.

Materiais e métodos

O filtro de média móvel tem como objetivo minimizar os efeitos da variação não linear da linha base em uma máquina de estado usada para detectar atividade muscular em um sistema em tempo real. A seguir é apresentado o filtro de subtração da média em janelas e o procedimento empregado para sua avaliação.

Filtro de média móvel – o filtro de subtração da média em janelas, que atua como um filtro passa alta, foi desenvolvido como uma opção capaz de ser facilmente implementada em sistema de tempo real e reduzir a flutuação da linha base e seus efeitos. A Equação 1 apresenta procedimento do filtro de média móvel.

$$Y(i) = x(i) - \bar{m} \quad \text{para } i = i_0 \dots i_0 + w - 1 \quad (1)$$

Onde $x(i)$ é o i ésimo valor de entrada do filtro, $Y(i)$ é a saída do filtro, i_0 é ponto inicial de aplicação da subtração da média e w é o tamanho da janela empregada para o cálculo da média \bar{m} :

$$\bar{m} = \sum_{j=i_0-b}^{i_0+w+b-1} \frac{x_j}{2.b+w} \quad (2)$$

O valor da média é calculado em um intervalo com $2.b+w$ pontos, porém esta é subtraída apenas no intervalo de i_0 a $i_0 + w - 1$ (na equação 1). A frequência de corte do filtro proposto pode ser obtida pela Equação 3.

$$f_c = 1/(2.b+w) [\text{Hz}] \quad (3)$$

O filtro implementado no contexto deste trabalho considerou seu emprego em uma máquina de estado, operando em tempo real, janela de 150 pontos e taxa de amostragem de 1k Hz. Assim, para criar um filtro com frequência de corte de 20 Hz (valor usual para banda de EMG facial), adotou-se os seguintes valores: $b=10$, $w=30$, o que implica em um intervalo de média de 50 pontos. Para viabilizar a construção deste filtro em tempo real e minimizar os efeitos de borda entre as janelas de 150 pontos, adotou-se a seguinte configuração para as janelas de cálculo de média, conforme detalhado na Figura 1.

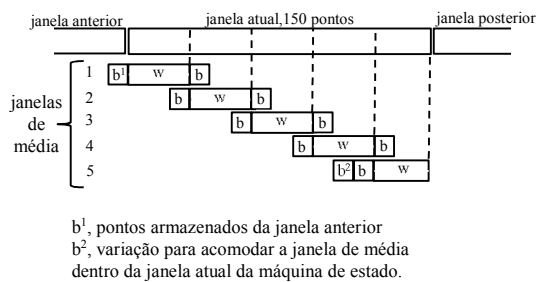


Figura 1- Diagrama das janelas de média dentro de uma janela de 150 pontos, com a devida modificação da 5ª janela para adaptar-se a operação em tempo real.

A janela de média nº 1 possui b pontos que devem ser armazenados da janela anterior. As janelas de média de 1 a 4 são implementadas conforme Equações 1 e 2, porém a janela de média nº 5 tem sua composição diferente das demais, conforme ilustrado na Figura 1. Tal modificação é necessária quando se opera em tempo real.

Avaliação do filtro de média móvel – a avaliação do filtro é realizada por meio de análise envolvendo sinais reais e simulados. Para os sinais reais a avaliação da redução do ruído de variação da linha base, em sinais EMG, consiste numa análise visual em uma situação real de modo a constatar se houve redução dos valores de saída da máquina de estado, após a aplicação do filtro. Já a análise com sinais simulados consiste em 2 tipos de testes. O primeiro objetiva verificar se sinais não contaminados com variação da linha base, quando filtrados com o filtro de média móvel, sofrem ou não alteração significativa. Já o segundo teste, emprega sinais de linha base gerados com grande amplitude de flutuação, de modo a avaliar se a adição do filtro de média móvel, após a etapa de filtragem (filtro passa alta Butterworth, 3ª ordem, frequência de corte 20Hz), reduz os níveis de saída detectados pela máquina de estado (distância Mahalanobis).

Teste com sinais sintetizados sem flutuação da linha base – verifica se sinais, livres de flutuação da linha base, mantêm suas características ao passarem pelo filtro de média móvel. Este teste emprega dois sinais senoidais com frequências dentro do espectro normalmente aceito para os músculos faciais (20 a 450Hz), com amplitude e defasagem entre si geradas randomicamente, mais um sinal de ruído branco gaussiano, de média zero, variância $\sigma^2=6,25$ e livre de flutuação [3]. A relação da amplitude dos sinais senoidais, um com frequência entre 20 a 225Hz

e outro entre 225 a 450Hz, e o ruído foram mantidas entre 5 a 10 dB. Gerou-se randomicamente 200 sinais e para cada sinal variou-se o início do janelamento nas primeiras 50 posições (mesmo tamanho da janela), totalizando 10×10^3 repetições. Para a comparação entre os sinais filtrados e não filtrados pelo filtro de média móvel empregou-se o teste de Kolmogorov Smirnov.

Teste com sinais sintetizados com flutuação da linha base – tem como objetivo verificar se a aplicação da subtração da média em janelas em sinais com grande presença de flutuação, reduz ou não os níveis de saída da máquina de estado. O sinal de linha base com flutuação foi gerado pela adição de um sinal de flutuação em um sinal de ruído branco gaussiano igual ao gerado no teste descrito anteriormente. Já o sinal de flutuação foi gerado conforme procedimento descrito por [3], porém empregando-se filtro passa baixa Butterworth de 3ª ordem e frequência de corte em 10 Hz. Foram gerados 200 sinais, com 33s de duração, sendo os 3 primeiros segundos livres de flutuação e empregados como intervalo de referência de ruído pela máquina de estado. Empregou-se o teste estatístico t (programa Assistat versão 7.7) para comparar o valor médio da distância Mahalanobis, saída da máquina de estado, para os três diferentes métodos descritos na Tabela 1. O filtro comum a todos os três casos, trata-se de um filtro passa alta Butterworth de 3ª ordem e frequência de corte em 5 Hz.

Tabela 1- Métodos realizados com sinais gerados com grande flutuação da linha base.

Caso	Entrada	Sistema
1	Linha base	Filtro Passa Alta
2	Linha base + Flutuação	Filtro Passa Alta
3	Linha base + Flutuação	Filtro Passa Alta + Filtro de média móvel

Resultados

Nesta seção são apresentados os resultados dos testes descritos anteriormente de modo a verificar se o emprego do filtro de subtração das médias em janelas promove a redução dos efeitos indesejáveis causados pela flutuação da linha base nos valores de saída de uma máquina de estado, concebida para detectar regiões de atividade muscular.

Teste visual com sinal real – a Figura 2.a ilustra um sinal EMG coletado sobre ambos os músculos temporais com eletrodos descartáveis, 1 cm de diâmetro. O sistema de aquisição usado é baseado na série RHD2000 da Intan, Estados Unidos, canal bipolar, taxa de amostragem de 1kHz, banda de 0,5 a 45Hz (CAAE: 43670815.4.0000.5152). Neste sinal é visível a forte presença da flutuação da linha base. Já o sinal da Figura 2.b corresponde ao sinal da Figura 1.a limitado na faixa de EMG facial (20 a 450Hz). O sinal da Figura 2.c trata-se do sinal da Figura 2.b, porém também tratado pelo filtro de média móvel. A diferença visual entre estes dois

últimos sinais não é tão evidente, no entanto, uma simples inspeção visual nos valores de saída da máquina de estado, ver Figura 2.d, permite-se constatar facilmente o efeito produzido pelo filtro, que apresenta valores predominantemente menores em sua saída.

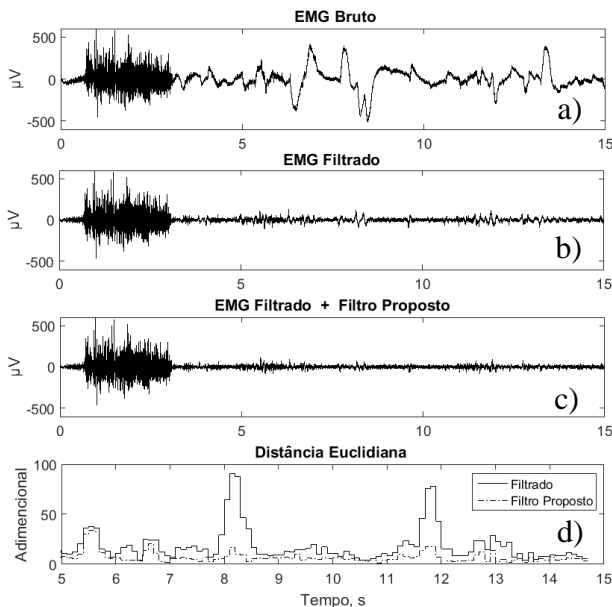


Figura 2- a) Sinal EMG coletado, taxa amostragem 1000, largura de banda 0,5-450Hz. b) Sinal EMG filtrado (filtro passa alta Butterworth, 3ª ordem, fcorde=5Hz); c) Sinal EMG filtrado (Figura 2.b) e filtrado pelo filtro de média móvel (subtração da média em janelas); d) Saída da máquina estado (normalizado), considerando o intervalo de 5 a 15 s.

Sinal sintetizado sem flutuação da linha base – os 200 sinais sintetizados, livres de flutuações da linha base foram submetidos a filtragem por média móvel, com 50 repetições (variando-se os pontos de início do janelamento), e em seguida comparados com os respectivos sinais originais. Nenhuma das 10.000 repetições foi rejeitada pelo teste de Kolmogorov Smirnov, apresentando p médio igual 0,99443, com moda de 0,99998 e desvio padrão de 0,050885.

Sinal sintetizado com flutuação da linha base – a verificação dos níveis de saída da máquina de estado, considerando sinais de entrada fortemente afetados com a variação não linear da linha base, foi realizado com sinais gerados aleatoriamente, a Figura 3 apresenta um exemplo destes sinais.

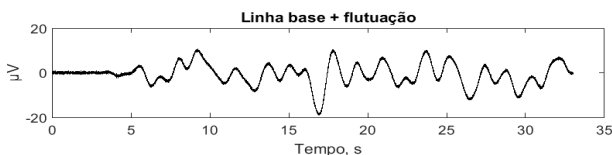


Figura 3- Exemplo de linha base contaminada com forte variação não linear após os 3s iniciais. Sinal gerado aleatoriamente.

A análise de variância que comparou os métodos indicados na Tabela 1, retornou resultados significativos

a 1% de probabilidade. A comparação estatística entre as médias dos valores de saída da máquina de estado, via teste t (5% de probabilidade), considerou os 3 casos da Tabela 1 e os resultados estatísticos desta análise são apresentados na Tabela 2.

Tabela 2- Análise estatística dos valores médios da máquina de estado para os diferentes métodos.

Caso	Média do Método**
1	0,00087 a
2	0,00217 b
3	0,00102 a

** significativo ao nível de 1% de probabilidade ($p < 0,01$). As médias seguidas pela mesma letra na coluna não diferem estatisticamente entre si ($p < 0,05$).

O método 2 (apenas filtro passa alta), com saída média igual a 0,00217, difere e é superior aos demais métodos. Já o método 3, (filtro passa alta + filtro média móvel) produz valores médios de saída na máquina de estado, com média igual a 0,00102, e foi considerado semelhante estatisticamente aos resultados obtidos pelo método 1 (apenas filtro passa alta, porém com sinal de entrada sem flutuação), cuja a média é igual a 0,00087.

Discussão

O filtro deste trabalho foi avaliado de modo a verificar se seu uso torna os valores de saída de uma máquina de estado mais imunes às variações não lineares da linha base. A Figura 2 ilustra uma situação com dados reais, com uma linha base experimentando níveis altos de flutuação. Tal situação tende a ser mais comum em sistemas de interfaces mioelétricas em que o usuário faz o uso prolongado dos sensores, expondo-os ao suor e a variações da impedância da pele. Neste caso, com sinais reais, o uso do filtro apresentou resultados visivelmente menores, porém não se pode afirmar que são valores menores em relação à flutuação da linha base pois não há nenhuma certeza que neste intervalo de 5 a 15 s há somente linha base sem a presença de atividade muscular. No entanto, os testes realizados com os sinais gerados permitem fazer o controle dos sinais presentes, o que torna tais testes mais úteis para se avaliar a eficácia do filtro. O teste realizado com sinais sem a presença de contaminação da linha base com flutuações aleatórias, teve como objetivo verificar se o filtro alterava o sinal. Os resultados apresentados pelo teste de Kolmogorov Smirnov, sobre as 10.000 repetições, confirmaram a não alteração significativa dos sinais que foram todos (sinal de entrada versus saída) considerados tendo a mesma densidade probabilística. Tal resultado é esperado pois o filtro atua como filtro passa alta, com frequência de corte (20Hz) abaixo da frequência dos sinais simulados (20 a 450Hz). Isto fica bem evidente com o alto valor médio de p (0,99443) encontrado, confirmado pelo valor da moda (0,99998) ainda maior. Já o teste envolvendo sinais com forte presença de variação não linear da linha base (para exemplo, ver Figura 3) teve como objetivo verificar se a presença do filtro, era significativa para mitigar as variações da saída de uma máquina de estado, frente as

flutuações da linha base. Os resultados apontaram que o não uso do filtro, gera saídas com médias maiores, diante da presença de flutuações da linha base. Isto é evidenciado pelo resultado da Tabela 2 que aponta que a média da saída do método 2 é diferente significativamente e é superior em relação a saída do método 1, ou seja, afirma que na presença de flutuação da linha base e o não uso do filtro de média móvel implicará em saída da máquina de estado com valores maiores. Corroborando ainda com este resultado, tem-se que o uso do filtro de média móvel é capaz de mitigar os efeitos da flutuação da linha base de tal modo que, uma máquina de estado com filtro e sinais de entrada com fortes flutuações terá médias de saída semelhantes a uma situação sem presença de flutuação. Isto é confirmado pelo resultado da Tabela 2 quando sinaliza que os métodos 1 e 3 produziram resultados estatisticamente semelhantes (assinalados com a mesma letra 'a').

Conclusão

O uso do filtro de média móvel, descrito pelas Equações 1 e 2 se apresentou como uma ferramenta útil e aplicável em tempo real na redução dos valores espúrios de saída de uma máquina de estado, quando submetida a sinais com variações não lineares da linha base. Os resultados deste trabalho permitem a indicação do uso deste filtro para aplicações de controle cujo sinais de entrada estejam susceptíveis a flutuação da linha base.

Agradecimentos

Os autores agradecem o apoio financeiro da Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de Minas Gerais (FAPEMIG), do Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico (CNPq), da Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior (CAPES), Instituto Federal do Triângulo Mineiro (IFTM) e ao Núcleo de Inovação e Avaliação Tecnológica em Saúde (NIATS), Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica e Biomédica, Faculdade de Engenharia Elétrica, Universidade Federal de Uberlândia, Uberlândia, Brasil

Referências

- [1] Barlow JS. Artifact processing (rejection and minimization) in EEG data processing. *Handb. Electroencephalogr. Clin. Neurophysiol.*, vol. 2, pp. 15–62, 1986.
- [2] Goncharova II, McFarland DJ, Vaughan TM, Wolpaw JR. EMG contamination of EEG: Spectral and topographical characteristics. *Clin. Neurophysiol.*, vol. 114, no. 9, pp. 1580–1593, 2003.
- [3] Fasano A, Villani V. Baseline wander removal for bioelectrical signals by quadratic variation reduction. *Signal Processing*, vol. 99, pp. 48–57, 2014.

USO DA TOMOGRAFIA POR COERÊNCIA ÓPTICA NO MONITORAMENTO DE LESÕES DE EROSÃO E ABRASÃO EM DENTINA

D.L. Pereira*, A.Z. Freitas*, D.M. Zzell* e P.A. Ana**

* Centro de Lasers e Aplicações, IPEN, São Paulo, Brasil

** Centro de Engenharia, Modelagem e Ciências Sociais Aplicadas, UFABC, Santo André, Brasil
e-mail: daisa@usp.br

Resumo: O objetivo deste trabalho foi avaliar o potencial da tomografia por coerência óptica (OCT) para o diagnóstico precoce e monitoramento de lesões de erosão e abrasão em dentina. Para isso, foi realizado um estudo *in vitro* com 192 blocos de dentina radicular bovina de 8 mm², distribuídos aleatoriamente em quatro grupos experimentais (n = 48): G1- sem tratamento; G2- tratamento com flúor fosfato acidulado (FFA, 1,23% F⁻, pH = 3,3–3,9); G3- irradiação com laser de Nd:YAG (1064nm, 0,6W, 10Hz, 84,9J/cm²); G4- aplicação de FFA, seguida de irradiação com laser de Nd:YAG. Após os tratamentos, as amostras foram submetidas a um desafio de erosão e abrasão por escovação (Sprite Zero, pH=2,6, 90s, 4x/dia) e remineralização (saliva artificial, pH=7) durante 15 dias, sendo avaliadas por OCT em 5 momentos distintos: antes e após os tratamentos, e após 5, 10 e 15 dias de desafio. Foi possível observar o desenvolvimento e evolução das lesões de erosão/abrasão e também foi possível relacionar a desmineralização do tecido decorrente do processo de erosão/abrasão com o coeficiente de atenuação óptica.

Palavras-chave: dentina, erosão, abrasão, diagnóstico, OCT

Abstract: The objective of this study was to evaluate the potential of optical coherence tomography for early diagnosis and monitoring of erosion and abrasion lesions on dentin. For that, an *in vitro* study involved 192 of 8mm² blocks of bovine root dentin, which were randomly distributed in four experimental groups (n = 48): G1- without treatment; G2- treatment with acidulated phosphate fluoride (APF, F⁻ 1.23%, pH = 3.3 to 3.9); G3- irradiation with Nd:YAG laser (1064 nm, 0.6W, 10Hz, 84.9J/cm²); G4- application of APF followed by irradiation with Nd:YAG laser. After these protocols, all samples were submitted to a 15-day erosive and abrasive demineralization (Sprite Zero, pH=2.6, 90s, 4x/day), and remineralization (artificial saliva, pH=7) cycling. The depths and area of lesions were evaluated in 5 measurements per sample, by optical coherence tomography: before treatment, after treatment, in the 5th, 10th and 15th day of erosion/abrasion cycling. It was possible to observe the development and evolution of erosion/abrasion lesions and it was also possible to relate the tissue demineralization caused by erosion/abrasion process with the optical attenuation coefficient.

Keywords: dentin, erosion, abrasion, diagnosis, OCT

Introdução

A erosão dentária tem atraído cada vez mais a atenção dos pesquisadores por ser um fator de risco para o dano ou perda do elemento dentário. Devido ao estilo de vida das pessoas que vivem principalmente nos países desenvolvidos, os hábitos alimentares têm mudado significativamente, sendo observado o aumento expressivo da exposição dos dentes a diferentes tipos de ácidos. Consequentemente, a prevalência das lesões de erosão de esmalte ou de dentina tem aumentado.

A erosão dentária é definida como a perda irreversível da superfície do esmalte ou dentina, com a desmineralização do tecido subjacente em decorrência do contato desses tecidos com ácidos de origem não bacteriana. As características clínicas são perda de brilho seguido por planificação de estruturas antes arredondadas e se houver exposição prolongada aos ácidos, podem ser formadas concavidades ao longo da estrutura do tecido dental. Está relacionada à ingestão demasiada de bebidas ácidas (refrigerantes, isotônicos), assim como a refluxos gástricos, desordens alimentares (regurgitação, alcoolismo, bulimia), ocupacional (inalação de vapores ácidos). O aumento da prevalência de lesões de erosão na superfície radicular também pode estar relacionado à presença, por maior período de tempo, dos dentes na cavidade oral, proporcionada pelo aumento da expectativa de vida e melhoria das condições de higiene oral dos indivíduos [1].

A interação entre erosão ácida e abrasão é um dos principais fatores causadores de desgaste dental. Considerando que as pessoas normalmente escovam seus dentes logo após as refeições e que, nestas, pode estar incluída a ingestão de comidas e bebidas com potencial erosivo, é importante que sejam estudados esses dois processos em conjunto. Estudos demonstram que o esmalte erodido é mais susceptível à abrasão, assim tem-se relação direta entre erosão e abrasão.

Até o momento, não é possível prevenir ou mesmo paralisar a progressão da perda mineral causada pela erosão ácida. O diagnóstico da erosão dentária atualmente é feito durante o exame clínico convencional, com o auxílio de luz branca, espelho e gaze. Este método permite a detecção da lesão de erosão apenas depois de desenvolvida e estabelecida, quando já é difícil o processo de restauração da região.

Assim, a dificuldade do diagnóstico precoce das lesões de erosão motivou a busca por uma técnica óptica

para auxiliar no diagnóstico como a Tomografia por coerência óptica (OCT). Esta técnica consiste no imageamento óptico de alta resolução axial e fornece imagens transversais de estruturas biológicas, além disso é uma técnica não destrutiva, não requer contato com a amostra em análise, não utiliza radiação ionizante e é não invasiva, o que possibilita a sua aplicação *in vivo* sem qualquer efeito colateral ao paciente. Já é clinicamente utilizada na oftalmologia e há muitos estudos em outras áreas da saúde como na odontologia que demonstram sua alta capacidade para o diagnóstico de cárie e poucos estudos visando o diagnóstico de erosão dentária.

Dessa forma, o objetivo desse estudo foi avaliar a viabilidade da técnica do OCT para o diagnóstico precoce de lesões de erosão/abrasão.

Materiais e métodos

Após aprovação do presente trabalho pela Comissão de Ética em Uso Animal da Universidade Federal do ABC (004/2013), foram preparados 192 blocos de dentina radicular cervical bovina com área ativa de 8mm². A obtenção dos blocos foi feita por seccionamento com disco diamantado sob refrigeração em cortadeira metalográfica de precisão. Após a planificação e polimento dos blocos de dentina, as faces laterais e posteriores dos mesmos foram recobertas com duas camadas de esmalte ácido-resistente.

Tratamentos – As amostras foram aleatoriamente distribuídas em 4 grupos de tratamento, com 48 amostras cada: Grupo 1- sem tratamento (grupo controle negativo); Grupo 2- aplicação de flúor fosfato acidulado (FFA) (grupo controle positivo); Grupo 3- irradiação com laser de Nd:YAG; Grupo 4- aplicação de FFA, seguida de irradiação com laser de Nd:YAG. Posteriormente, cada grupo foi subdividido em 3 partes, resultando em n=16, e cada uma delas foi submetida a ciclagem de erosão/abrasão pelo período de 5, 10 e 15 dias, respectivamente.

Nos grupos 2 e 4, empregou-se gel de FFA (Flúor Gel, Flutop, Brasil, 1,23% F⁻, pH 3,3-3,9) por 4 minutos na superfície da amostra, as quais foram posteriormente lavadas com água deionizada por 1 minuto e secas com papel absorvente. Nos grupos 3 e 4, as amostras foram irradiadas com laser Nd:YAG (Power Laser™ ST6, Lares Research®, Estados Unidos), $\lambda=1064\text{nm}$, densidade de energia de 84,9J/cm², potência média de 0,6W, energia por pulso de 60mJ e taxa de repetição de 10Hz. Antes de iniciar a irradiação, as amostras foram recobertas por uma pasta fotoabsorvedora composta por carvão vegetal finamente triturado diluído em etanol e água na proporção de 1:1. A irradiação foi feita manualmente sob a forma de varredura visando a aplicação clínica e padronizando-se o tempo de irradiação para 8s por amostra.

Indução de lesão de erosão/abrasão (Ciclagem de pH) – Após os tratamentos, as amostras foram submetidas a um desafio erosivo com o objetivo de

simular, *in vitro*, o processo de erosão que ocorre *in vivo*. O desafio erosivo foi realizado utilizando-se refrigerante Sprite Zero (pH~2,6, Coca-Cola, Brasil) proveniente de uma garrafa recém-aberta por 4x/dia, durante 90s cada. Após cada desafio erosivo, as amostras foram lavadas com água deionizada por 5s, secas com papel absorvente e inseridas na solução de saliva artificial (1,5 mM Ca(NO₃).4H₂O, 0,9 mM NaH₂PO₄.2H₂O, 150 mM de KCl, 0,03 ppm F⁻, tampão 0,1M TRIS, 0,64 g/l Timol, pH=7) por 2h.

Todas as amostras também foram expostas ao processo de abrasão, utilizando-se creme dental sem flúor (Malvatríkids Baby, Dautt, Brasil) em suspensão na proporção 1 creme dental:2 água e também por escova elétrica (Pro-saúde Power, Oral-B, Brasil). O processo de abrasão foi feito 2 vezes ao dia durante 15s, empregando-se 0,5ml de suspensão de creme dental por amostra, após o primeiro e o último desafio erosivo. Para a abrasão, foi montado um sistema de escovação onde foi considerada a força média humana aplicada a escova durante o período de escovação (1,5N).

Avaliação por Tomografia por Coerência Óptica (OCT) – No presente estudo foi utilizado o equipamento de OCT OCP930SR (Thorlabs Inc., Estados Unidos). Para realizar as medidas, o isolamento feito com esmalte foi retirado da lateral das amostras e; nesta superfície lateral, foram feitas 5 marcas igualmente espaçadas usando-se uma ponta diamantada em baixa rotação, as quais permitiram que 5 escaneamentos fossem feitos sempre no mesmo local nos diferentes tempos experimentais, de acordo com a Figura 1.

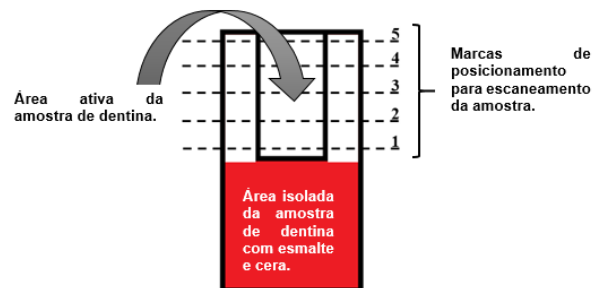


Figura 11: Esquema de medição das amostras no OCT.

Depois da aquisição das imagens, foi calculada a área de perda de superfície com o auxílio do software *ImageJ*. Em seguida, foi calculada a média das 5 medidas de cada amostra. Também foi calculada a média da profundidade da lesão de erosão formada. Para padronização do cálculo, foram escolhidos horizontalmente os mesmos quatro pontos equidistantes da região de desmineralização de cada imagem obtida. A partir destas mensurações, foi calculada a média por amostra. E ainda, foi calculado o coeficiente de atenuação óptica a partir do decaimento exponencial da intensidade da luz retroespalhada de todos os grupos, utilizando-se o *software* V11 desenvolvido no IPEN-CNEN/SP.

A análise estatística foi realizada empregando-se os tratamentos como fatores de variação, os blocos de dentina como unidades experimentais e, como variáveis resposta, a profundidade, a área e o coeficiente de

atenuação óptica das lesões, ao nível de significância de 5%. Para tal, foi realizada a Análise de Variância e teste *post hoc* de Tukey.

Resultados

Na Figura 2 é possível observar a área de lesão de erosão/abrasão, delimitada pela linha amarela, ocasionada pelo protocolo de desmineralização utilizado neste trabalho.

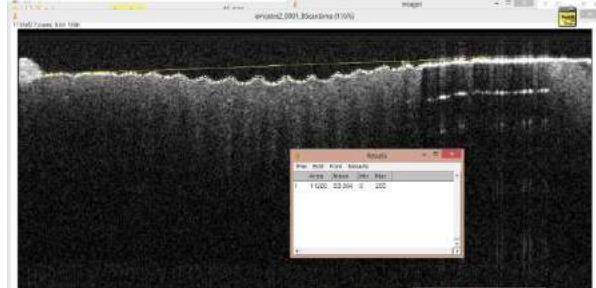


Figura 22: Área de lesão de erosão/abrasão de uma amostra do grupo controle após 15 dias de ciclagem de pH. A linha amarela delimita a superfície da borda da amostra, usada como padrão de referência para mensurar o tecido perdido.

Nas Figuras 3 e 4 são apresentados os resultados da área média da lesão de erosão/abrasão para 5 e 15 dias de ciclagem, respectivamente. Na Figura 3 observa-se que os grupos irradiados (grupos 3 e 4) apresentaram médias significativamente menores de área de erosão/abrasão quando comparados com os grupos controle ou apenas tratados com FFA. A aplicação de FFA previamente à irradiação laser (grupo 4) não influenciou positivamente nas áreas de abrasão quando comparado com o grupo apenas irradiado (grupo 3). E ainda, foi possível observar que o comportamento da área da lesão de erosão/abrasão é similar ao comportamento da profundidade da lesão de erosão/abrasão.

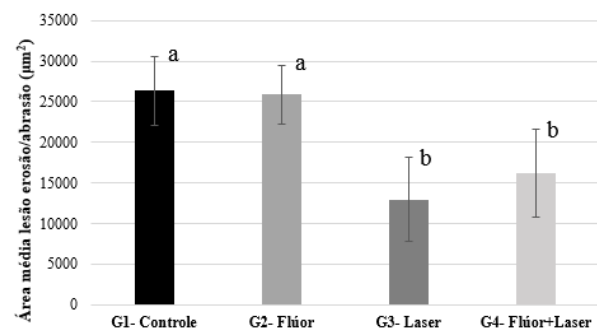


Figura 3: Média das áreas de erosão/abrasão, em μm^2 , obtidas para os diferentes grupos de tratamento em um período de 5 dias de ciclagem. As barras indicam desvio-padrão. Letras distintas evidenciam médias estatisticamente diferentes de acordo com o teste de Tukey.

Na Figura 4 foi observado que o grupo irradiado (grupo 3) apresentou média significativamente menor de área de erosão/abrasão em 15 dias de ciclagem, quando comparados com os grupos controle ou apenas tratados

com FFA. A aplicação de FFA previamente à irradiação laser (grupo 4) não influenciou positivamente nas áreas de abrasão quando comparado com o grupo apenas irradiado (grupo 3).

Nas Figuras 4 e 5 são mostrados os resultados para o módulo da diferença do coeficiente de atenuação óptica antes e depois do período de ciclagem de 5 e 15 dias (módulo do delta do coeficiente de atenuação óptica) de todos os grupos, respectivamente. Na Figura 4 é possível observar que o módulo do coeficiente de atenuação óptica dos grupos 1 e 2 é significativamente maior quando comparados com os grupos tratados com laser (grupos 3 e 4).

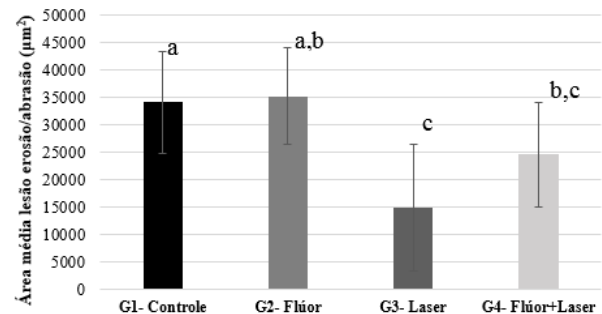


Figura 43: Média das áreas de erosão/abrasão, em μm^2 , obtidas para os diferentes grupos de tratamento em um período de 15 dias de ciclagem. As barras indicam desvio-padrão. Letras distintas evidenciam médias estatisticamente diferentes de acordo com o teste de Tukey.

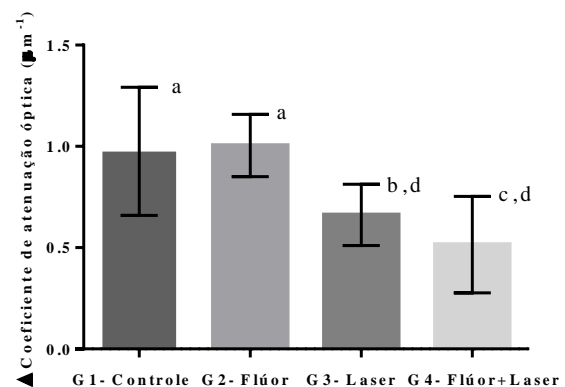


Figura 54: Módulo do delta do coeficiente de atenuação óptica para o período de 5 dias de ciclagem. As barras indicam desvio-padrão. Letras distintas evidenciam médias estatisticamente diferentes de acordo com o teste de Tukey.

Já na Figura 6 foi observado comportamento semelhante para todos os grupos, ou seja, não houve diferenças estatisticamente significantes entre os grupos 1, 2 e 4, entre os grupos 1 e 3 e também entre os grupos 3 e 4.

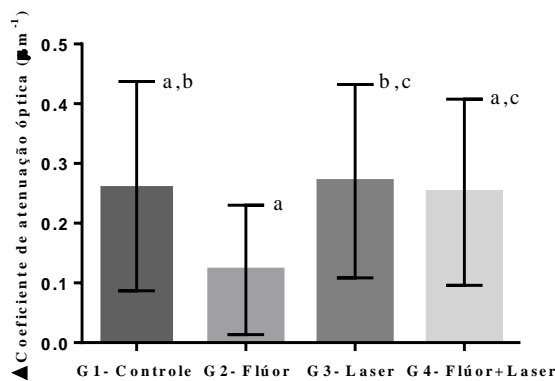


Figura 65: Módulo do delta do coeficiente de atenuação óptica para o período de 15 dias de ciclagem. As barras indicam desvio-padrão. Letras distintas evidenciam médias estatisticamente diferentes de acordo com o teste de Tukey.

Discussão

O diagnóstico precoce das lesões de erosão dentinária é importante por uma série de motivos: pode-se evitar a hipersensibilidade dentinária, a perda progressiva do tecido e, conseqüentemente, tratamentos mais complexos. Idealmente o diagnóstico precisaria acontecer antes de ocorrer qualquer perda estrutural, o que não acontece. Assim, são necessários métodos que acompanhem a progressão da lesão e/ou que possibilitem a paralisação da mesma quando diagnosticada precocemente. Os métodos tradicionais de diagnóstico apresentam limitações técnicas que podem não propiciar o diagnóstico da erosão no seu início. Então se propõe técnicas auxiliares neste diagnóstico como o OCT.

Neste estudo, foi possível analisar e quantificar a área de desmineralização inicial causada pelo processo de ciclagem e abrasão por OCT, assim como monitorar a progressão das lesões em um período de até 15 dias. O protocolo do desafio empregado no presente estudo foi escolhido por estar mais próximo de uma aplicação clínica pois, de acordo com dados epidemiológicos do IBGE, o consumo de refrigerantes pela população brasileira tem aumentado muito nos últimos anos. Isso implica em intensificar os estudos na erosão dentária causada por bebidas.

Evidenciou-se que houve um aumento na área média de lesão de erosão/abrasão comparando-se os períodos de ciclagem de 5 e 15 dias, corroborando com a literatura [2] onde foi utilizado protocolo de ciclagem similar.

O coeficiente de atenuação óptica é inversamente proporcional à desmineralização de tecidos duros como a dentina, ou seja, quando ocorre aumento da desmineralização conseqüentemente o coeficiente de atenuação óptica diminui [3]. Neste trabalho, foram analisados os módulos dos coeficientes de atenuação óptica; então, quanto maior o valor do coeficiente significa que o tecido está mais desmineralizado. Este comportamento é observado neste estudo, em que, para 5 dias de ciclagem a área média da lesão de erosão/abrasão foi maior para os grupos não irradiados (grupo 1-

Controle e grupo 2- Flúor), ou seja, ocorreu maior desmineralização nesses grupos e, assim, o coeficiente de atenuação óptica também foi maior para estes grupos. Já para o período de ciclagem de 15 dias, a área de lesão de erosão/abrasão é maior comparando-se com o período de 5 dias. No entanto, o coeficiente de atenuação óptica deste período é menor que o coeficiente para 5 dias. Isso ocorreu por causa da presença de abrasão no protocolo de indução de lesão, a qual tende a remover o tecido amolecido pelo processo de erosão; desta forma, a dentina analisada após 15 dias de ciclagem é hígida e atenua mais a luz do que a dentina presente em 5 dias de ciclagem.

É importante enfatizar que foi possível evidenciar lesões de erosão em apenas 5 dias de ciclagem com OCT, mostrando a sensibilidade desta técnica para detecção.

Sabendo-se que a resolução do equipamento utilizado é de 4 μ m, e também que mesmo já existindo equipamentos mais desenvolvidos tecnologicamente como o utilizado no estudo de Marcautuanu [4], o presente estudo possibilitou a detecção de lesões de erosão/abrasão em seus estágios iniciais. Sendo assim, o OCT tem a resolução necessária para um futuro uso na clínica para a utilização de detecção e monitoramento de lesões de abrasão e erosão em estágios iniciais.

Conclusão

De acordo com a metodologia empregada evidenciam-se nos resultados obtidos que foi possível evidenciar lesões de erosão em apenas 5 dias de ciclagem com OCT, mostrando a sensibilidade desta técnica para detecção. Assim, é possível concluir que a técnica de tomografia por coerência óptica permite o diagnóstico precoce e o monitoramento da profundidade e da área das lesões de erosão e abrasão da dentina, avaliando a eficácia dos tratamentos preventivos propostos.

Agradecimentos

UFABC, CAPES, IPEN-CNEN/SP e LELO-FOUSP.

Referências

- [1] de Oliveira ACS, Damascena NP, de Souza CS. Análise clínica de pacientes portadores de lesões cervicais não cariosas e sua relação com hábitos. *Rev Sul-Bras Odontol.* 2010; 7(2):182-92.
- [2] Magalhães AC *et al.* Effect of Nd:YAG irradiation and fluoride application on dentine resistance to erosion in vitro. *Photomed Laser Surg.* 2008; 26(6):559-63.
- [3] Popescu DP, Sowa MG, Hewko MD, Choo-Smith LP. Assessment of early demineralization in teeth using the signal attenuation in optical coherence tomography images. *J. Biomed. Opt.* 2008; 13(3):054053.
- [4] Marcautuanu C, Bradu A, Sinescu C, Topala FI, Negrutiu ML, Podoleanu AG. Quantitative evaluation of dental abfraction and attrition using a swept-source optical coherence tomography system. *Journal of Biomedical Optics.* 2014; 19(2):21108.

EFEITOS DE FONTES DE LUZ NO ESMALTE DENTAL SUBMETIDO AO PROCESSO DE CLAREAMENTO *IN-OFFICE*

A. Gabarron-Perugine*; P.A. Ana*

*Universidade Federal do ABC, São Bernardo do Campo, Brasil
e-mail: manda_gabarron@yahoo.com.br

Resumo: O clareamento dental trata-se de um procedimento comum, sendo lançados diariamente no mercado novos produtos e técnicas. Contudo, há grande discrepância na literatura em relação aos efeitos promovidos no esmalte dental, assim como pouco se sabe sobre as variações microestruturais decorrentes deste processo quando ativado por fontes de luz que sejam absorvidas ou não pelo gel clareador. Assim, este estudo objetivou avaliar as variações de cor, de microdureza e de rugosidade superficial decorrentes do processo de clareamento dental *in-office*, variando-se os comprimentos de onda das fontes de luz comumente utilizadas para irradiação do gel clareador. Trinta dentes incisivos bovinos foram submetidos a um processo de escurecimento, e tiveram suas análises de cor, rugosidade e microdureza superficial avaliadas inicialmente. Em seguida, as amostras foram aleatoriamente distribuídas em 3 grupos, nos quais um único gel, com espessante verde, foi ativado por diferentes comprimentos de onda de luz. Após os tratamentos, as análises foram repetidas. Observou-se que a irradiação do gel clareador não promoveu alterações significativas na microdureza superficial do esmalte, tampouco na rugosidade do mesmo, quando comparado com o uso do gel sem iluminação, o qual aumentou significativamente a rugosidade do esmalte. Todos os tratamentos modificaram significativamente a cor do esmalte. Desta forma, pode-se concluir que o uso de fontes de luz durante o processo de clareamento é indicado por não causar efeitos deletérios na rugosidade e na microdureza do esmalte.

Palavras-chave: esmalte, clareamento, LED, laser, cor.

Abstract: *Tooth bleaching it is a common procedure, and new products and techniques are daily launched in the market. However, there is a discrepancy in the literature regarding the effects promoted on dental enamel, as well, little is known about the microstructural effects promoted when whitening gels are activated by light sources that are absorbed or not by them. This study aimed to evaluate the color variations, and the surface microhardness and roughness resulting from the in-office bleaching process, when varying the wavelengths of light sources commonly used for radiation of the whitening gel. Thirty bovine incisor teeth were subjected to a blackening process. Their initial color, roughness and surface microhardness were initially evaluated. Then, the samples were randomly distributed into 3 groups, in which a single gel with green thickener was light-activated using different wavelengths. After the*

treatments, all analyses were repeated. It was observed that irradiation of the bleaching gel did not cause significant changes in enamel microhardness, either on surface roughness when compared to the group that was not light-activated, which significantly increased the roughness of the enamel. All treatments significantly changed the color of the enamel. Thus, it can be concluded that the use of light sources during the bleaching process is indicated by not cause deleterious effects on surface roughness and microhardness of the enamel.

Keywords: *enamel, bleaching, LED, laser, color.*

Introdução

O clareamento dental visa melhorar a aparência dos dentes. Essa técnica consiste em uma microlimpeza do esmalte dental onde utiliza-se um gel à base de peróxido de hidrogênio sobre os dentes. Esta substância é capaz de reagir com os pigmentos orgânicos que causam a aparência amarelada dos dentes, numa reação de oxirredução. Esses pigmentos sofrem a ação dos íons, principalmente o peridroxil, resultantes da degradação do peróxido de hidrogênio, gerando uma quebra dos pigmentos orgânicos em moléculas menores e mais simples, facilmente removidas da estrutura do dente com uso de água. Dados recentes de literatura afirmam que as técnicas de clareamento são mais eficientes quando associadas à aplicação de uma fonte de luz. A luz gera uma excitação direta do peróxido de hidrogênio, causando maior liberação dos íons hidroxila, o que acelera a reação de oxirredução presente[1].

Não existe um consenso quanto as consequências que a aplicação de fonte de luz associada ao clareamento podem causar. Esse constante conflito gera o interesse em estudar a real eficácia em se usar fontes de luz que sejam absorvidas pelos diferentes corantes presentes nos géis clareadores no processo de clareamento dentário *in-office*.

Materiais e métodos

Preparo das amostras– Após aprovação do projeto pela Comissão de Ética em Uso Animal da UFABC (Protocolo 011/2015), foram obtidos 30 dentes incisivos bovinos, os quais foram seccionados mesio-distalmente através de seus longos eixos utilizando um disco diamantado sob refrigeração, de forma que apenas as coroas de esmalte íntegro foram obtidas. Em seguida, as

amostras foram embutidas em resina acrílica transparente, onde foi mantida exposta apenas a superfície vestibular de cada amostra.

Processo de escurecimento– Após este preparo, as amostras assim obtidas foram submetidas a um processo de escurecimento sendo submersas em uma solução de 500mL de vinho tinto durante 3 dias, sendo que a solução de vinho foi trocada a cada 24 horas. As amostras foram mantidas a 37°C em estufa durante este período, sendo depois submetidas a profilaxia com um jato de bicarbonato e imersas em água num aparelho de ultrassom para se obter uma superfície livre de resíduos. Para delimitar a área de leitura, um adesivo (Pimaco, Rio de Janeiro, RJ, Brasil) foi aderido ao centro da superfície dental. Todo o dente e outras partes foram revestidos com esmalte para unhas de cor preta (Colorama, São Paulo, SP, Brasil). Após secagem do esmalte, o adesivo foi retirado, gerando uma “janela” de (0,7 x 0,4) cm² de esmalte.

Processo de Clareamento- As amostras foram numeradas e divididas aleatoriamente em 3 grupos de tratamento:

- G1: Ativadas com luz vermelha;
- G2: Ativadas com luz azul;
- G3: Sem fotoativação.

Em todos os grupos experimentais, as amostras foram totalmente recobertas com um gel de clareamento a base de Peróxido de Hidrogênio [35%] (Total Laser, Clean Line, Taubaté, São Paulo, Brasil) de acordo com as especificações do fabricante. O agente de clareamento *Total Bleach* tem em sua composição peróxido de hidrogênio (35%), água, estabilizantes, corante, espessante, regulador de pH e surfactante, com pH em torno de 6,62. Nos grupos, foi aplicada uma camada de 2mm de espessura de gel clareador na superfície do esmalte previamente seco, a qual foi controlada por meio de gabarito confeccionado com cera odontológica tipo 7. Após o tempo preconizado para cada tratamento, de 15 minutos totais, o gel foi removido das superfícies por meio de enxague com água deionizada por 1 minuto e secagem com papel absorvente.

No grupo 1, a ativação do gel clareador foi feita usando-se dispositivo Brite Laser Max (Clean Line, Taubaté, SP, Brasil), que possui três LED's emissores de luz vermelha, com potência de 10,2 mW, e comprimento de onda de 654 a 662 nm. No grupo 2, a ativação do gel foi feita empregando-se dispositivo WhiteningLase II (DMC Equipamentos, São Carlos, SP, Brasil), utilizando 1 LED emissor de luz azul, comprimento de onda de 470±10 nm e potência total de 24 mW. Ambas as potências emitidas por cada LED foram aferidas com medidor de potência FieldMax TOP (Coherent, EUA), previamente a cada irradiação.

Nos grupos 1 e 2, as amostras foram irradiadas sub densidade de energia de 15,43 J/cm², o que resultou em diferentes tempos de iluminação. Nos grupos que receberam ativação por luz azul, as amostras receberam ativações repetitivas usando 1 minuto de ativação e 1 minuto de descanso (1 minuto ligado – 1 minuto

desligado); em seguida deixadas somente com gel até que 15 minutos fossem completados. No grupo ativado por luz vermelha, ocorreram 7 exposições de 1 minuto intercaladas, até que fosse obtido o tempo total de exposição ao gel de 15 minutos. Todos os procedimentos foram repetidos por três vezes em cada amostra visando-se simular um procedimento clínico.

Análise de microdureza superficial- Foram realizados três ensaios de microdureza superficial Knoop. Para tal, foi utilizada carga de 0,9807 N, com um tempo de indentação de 5s. Três indentações foram realizadas sobre a superfície de cada amostra, com uma distância de 50µm entre elas; em seguida; foi calculada a média de dureza Knoop (KHN) pré e pós-tratamentos. Após, obteve-se a porcentagem de perda de microdureza.

Análise de rugosidade superficial– As amostras foram submetidas ao teste de rugosidade superficial antes e depois do tratamento, utilizando o rugosímetro (Instrutherm, RP-200, disponível no Laboratório didático de biomateriais). A rugosidade média (average roughness – Ra) foi determinada por três medidas diametralmente opostas, e os resultados submetidos à análise estatística descritiva utilizando o Microsoft Excel 2013® (Microsoft Office, EUA). O nível adotado para rejeição foi de 5%.

Análise da alteração de cor- Para as análises de cor, foram obtidas fotografias digitais das amostras antes do clareamento e após o clareamento. Para tal, as mesmas foram colocadas em uma câmera com fundo escuro, recebendo apenas luz oriunda de uma fonte composta por LEDs de cor branca, assim como seria em uma análise por espectrofotometria. As fotos foram obtidas sem o uso de flash, com a câmera montada sempre na mesma posição. Após obter as imagens, o software MATLAB® foi utilizado para calcular os valores de ΔE, que indica se houve mudanças na cor das amostras. O programa funciona de forma que, selecionando uma área central da imagem de cada amostra, este realiza o cálculo do valor de ΔE, ou seja, mede-se os valores de a*, b* e L* e pela relação: $\Delta E^*_{ab} = (\Delta L^{*2} + \Delta a^{*2} + \Delta b^{*2})^{1/2}$, o programa entrega diretamente o valor de ΔE.

Análise estatística- A análise estatística foi efetuada separadamente para cada variável resposta, empregando-se o software BioStat 5.0. Desta forma, foi considerado os dentes como unidades experimentais, os grupos de tratamento como fator de variação e, como unidades resposta, a perda de microdureza, a alteração de rugosidade e a alteração de cor, ao nível de significância de 5%. Para a comparação dos dados obtidos antes e após os tratamentos, foi empregado o teste *t* de *Student*; na comparação entre-grupos, foi empregada a Análise de Variância, com teste *post hoc* de Tukey.

Resultados

Variação de microdureza – Os valores médios de microdureza superficial Knoop dos diferentes grupos

experimentais antes e após os tratamentos, assim como a porcentagem de perda de microdureza, são apresentados na Tabela 1. Pode-se evidenciar que não houve alteração significativa na microdureza superficial do esmalte após nenhum dos tratamentos propostos ao nível de significância de 5%, o que sugere que todos os tratamentos são seguros para a superfície do esmalte, sem degrada-la.

Tabela 1: Valores médios (média \pm desvio padrão) de microdureza superficial Knoop obtidos em cada grupo experimental antes e após os tratamentos, assim como valores de p obtidos na comparação, pelo teste t de Student, dos valores antes e após tratamento.

Grupo	Micro-dureza média inicial (Knoop)	Micro-dureza média final (Knoop)	% de Perda	p
G1	275,98 \pm 25,2	261,83 \pm 16,3	4,87	0,22
G2	273,00 \pm 24,5	275,50 \pm 25,7	-2,50	0,92
G3	285,30 \pm 13,4	265,03 \pm 13,3	5,48	0,28

Rugosidade Superficial- Na tabela 2 encontram-se os valores referentes à de rugosidade média (Ra) das amostras antes e após os tratamentos, assim como os valores de p obtidos com a análise estatística efetuada pelo teste t de Student.

Tabela 2: Valores de rugosidade (média \pm desvio padrão) por grupo e valores de p obtidos após análise estatística (teste t de Student).

Grupo	Rugosidade Média Inicial (μ m)	Rugosidade Média Final (μ m)	Valor de p
G1	0,66 \pm 0,4	0,31 \pm 0,2	0,09
G2	1,71 \pm 1,4	1,34 \pm 0,7	0,26
G3	0,13 \pm 0,02	0,84 \pm 0,4	0,002

Podemos observar que, se considerado o nível de significância de 5%, o grupo não irradiado foi o único que promoveu alterações estatisticamente significantes na rugosidade média das amostras. Observando os valores médios antes e após o tratamento, é possível concluir que o grupo sem irradiação aumentou a rugosidade do esmalte submetido ao processo de clareamento. Os grupos irradiados com luz (azul ou vermelha) não apresentaram médias estatisticamente diferentes na rugosidade superficial após o tratamento em comparação com as respectivas rugosidades médias iniciais.

Análise de Cor- A Tabela 3 ilustra os valores da média e do desvio padrão obtidos para a análise de Delta E.

Tabela 3: Média e desvio padrão dos valores de Delta E obtidos nas amostras do presente estudo

Grupo	Média Delta E	Desvio padrão
G1	16,89	10,42
G2	15,05	11,41
G3	13,44	10,30

Foi possível observar que a irradiação das amostras, seja com luz azul ou luz vermelha, promoveu maiores valores de Delta E quando comparados às amostras que não receberam ativação por luz. Ainda assim, é possível observar que as amostras ativadas com luz vermelha tiveram valores maiores que os observados quando ativadas por luz azul. Desta maneira, em um primeiro momento, parece que as amostras irradiadas com luz vermelha tiveram um maior retorno da cor à cor original quando comparadas aos demais tratamentos. Na Figura 1, pode-se observar uma amostra antes e depois do tratamento.

A análise estatística, efetuada empregando-se análise de variância e teste post-hoc de Tukey ao nível de significância de 5%, contudo, não evidenciou diferenças estatisticamente significantes entre os três grupos experimentais.

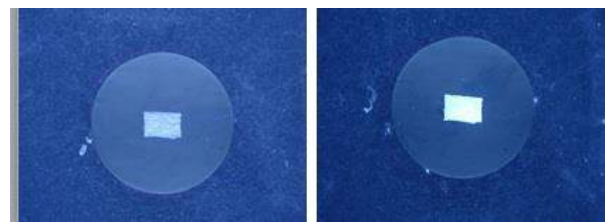


Figura 1: Amostra antes (esq.) e depois (dir.) do processo de clareamento.

Discussão

O presente estudo avaliou a influência da fotoativação de um gel clareador com fontes de luz de diferentes comprimentos de onda, nas alterações microestruturais e de cor do esmalte dental.

Os valores de microdureza superficial Knoop encontrados no presente estudo são similares ao reportado na literatura, tendo em vista que, de acordo com Wang et al[2], em estudo semelhante, obteve-se valores médios de microdureza inicial 385,904 \pm 2,286 e final 384,038 \pm 1,772, ou seja, não houve alterações significativas nos grupos testados. Em outro estudo já existente foram testados os efeitos de microdureza em concentrações de peróxido de hidrogênio de 20%, 25%, 30%, 35% durante 30 minutos sem o uso de luz, e realizado teste de microdureza superficial semelhante, onde concluiu-se que a concentração do gel não causou alterações na microdureza do esmalte, sendo o gel mais concentrado o mais eficaz, já que potencializava a quebra das moléculas que causam o amarelamento dos dentes, e sem influência na microdureza do esmalte[3]. De acordo com Magalhães et al[4], onde foram testados diferentes pH dos géis clareadores em aplicação de um minuto de gel e um minuto sem gel, semelhante ao processo efetuado neste projeto, e análise de microdureza antes e após tratamentos, géis clareadores com pH ácido (4,4 nesse caso) causam redução de microdureza do esmalte, já géis com pH semelhante ao neutro (6,4 e 6,6) não causam alterações na microdureza do esmalte do dente. O gel clareado utilizado nesse projeto, de coloração verde, tem pH próximo ao neutro,

o que contribuiu para a manutenção da microdureza dos grupos testados e condiz com os resultados de Magalhães *et al.* Como apresentado acima, o estudo realizado está de acordo com os valores encontrados na literatura utilizada para embasamento teórico e análise de dados obtidos, mostrando, assim, que o clareamento associado com fontes de luz não causa alterações significativas ou danos na microdureza do esmalte bovino, e podemos estender este resultado devido à semelhança na composição destes aos dentes humanos.

O aumento de rugosidade indica aumento da porosidade do dente, tornando este mais susceptível ao acúmulo de placa bacteriana e, portanto, aumentam as chances deste dente manchar novamente. Este acúmulo de placa também aumenta a probabilidade de ocorrência de inflamação na gengiva ou até mesmo cárie, gerando assim dentes esteticamente mais bonitos, porém não saudáveis.

De acordo com Riehl, em estudo realizado recentemente[5], quatro diferentes tipo de gel foram submetidos a testes de rugosidade sem ativação de luz laser ou LED, inclusive o gel aplicado neste experimento, que também apresentou estatisticamente um aumento de dureza nas amostras após o processo de clareamento utilizando o gel a base de peróxido. Esse resultado é semelhante ao aqui obtido, mostrando que o processo de clareamento, utilizando gel à base de peróxido de hidrogênio, é danoso para a rugosidade do esmalte dental. Como apresentado, o estudo aqui apresentado corrobora com os outros estudos já existentes em literatura, e com as hipóteses inicialmente propostas, mostrando que a ativação por luz do gel clareador não causa alterações na rugosidade superficial, muito pelo contrário, já que quando associada ao gel a base de peróxido de hidrogênio, ajuda a prevenir aumento de rugosidade, evitando assim, aumento da porosidade e consequentemente de placa bacteriana.

Neste trabalho, observou-se alterações significativas no Delta E, evidenciando alterações de cor após o processo de clareamento, mais efetivas quando ativadas com laser vermelho. Este fato pode ser justificado por uma maior absorvância da luz (vermelha) pelo gel clareador (o qual possui espessante verde). Esta maior absorção poderia resultar em uma maior conversão do gel clareador, com maior geração de radicais livres e, consequentemente, em maior eficiência de clareamento. Contudo, maiores estudos são necessários para se elucidar esta hipótese.

A análise estatística destes dados, não obstante, não evidenciou diferenças estatisticamente significativas entre os grupos experimentais, o que pode ser explicado pelo alto valor de desvio padrão encontrado nesta análise. Estes valores de desvio padrão resultam da grande variabilidade composicional das amostras, e da resposta das mesmas a ambos os processos de manchamento e de clareamento. Desta forma, os resultados obtidos sugerem que um maior número de amostras pode ser requerido para que diferenças estatisticamente significativas sejam encontradas.

Desta maneira, observa-se que o uso de luz, independentemente do seu comprimento de onda de emissão, não altera os resultados de cor quando comparados ao uso de gel clareador na ausência de irradiação. Assim, infere-se que todos os tratamentos propostos promovem alterações de cor da mesma magnitude.

Conclusão

De acordo com a metodologia empregada e os resultados obtidos, conclui-se que a irradiação de gel clareador com espessante verde com fontes de luz de diferentes comprimentos de onda não promove alterações na microdureza, na rugosidade e na cor final obtida após o processo de clareamento dental. Desta forma, o uso de fontes de luz durante o processo de clareamento é indicado por não causar efeitos deletérios na microestrutura do esmalte.

Agradecimentos

As autoras agradecem à Universidade Federal do ABC pelos recursos disponibilizados, ao programa de iniciação científica PIC/UFABC pelo financiamento do mesmo e ao Prof. Dr. Thiago Martini Pereira pelo auxílio com a rotina do MatLab.

Referências

- [1] Buchalla W, Attin T. External bleaching therapy with activation by heat, light or laser – A systematic review. *DentMater*2007;23:586 – 96
- [2] Wang W; Zhu Y, Li J, Liao S e Ai H. Efficacy of cold light bleaching using different bleaching times and their effects on human enamel. *Dental Materials Journal*, 2013; 32(5): 761 – 766
- [3] Borges AB, Zanatta RF, Barros ACSM, Silva LC, Pucci CR, Torres CRG. Effect of Hydrogen Peroxide concentration on enamel color and microhardness. *Operative Dentistry*, 2014. 39 – 9
- [4] Magalhães JG et al. Microhardness change of enamel due to bleaching with in-office bleaching gels of different acidity. *Acta Odontológica Scandinavica*, 2012; 70: 122 – 126
- [5] Riehl, Heraldo. Estudo in vitro do efeito de tres diferentes agentes clareadores sobre a dureza e rugosidade do esmalte dentário bovino. Tese (Doutorado em Dentística). Universidade de São Paulo, Bauru, 2002

AVALIAÇÃO DE DANOS INDUZIDOS EM HEMÁCIAS OPTICAMENTE APRISIONADAS: UMA ANÁLISE ATRAVÉS DA ELASTICIDADE CELULAR

Marcos A. S. de Oliveira*, Diógenes S. Moura*, Adriana Fontes*, e Renato E. de Araujo*

* Laboratório de Óptica Biomédica e Imagens, Universidade Federal de Pernambuco, Recife, Brasil
e-mail: renato.earaujo@ufpe.br

Resumo: Neste trabalho são avaliados os danos ópticos induzidos em hemácias submetidas à iluminação infravermelha. Um número significativo de hemácias, 400 células, foi utilizado neste estudo. Os eritrócitos foram expostos, durante 1 ou 2 minutos, a 10 mW de radiação laser, na região do infravermelho próximo, em 785 ou 1064 nm. Os danos foram quantificados através da avaliação da elasticidade celular utilizando sistemas de pinça óptica. As medições revelaram uma diminuição global da deformabilidade da célula quando exposta à radiação infravermelha. Observou-se que as hemácias tornam-se até ~104% menos deformáveis após 2 minutos de exposição à irradiação laser de 785 nm. A exposição durante 2 minutos a 10 mW de radiação laser em 1064 nm induziu um aumento de até ~ 20% na rigidez dos glóbulos vermelhos. Essa dependência dos danos ópticos com o comprimento de onda do laser é atribuída à absorção da luz pela hemoglobina, que é um dos principais componentes das hemácias. Os resultados deste trabalho forneceram evidências de que os eritrócitos podem ter suas propriedades biomecânicas afetadas pela radiação infravermelha, e indicam novos limites para uso de lasers infravermelhos em hemácias.

Palavras-chave: Hemácia, pinça óptica, elasticidade, dano óptico.

Abstract: In this work are evaluated the optical damage induced in red blood cells subjected to infrared illumination. A significant number of red blood cells, 400 cells, was used in this study. The erythrocytes were exposed, during 1 or 2 minutes, to 10 mW laser radiation, in the near infrared region of 785 or 1064 nm. The damage has been quantified by evaluating the cell elasticity using optical tweezers systems. The measurements revealed an overall decrease in cell deformability when exposed to infrared radiation. It was observed that red cells become even less deformable ~ 104% after 2 minutes of exposure laser irradiation of 785 nm. The exposure during 2 minutes at 10 mW at 1064 nm laser irradiation induced an increase up to ~ 20% in the rigidity of red blood cells. This dependence of optical damage to the laser wavelength is attributed to the absorption of light by hemoglobin, which is the major component of red blood cells. These results provided evidence that red blood cells can have their biomechanical properties affected by infrared radiation, and indicate new limits for the use of infrared lasers in red blood cells.

Keywords: Red blood cell, optical tweezers, elasticity, photodamage.

Introdução

Lasers com comprimentos de onda na região do infravermelho (IV) próximo são utilizados em uma grande variedade de aplicações na área da saúde e da biologia, como por exemplo em operação oftalmológica [1], bioestimulação [1], corte de tecido [1] e na geração de imagem para diagnóstico médico [2]. Em geral, os sistemas biológicos apresentam baixa absorção de luz na região do IV, entre 700 nm a 1500 nm [3]. Devido a isso, no campo de pesquisa biomédica, lasers no infravermelho são também utilizados em sistemas de captura óptica, chamados de pinças ópticas (POs) [4 - 11]. Como as forças de aprisionamento óptico são muito pequenas, as POs são geralmente exploradas para estudar células e partículas com dimensões da ordem de dezenas de micrômetros [12]. A capacidade das POs de aplicar e medir forças da ordem de piconewtons também permite a manipulação e o estudo de moléculas, como DNA [13], e fragmentos de cromossomos [14]. As pinças ópticas também têm sido exploradas em combinação com espectroscopia Raman, possibilitando o estudo de alterações químicas na célula aprisionada [4]. Em particular, as pinças ópticas também foram usadas para estudar as propriedades mecânicas de hemácias [5-10]. A capacidade de deformação das hemácias permite a sua passagem através de microvasos, propriedade essencial para o transporte de oxigênio pela circulação sanguínea. Alterações da deformabilidade da hemácias, por exemplo, podem estar associadas a algumas hemoglobinopatias [7,15].

Recentemente, danos irreversíveis foram observados em hemácias, devido a exposição à radiação laser em 785 nm [4, 8]. A intensidade do laser, o tempo de irradiação e o comprimento de onda são os principais fatores que determinam os danos em células aprisionadas opticamente [16].

Neste trabalho é investigado o efeito da radiação laser IV sobre as propriedades biomecânicas de hemácias, através da mensuração da elasticidade celular. Algumas centenas de hemácias aprisionadas foram submetidas a 10 mW de radiação laser, operando em 785 ou 1064 nm durante 1 ou 2 minutos, tendo posteriormente suas elasticidades avaliadas. A análise de propriedades elásticas de hemácias pode indicar novos

limite para aplicação de lasers infravermelhos em biologia celular.

Materiais e métodos

2.1 Preparação das amostras

Todas as hemácias utilizadas no estudo foram obtidas de amostras de sangue, de doadores saudáveis, coletadas em dois tubos (vacutainer 5 mL), um contendo anticoagulante EDTA e outro sem solução anticoagulante. Após centrifugação do sangue, as hemácias, obtidas a partir do tubo com EDTA, foram diluídas em soro, o qual foi retirado de amostras do tubo sem anticoagulante, na proporção de 0,2 $\mu\text{L}/1000 \mu\text{L}$. Grandes diluições das células no soro foram usadas para evitar que outras hemácias, não aprisionadas, da amostra interferissem na medição. Um volume de $\sim 100 \mu\text{L}$ da solução contendo hemácias foi colocado em uma câmara de Neubauer com profundidade de 100 μm . No estudo, avaliou-se cerca de 400 células de diferentes doadores. O uso de células humanas foi aprovado pelo comitê de ética (Hemope, Parecer No. 001/2011).

2.2 Procedimento de irradiação

As hemácias foram expostas a 10 mW de potência de radiação laser IV (785 ou 1064 nm) durante 1 ou 2 minutos, em dois diferentes sistemas de pinça óptica. No procedimento de irradiação celular, com laser em 785 nm, utilizou-se um laser de diodo (XTRA-TOPTICA) e uma objetiva de imersão 60x a óleo (UplanSApo, N.A. = 1,35). O procedimento de irradiação, com laser em 1064 nm, foi baseado em um laser de fibra de itérbio (IPG Photonics) e uma objetiva de imersão a óleo de 100x (Achromplan, N.A. = 1,25). Um grupo de hemácias (grupo de controle) não foi irradiado por laser IV (tempo de irradiação igual a zero, $t = 0$ minutos), antes da avaliação da elasticidade.

2.3 Medições de elasticidade

O dano óptico, proveniente da irradiação laser IV, causado à hemácia foi avaliado por análise da deformabilidade, através de mensuração da elasticidade eritrocitária, explorando duas configurações de pinças ópticas (com laser em 785 nm e 1064 nm). Após o aprisionamento da célula, com 10 mW de luz durante 1 ou 2 minutos, iniciava-se a medição da elasticidade eritrocitária, de acordo com o procedimento descrito em detalhes na ref. [5]. Resumidamente, com o aprisionamento óptico da hemácia, sua deformação era obtida movendo-se a platina motorizada do microscópio. Para este processo, foram usadas diferentes velocidades de arraste. Com uma câmera CCD, vídeos de células presas sendo alongadas foram registrados. O processo de captura de vídeo foi sincronizado com o movimento da platina motorizada. Para se determinar o alongamento da célula, o sistema foi previamente calibrado, convertendo pixels para micrômetros. Um

valor médio do comprimento da célula alongada foi obtido, para cada velocidade, a partir de 10 quadros do vídeo. A elasticidade global da hemácia (μ) foi associada a sua deformação de acordo com a seguinte expressão [7]:

$$L = L_0 + \left(\frac{\eta L_0^2}{\mu Z_{eq}} \right) v, \quad (1)$$

com L sendo o comprimento da célula, após a deformação, L_0 é o comprimento inicial da célula, η é a viscosidade do soro do sangue (1,65 cP), e v é a velocidade da célula durante o alongamento. A célula foi posicionada a uma distância Z_1 a partir do fundo da câmara, e Z_2 a partir do topo. Em todos os experimentos a posição relativa Z_{eq} ($1/Z_{eq} = 1/Z_1 + 1/Z_2$) da hemácia foi mantida constante e igual a $\sim 25 \mu\text{m}$, evitando mudanças na força hidrodinâmica. Ao determinar automaticamente o comprimento da célula deformada e explorando diferentes velocidades de arraste, a elasticidade (μ) da célula pode ser determinada por um ajuste linear de acordo com a Eq. (1). Cada célula foi avaliada apenas uma vez.

Para a medição da elasticidade com sistema de pinça óptica, a potência do laser 785 nm na amostra foi ~ 70 mW. Uma platina motorizada XY (Prior Scientific-Prior III), controlada por uma plataforma LabVIEW, foi utilizada no sistema de captura óptica em 785 nm. As velocidades constantes de arraste foram 100 $\mu\text{m/s}$, 120 $\mu\text{m/s}$, 140 $\mu\text{m/s}$, 160 $\mu\text{m/s}$, 180 $\mu\text{m/s}$ e 200 $\mu\text{m/s}$. Os valores da potência do laser e das velocidades de arraste foram escolhidos com base em trabalhos anteriores [5]. Para a medição da elasticidade com o sistema de pinça óptica em 1064 nm, a potência do laser na amostra foi ~ 140 mW e foi utilizado um estágio XY motorizado (Prior II Scientific-Prior). As seis velocidades constantes de arraste foram 140 $\mu\text{m/s}$, 175 $\mu\text{m/s}$, 210 $\mu\text{m/s}$, 245 $\mu\text{m/s}$, 280 $\mu\text{m/s}$ e 315 $\mu\text{m/s}$. O processo de captura da hemácia e movimentação do estágio do microscópio durava em média 20 segundos e foi feito usando uma plataforma LabVIEW. O comprimento máximo de deformação da hemácia foi de $\sim 2 \mu\text{m}$, que é cerca de 20 vezes maior que o comprimento mínimo detectável pelo sistema (0,1 μm).

O sistema desenvolvido para avaliação automática da elasticidade da hemácia, explorando pinças ópticas, utiliza técnicas de processamento de imagens e permite a avaliação rápida e reprodutível da deformabilidade celular [5].

Resultados

A Figura 1 mostra um gráfico representativo do alongamento relativo das hemácias em função das diferentes velocidades de arraste, para as hemácias que foram previamente expostas à radiação laser e para as hemácias do grupo controle. As linhas sólidas, na Figura 1, são obtidas por regressão linear dos dados experimentais, utilizando a Eq. (1). De acordo com essa equação, o valor da elasticidade celular é determinado pela inclinação da curva.

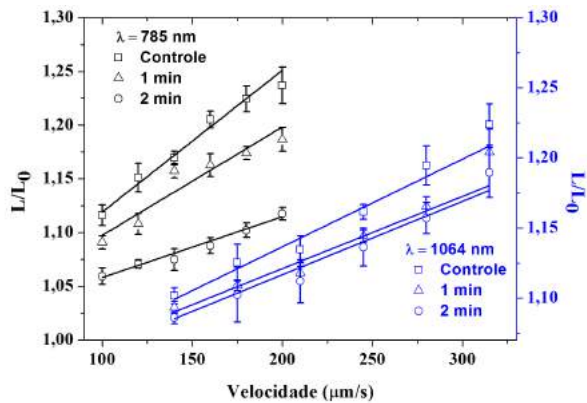


Figura 1: Alongamento relativo (L/L_0) das hemácias que foram previamente expostas a 10 mW de radiação laser em 785 ou 1064 nm, durante 1 (Δ) ou 2 minutos (\circ), e das hemácias do grupo controle (\square).

Pode-se também observar, na Figura 1, que a inclinação da curva diminuiu para as células submetidas à radiação antes das medições, o que indica um aumento da rigidez da célula. As barras de erros foram obtidas através do desvio padrão dos dez maiores comprimentos, medidos em cada velocidade, para cada célula. Mudanças nas inclinações das curvas, quando comparadas ao controle, são mais significativas para as células submetidas ao laser 785 nm do que ao 1064 nm.

A Tabela 1 apresenta os valores de elasticidade obtidos para todo o conjunto de células avaliadas (~ 400 células). O valor do erro associado a cada medida é o desvio padrão da média para cada grupo de células. Para as amostras do grupo controle ($t = 0$ min), os valores obtidos para elasticidade de hemácias estão em conformidade com a literatura [5, 7]. Para as células que foram expostas a 10 mW de radiação IV durante 1 minuto, observou-se um aumento de até ~ 52% na rigidez celular após exposição à luz laser em 785 nm, enquanto que um aumento da rigidez de ~ 15% foi obtido após irradiação em 1064 nm, quando comparados com as hemácias do grupo de controle. Quando o tempo de exposição é aumentado para 2 minutos, observa-se um aumento de até ~ 104% na rigidez celular para 785 nm, enquanto que para 1064 nm foi de aproximadamente 20%.

Tabela 1: Elasticidade de hemácias do grupo de controle e de hemácias expostas à radiação IV.

Comprimento de onda (nm)	Elasticidade dina/cm x 10^{-4}		
	Controle	$t_1 = 1$ min	$t_2 = 2$ min
785	$6,7 \pm 0,3$	$10,3 \pm 0,5$	$13,7 \pm 0,5$
1064	$6,8 \pm 0,3$	$7,8 \pm 0,3$	$8,1 \pm 0,5$

Além disso, o fato do coeficiente de absorção da hemoglobina (um dos principais componentes de uma hemácia) em 785 nm ser aproximadamente 10 vezes maior que em 1064 nm [17] corrobora com os resultados da Tabela 1, e indica que o dano óptico também está relacionado com o comprimento de onda do laser incidente.

Para avaliar se possíveis danos poderiam ocorrer na célula durante o tempo usual de medição da elasticidade (20 s), hemácias do grupo de controle foram alongadas, com uma única velocidade de arraste de 160 $\mu\text{m/s}$ (para 785 nm) e 245 $\mu\text{m/s}$ (para 1064 nm). O procedimento, repetido seis vezes com cada hemácia, foi realizado em um intervalo de tempo aproximado de 20 s. A Figura 2 mostra o comportamento do alongamento celular obtido por meio da avaliação de 10 células, para os dois comprimentos de onda dos lasers utilizados.

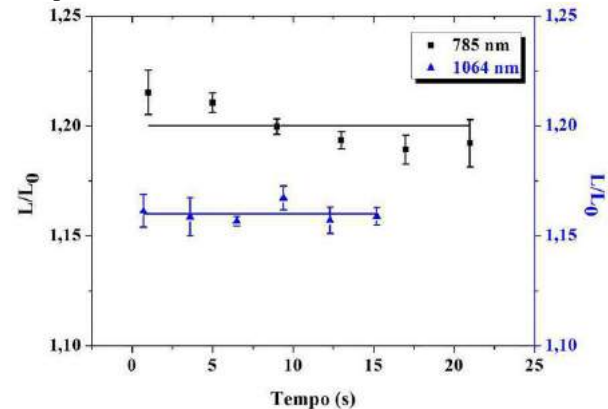


Figura 2: Alongamento das células controle, em seis repetições, utilizando velocidade constante de 160 $\mu\text{m/s}$ (para 785 nm) e 245 $\mu\text{m/s}$ (para 1064 nm).

As linhas sólidas, na Figura 2, são apenas um guia para os olhos. De forma geral, observa-se que a célula mantém aproximadamente o mesmo alongamento, indicando que não há mudança considerável em sua elasticidade e que, desta forma, o procedimento de medição utilizado não induz danos ópticos significativos nas células. Portanto, as alterações de elasticidade mostradas na Tabela 1 não estão relacionadas com a exposição à radiação durante as medições de elasticidade.

As propriedades biomecânicas das hemácias estão relacionadas com a viscosidade do fluido citoplasmático, que é composto principalmente pela hemoglobina, e com as propriedades viscoelásticas da membrana celular. Assim, alterações relacionadas com a bicamada lipídica, com as proteínas, ou com a hemoglobina, por exemplo, podem modificar a deformabilidade da hemácia, a qual pode ser determinada através da avaliação da elasticidade usando pinça óptica. Em estudo anterior com hemácia aprisionada opticamente [4], com 10 mW de potência de laser operando em 785 nm, num sistema de pinça óptica acoplado com espectroscopia Raman, associou-se os danos ópticos a alterações fotoquímicas na hemoglobina (para os primeiros 500 segundos de exposição à radiação), seguidas por um aumento da permeabilidade da membrana celular.

Para o presente estudo, o tempo de exposição à radiação IV não foi maior que 120 s. Desta forma, as alterações biomecânicas observadas neste trabalho, podem estar relacionadas com modificações iniciais fotoinduzidas na hemoglobina.

Conclusão

Neste trabalho verificou-se um aumento na rigidez das hemácias, por meio da avaliação da elasticidade eritrocitária, após a exposição das células a 10 mW de radiação laser IR em 785 ou 1064 nm, durante 1 ou 2 minutos. Demonstrou-se que, além do dano óptico estar relacionado ao tempo de exposição à radiação laser, as modificações de elasticidade da célula também são dependentes do comprimento de onda do laser incidente. Além disso, os danos causados às células são maiores para 785 nm que para 1064 nm. Observamos que a hemácia tornou-se até ~ 104% menos deformável após 2 minutos de exposição ao laser de 785 nm. A exposição durante 2 minutos a 10 mW de radiação laser a 1064 nm induziu um aumento de até ~ 20% na rigidez celular. Atribuiu-se a dependência espectral do dano óptico à absorção do laser pela hemoglobina, e o aumento da rigidez das hemácias, possivelmente, às modificações fotoquímicas induzidas na hemoglobina após irradiação. Nossos resultados estabelecem novos limites para aplicações de laser em hemácias, por meio da identificação de consideráveis mudanças em suas propriedades elásticas.

Agradecimentos

Os autores agradecem ao suporte financeiro do CNPq, CAPES, FACEPE e INCT Fotônica.

Referências

- [1] Niemz, MH. *Laser-Tissue Interactions Fundamentals and Applications*. Springer; 2003.
- [2] Webb, RH. *Noninvasive Diagnostic Techniques in Ophthalmology*. Springer; 1990.
- [3] Svoboda K and Block SM. Biological applications of optical forces. *Annu. Rev. Biophys. Biomol. Struct.* 1994; **23**, 247–285.
- [4] de Oliveira MAS et al. Long term Raman spectral study of power-dependent photodamage in red blood cells. *Appl. Phys. Lett.* 2014; **104**, 103702.
- [5] Moura DS et al. Automatic real time evaluation of red blood cell elasticity by optical tweezers. *Rev. Sci. Instrum.* 2015; **86**, 053702.
- [6] De Luca AC et al. Spectroscopical and mechanical characterization of normal and thalassemic red blood cells by Raman Tweezers. *Opt. Express.* 2008; **11**(16), 7943–7957.
- [7] Fontes A et al. Mechanical and electrical properties of red blood cells using optical tweezers. *J. Opt.* 2001; **13**(8) 044012.
- [8] Dasgupta R et al. Hemoglobin degradation in human erythrocytes with long-duration near-infrared laser exposure in Raman optical tweezers. *J. Biomed. Opt.* 2010; **15**, 055009.
- [9] Hénon S et al. A new determination of the shear modulus of the human erythrocyte membrane using optical tweezers. *Biophys J.* 1999; **76**(2), 1145–1151.
- [10] Raj S et al. Mechanochemistry of single red blood cells monitored using Raman tweezers. *Biomed. Opt. Express.* 2012; **3**(4), 753–763.
- [11] Ashkin A, Dziedzic J and Yamane JM. Optical trapping and manipulation of single cells using infrared laser beam. *Nature.* 1987; **330**, 769-771.
- [12] Neuman KC and Block SM. Optical trapping. *Rev. Sci. Instrum.* 2004; **75**(9), 2787-2809 (2004).
- [13] Bustamante C, Bryant Z and Smith SB. Ten years of tension: single-molecule DNA mechanics. *Nature.* 2003; **421** 6921:423-427.
- [14] Liang H et al. Micromanipulation of chromosomes in ptk2 cells using laser microsurgery (optical scalpel) in combination with laser-induced optical force (optical tweezers). *Exp Cell Res.* 1993; **204** (1), 110-120.
- [15] Tomaiuolo G. Biomechanical properties of red blood cells in health and disease towards microfluidics. *Biomicrofluidics.* 2014; **8**, 051501.
- [16] Zhang H and Liu K-K. Optical tweezers for single cells. *J. R. Soc. Interface.* 2008; **5**, 671–690.
- [17] Phan TG and Bullen A. Practical intravital two-photon microscopy for immunological research: faster, brighter, deeper. *Immunology and Cell Biology* . 2010; **88**(4), 438–444.

SENSORES DE OXIGÊNIO ATRAVÉS DE FOSFORESCÊNCIA RESOLVIDA NO TEMPO: PdTFPP PORFIRINA IMOBILIZADA EM PS e PSU

A. F. De Moraes Filho*, P. M. Gewehr**, J. M. Maia**, D. R. Jakubiak***, A. A. Assef***

*CPGEI/UTFPR e IFPR, Curitiba, Brasil

**CPGEI/UTFPR, Curitiba, Brasil

***DAELN/DAELT – UTFPR, Curitiba, Brasil

alexandre.moraes@ifpr.edu.br

Resumo: Este artigo compara o desempenho de duas membranas poliméricas na detecção de oxigênio gasoso: poliestireno e polissulfona dopadas com Pd(II) meso-Tetra(pentafluorofenil) porfirina (PdTFPP). Apresenta também um sistema optoeletrônico para mensurar a extinção dos tempos de vida da fosforescência. Tem como princípio de operação a excitação das metaloporfirinas a partir de um LED violeta e a detecção de fosforescência através de uma válvula fotomultiplicadora compacta. Medidas de O_2 na faixa de 0 a 21 % foram obtidas apresentando elevada linearidade com constantes de Stern-Volmer de $1,83 (\%O_2)^{-1}$ e $1,30 (\%O_2)^{-1}$ para poliestireno e polissulfona, respectivamente. A matriz de poliestireno apresentou maior fotoestabilidade que a polissulfona.

Palavras-chave: PdTFPP, poliestireno, polissulfona, fosforescência, sensor.

Abstract: *This paper compares the use of two types of polymeric membranes on sensing of gaseous oxygen: polystyrene and polysulfone doped with Pd (II) meso-Tetra (pentafluorophenyl) porphyrin (PdTFPP). Also it presents an optoelectronic system for the measurement of phosphorescence lifetime quenching. The excitation of the metalloporphyrin probes is obtained through a violet LED and the phosphorescence is detected by a compact photomultiplier tube. Measurements of O_2 concentrations from 0 to 21 % were obtained showing high linearity with Stern-Volmer constants of $1,83 (\%O_2)^{-1}$ and $1,30 (\%O_2)^{-1}$ for polystyrene and polysulfone, respectively. The polystyrene matrix has presented higher photostability than polysulfone.*

Keywords: PdTFPP, polystyrene, polysulfone, phosphorescence, sensor.

Introdução

Sensores ópticos fotoluminescentes apresentam diversas aplicações, abrangendo desde o controle da demanda biológica de oxigênio até o imageamento da oxigenação no sangue, tecidos, células e amostras biológicas. Apesar de apresentarem vantagens diferenciadas em relação aos demais métodos (e.g., elevada seletividade e ausência de interferência elétrica), estes sensores possuem problemas típicos como a fotodegradação de seus luminóforos. Assim, a sintetização de novos compostos com maior brilho e

fotoestabilidade, bem como sua imobilização em diferentes polímeros, continuam sendo de grande interesse no meio científico [1].

A maioria dos sensores ópticos utiliza como princípio de operação a extinção, ou supressão, da fotoluminescência. A fotoluminescência é caracterizada pela emissão de fótons resultante da desativação de certas moléculas previamente excitadas a partir da interação entre luz e matéria. A sua extinção corresponde à redução da intensidade e/ou tempo de vida da luminescência de um composto em função da transferência de energia do seu estado excitado para um extintor, por exemplo, oxigênio molecular. Este processo proporciona um índice de medição viável e reversível proposto por Kautski em 1939 [2].

O mecanismo de extinção descrito anteriormente é válido tanto para fosforescência quanto fluorescência, já que o extintor é capaz de desativar tanto os estados tripletos quanto singletos. Métodos de transdução baseados nos tempos de vida minimizam erros inerentes à medição das intensidades, como flutuações na fonte óptica de excitação e fotodegradação dos luminóforos, dentre outros. Por sua vez, a opção pelos compostos fosforescentes frente aos fluorescentes possibilita o uso de uma instrumentação menos complexa e de menor custo na medição dos tempos de vida [1].

Este trabalho descreve a produção e compara o desempenho de dois transdutores de oxigênio gasoso: PdTFPP imobilizada em poliestireno (PS) e, polissulfona (PSU). Além disso, apresenta um sistema para medição de tempos de vida da fosforescência composto por um LED violeta e uma válvula fotomultiplicadora compacta.

Materiais e Métodos

A técnica da excitação pulsada para medição de tempos de vida da fosforescência é aplicada conforme a Figura 1. Este sistema possui duas atribuições principais: a geração de um feixe luminoso de excitação e a posterior detecção do sinal de fosforescência emitido pelo transdutor.

Fonte de Excitação – O pico de absorção e emissão de PdTFPP ocorre em cerca de 407 nm e 670 nm, respectivamente [4]. Assim, para excitação do indicador optou-se por um LED violeta tipo UV5TZ-405-30 (Bivar, Inc., EUA). A sua banda estreita de emissão,

aliada ao grande deslocamento de *Stokes* da metaloporfirina, dispensa a utilização de filtro óptico na entrada do sistema. Para polarização do LED utilizou-se uma corrente de 8 mA (potência óptica típica em cerca de 20 mW) e largura de pulso 10 μ s/60 Hz.

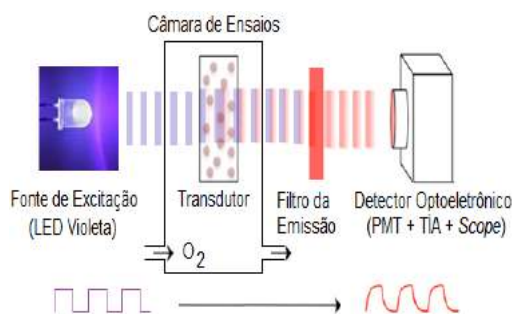


Figura 1: Sistema adotado para medição de tempos de vida da fosforescência (adaptado de [3]).

Câmara de Ensaio – Trata-se de um dispositivo usinado em alumínio, projetado de modo a minimizar os caminhos ópticos, adequar o encaixe da membrana e fixar o filtro do sistema de emissão perante o fotodetector (Figura 2). Além de atuar como câmara escura, propicia ainda blindagem eletromagnética e proteção mecânica robusta à válvula fotomultiplicadora (PMT). No bloco direito insere-se o transdutor pela tampa superior. É neste local que ocorrem as trocas gasosas através de duas conexões externas. Este mesmo bloco possui ainda furos adicionais para fixação do LED de excitação e de um sensor de temperatura (LM35, National Instruments). A distância do LED ao centro da membrana é de 1 cm, permitindo a irradiação do sensor em toda sua extensão (78 mm²). Já o bloco esquerdo atua como encapsulamento para a PMT. Para intertravamento entre os blocos há uma chapa de 10 mm de espessura que contém um orifício central para fixação do filtro óptico. O LED e a PMT estão posicionados a 45° em relação ao transdutor, reduzindo assim a captura do sinal de excitação pelo detector (apesar da utilização do filtro).



Figura 2: Câmara de Ensaio.

Preparo dos Transdutores – O método aplicado nesta pesquisa refere-se à imobilização de moléculas fotoluminescentes em filmes poliméricos permeáveis ao oxigênio. Para produção dos transdutores, duas soluções poliméricas foram preparadas separadamente em

pequenos frascos de vidro: 50 mg de PS U288 (Unigel, Brasil) e PSU Udel P1700-NT11 (Solvay, Brasil) foram dissolvidos em 2 ml e 3,6 ml de tetrahidrofurano, respectivamente. Em seguida adicionou-se 0,2 ml de tolueno à solução PS. Em outro frasco, 1 mg da metaloporfirina PdTFPP (Frontier Scientific, EUA) foi acrescentada a 1,5 ml de THF (tomou-se o cuidado de proteger a solução da luz ambiente). Após 24 horas, misturas com 0,5% de PdTFPP em relação aos polímeros foram preparadas. Estas permaneceram 1 hora em repouso (sempre protegidas da luz). Utilizando pipetas de Pasteur, 3 gotas de cada solução membrana foram depositadas sobre lâminas de microscópio, as quais foram rapidamente armazenadas em placas de Petri pré-aquecidas para secagem (procedimento adotado para evitar *fogging*). Duas horas depois membranas com cerca de 10 mm de diâmetro e espessuras aproximadas de 5 μ m estavam disponíveis para uso. Antes da sua utilização final os transdutores foram fixados em cartolina preta fosca e sofreram recozimento térmico (24 horas à 70° C para evaporação forçada do solvente).

Filtro da Emissão – Para atenuar a componente luminosa pertinente ao LED e permitir a detecção exclusiva da fosforescência pela PMT, um filtro passa-faixa 86-942 (Edmund SC., EUA) foi posicionado perante o detector. Este filtro possui transmitância máxima em 675 nm, *FWHM* de 50 nm e densidade óptica 4.

Detector Optoeletrônico – A emissão fotônica do transdutor é detectada por uma válvula fotomultiplicadora compacta modelo 10721-20 (Hamamatsu, Japão). Este dispositivo possui um fotocátodo estendido ao infravermelho próximo (*NIR*), possibilitando a detecção de comprimentos de onda entre 230 nm e 920 nm, com uma sensibilidade de 500 μ A/lúmen. A corrente gerada pela válvula é convertida em tensão elétrica por um amplificador de transimpedância (TIA) baseado no amplificador operacional AD744JNZ (Analog Devices, EUA). Este componente possui *slew rate* típico de 75 V/ μ s, BW em 13 MHz e ruído de tensão de 18 nV/1 kHz. O TIA foi projetado com uma rede RC de 165 k Ω e 5 pF, respectivamente. Esta rede melhora a razão sinal/ruído do amplificador, mas adiciona um atraso na resposta do sistema, limitando a detecção dos tempos de vida a cerca de 8 μ s. O sinal de decaimento de tensão obtido na saída do TIA, correspondente ao sinal de fosforescência, é lido através de um osciloscópio Tektronix TBS 1062 (60 MHz, 1 GS/s) conectado a um *laptop* de uso geral. Para processamento dos tempos de vida utilizou-se o *software* LabVIEW (National Instruments, EUA).

Ensaio dos Transdutores – Para evitar interferência cruzada, as condições de temperatura e pressão na câmara foram devidamente controladas (25 °C e 294 Pa, respectivamente). Inicialmente a câmara de amostras foi preenchida com gás nitrogênio ($O_2 < 0,0001\%$) para a medida de τ_0 (tempo de vida da fosforescência na ausência de oxigênio). Em seguida seis concentrações distintas de oxigênio (utilizando nitrogênio como gás de

balanço) foram aplicadas para a medida dos respectivos tempos de vida da fosforescência τ . Cada um dos tempos de vida medidos corresponde a uma média de 64 curvas obtida pelo osciloscópio (desvio padrão inferior a 0,2%). Estas curvas médias foram processadas obedecendo a um modelo de decaimento monoexponencial com *offset*. Tomou-se o cuidado de se considerar os pontos das curvas como válidos somente 3 μ s após o desligamento do LED, uma vez que há sobreposição da evanescência da fonte de excitação com a fosforescência. A partir dos tempos de vida da fosforescência relativos a cada uma das concentrações, definiram-se as curvas de calibração dos transdutores (sensibilidade estática).

Ensaio de fotodegradação foram realizados para verificação da frequência de calibração dos transdutores. Este experimento exigiu a realocação das membranas em um aparato externo para evitar danos à PMT, já que a energia de excitação utilizada foi 2000 vezes maior que a aplicada ao sistema em condições normais de operação. A posição relativa entre LED e sensor segue a configuração anterior, mas a corrente de excitação e a largura do pulso foram alteradas para 16 mA (potência óptica de 40 mW) e 10 ms/60 Hz. Neste estudo os decaimentos correspondentes à ausência de oxigênio gasoso foram monitorados. Amplitudes e tempos de vida (τ_0) foram registrados para 0, 5, 10, 20 e 45 minutos de exposição intensa. Ressalta-se que o sistema de medição submetido à condição de excitação regular para operação, não possibilitou a percepção da fotodegradação em poucas horas de uso.

Resultados

As amplitudes iniciais observadas para ar ambiente e nitrogênio variaram de 1,5 V a 2,0 V para PS, e 1,0 V a 1,3 V para PSU (ganho da PMT = 5000). Já a fonte de excitação apresentou 70 mV de pico, enquanto o ruído do sistema ficou abaixo de 2 mV. A Figura 3 mostra o perfil de decaimento da fosforescência obtido para PdTFPP em PS sem as mediações consideradas (ar ambiente).

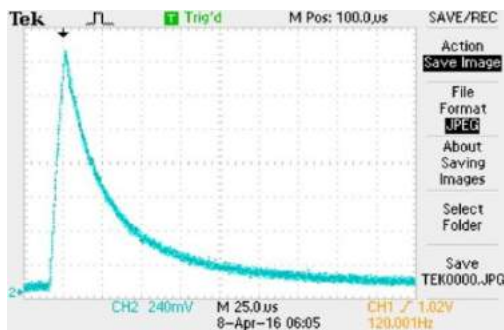


Figura 3: Decaimento da Fosforescência em ar ambiente (PdTFPP em PS).

Este comportamento foi aproximado pela seguinte equação monoexponencial:

$$I(t) = I_0 \cdot e^{-t/\tau} + \text{cte} \quad (1)$$

onde $I(t)$: intensidade da fosforescência num instante de tempo t qualquer; I_0 : intensidade inicial da fosforescência; τ : tempo de vida da fosforescência de acordo com a concentração de O_2 (constante de tempo), e cte: valor contínuo presente no sinal (devido à *dark current* e ruído randômico da PMT, dentre outros).

A Tabela 1 apresenta os valores dos tempos de vida de fosforescência estimados para os transdutores.

Tabela 1: Tempos de vida estimados e seus respectivos coeficientes de determinação.

[O ₂]%	τ_{PS} (μ s)	r^2 (PS)	τ_{PSU} (μ s)	r^2 (PSU)
0,00	1032	0,9999	1038	0,9999
1,01	322,2	0,9998	441,3	0,9999
5,01	92,2	0,9993	135,9	0,9997
9,99	50,8	0,9987	72,9	0,9996
16,00	33,8	0,9987	47,6	0,9995
18,51	29,7	0,9987	41,6	0,9995
21,00	26,7	0,9987	36,9	0,9994

Considerando o transdutor um meio homogêneo, a relação entre fosforescência e concentração do extintor é analiticamente expressa pela equação de Stern-Volmer modificada [1]:

$$\frac{I_0}{I} = \frac{\tau_0}{\tau} = 1 + k_Q \cdot \tau_0 \cdot [O_2] \quad (2)$$

onde I_0 : intensidade da fosforescência na ausência de O_2 ; $[O_2]$: concentração de oxigênio; I : intensidade da fosforescência para uma dada concentração de O_2 ; k_Q : taxa de extinção bimolecular; τ_0 : tempo de vida da fosforescência na ausência de O_2 ; $k_Q \cdot \tau_0 = K_{sv}$: constante de Stern-Volmer, e τ : tempo de vida da fosforescência para uma dada concentração de O_2 .

A partir dos dados da Tabela 1 e da Equação 2 obtiveram-se as curvas de calibração apresentadas na Figura 4. Os valores da K_{sv} foram de $1,83 (\%O_2)^{-1}$ e $1,30 (\%O_2)^{-1}$ para PS e PSU, respectivamente.

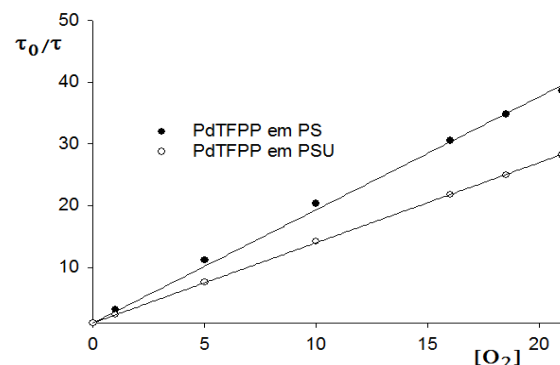


Figura 4: Curvas de calibração para PS e PSU (r^2 de 0,9978 e 0,9999; respectivamente).

A Figura 5 apresenta os resultados dos ensaios de fotodegradação. Amplitudes e tempos de vida percentuais foram definidos em relação aos seus valores inicialmente mensurados (tempo = 0 minuto).

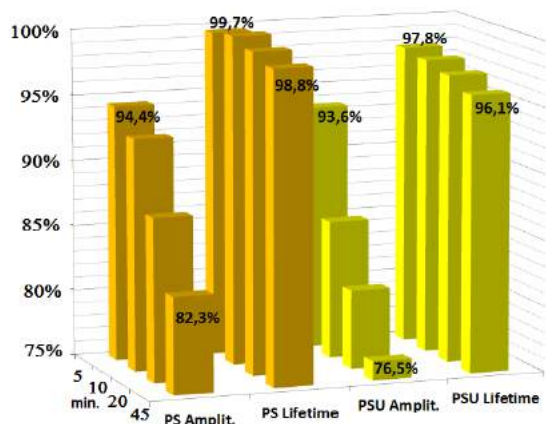


Figura 5: Fotodegradação dos transdutores de PS e PSU.

Discussão

Os sinais de tensão correspondentes à fosforescência foram bem mais elevados do que as contribuições da fonte de excitação e ruído do sistema. A diferença de amplitude percebida entre PS e PSU deve-se à maior transparência do primeiro. Todos os decaimentos processados apresentaram elevada correlação com monoexponenciais simples, o que corrobora com uma boa solubilidade da metaloporfirina nos polímeros empregados.

Curvas de calibração com elevadas linearidade e sensibilidade foram obtidas. A sensibilidade depende do tempo de vida τ_0 da metaloporfirina utilizada, mas tem sua faixa dinâmica sintonizada pela permeabilidade da matriz polimérica [5] (no caso, PS é mais permeável ao O_2 que PSU). Observa-se que a faixa dinâmica de operação é limitada, já que os tempos de vida decrescem hiperbolicamente com o aumento da concentração do extintor [1,4].

Os ensaios de fotodegradação evidenciaram menor variação no ponto de calibração para o método baseado na fosforescência resolvida no tempo. A limitação da concentração do luminóforo na membrana e, principalmente, o uso de agentes antioxidantes (*scavengers*) pode favorecer ainda mais a redução da fotodegradação [6].

A matriz de PS já é consagrada devido às suas características apropriadas, como a facilidade de uso, excelente transparência e fotoestabilidade [4]. No entanto, ela apresenta uma temperatura de transição vítrea (T_g) de 100 °C, o que inviabiliza seu uso em aplicações que exijam estabilidade e/ou esterilização térmicas. Por sua vez, a PSU possui excelente estabilidade mecânica, química e térmica, com T_g de 190 °C, oferecendo uma opção adequada ao uso para taxas de variação térmica e/ou temperaturas elevadas [7]. Os resultados da Figura 5 apresentam um desempenho levemente inferior da PdTFPP em PSU

frente a PS. Tal fato justifica-se pela maior compatibilidade de solubilidade entre o indicador utilizado e a matriz de PS [1,5] (PdTFPP e PS são solúveis tanto em tolueno quanto THF, sendo PSU apenas em THF).

Conclusão

O sistema adotado apresentou elevada razão sinal-ruído, possibilitando uma análise adequada dos transdutores. Tempos de vida foram obtidos com excelente repetibilidade. A sensibilidade da PMT possibilitou que a energia de excitação aplicada aos transdutores fosse suficientemente baixa, de modo que a fotodegradação não foi perceptível até mesmo para várias horas de uso contínuo.

As matrizes de PS e PSU apresentaram transparência e solubilidade adequadas para a aplicação, sendo a primeira mais sensível ao oxigênio. Em ambos os casos, devido à excelente linearidade, a calibração dos transdutores pode ser facilmente realizada a partir de duas concentrações conhecidas.

Tempos de vida, apesar de sofrerem variações mais sutis que as perdas de amplitude, não podem ser considerados tão estáveis para se negligenciar a fotoxidação. No entanto, exigem uma calibração bem menos frequente do sistema.

A compatibilidade entre indicador e matriz é um fator preponderante na fotoestabilidade do conjunto. Apesar de ter apresentado desempenho levemente inferior ao PS, a polissulfona sob condições “normais” de excitação oferece nova gama de aplicações.

Referências

- [1] De Moraes Filho, A. F. Desenvolvimento de Transdutores baseados em Paládio-porfirinas para a Detecção de O_2 através dos Tempos de Vida de Fosforescência [dissertação]. Curitiba: UTFPR; 2013.
- [2] Quaranta, M; Borisov, S. M.; Klimant, I. Indicators for optical oxygen sensors. *Bioanalytical Reviews*. 2012; (4):115-157.
- [3] Grist, S. M.; Chrostowski, L.; Cheung, K. C. Optical Oxygen Sensors for Applications in Microfluidic Cell Culture. *Sensors*. 2010; (10):9286-9316.
- [4] Wang, X. and Wolfbeis, O.S. Optical Methods for sensing and imaging oxygen: materials, spectroscopies and applications. *Chem. Soc. Rev*. 2014; (43):3666-3761.
- [5] Mills, A and Lepre, A. Controlling the Response Characteristics of Luminescent Porphyrin Plastic Film Sensors for Oxygen. *Anal. Chem*. 1997; (69): 4653-4659.
- [6] Palma, A. J. et al. Microcontroller-based portable instrument for stabilized optical oxygen sensor. *Sensors and Actuators B*. 2007; (121):629-638.
- [7] Xue, R. Nanofiber Based Optical Sensors for Oxygen Determination [Tese]. Ohio: The Ohio State University; 2014.

CARACTERIZAÇÃO ESPECTRORADIOMÉTRICA DE MATRIZES DE LEDS PARA IRRADIAÇÃO DE CULTURA CELULAR

L. Bachmann*, J. R. Sousa* e G. U. L. Braga**

*Faculdade de Filosofia, Ciências e Letras de Ribeirão Preto, USP, Ribeirão Preto, Brasil

** Faculdade de Ciências Farmacêuticas de Ribeirão Preto, USP, Ribeirão Preto, Brasil

e-mail: bachmann@ffclrp.usp.br

Resumo: O objetivo deste trabalho é caracterizar radiometricamente leds com emissão no visível e ultravioleta, para aplicações em irradiação de culturas celulares. Foram avaliados leds de 5mm com emissão em 385nm, 470nm, 525nm e 630nm. Mensurou-se a potência espectral dos leds individualmente e a irradiância espectral das matrizes que foram confeccionadas num formato de 14x10 leds. Avaliou-se a influência de diferentes lotes de leds, a termalização, envelhecimento e variações espaciais da matriz. Com base nos resultados observados há a recomendação de ligar a matriz de leds 30-40 minutos antes do seu uso para termalização e estabilidade na emissão da radiação; recomenda-se também a aferição periódica da irradiância espectral da matriz, uma vez que variações na potência espectral foram observadas em todos os leds avaliados.

Palavras-chave: Espectroradiometria, leds, fototerapia.

Abstract: *The objective of this work was the radiometrical evaluation of LEDs emitting in the visible and UV spectral ranges, with emphasis on applications in cell culture irradiation. We evaluated 5mm LEDs with central emission wavelength of 385nm, 470nm, 525nm and 630nm. We measured the spectral power of individual LEDs and spectral irradiance of LEDs matrices assembled in a flat shape of 14x10 leds. We evaluated the influence of different production lots, thermal effects, aging and spatial changes in the matrix. Based on the observed results we recommend turning on the LED matrix 30-40 minutes before use to warm up and stabilize the radiation emission; we also recommend periodic gauging of the matrix spectral irradiance, since temporal changes in the spectral power were observed in all evaluated leds.*

Keywords: *sSpectroradiometry, LEDs, phototherapy.*

Introdução

O emprego de leds (*light emitting diodes*) como unidades de irradiação tem crescido continuamente tanto nas aplicações de experimentação acadêmica como para desenvolvimento de protótipos com aplicação em fototerapia. Esta expansão se deve as características particulares dos leds, como a sua largura de banda, relativa estabilidade na emissão, baixo custo e possibilidade de desenvolvimentos de protótipos de acordo como o interesse na aplicação [1].

Uma destas aplicações é a construção de matrizes de leds que atendam a irradiação de placas de cultura celular. Estas placas são encontradas com 4, 6, 12, 24 e 96 poços e são construídas com um polímero que permite a transmissão da radiação na região do ultravioleta UVA, visível e infravermelho próximo. Para obter protótipos de irradiação que possuem emissão uniforme sobre áreas de interesse, como estas placas e que tenham uma emissão estável durante o tempo de irradiação, há a necessidade de alguns cuidados na montagem e aferição da irradiância destes protótipos.

Frente a popularização de protótipos de leds para irradiação de amostras biológicas e a presença de grande número de variáveis que podem gerar incertezas na irradiância espectral final, o objetivo deste trabalho é caracterizar radiometricamente leds com emissão no ultravioleta e visível; avaliar espectralmente os leds desde a sua aquisição, durante a montagem, na avaliação da matriz montada e durante a irradiação de culturas celulares.

Materiais e métodos

Delineamento – Para avaliar os leds se empregou a seguinte sequência de experimentos: 1) Inicialmente se avaliou a potência espectral dos leds isolados; 2) Após, se selecionou os 150 leds que apresentaram os valores de potência mais próximos da média, os quais foram utilizados para confeccionar a matriz de leds (140 leds) e proceder com os testes de termalização e envelhecimento (10 leds); 3) Por fim se determinou a irradiância espectral da matriz de leds para acessar o valor médio e a variabilidade espacial na irradiação de placas de cultura celular.

Leds – Para este trabalho foram adquiridos 400 leds de 5mm com diferentes comprimentos de onda: 385 nm (VCC®), 470 nm (Cree®), 525 nm (Kingbright®) e 630 nm (Cree®). Priorizou-se leds de alta potência e de empresas que apresentassem especificações técnicas detalhadas, buscando maior qualidade dos produtos.

Potência espectral – Para avaliar a potência espectral dos leds não montados foi empregado um espectroradiômetro (CDS 610, Labsphere, USA) acoplado a uma esfera integradora de 10” de diâmetro (Illumina, Labsphere, USA). Os leds foram alimentados individualmente para poder inseri-los no interior da esfera integradora e proceder com as medidas de potência espectral.

Matriz de leds – Para irradiar placas de cultura celular se montou uma matriz com 14x10 leds para cada conjunto de leds listados anteriormente. Estas dimensões foram definidas a partir de uma placa de cultura celular de 96 poços, que possui um tamanho padrão de 12,4cm x 8,6 cm e 12x8 poços, cada led está alinhado com um poço. Adicionalmente a matriz possui uma fileira de leds adicionais em cada borda da placa, para minimizar a redução da irradiância espectral nos poços devido a descontinuidade da matriz. A fonte elétrica da matriz de leds foi diagramada com 14 linhas de 10 leds em série, onde para cada linha há um controle de corrente independente. Desta forma a tensão em cada led pode sofrer alguma variação, mas a corrente não. O valor da corrente foi especificado pelo fabricante do led. A fonte está equipada com um regulador de tensão que foi ajustado para suportar uma variação de 20% na rede elétrica.

Irradiância espectral – Para determinar a irradiância espectral da matriz de leds, utilizou-se um espectroradiômetro (USB2000+, Ocean optics, USA) com sensor de correção cossenoidal.

Termalização – Para avaliar o efeito da termalização dos leds, selecionou-se 10 leds de cada comprimento de onda e mediu-se a potência espectral durante 2 horas.

Envelhecimento – Para o envelhecimento dos leds se buscou simular o procedimento de liga e desliga que a placa irá sofrer quando for empregada em experimentos de fototerapia. Para isto a alimentação elétrica dos leds foi acoplada a um temporizador digital (Dercolux®), o qual alternava a alimentação entre ligado e desligado a cada 2 horas totalizando 500 horas de tempo ligado. A potência espectral foi avaliada durante todo o processo.

Perfil espacial – O perfil da intensidade da matriz de leds foi avaliado sobre uma determinada região espacial para determinar a variabilidade dentro de cada poço de cultura celular durante o emprego de placas com 12, 24 e 96 poços.

Resultados

A potência espectral típica dos leds avaliados pode ser observada na Figura 1. Estes valores foram obtidos individualmente para todos os 400 leds e para cada comprimento de onda. O comprimento de onda nominal e o valor mensurado estão apresentados na Tabela 1, bem como a largura a meia altura e a potência típica destes leds.

Na Figura 2 observam-se valores de potência registrados para o grupo de 400 leds com emissão em 630 nm. Especificamente este grupo foi formado por leds de dois lotes, onde observou-se uma diferença na potência mensurada. Na Tabela 2 se observam, para cada comprimento de onda, os valores médios de 400 leds e seus respectivos desvios padrões. Com a seleção dos 150 leds mais próximos da média observou-se uma redução significativa do desvio padrão do valor médio; os valores médios dos leds selecionados também estão apresentados na Tabela 2.

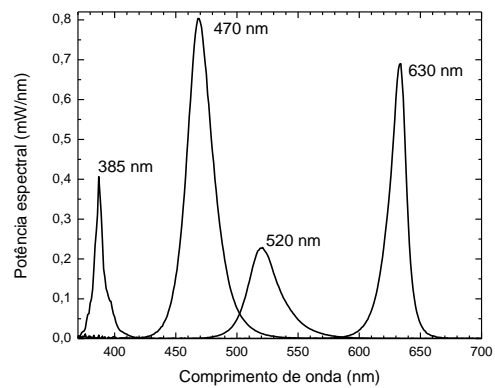


Figura 1: Potência espectral dos leds avaliados (UVA, Azul, Verde e Vermelho).

Tabela 1: Valores espectrais típicos: comprimento de onda (λ) nominal, valor mensurado, largura a meia altura e potência típica de um led individual.

Leds	λ (nm)		$\Delta\lambda$ (nm)	P (mW)
	Nom.	Mens.		
UVA	385	387	7	4,5
Azul	470	469	24	23
Verde	525	521	29	8
Vermelho	630	634	15	13

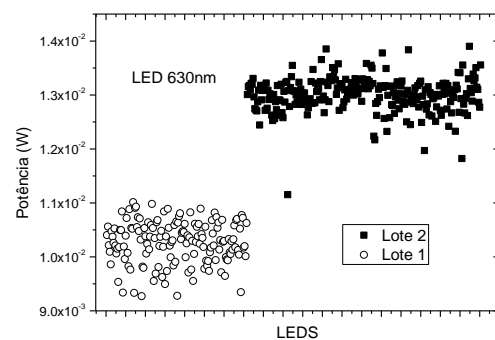


Figura 2: Potência individual do conjunto de leds de 630nm avaliados antes da montagem; este conjunto é proveniente de dois lotes distintos.

Tabela 2: Potência média dos 400 leds adquiridos e dos 150 leds selecionados para a confecção das matrizes.

Leds	Potência média (mW)		
	λ (nm)	Todos	Selecionados
385		4,6±0,8	4,5±0,2
470		23,3±0,7	23,3±0,2
525		8,0±0,2	7,99±0,07
630		12,0±1,4	13,0±0,1

Na Figura 3 se observa a dispersão apenas do segundo lote dos leds de 630nm com a identificação dos 150 leds selecionados para a confecção da placa.

É importante mensurar a potência espectral dos leds pois permite identificar variações mais destacadas na emissão individual do conjunto de leds, como a diferença encontrada entre lotes ou valores espúrios oriundos de defeitos de fabricação.

O efeito que o tempo de uso da matriz de leds gera sobre a potência espectral foi avaliado de duas maneiras. A primeira avaliação ocorreu antes da montagem da matriz com a esfera integradora; e a segunda avaliação ocorreu com a matriz de leds montada.

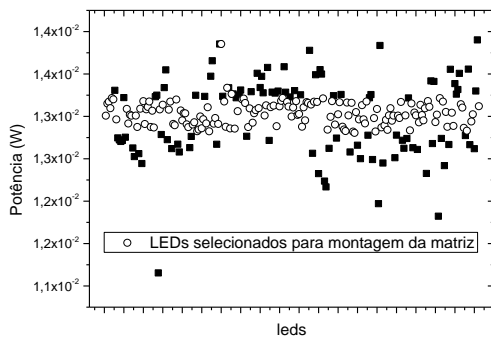


Figura 3: Leds do segundo lote de 630nm onde se identifica a seleção dos 150 leds mais próximos da média; sendo que 140 leds serão utilizados para a confecção da matriz e 10 leds para avaliar a termalização e testes de envelhecimento.

Na primeira avaliação, com os leds individuais e isolados, observou-se pequenas variações durante a termalização (duas horas). Neste tempo ocorreu aproximadamente uma oscilação de 10% na potência dos leds de 385nm, 2% nos leds de 470nm, 2% nos de 525nm e 4% nos leds de 630nm. Observa-se uma maior variabilidade nos leds com emissão no UVA.

Quando os leds foram avaliados durante o envelhecimento (500 horas) também se observou uma dispersão nos valores e com decaimento, próximo a 5% para os leds de 525nm, 10% para os de 470nm, 12% para os leds de 630nm e um decaimento de 80% para os leds UVA. Este último resultado para o led de UVA pode ser observado na Figura 4.

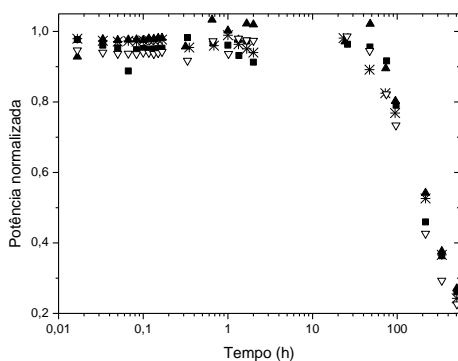


Figura 4: Termalização e envelhecimento de leds com emissão em 385 nm. A potência foi normalizada pelo valor inicial para melhor visualizar o comportamento.

Finalizada a avaliação dos leds individuais se montou a matriz de 140 leds na oficina eletrônica do Departamento de Física da FFCLRP/USP. Na Figura 5 está apresentado o sistema final; e para minimizar o efeito térmico a fonte elétrica foi construída separada da matriz de leds. Na mesma Figura observa-se uma placa de cultura celular posicionada sobre a matriz para simular uma irradiação. Nesta fonte elétrica há um horímetro (HR-40, S&E Instrumentos, Brasil) para registrar as horas de uso e poder proceder com aferições periódicas da irradiação espectral.

A segunda avaliação da termalização ocorreu com a matriz montada e se mensurou a irradiação espectral de cada led individualmente. Há em todas as matrizes de leds um decaimento mais expressivo, quando comparado com os leds isolados. Na Figura 6 observa-se aproximadamente 15% de redução nas matrizes de 470nm, 525nm e 630nm e aproximadamente 50% de redução na matriz com leds de 385nm.



Figura 5: Matriz de leds montada num formato de 10 linhas e 14 colunas com a sua fonte elétrica e horímetro para controle das horas de uso.

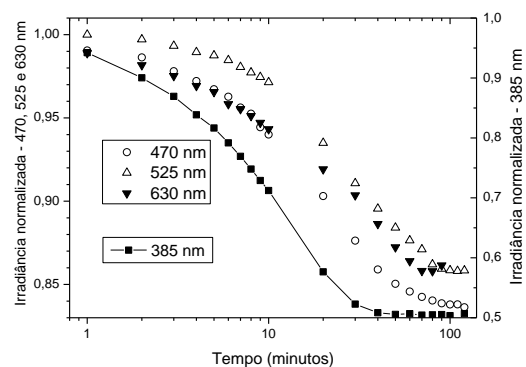


Figura 6: Irradiância normalizada das matrizes de leds durante 2 horas de uso. Observa-se uma redução da irradiação devido ao possível aquecimento existente na matriz, em contraponto com a medida com os leds individuais.

A irradiação média das placas com o seu respectivo desvio padrão é observada na Tabela 3 e um exemplo das medidas individuais de cada poço de uma matriz é apresentado na Figura 7.

Tabela 3: Irradiância média das matrizes e seus respectivos desvios padrões.

λ (nm)	Irradiância (mW/cm ²)
385	5,1±0,8
470	32,6±0,1
525	18,8±0,3
630	20,8±0,1

A matriz é diagramada de forma similar a disposição dos poços de uma placa de cultura com 96 poços, i. e., cada led está alinhado sob um poço. Para placas com um número de poços diferentes observa-se variações muito acentuadas no interior do poço, como apresentado na Figura 8 para a placa com 12 poços.

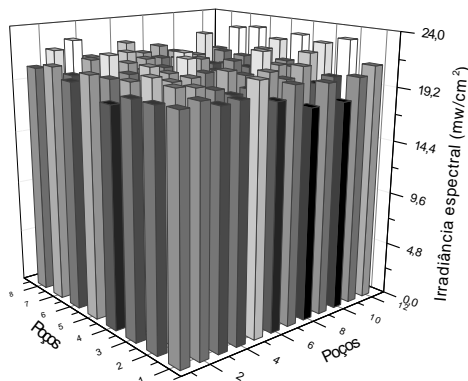


Figura 7: Irradiância espectral mensurada no interior de uma placa de cultura celular (96 poços) montada sobre uma matriz de leds.

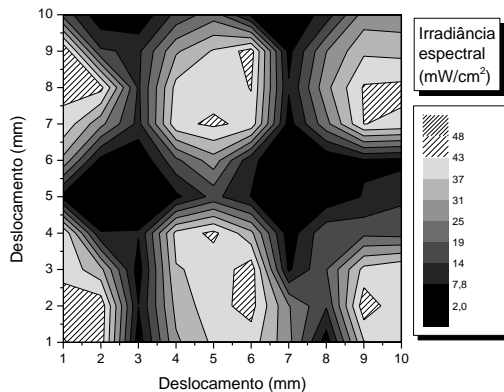


Figura 8: Irradiância mensurada no interior de uma placa de cultura celular com 12 poços.

Discussão

O espectro dos quatro conjuntos de leds avaliados não apresentou variações ao longo dos testes realizados.

Ao adquirir os conjuntos de leds se recebeu apenas para o led com emissão no vermelho dois lotes distintos e isto não impossibilitou a construção da matriz e serviu ainda para mostrar o efeito de diferentes lotes na potência final.

Quanto ao envelhecimento sabe-se que os leds apresentam diminuições [2], mas não é sabido o percentual desta variação ao longo do tempo para estabelecer uma periodicidade na aferição e avaliar o efeito desta variação na aplicação desejada. Apenas os leds de UVA apresentaram variações expressivas com o envelhecimento. Mas observou-se uma diferença de comportamento entre o led isolado e do led montado na matriz; indicando que apesar do envelhecimento de 5 a 12% para a maioria dos leds, quando isolado, este valor será provavelmente superior nas matrizes, devido ao efeito térmico mais proeminente. O envelhecimento das matrizes de leds será realizado durante o seu uso, como por exemplo, em experimentos de terapia fotodinâmica [3] e só então quando atingir 100 horas de uso que se fará uma nova aferição da irradiância espectral da matriz.

A montagem de leds de 5mm se apresentou muito eficiente para uso com placas de cultura celular com 96 poços mas com placas com diferentes números de poços é recomendado usar um distanciamento entre a matriz e a amostra, para garantir uma maior uniformidade da irradiância. Nesta configuração se terá um valor de irradiância menor, o que representa maior tempo de exposição para um mesmo valor de densidade de energia requerido.

Conclusão

Estes resultados evidenciaram que há a necessidade de mensurar a potência dos leds a serem empregados na montagem de protótipos. A qualidade da eletrônica é importante para garantir uma alimentação elétrica uniforme para todos os leds da matriz. Os efeitos térmicos parecem ser responsáveis pelas variações observadas na irradiância espectral. Com base nos resultados observados há a recomendação de ligar a matriz de leds 30-40 minutos antes do seu uso e recomenda-se também a aferição periódica da irradiância espectral da matriz de leds.

Agradecimentos

Este trabalho foi financiado pelo projeto regular FAPESP (2011/07960-4) e foi parte do projeto de Iniciação Científica FAPESP (2014/23867-2).

Referências

- [1] Chang MH, Das D, Varde PV, Pecht M. Light emitting diodes reliability review. *Microelectronics Reliability*. 2012; 52:762–782.
- [2] Nowy S, Nevas S, López M, Lindemann M, Sperling A, et al. Stability of light-emitting diodes in the solar UV spectral range. *AIP Conf. Proc.* 2013; 1531:833.
- [3] Menezes HD, Rodrigues GB, Teixeira SDP, et al. In vitro photodynamic inactivation of the plant-pathogenic fungi *Colletotrichum acutatum* and *Colletotrichum gloeosporioides* with novel phenothiazinium photosensitizers. *Applied and Environmental Microbiology*. 2013; 02788:13

CONSIDERAÇÕES SOBRE O ESPECTRO LUMINOSO DA DESCARGA ELETROCIRÚRGICA

E. Dias Jr.^{[1], [2]}, E. Ribeiro^[3] e B. Schneider Jr.^[2]

^[1] IFPR, Curitiba, Brasil

^[2] UTFPR, Curitiba, Brasil

^[3] UFPR, Curitiba, Brasil

e-mail: eltondjr@yahoo.com.br

Resumo: A eletrocirurgia é uma técnica desenvolvida para realizar o corte/coagulação em um procedimento cirúrgico através de uma descarga elétrica entre o bisturi e o tecido orgânico, levando à ablação de parte do tecido e concomitantemente a cauterização dos vasos sanguíneos locais. Embora seja uma técnica de aproximadamente um século, sua descarga elétrica ainda é pouco conhecida e estudada. Neste trabalho, foi realizado um estudo sobre a emissão luminosa da faísca eletrocirúrgica, quando aplicada a amostras de carne de porco e de chuchu. Foi medida a potência total emitida e realizou-se uma análise espectral da faísca no intervalo de 280 a 1100 nm, demonstrando que a radiação emitida é aproximadamente 20 vezes menor que a irradiância solar média na superfície da Terra, e que a quantidade de radiação emitida na faixa do ultravioleta é somente 2% da emissão total da faísca. Da análise espectral também se verificou que a atmosfera eletrocirúrgica é composta predominantemente por subprodutos da ablação do tecido tratado, uma vez que a emissão atômica de substâncias como Na e K, por exemplo, aparecem com intensidades consistentes com a composição química dos tecidos empregados. O espectro de absorção do chuchu foi medido no mesmo intervalo espectral.

Palavras-chave: eletrocirurgia, faísca eletrocirúrgica, espectro de emissão.

Abstract: *In the present work we performed a study on the light emission caused by the electrosurgery spark, when applied to either pork meat or chayote samples. We measured the spark total emitted power and performed its spectral analysis within the 280 – 1100 nm range, showing that the emitted radiation is about 20 times smaller than the average solar irradiance on Earth surface, and that the amount of ultraviolet emitted light in the process is about 2% of the total spark emission power. From the spectral analysis we also verified that the electrosurgical atmosphere is predominantly composed by the tissue ablation byproducts, since atomic emissions from Na and K, for example, are identified with intensities consistent with the chemical composition of the used biological tissues. The chayote absorption spectrum was measured within the same spectral range.*

Keywords: *electrosurgery, electrosurgical spark, emission spectrum.*

Introdução

A eletrocirurgia é uma técnica desenvolvida para realizar o corte/coagulação em um procedimento cirúrgico através de uma descarga elétrica entre o equipamento eletrocirúrgico e o tecido orgânico, levando à ablação de parte do tecido e a concomitante cauterização dos vasos sanguíneos locais [1-3]. Esta tecnologia trouxe enormes avanços no campo da medicina prática [2]. Estudos têm sido feitos no sentido de se evitar os efeitos indesejados em procedimentos eletrocirúrgicos, como a eletroestimulação e a queimadura em DC [4-6]. Estes efeitos se originam na distribuição assimétrica dos portadores de carga em cada ciclo de tensão que leva ao carregamento e descarregamento do capacitor de proteção no circuito do paciente [4-6]. Embora alguma atenção tenha sido devotada aos aspectos elétricos e eletrônicos da produção da faísca [7-8], há escassez de relatos sobre os efeitos da radiação emitida pela faísca durante uma intervenção cirúrgica. A energia elétrica total entregue pelo equipamento eletrocirúrgico é transformada em várias modalidades de energia, como a térmica, a luminosa e a sonora, por exemplo. Este trabalho foca na parcela da energia total que foi transformada em energia luminosa ou irradiante.

Uma das perguntas que motivou a realização destes experimentos foi a de quanta radiação ultravioleta é emitida pela faísca eletrocirúrgica. Será que tanto cirurgiões como pacientes ficam expostos a doses que podem causar algum tipo de dano? Também é esperado que parte da radiação emitida encontre-se na região da luz visível, e provavelmente adentre o infravermelho também. Qual seria o efeito dessa radiação ao ser absorvida pelo tecido em torno e abaixo da região do corte eletrocirúrgico?

O presente trabalho visa obter informações que permitam atacar estas questões de maneira objetiva, através de medições da potência luminosa e de levantamento do espectro da luz emitida pela faísca eletrocirúrgica, quando aplicada aos dois tecidos biológicos homologados, a carne de porco (*Sus domesticus*) e o chuchu (*Sechium edule sp*) [5-7-8], e de medições de absorbância do chuchu. Estas estabelecem parâmetros para estimar os efeitos da radiação emitida pela faísca eletrocirúrgica.

Materiais e métodos

Os espectros de emissão da fâsca eletrocirúrgica bem como o experimento de luminescência foram realizados com o espectrômetro Andor Shamrock 303i, do laboratório de propriedades ópticas da UFPR. Para cada processo de faiscância, detalhados abaixo, foram medidos os sinais de tensão aplicados pelo gerador de funções Tektronics modelo CFG-253. Também foi realizada a medição da potência luminosa emitida pela fâsca com um medidor de potência COHERENT – FieldMeter – Laser Power Meter (RoHS). Para o experimento de absorvância foi utilizado o espectrofotômetro Perkin Elmer modelo Lambda 1050 UV/VIS.

O espectro da fâsca foi levantado entre 250 nm e 1100 nm, cobrindo desde o ultravioleta até o infravermelho. Para cada intervalo espectral foram realizadas três medições. O brilho da fâsca não é contínuo durante o corte, que é dinâmico. Ou seja, há movimento relativo entre o eletrodo ativo e o tecido. O movimento foi realizado manualmente (simulando o corte realizado por um médico durante uma eletrocirurgia). O eletrodo ativo permanecia parado e alinhado com a fenda do espectrômetro. O tecido foi colocado sobre um carrinho com rodas e assim pôde ser movimentado em relação ao eletrodo ativo. A luz emitida pela fâsca foi coletada por uma lente de 5,08 cm de diâmetro, colocada a 12,9 cm da fâsca. A luz foi colimada sobre a fenda de entrada do espectrômetro.

Ao final, e nas mesmas condições de obtenção do espectro, foi feita a medição da potência luminosa da fâsca elétrica. Estes procedimentos foram realizados para os dois tecidos biológicos certificados.

Os experimentos de absorvância dos materiais biológicos foram realizados com as amostras colocadas sobre lâminas de vidro, e mantendo o mesmo intervalo espectral das medidas de emissão luminosa da fâsca. O

espectro de absorvância dos vidros utilizados também foi medido, sob as mesmas condições.

Resultados

Em primeiro lugar medimos a potência total emitida na forma de luz durante o corte eletrocirúrgico. Para o chuchu, a fâsca emitiu $(0,63 \pm 0,07)$ mW, distribuídos sobre toda a região espectral. Isto corresponde a uma intensidade de (50 ± 6) W/m² sobre o tecido biológico abaixo do bisturi durante o corte. Para comparação, sabemos que a intensidade da luz solar na superfície da Terra é de 1120 W/m² [9], ou seja, a luz emitida pela fâsca eletrocirúrgica sobre o chuchu é da ordem de 6 vezes menor que a intensidade média da luz do sol na superfície da Terra durante a primavera. Experimentos similares realizados durante o corte da carne de porco e do experimento da fâsca metal-metal resultaram em uma intensidade de (9 ± 3) W/m² e $(7 \pm 3) 10^3$ W/m², respectivamente. A fâsca produzida no corte da carne de porco é da ordem de 6 vezes menos intensa que no caso do chuchu e praticamente 1000 vezes menos intensa que uma descarga elétrica metal-metal nas mesmas condições (e mesma distância).

O espectro eletromagnético completo das fâscas elétricas é mostrado na Figura 1. Os três espectros obtidos com chuchu (curva azul), carne de porco (curva vermelha) e metal (curva preta) são mostrados juntos. Nota-se que os espectros são compostos, de maneira geral, por um fundo contínuo com sobreposições muito estreitas e, às vezes, intensas.

A origem dessas linhas estreitas está relacionada ao material que é ablado por ocasião do corte eletrocirúrgico. Estes subprodutos formam uma pluma altamente excitada devido ao processo de ablação, e consistem em uma atmosfera, ao redor da fâsca, rica nos elementos constituintes do tecido biológico em estudo. Após a ocorrência da quebra de rigidez

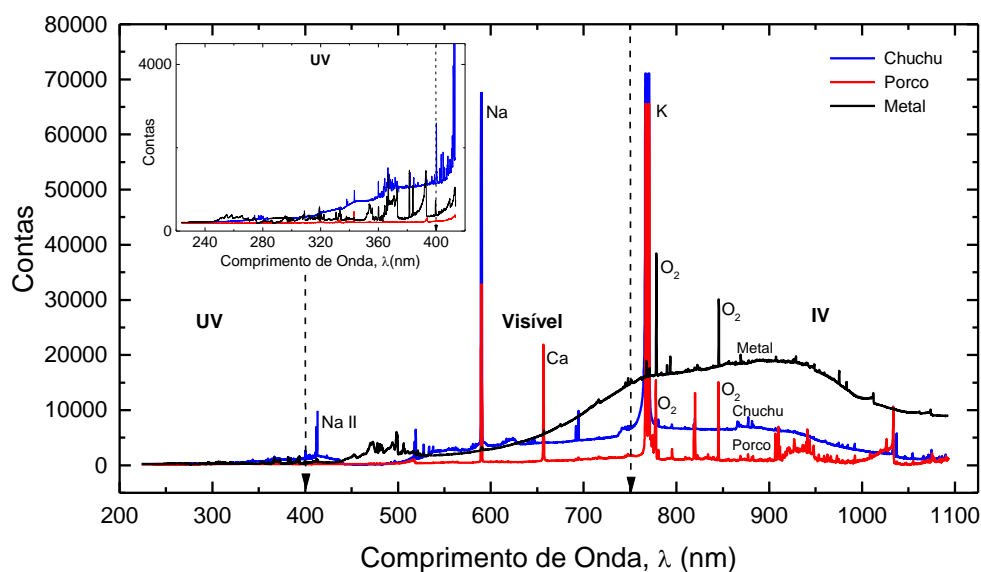


Figura 1: Espectros de emissão da fâsca eletrocirúrgica obtidos em experimentos com eletrodo esférico metálico e chuchu, carne de porco e metal (Al). As emissões dos principais constituintes estão indicadas na figura [10]. O inset mostra com mais detalhes a região espectral do UV.

dielétrica (*breakdown*), a manutenção das faíscas deve ocorrer nesta atmosfera alterada, rica em átomos e moléculas retiradas do tecido, como por exemplo, o sódio e o potássio, presentes em quantidade relativamente grande, tanto no chuchu quanto na carne de porco, como mostra a Tabela 1. Isto indica que a atmosfera eletrocirúrgica não é composta apenas pelo ar e seus constituintes, e sim pelo material retirado do tecido biológico, em sua maioria.

Tabela 1: Massas dos principais constituintes encontrados em cada 100 g de chuchu [11] e carne de porco [12].

	Chuchu [12]	Porco [13]
Água	94,24 g	61,06 g
Sódio	2 mg	56 mg
Potássio	125 mg	287 mg
Cálcio	17 mg	14 mg
Magnésio	12 mg	19 mg
Fósforo	18 mg	175 mg

Para cada um dos experimentos foi feita a medição da potência total luminosa, como descrito anteriormente, e esta energia está distribuída em comprimento de onda de maneira proporcional à área abaixo de cada uma das curvas dos espectros. Através da integração destas áreas é possível saber a fração da potência total luminosa que é distribuída em cada faixa espectral, conforme indicado por linhas pontilhadas na Figura 1. A intensidade da radiação ultravioleta sobre a área correspondente à projeção do bisturi esférico de 2 mm de raio no tecido biológico é de $(1 \pm 0,1) \text{ W/m}^2$, neste intervalo espectral. Isto corresponde a 2% da intensidade total da luz da faísca elétrica que foi medida. Para comparação, sabemos que a intensidade global da luz solar na superfície da Terra é de 1120 W/m^2 e que 17% devem-se ao ultravioleta [9]. Portanto, a intensidade do ultravioleta incidente na superfície terrestre ao meio-dia é de aproximadamente 190 W/m^2 . Sendo assim, a radiação ultravioleta incidente na pele do paciente/médico é em torno de 0,5% daquela entregue pela luz solar na superfície terrestre.

Uma vez que a faísca emite luz sobre o tecido que não foi cortado, tanto no visível/infravermelho como no ultravioleta, pode-se perguntar sobre o efeito causado por esta radiação ao ser absorvida pelo tecido biológico. Dois processos podem acontecer: a radiação ultravioleta pode causar danos celulares (e conforme discutido acima, não seria uma preocupação) e o tecido pode se aquecer por absorção de toda a radiação emitida, principalmente o infravermelho. Com isso realizamos medições da absorvância do chuchu, no mesmo intervalo espectral medido na Figura 1. A Figura 2 mostra que a absorvância do chuchu varia de 10 em 350 nm indo a valores inferiores a 2 em 1100 nm, no infravermelho. Na mesma Figura, observa-se que o vidro sobre o qual o material foi colocado no

experimento não possui absorvância significativa em comparação com a do chuchu.

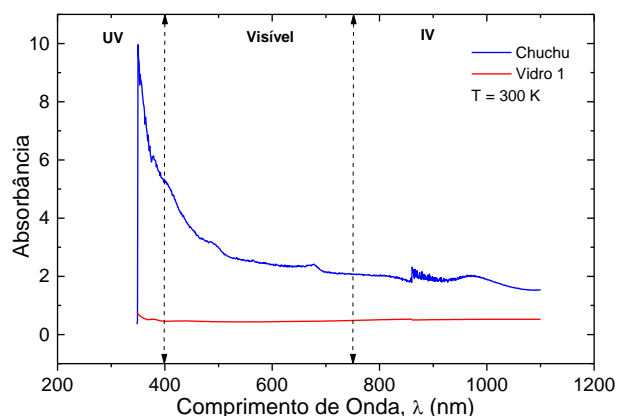


Figura 2: Espectros de absorção do chuchu e do vidro sobre o qual ele foi colocado.

O espectro da faísca eletrocirúrgica e o gráfico de absorvância permitiram a determinação da variação de temperatura do tecido biológico em função da incidência dessas radiações. O tecido que recebeu a radiação foi modelado em forma de cilindro. A área da base é igual a projeção do bisturi esférico e a altura é igual a distância de penetração da radiação, onde 99,999% da intensidade inicial tenha sido absorvida. As alturas dos cilindros não são iguais, pois o coeficiente de absorção do chuchu depende do comprimento de onda da radiação, como se pode ver no gráfico da absorvância (Figura 2). No caso do chuchu, separamos as três regiões espectrais de interesse e utilizamos um valor de absorvância média no intervalo para estimar a penetração da luz no material. Após isto, utilizamos a quantidade de energia absorvida em um segundo de faísca para estimar a elevação de temperatura do material ao absorver completamente a parcela da luz em questão. Como resultado, a radiação ultravioleta penetrou 1,72 mm e promoveu uma variação de temperatura de $(1,5 \pm 0,1) 10^{-4} \text{ }^\circ\text{C}$; A luz visível penetrou 4,10 mm e a temperatura variou de $(1,2 \pm 0,1) 10^{-3} \text{ }^\circ\text{C}$ e o infravermelho, mais penetrante, atingiu 6,12 mm de profundidade e promoveu uma variação de $(1,5 \pm 0,1) 10^{-3} \text{ }^\circ\text{C}$ na temperatura do tecido.

Discussão

O espectro da luz da faísca eletrocirúrgica consiste da emissão luminosa de elementos que compõem os tecidos biológicos, como o sódio e o potássio, por exemplo, que não se apresentam no ar local. Ou seja, a atmosfera eletrocirúrgica é alterada pela ablação do tecido. Outros picos estreitos que aparecem em todas as regiões espectrais estão relacionados a emissões atômicas (O_2 , N_2 , etc.) que são consistentes com a composição do ar e dos dois tecidos estudados. Retirando estas linhas atômicas, intensas e muito estreitas, a Figura 1 mostra uma emissão de fundo

que varia com o comprimento de onda e é responsável pela potência luminosa da faísca. O valor desta emissão, para cada tecido como discutido na seção anterior, foi medido de forma integral e a análise da forma espectral permitiu avaliar quanto desta potência total foi emitida em cada faixa espectral de interesse: ultravioleta, visível e infravermelho. Mostramos que a parcela de radiação emitida pela faísca na faixa do ultravioleta, de interesse por causar degradação celular, é muito baixa, da ordem de 0,5% da intensidade média máxima solar na superfície do planeta. Embora houvesse uma certa impressão de que a faísca não representaria perigo ao médico e ao paciente, nossos resultados quantitativos permitem descartar efeitos nocivos da exposição ao ultravioleta decorrentes da presença da faísca eletrocirúrgica.

O experimento de absorção do chuchu nos permitiu avaliar como o tecido não ablado absorve a luz emitida pela faísca, e conforme comentado na seção anterior, a quantidade de energia luminosa emitida pela faísca, se absorvida totalmente pelo tecido abaixo do bisturi, levaria a variações de temperatura da ordem de 10^{-4} °C, para um segundo de absorção da radiação, insuficiente para causar danos por aquecimento no tecido não ablado.

Conforme comentado na introdução há outras formas de transferência de energia da faísca para o tecido biológico, que demandam novos experimentos para avaliar suas contribuições individuais.

Conclusão

Através do espectro eletromagnético emitido pela faísca elétrica em uma eletrocirurgia passamos a compreender que o meio entre eletrodos é afetado pelo corte realizado. A atmosfera eletrocirúrgica não é composta apenas pelo ar.

Paciente e médico não correm risco em função das radiações emitidas. A faísca eletrocirúrgica emite ultravioleta em intensidades tão baixas que não oferece risco ao médico que, em função da quantidade de procedimentos eletrocirúrgicos que realiza, poderia ser o mais afetado entre os envolvidos.

Toda a luz emitida, se totalmente absorvida pelo tecido adjacente ao corte eletrocirúrgico, não promove elevação de temperatura apreciável no tecido biológico, indicando que não haveria nenhum dano significativo ao metabolismo celular do tecido, causado pela irradiação luminosa da faísca.

Agradecimentos

Agradecemos ao apoio da Fundação Araucária, CNPq e CAPES pelo apoio financeiro.

Referências

[1] LaCourse, J. R., Rothwell, A. D. & Selikowitz, S. M. Development of Electrosurgery: A Historical

Perspective, Bioengineering Conference, Proceedings of the 1993 IEEE Nineteenth Annual Northeast, 18-19 mar, 1993, Newark, NJ, USA, p35-36.

[2] Wicker, P. Electrosurgery in Perioperative Practice. British Journal of Perioperative Nursing, V20, p221-226, 2000.

[3] Schneider Jr., B. Estudo Teórico-prático de Parâmetros Técnicos e Fisiológicos Utilizados em Eletrocirurgia, Visando a Otimização do Desenvolvimento e Performance de um Bisturi Eletrônico. Tese de Doutorado, Curitiba, PR. UTFPR, 2005.

[4] Leeming, M. N., Ray Jr., C. and Howland, W. S., (1970), Low-Voltage Direct-Current Burns, p1681-1684, JAMA, J. Am. Med. Assoc., Nov 30, 1970, V 214, No 9.

[5] Schneider Jr., B.; Bernardi, R.; Abatti, P. J. . A Faísca Eletrocirúrgica como causa da Eletroestimulação e da Queimadura DC. In: IV Latin American Congress on Biomedical Engineering, 2007, Margarita Island. Anais do CLAIB 2007, IFMBE Proceedings 18, 2007. v. 18. p. 881-885.

[6] Schneider Jr., B.; Dias Jr., E.; Abatti, P. J. How can Electrosurgical Sparks generate Undesirable Effects?, IEEE Latin American Symposium on Circuits and Systems, 24 – 26 de February, 2010, Iguazu Falls, Brazil.

[7] Schneider Jr., B.; Abatti, P. J., Electrical Characteristics of the Sparks Produced by Electrosurgical Devices. IEEE Transactions on Biomedical Engineering, v. 55, p. 589-593, 2008.

[8] Dias Jr., E. Caracterização da Deflagração da Descarga Eletrocirúrgica. Dissertação de Mestrado, Curitiba, PR. UTFPR, 2009.

[9] Diffey B. L.; Sources and measurement of ultraviolet radiation, Regional Medical Physics Department, Newcastle, 2002.

[10] physics.nist.gov/PhysRefData/Handbook/element-name.htm

[11] Departamento de informática em saúde da Escola Paulista de Medicina/UFSP. www2.unifesp.br/dis/serviços/nutri/public/alimento/nutriente/id/11149. Acesso em 8 de abril de 2016.

[12] http://foods-recipes.com/food-composition-description/pork-description-composition-properties.html. Acesso em 8 de abril de 2016.

AValiação DA PROLIFERAÇÃO E VIABILIDADE DE CÉLULAS VERO *IN VITRO* SUBMETIDAS À TERAPIA LASER EM BAIXA INTENSIDADE

G.V. Scocca*, C.B. Lombello* e P.A. Ana*

*Universidade Federal do ABC, São Bernardo do Campo, Brasil

e-mail: gabriel.scocca@aluno.ufabc.edu.br

Resumo: A literatura indica que a terapia com laser em baixa intensidade (*LILT*) apresenta a capacidade de aumentar o metabolismo celular. Sendo assim, este estudo avaliou os efeitos da *LILT* na proliferação e na viabilidade de células Vero, com características de fibroblastos, cultivadas sob estresse nutricional a 37° C e 5% de CO₂. As células foram aleatoriamente distribuídas em três grupos experimentais: G1 - controle positivo (sem tratamento e sem estresse nutricional, cultivado com 10% de soro fetal bovino); G2 - controle negativo (sem tratamento e sob condição de estresse nutricional, cultivado com 5% de soro fetal bovino); e G3 - grupo tratado (*LILT*, 660 nm, 40 mW, 6 J/cm², cultivadas com 5% de soro fetal bovino). As análises de proliferação e viabilidade celular foram feitas 24 h, 48 h e 72 h após o tratamento do grupo G3, através da técnica de contagem celular. Nos mesmos períodos, avaliou-se a morfologia das células em microscopia invertida por contraste de fase. A análise estatística foi efetuada, considerando-se o nível de significância estatística de 5%. O grupo tratado manteve maior número de células que os controles ao longo dos três dias de análise, além de manter a viabilidade destas células. Ademais, a morfologia das células tratadas não foi alterada negativamente ao longo de todo o período de análises. Desta forma, conclui-se que a *LILT* (sob os parâmetros utilizados neste estudo) atua significativamente na proliferação e viabilidade de células em situação de estresse nutricional, sem causar efeitos prejudiciais à morfologia das mesmas.

Palavras-chave: Laser em baixa intensidade, proliferação celular, viabilidade celular.

Abstract: The literature indicates that low intensity laser therapy (*LILT*) has the capability of increasing the cellular metabolism. Therefore, this research evaluated the effects of *LILT* on the proliferation and viability of Vero cells cultivated under nutritional stress at 37°C and 5% of CO₂. The cells were randomly distributed into three experimental groups: G1 - positive control (no treatment and no nutritional stress, cultivated with 10% of fetal bovine serum); G2 - negative control (no treatment and with nutritional stress condition, cultivated with 5% of fetal bovine serum); G3 - treated group (*LILT*, 660 nm, 40 mW, 6 J/cm², cultivated with 5% fetal bovine serum). The tests of cell proliferation and viability were made 24 h, 48 h and 72 h after the treatment, using the counting cells technique. At the same periods, the cells morphology was evaluated by

inverted phase contrast microscopy. The statistical analysis was performed at 5% significance level. The greatest number of cells was observed in treated group when compared to the control groups, in all observed periods. Also, LILT kept the viability of these cells under nutritional stress, causing no injurious effects to the cell morphology. In this way, it can be concluded that LILT, under the parameters used in the present study, acts significantly on the proliferation and viability of cells under nutritional stress without deleterious effects on their morphology.

Keywords: Low intensity laser, cellular proliferation, cellular viability.

Introdução

Há diversas situações em que se deseja acelerar o processo de reparação tecidual, diminuindo o tempo de recuperação após traumas (cirúrgicos ou acidentais) assim como as chances de infecção. Assim, a terapia com laser em baixa intensidade (*LILT* – *Low Intensity Laser Therapy*) tem se mostrado uma excelente forma de acelerar a cicatrização de tecidos duros e moles, além de ter efeitos de analgesia e modulação do processo inflamatório [1,2].

Estudos têm demonstrado a capacidade da *LILT* em estimular a síntese e deposição de matriz colagênica, além de induzir a síntese de enzimas e causar o aumento da atividade mitocondrial, migração e proliferação celular [3-5]. Visto que os fibroblastos – células encontradas abundantemente em tecidos conjuntivos – atuam de forma essencial na manutenção e renovação do colágeno nos tecidos, bem como em processos de cicatrização, é interessante que se conduzam estudos capazes de investigar a atuação da *LILT* neste tipo celular [6]. Desta forma, a cultura de células tem sido uma ferramenta de extrema relevância, pois permite a realização de diversos tipos de análise capazes de fornecer importantes informações a cerca de diferentes parâmetros do metabolismo celular [7].

Quando se trata de aplicações clínicas, a *LILT* ainda apresenta limitações. Isto se deve, principalmente, à não padronização de parâmetros para a irradiação laser. As pesquisas divergem significativamente quanto à potência, densidade de energia, tempo de aplicação, número de repetições e na forma de irradiar as amostras, tornando difícil a obtenção de um protocolo bem definido que seja eficiente e seguro para as inúmeras aplicações clínicas. Deste modo, este estudo *in vitro*

procurou avaliar os efeitos da *LILT*, com parâmetros previamente definidos, na proliferação e viabilidade de células da linhagem Vero.

Materiais e métodos

Delimitação experimental – Para a realização do estudo, células da linhagem Vero (oriundas de células de rim de epitélio de macaco verde africano – *Cercopithecus aethiops*) foram aleatoriamente distribuídas nos seguintes grupos experimentais: G1 – controle positivo, células cultivadas com 10% de soro fetal bovino (SFB) e sem tratamento; G2 – controle negativo, células cultivadas sob estresse nutricional com 5% de SFB e sem tratamento; G3 – grupo tratado, células cultivadas sob estresse nutricional com 5% de SFB e submetidas à irradiação laser. As análises foram realizadas em triplicata 24 h, 48 h e 72 h após as células do G3 terem sido submetidas à laserterapia. A análise estatística foi efetuada nos dados de proliferação celular, após a verificação dos pressupostos de normalidade e homogeneidade dos dados experimentais obtidos, sendo empregada a análise de variância + teste *post hoc* de Tukey, considerando-se o nível de significância estatística de 5%. Para tal, foi empregado o software BioStat 5.0.

Cultura de células – Células da linhagem Vero (Adolfo Lutz, São Paulo) foram cultivadas em meio HAM F10, contendo 10% de soro fetal bovino (SFB) e 100 µg/ml de penicilina/estreptomicina, mantendo a temperatura em 37° C e 5% de CO₂. As trocas de meio foram realizadas semanalmente, com repiques dois dias antes e dois dias após cada troca de meio devido à confluência da monocamada de células. No período de experimentação, as células foram inoculadas em placas de 96 poços, sendo que as células dos grupos G2 e G3 foram submetidas à condição de estresse nutricional, onde o meio de cultura HAM F10 continha apenas 5% de SFB, mantendo os 100 µg/ml [8]. As culturas foram acompanhadas através de observações em microscópio invertido por contraste de fase (Axiovert A1 / Zeiss, Alemanha). Para as análises de proliferação e viabilidade celular, foi necessário o cultivo de 3,0x10⁴ células/poço por 24 h em placas de 96 poços. Todas as culturas foram realizadas em triplicata, em poços distantes um dos outros.

Tratamento com LILT – Para o tratamento das células do grupo G3, foi utilizado o laser de diodo em baixa intensidade com meio ativo de arseneto de gálio alumínio (GaAlAs – Ortho Laser, DMC Equipamentos, São Paulo), de comprimento de onda de 660 nm, modo contínuo, potência de 40 mW, com diâmetro do feixe igual a 0,65 cm e densidade de energia de 6 J/cm². Para garantir que a potência efetivamente utilizada fosse 40 mW, utilizou-se um medidor de potência e energia (Field Master, Coherent, USA) ajustado ao comprimento de onda em questão. A medida da potência foi realizada com uma tampa de placa de cultura (mesmo material e espessura do fundo do poço da placa

de cultivo, os quais possuem fundo chato com 0,653 cm de diâmetro – medido com paquímetro digital) entre o laser e o medidor, considerando-se, assim, a redução de potência devido à presença da placa. O método utilizado para a realização da aplicação do laser nos poços de cultura foi padronizado, de forma que se irradiou sob a forma pontual (modo desfocado) a superfície inferior da placa (com o feixe do laser de mesmo diâmetro do fundo dos poços de cultura), com a ponta de emissão do laser a 1 mm de distância da camada de células (correspondente à espessura do fundo da placa, medida com paquímetro digital). Realizou-se uma única sessão de irradiações, com duração de 50 s em cada poço de cultura. A fim de evitar que quaisquer fótons provenientes da irradiação laser atingissem as células dos grupos controle (G1 e G2), foram utilizadas duas placas cultura. Em uma das placas foram cultivadas as células de G1 e G2, enquanto que na outra placa foram cultivadas apenas as células do G3. Ainda assim, as células foram cultivadas em poços distantes uns dos outros evitando-se interferências do tratamento de um poço adjacente.

Análise da proliferação e viabilidade celular – A proliferação e a viabilidade celular (definida como a porcentagem de células viáveis em relação ao total de células em cultura) foram avaliadas nos períodos de 24 h, 48 h e 72 h após o tratamento. A contagem das células foi realizada através da ressuspensão das células com a tripsina e coradas com corante vital azul, utilizando-se a câmara de Neubauer. Na análise de proliferação celular, utilizou-se como método a contagem de suspensão celular e a análise por MTT (brometo de 3-[4,5-dimetil-tiazol-2-il]-2,5-difeniltetrazólio), sendo as placas lidas em leitor de Elisa (λ = 630 nm). Para a análise da viabilidade celular, as células foram ressuspensas com solução de tripsina (0,25%) e coradas com corante vital azul de tripan. Foi avaliada a porcentagem de células viáveis em relação a porcentagem total de células em cultura ao microscópio invertido. Todos os ensaios foram realizados em triplicata.

Análises morfológicas – A observação das células para a avaliação da sua morfologia ao longo do período de experimentação foi realizada através de microscopia invertida por contraste de fase.

Resultados

A Tabela 1 apresenta os resultados das contagens celulares, além da diferenciação estatística apresentada por estes. Os dados evidenciam a manutenção da concentração celular nos poços irradiados ao longo de todo o experimento, havendo um aumento no primeiro dia após a irradiação, com posterior diminuição. Ainda assim, o valor da concentração celular do Grupo 3 foi superior aos grupos controles nos três dias de análise.

Tabela 1 - Concentração celular (células/poço) nos períodos 24 h, 48 h e 72 h após o tratamento com LILT*.

	Dia 1 (0 h) (célus/poço) $\times 10^2$	Dia 2 (24 h) (célus/poço) $\times 10^2$	Dia 3 (48 h) (célus/poço) $\times 10^2$	Dia 4 (72 h) (célus/poço) $\times 10^2$
Grupo 1	300,0	-----	(160,0 \pm 21,2) (a) 00	(80,0 \pm 21,2) (b)
Grupo 2	300,0	(112,0 \pm 36,7) (a)	(71,3 \pm 22,1) (b)	(32,0 \pm 16,0) (c)
Grupo 3	300,0	(324,0 \pm 21,6) (d)	(294,0 \pm 24,0) (d)	(184,0 \pm 17,4) (e)

*Entre parênteses, letras diferentes evidenciam médias estatisticamente distintas de acordo com o teste de Tukey ao nível de significância de 5%.

Na Tabela 2 encontram-se os valores referentes à viabilidade celular. Nota-se que o tratamento com LILT não resulta na queda da viabilidade celular ao longo dos dias de experimentação, ao contrário, causando um aumento no percentual das células viáveis mesmo sob estresse nutricional. Entretanto, as células cultivadas sob estresse nutricional (G2) apresentaram significativa diminuição na viabilidade, quando comparadas ao grupo sem tratamento e sem estresse nutricional (G1).

Tabela 2 - Porcentual médio da viabilidade celular de cada grupo experimental em cada um dos dias analisados.

	Dia 2 (24 h)	Dia 3 (48 h)	Dia 4 (72 h)
Grupo 1	-	93,65%	94,32%
Grupo 2	93,33%	83,78%	72,22%
Grupo 3	95,29%	98,99%	100%

O gráfico da Figura 1 ilustra a proliferação das células ao longo do tempo. É possível notar que o número de células do grupo tratado manteve-se constante em até 48 horas após o tratamento, tendo uma redução significativa em 72 horas quando comparado com o valor original. Nos demais grupos, contudo, observou-se uma significativa redução no número de células já em 24 horas após cultivo, sendo este decréscimo constante ao longo dos dias avaliados.

Para apresentar os resultados das análises morfológicas, optou-se por selecionar uma fotomicrografia representativa de cada grupo experimental em cada um dos dias de análise, mostradas na Figura 2. É possível observar células em processo de adesão, arredondadas (*). Além disso, pode-se observar células alongadas, parte da monocamada (\rightarrow) e células em suspensão (\blacktriangleright). Tal fato evidencia que não há diferenças morfológicas induzidas pela LILT, em nenhum dos períodos avaliados neste estudo.

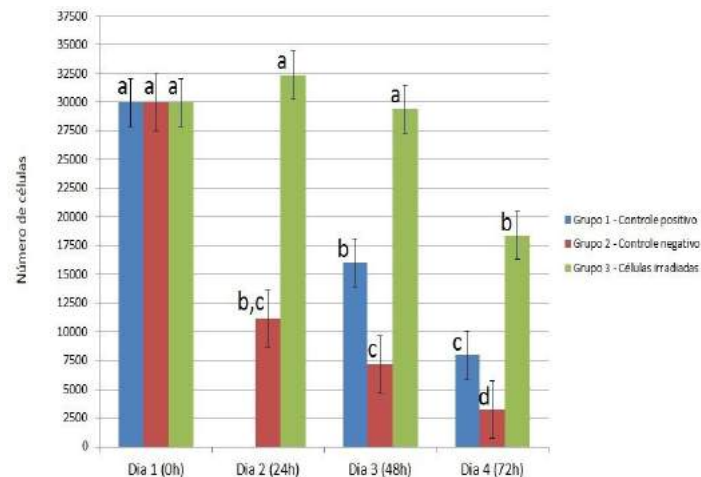


Figura 1 - Número médio de células em cada grupo experimental em cada dia de experimentação. As barras indicam desvio padrão. Letras distintas indicam médias estatisticamente diferentes de acordo com o teste de Tukey, ao nível de significância de 5%.

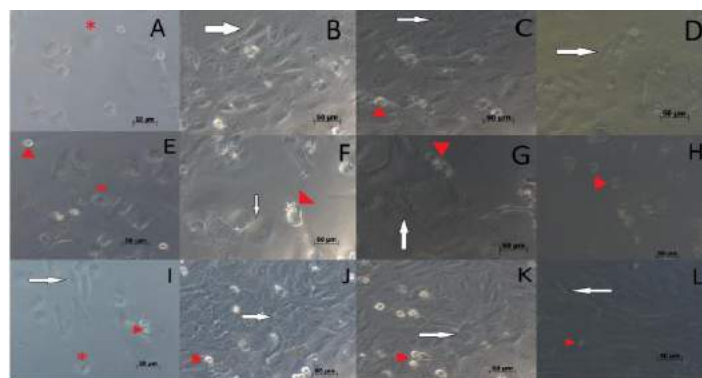


Figura 2 - Fotomicrografias representativas das células Vero, de cada grupo experimental, nos diferentes tempos de avaliação. A, B, C, D: G1 (controle positivo) 0 h, 24 h, 48 h e 72 h após irradiação, respectivamente. E, F, G, H: G2 (controle negativo) 0 h, 24 h, 48 h e 72 h após irradiação, respectivamente. I, J, K, L: G3 (células tratadas) 0 h, 24 h, 48 h e 72 h após irradiação, respectivamente. A escala utilizada em todas as micrografias foi de 50 µm.

Discussão

Apesar de se encontrar publicações mostrando que a LILT pode ter efeitos positivos sobre o cultivo de células, ainda não se sabe quais parâmetros de irradiação são mais adequados para cada tipo celular em cada situação específica. Neste estudo, pôde-se observar a atuação da LILT em células Vero em relação à proliferação, viabilidade e morfologia celular.

Em relação à proliferação, inicialmente todos os grupos apresentavam a mesma concentração celular. Porém, nas primeiras 24 h após o tratamento das células do Grupo 3 já é possível notar um aumento de 289,2% ($p < 0,01$) na concentração das células irradiadas em relação às células do Grupo 2. Infelizmente, as células do Grupo 1 que seriam utilizadas para as

análises de 24 h não puderam ser completamente ressuspendidas da placa de cultura, tendo os resultados para estes poços sido descartados. A contagem realizada 48 h após as irradiações mostrou uma diferença estatística significativa entre os grupos controle (G1 e G2), ao nível de 5%. Neste mesmo período, as células tratadas do Grupo 3 apresentaram uma concentração significativamente maior que os grupos G1 ($p < 0,05$) e G2 ($p < 0,01$). Finalmente, 72 h após a realização do tratamento, o número de células por poço do grupo de células irradiadas (G3) é significativamente maior que no controle positivo ($p < 0,05$) e no controle negativo ($p < 0,01$).

Após 72 h foi possível observar que o grupo tratado apresentou um decréscimo significativo na concentração celular em relação aos períodos de 24 h ($p < 0,01$) e 48 h ($p < 0,05$), o que permite sugerir que uma nova sessão de irradiação seja realizada 72 h após a primeira para que os benefícios do tratamento sejam prolongados. Estes resultados estão de acordo com os apresentados em [9], visto que houve um aumento significativo na proliferação das células tratadas em relação ao grupo controle nos períodos de 48 h e 72 h.

Quanto à viabilidade celular, os resultados indicam que os parâmetros utilizados no tratamento com *LILT* mantiveram os percentuais de viabilidade das células irradiadas superiores aos valores obtidos para as células do controle positivo (G1) e do controle negativo (G2) em todos os dias de análise. Estes resultados acordam com os apresentados em [10], onde o comprimento de onda utilizado também foi de 660 nm e a densidade de energia empregada foi de 5 J/cm², muito próxima da utilizada no presente estudo (6 J/cm²).

No primeiro dia de análise, as células dos três grupos experimentais apresentavam-se com morfologia semelhante (Figura 2). Nos períodos de 24 h e 48 h, as células dos três grupos apresentam morfologia característica de células aderidas, com a diferença de que as células do grupo controle negativo (G2) apresentam-se mais espalhadas que as células dos demais grupos, devido a sub confluência da monocamada. A morfologia característica de fibroblastos e monocamada celular foram observados ao longo de todo o experimento nos grupos G1 (controle) e G3 (estresse mas com aplicação de *LILT*), enquanto que as células do grupo G2 (cultivadas sob estresse nutricional e sem aplicação de *LILT*), apresentaram alterações morfológicas importantes, em concordância com os resultados publicados na literatura [10]. Isto mostra que o tratamento com *LILT* sob os parâmetros de irradiação aqui apresentados afetam positivamente a viabilidade celular por um período de até 72 h.

Conclusão

Concluiu-se que a *LILT*, sob os parâmetros aqui utilizados, trata-se de uma alternativa promissora para o tratamento de células em condição de estresse nutricional, aumentando a proliferação e a viabilidade das mesmas.

Agradecimentos

Os autores agradecem ao Programa de Iniciação Científica da UFABC pelo financiamento do trabalho.

Referências

- [1] Anneroth G, Ryden H, Zetterqvist L. The effect of low energy infra-red laser irradiation on wound healing in rats. *Brit J Oral Maxfac Surg.* 1998;26:12-7.
- [2] Reddy, GK. Photobiological basis and clinical role of low intensity lasers in biology and medicine. *JClin Laser Med Surg.* 2004;22(2):141-50.
- [3] Koutná M, Janisch R, Veselska R. Effects of low-power irradiation on cell proliferation. *ScriptaMedica (BRNO).* 2003; 76: 163-72.
- [4] Zungu IL, Evans DH, Abrahamse H. Mitochondrial responses of normal and injured human skin fibroblasts following low level laser irradiation – an in vitro study. *PhotochemPhotobiol.* 2009;85:987-996.
- [5] Karu T, Pyatibrat LV, Afanasyeva NI. Cellular effect of low power laser therapy can be mediated by nitric oxide. *Lasers Surg Med.* 2005; 36: 307-14.
- [6] Junqueira LC, Carneiro J. *Tecidos Conjuntivos. Histologia Básica.* 6ed. Rio de Janeiro: Editora Guanabara;1985, p. 87-117.
- [7] Luisi SB., Barbachan JJD, Chies JAB, Filho MS. A cultura de células como ferramenta para estudos do comportamento pulpar. *Rev Fac Odonto.* 2004; 45(1): 3-8.
- [8] Genari SC, Gomes L, Wada MLF. Alterations in the growth and adhesion pattern of Vero cells induced by nutritional stress conditions. *Cell Biol Inter.* 1998; 22(4): 285-294.
- [9] Frozanfar A, Ramezani M, Rahpeyma A, Khajehahmadi S, Arbab HR. The Effects of Low Level Laser Therapy on the Expression of Collagen Type I Gene and Proliferation of Human Gingival Fibroblasts (Hgf3-Pi 53): in vitro Study. *Iranian J Basic Med Sci.* 2013;16:1071-1074.
- [10] Ayuk SM, Houreld NN, Abrahamse H. Collagen production in Diabetic Wounded Fibroblasts in Response to Low-Intensity Laser Irradiation at 660 nm. *Diabetes Technology & Therapeutics,* 2012; 14: 1110-1117.

SENSORES EM FIBRA ÓTICA NO MONITORAMENTO DA ANDADURA EQUINA

P. E. Schaphauser*, G. Dutra*, J. Canning**, J. C. C. da Silva* e C. Martelli*,***

*Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica e Informática Industrial (CPGEI).
Universidade Tecnológica Federal do Paraná (UTFPR), Avenida Sete de Setembro, 3165. CEP
80230-901 – Curitiba, Paraná, Brasil

**interdisciplinary Photonics Laboratories (iPL), School of Chemistry, The University of Sydney,
NSW 2006, Australia

***Departamento Acadêmico de Eletrônica (DAELN). Universidade Tecnológica Federal do
Paraná (UTFPR), Avenida Sete de Setembro, 3165
CEP 80230-901 – Curitiba, Paraná, Brasil

e-mail: pedros@alunos.utfpr.edu.br

Resumo: O objetivo deste estudo foi analisar a viabilidade de um sensor em fibra ótica, baseado na tecnologia de Redes de Bragg (FBG) no casco equino, como método de estudo das tensões sofridas neste complexo sistema, durante exercícios específicos. Foram instrumentados os quatro cascos de um animal adulto da raça Crioula com aprumos considerados ideais, os testes se deram durante a realização das andaduras Passo e Trote em um piso plano. Os sensores permitiram a avaliação dinâmica dos membros bem como a identificação de todas as fases das respectivas passadas. A partir dos resultados obtidos, foi possível validar uma ferramenta de auxílio ao diagnóstico precoce de injúrias ligadas aos membros de cavalos atletas, principalmente em sua porção distal.

Palavras-chave: Andadura equina, cavalo atleta, fibra ótica, casco equino.

Abstract: *The aim of this study was to analyze the viability of a fiber optic sensor, based on Fiber Bragg Grating technology (FBG) in equine hoof, as a study method of tensions suffered in this complex system, during specific exercises. Were instrumented the four hooves of an adult animal Criollo with ideals aplombs, the tests are given during the course of the walk and trot gaits on a flat floor. The sensors allowed the dynamic evaluation of limbs both the identification of all stages of gaits. From the results it was possible to validate a tool to aid the early diagnosis of injuries linked to limbs of athletes horses, especially in its distal portion.*

Keywords: *Equine gaits, athlete horse, fiber optic, equine hoof.*

Introdução

A saúde dos equinos passou a ser preocupação do homem assim que estes começaram a ser utilizados como meio de transporte. No ano de 430 a.C. o militar, historiador e filósofo grego Xenofonte já ressaltava a

importância do membro locomotor nestes animais “Se um cavalo não tem cascos bons, nunca terá futuro como cavalo de batalha”[1]. Não mais utilizados para fins bélicos, os equídeos hoje são considerados atletas de alto desempenho. São submetidos a treinamentos rigorosos com inúmeros movimentos repetitivos e consequentemente, sofrendo uma carga excessiva sobre seus membros, sendo a claudicação o principal sinal clínico de injúrias [2,3,4,5].

Patologias nos membros, principalmente em suas porções distais são consideradas as mais frequentes causas de atendimento médico em equinos [2,4,5,6]. A procura do entendimento dos movimentos realizados pelos equinos se estabeleceu na busca de resultados que sustentassem diagnósticos e tratamentos de afecções que acometem esse complexo sistema [2,4]. Tais estudos hoje são considerados o ponto chave para a melhora do desempenho esportivo e a prevenção de lesões em aparelho locomotor. A biomecânica do cavalo atleta se tornou uma área de pesquisa bem estabelecida, com grandes investimentos em centros de análises, tratamentos de dados e equipamentos cada vez mais sofisticados [4,5,7,8].

Sensores em fibras óticas oferecem inúmeras vantagens para aplicações biomédicas, principalmente, devido as suas pequenas dimensões e massa, biocompatibilidade, imunidade eletromagnética e ausência de toxicidade [9,10] demonstrando assim, características intrínsecas que garantem segurança para pacientes em monitoramentos contínuos [9]. Entre as tecnologias de sensoriamento empregadas em fibras óticas, destacam-se as Redes de Bragg (*Fiber Bragg Grating* – FBG), capazes de monitorar grandezas como temperatura, deformação e outras derivadas destas duas grandezas [9,10,11,12] e que vem apresentando resultados promissores no estudo da biomecânica em animais e humanos nos últimos anos [11].

As FBGs são caracterizadas por uma modulação periódica do índice de refração do núcleo da fibra ótica. Essa modulação, simplificada, funciona como um espelho dielétrico que reflete somente um comprimento

de onda específico do espectro eletromagnético que se propaga no interior da fibra. Este é conhecido como comprimento de onda de Bragg λ_B [9,11].

O comprimento de onda de Bragg λ_B depende do índice de refração efetivo n_{eff} da fibra e da periodicidade da modulação do índice de refração Λ [11]:

$$\lambda_B = 2 \cdot n_{eff} \cdot \Lambda \quad (1)$$

Devido ao efeito termo ótico, uma variação na temperatura gerará uma variação no índice de refração efetivo n_{eff} da fibra. Do mesmo modo o efeito foto elástico ocasionará uma variação no índice de refração efetivo n_{eff} devido à variação na tração ou compressão da fibra ótica. A periodicidade Λ da fibra é alterada pela variação da temperatura devido a dilatação térmica e pela tração ou compressão devido a deformação.

Como o sensor baseado em FBG é sensível a variações do comprimento de onda tem se a grande vantagem da não dependência da intensidade da fonte. Este fato é importante pois como o animal monitorado estará em movimento, tais movimentos podem ocasionar atenuações do sinal o que não interferirá nas medições.

Este estudo apresenta uma proposta sobre a viabilidade de sensores com Redes de Bragg gravadas em fibras óticas, como ferramenta de estudo do sistema locomotor de equinos, capaz de mensurar parâmetros do complexo cavalo e cavaleiro, auxílio em diagnósticos de afecções nos membros de cavalos atletas e sensível para detecção de alterações fisiológicas, imperceptíveis aos olhos humanos em exames visuais.

Materiais e métodos

Quatro FBGs foram gravadas utilizando máscara de fase em Laser de excímero operando em 193 nm, sendo os comprimentos de ondas de Bragg de 1527,8 nm, 1533,0 nm, 1542,1 nm e 1553,4 nm, com refletividade maior que 70%.

A instrumentação se deu em um equino adulto com 6 anos de idade da raça Crioula com aprumos ideais, ou seja, o alinhamento dos membros dentro do padrão da respectiva raça. Após limpeza, cada casco foi instrumentado com uma FBG posicionada verticalmente no terço médio da parede do casco e fixada com cola a base de Cianocrilato, conforme Figura 1. Os comprimentos de onda de Bragg para o membro torácico direito TD, membro torácico esquerdo TE, membro pélvico direito PD e membro pélvico esquerdo PE são, respectivamente, 1527,8 nm, 1533,0 nm, 1542,1 nm e 1553,4 nm.

Os cabos óticos foram fixados ao longo dos membros do animal de forma a evitar possíveis rompimentos, devido a algum movimento brusco e não tornar o movimento desfavorável ao equino.

As medições foram realizadas durante a execução das andaduras Passo e Trote, sendo o animal comandado por uma guia para realizar o percurso. Os testes ocorreram em ambiente com piso de concreto nivelado e os dados das FBGs foram adquiridos através do interrogador dinâmico SM 130 Micron Optics® e os sinais processados pelo programa Catman Easy®.

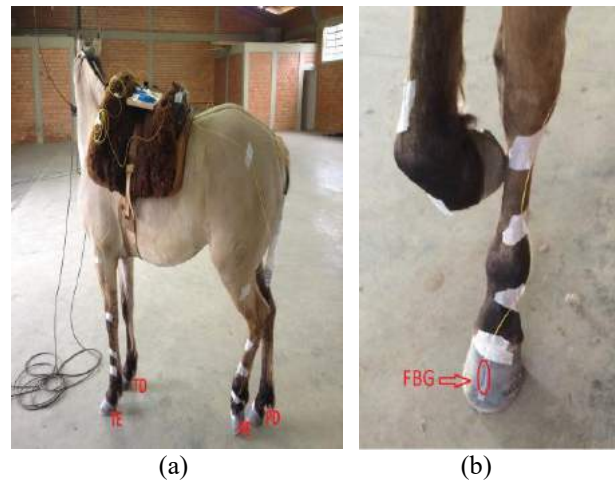


Figura 1: (a) Equino instrumentado, fixação dos cabos de fibra ótica com bandagem Micropore® e fixação dos conectores sobre a sela. (b) Detalhe da FBG fixada no casco do membro torácico esquerdo TE.

Resultados

Os sensores propostos se mostraram sensíveis à detecção da compressão do dígito contra o solo (sinal negativo), exercida pela estrutura óssea sobre as falanges e estas sobre a parede do casco durante a fase de apoio, bem como a tensão (sinal positivo) quando o membro está em fase de suspensão. Este método permite assim determinar cada fase do movimento de uma andadura específica, ou até mesmo com o animal em estação, fica possível determinar sobre quais membros estará sendo depositada maior ou menor quantidade de peso. A Figura 2 apresenta a deformação do casco na andadura Passo detectada pelos quatro sensores, sendo possível observar a repetição de um padrão no sinal tanto para os membros torácicos quanto para os membros pélvicos.

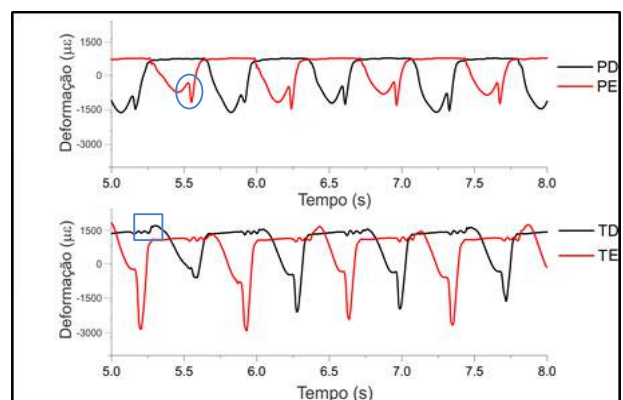


Figura 2: Deformações geradas em relação ao tempo em segundos na andadura Passo, o quadrado indica os sinais obtidos durante a fase de elevação dos membros torácicos devido a oscilação de pressão sanguínea sobre a parede do casco, o círculo indica o tempo exato de rotação falangeana durante a fase de apoio.

A discrepância de formato dos sinais referentes aos membros torácicos e pélvicos se explica pela diferença

na conformação esquelética destes, assim realizando movimentos distintos durante o ciclo da passada, tanto na flexão do membro durante a fase de suspensão, quanto na força deste contra o solo durante a fase de apoio. A Figura 3 permite melhor visualização da fase do movimento de cada membro e as respectivas deformações geradas durante a andadura Passo.

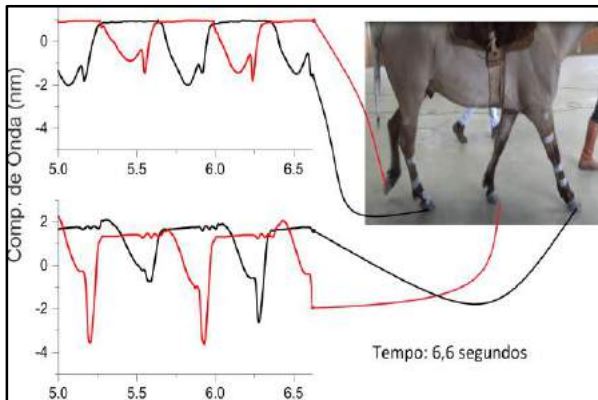


Figura 3: Correlação dos sinais obtidos e fases do movimento de cada membro durante a andadura Passo.

Nos resultados obtidos com a andadura Trote apresentados na Figura 4, podem ser notadas as passadas em diagonal entre os membros torácicos e pélvicos, característica da andadura. É possível ainda a visualização da diferença nos tempos de apoio e a ausência dos sinais de rotação falangeana nos membros pélvicos.

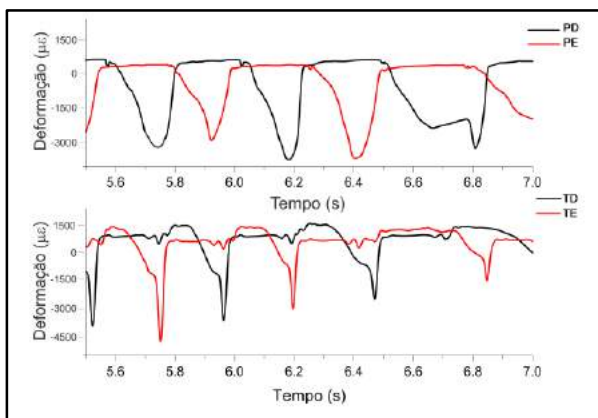


Figura 4: Deformações geradas nos cascos de seus respectivos membros durante o monitoramento da andadura Trote em relação ao tempo.

Discussão

O casco age essencialmente como um para choque entre o esqueleto sensível e o substrato externo, enquanto que as cargas de compressão orientadas verticalmente são obviamente um resultado do esqueleto digital, a origem das cargas de compressão orientadas horizontalmente são menos óbvias, mas provavelmente são produzidas pela

deformação do casco durante a fase de apoio [13], logo que se é conhecida a expansão da porção traseira do casco durante o suporte de peso, esta expansão é orientada no sentido horizontal e produzirá tensões na face anterior do casco [13,14].

Segundo [5,7] quando em uma superfície plana, o peso depositado sobre o casco se distribui pela parede do mesmo, porém em superfícies irregulares como areia ou grama em que a rasilha entra em contato com o solo, esta irá receber deposição de peso juntamente com a parede do casco, estas afirmações justificam o lugar e a posição escolhidos para a implantação dos sensores, bem como o tipo de piso utilizado nos testes, porém os autores não descartam futuros testes com diferentes disposições das FBGs sobre o casco equino para análise comportamental dos sensores, e ainda a execução de movimentos e andaduras em diferentes tipos de solo.

Os sinais obtidos no sensoriamento aqui apresentado, se equiparam com os de estudos semelhantes que tem sido desenvolvidos ao longo dos anos [6,7,13,14], porém os encontrados na literatura se limitam a análise de apenas um dos cascos de cada indivíduo avaliado, enquanto que a tecnologia aqui proposta não só permite a avaliação dinâmica dos quatro membros, bem como de acordo com [9,11,12], o monitoramento baseado em Redes de Bragg possui a possibilidade de multiplexação de inúmeros sensores gravados em uma única fibra ótica, permitindo por exemplo a distribuição de sensores ao longo de todo o casco equino e seu monitoramento durante a execução de uma passada ou exercício específico.

A avaliação de cascos saudáveis é a melhor maneira para o entendimento e possível prevenção das doenças que acometem este sistema [2,4]. A ligação do Tendão Flexor Digital Profundo (TFDP) na Terceira Falange é acompanhada por duas artérias principais em sua volta que ramificam se em inúmeros vasos que circundam a falange distal como também adentram a mesma devido a sua porosidade, ressaltam [15,16] através de achados anatômicos. Durante a fase de elevação do membro torácico existe uma troca de forças exercidas pelo TFDP e o Tendão Extensor Digital sobre a falange ocorrendo alteração de pressão sanguínea da porção distal do membro explicando os sinais enfatizados na Figura 2 que não são encontrados nos sinais de estudos correlatos, mostrando assim a alta sensibilidade das FBGs.

A superfície da falange distal é aderida à porção interna do casco através de tecido conjuntivo especializado que é o tecido laminar, constituído por lamelas epidérmicas (camada externa) e dérmicas (camada interna) [6], a inflamação destas lamelas, denominada Laminite é uma das injúrias mais sofridas pelo casco equino [2,4]. Se não diagnosticada e tratada em sua fase inicial, a Laminite pode acabar com a vida útil do cavalo atleta [2], esta doença possui relação direta com o aumento da pressão sanguínea no dígito [6,17], devido a alta sensibilidade apresentada, a possibilidade deste protótipo se tornar uma ferramenta de auxílio a diagnóstico precoce deste tipo de injúria não é descartada.

Conclusão

Diante do exposto neste trabalho, constatou-se a utilidade dos sensores baseados em fibras óticas com Redes de Bragg no auxílio ao entendimento do comportamento do casco durante movimentos específicos, bem como seu potencial de futura ferramenta de ajuda a diagnósticos de injúrias relacionadas a este.

Este dispositivo apresenta a vantagem da determinação de detalhes na andadura, não observado em trabalhos anteriores expostos na literatura. Os resultados aqui apresentados são de um primeiro teste realizado com o protótipo sensor, futuras medições serão realizadas para análise do comportamento do mesmo em animais de diferentes raças e finalidades.

Agradecimentos

Os autores agradecem ao CNPq e a CAPES pelas bolsas de estudo e pesquisa.

Referências

- [1] Hickman J, Humphrey M. *Hickman's Farriery: a complete illustrated guide*. 2nd ed. Reino Unido: The Crowood Press Ltd.; 1988.
- [2] Baxter GM, Stashak TS, Belknap JK, Parks A. *Adams and Stashak's lameness in horses*. Colorado: Wiley-Blackwell; 2011. p. 1272-1274.
- [3] Clayton HM, Sha D, Stick JEA. 3d kinematics of the metacarpophalangeal joint at walk and trot. In: *Veterinary and comparative orthopaedics and traumatology*; 2007. p. 86-89.
- [4] Goulet C, Olive J, Rossier Y, Beauchamp G. Radiographic and anatomic characteristics of dorsal hoof wall layers in nonlaminitic horses. In: *Veterinary Radiology & Ultrasound*; 2015. p. 589-594.
- [5] Thomason JJ, Bignell WW, Batiste D, Sears W. Effects of hoof shape, body mass and velocity on surface strain in the wall of the unshod forehoof of standardbreds trotting on a treadmill. In: *Equine and Comparative Exercise Physiology*; 2004. p. 87-97.
- [6] Hansen N, Buchner HF, Haller J, Windischbauer G. Evaluation using hoof wall strain gauges of a therapeutic shoe and a hoof cast with a heel wedge as potential supportive therapy for horses with laminitis. In: *Veterinary Surgery*; 2005. p. 630-636.
- [7] Lewis K, Northrop AJ, Crook GM, Mather J, Martin JH, Holt D, Clayton HM, Roepstorff L, Peterson ML, Hobbs SJ. Comparison of equipment used to measure shear properties in equine arena surfaces. In: *Biosystems Engineering*; 2015. p. 43-54.
- [8] Knapkiewicz P, Kosek W, Józwiak P. Mechatronic. Autonomous system for movement assessment of horses: preliminary study. In: *Mixed Design of Integrated Circuits and Systems, 21st International Conference*; 2014.
- [9] Mishra V, Singh N, Tiwari U, Kapur P. Fiber grating sensors in medicine: current and emerging applications. In: *Sensors and Actuators A: Physical*; 2011. p. 279-290.
- [10] Carvalho L, Alberto NJ, Gomes PS, Nogueira RN, Pinto JL, Fernandes MH. In the trail of a new biosensor for measuring strain in bone: osteoblastic biocompatibility. In: *Biosensors and Bioelectronics*; 2011. p. 4046-4052.
- [11] Roriz P, Carvalho L, Frazão O, Santos JL, Simões JA. From conventional sensors to fibre optic sensors for strain and force measurements in biomechanics applications: A review. In: *Journal of Biomechanics*; 2014. p. 1251-1261.
- [12] Ripka WL, Dutra G, Ulbricht L, Martelli C, Gewehr PM. Sensor de fibra óptica para detecção de hiperemia ativa fisiológica funcional em teste ergométrico". In: *XXIV Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica*; 2014. p.101-104.
- [13] Changl YH, Shemll J, Bertram JEA. Hoof wall function in horses and donkeys: experimental Alteration of Surface Strain. In: *Bioengineering Conference, Proceedings of the 1993 IEEE Nineteenth Annual Northeast*; 1993. p. 64-65.
- [14] Thomason JJ. Variation in surface strain on the equine hoof wall at the midstepwith shoeing, gait, substrate, direction of travel and hoof shape. In: *Equine Vet. Journal*; 1998. p. 86-95.
- [15] Parks A. Form and function of the equine digit. In: *Veterinary Clinics of North America: Equine Practice*; 2003 p. 285-307.
- [16] Pollitt CC. Anatomy and physiology of the inner hoof wall. In: *Clinical Techniques in Equine Practice*; 2004. p. 3-21.
- [17] Leme FOP, Bonna FAB, De Marval CA, Xavier SHN, Santos RL, Faleiros RR, Alves GES. Histopatologia das lâminas do casco de equinos com laminite aguda induzida e tratados com ketoprofeno, fenilbutazona e flunixin meglumine. In: *Arquivo Brasileiro de Medicina Veterinária e Zootecnia*; 2010. p. 241-250.

EFEITOS DE DIFERENTES POTÊNCIAS DE UM LASER DE DIODO EM ALTA INTENSIDADE NA TEMPERATURA DE IMPLANTES DENTAIS

C.N. Faustino*, L. Bachmann**, P. A. Ana*

*Universidade Federal do ABC, São Bernardo do Campo, Brasil

**Faculdade de Filosofia, Ciências e Letras de Ribeirão Preto, FFCLRP/USP, Ribeirão Preto, Brasil
e-mail: carla.faustino@aluno.ufabc.edu.br

Resumo: A periimplantite é um processo inflamatório destrutivo que afeta os tecidos que sustentam o implante dentário, isto é, osso e gengiva, levando à perda do implante. Dentre os tratamentos para esta patologia, a irradiação da superfície contaminada com laser em alta intensidade tem se mostrado uma alternativa promissora; contudo, parâmetros de irradiação devem ser corretamente ajustados para se obter a eficácia do tratamento sem causar efeitos deletérios aos tecidos. Este estudo avaliou as elevações de temperatura ao redor de implantes odontológicos promovidas por um laser de diodo em alta intensidade, quando ajustado em diferentes parâmetros, buscando-se estimar qual a potência e o modo de emissão seriam seguros para um futuro tratamento de periimplantite. Para isso foram utilizados seis implantes fixados em osso bovino, cujos defeitos ósseos foram irradiados com laser de diodo nos modos de emissão contínuo e pulsado por 60 s, com as variações de potência por amostra partindo de 0,5 a 3,0 W. A temperatura foi monitorada por 4 termopares de resposta rápida (tipo K), posicionados em regiões distintas. Foi observado que o maior aumento de temperatura se deu na região do defeito ósseo, seguido da região atrás do implante, logo após a região dentro do implante e, por fim, a região de ápice do implante. Desse modo concluiu-se que o laser de diodo em alta intensidade pode ocasionar aumentos de temperatura perigosos para os tecidos periimplantares dependendo dos parâmetros ajustados, havendo uma relação positiva com a potência laser empregada. Parâmetros de potência média de 1W sob modo pulsado ou 0,5 W sob modo contínuo apresentam segurança e, portanto, potencial para futura aplicação clínica.

Palavras-chave: Temperatura, Implante, Laser, Periimplantite.

Abstract: *The periimplantitis is a destructive inflammatory process that affects the tissues that provide support to the dental implant, the bone and gingiva, and can lead to the failure of the implant. Among the treatments of this disease, the irradiation of the contaminated surface with high intensity lasers is considered a promissory alternative; however, irradiation parameters must be correctly adjusted in order to promote an efficient and safe treatment. This study evaluated the temperature rises on dental implants promoted by irradiation with a high-intensity diode laser, when adjusted to different parameters, in order to*

estimate the power and emission mode settings that could be safe for a future clinical application. For that, it was used six implants that were fixed in bovine bone. The osseous defects created were irradiated during 60s with a high-intensity diode laser, which was adjusted to different emission modes (pulsed or continuous) and different power settings (from 0.5W up to 3.0W). The temperature rises were monitored by four fast-response type-K thermocouples that were positioned in four distinct regions. It was observed the higher temperature rises in the region of the osseous defect, followed by the implant-bone junction region which was located behind the implant, and finally, the apex region of the implant. Thus, it was concluded that the high-intensity diode laser could promote potentially harmful temperature rises to peri-implant tissues depending on the adjusted parameters; and there was a positive relation with the laser power employed. The mean power of 1W in pulsed mode or 0,5W in continuous mode are safe and, in this way, can be used in a future clinical application.

Keywords: *temperature, Dental Implant, Laser, Periimplantitis.*

Introdução

O edentulismo é caracterizado pela perda total do dente do indivíduo, e tem se mostrado estritamente ligada a fatores de envelhecimento da população, assim como a fatores socioeconômicos [1] [2]. Um implante dentário trata-se de uma prótese a qual substitui totalmente um dente perdido[3]. A liga de titânio vem sendo a matéria-prima mais adequada para a confecção de implantes dentários, o que se deve principalmente às suas altas condições biocompatíveis e forte similaridade mecânica ideal para este tipo de aplicação[3] [4].

O uso de um implante dentário envolve riscos pré e pós-operatórios, sendo a periimplantite a principal doença relacionada ao uso prolongado dos implantes [5]. A periimplantite é um processo inflamatório destrutivo que afeta os tecidos que oferecem sustentação ao implante dentário. A evolução da periimplantite leva à exposição e perda do implante dentário devido à perda óssea, ocasionada principalmente pelo acúmulo de biofilme ao redor do implante. Desse modo, o tratamento desta patologia consiste na descontaminação efetiva do sítio periimplantar[5]. Para tal, são comumente efetuadas terapias não-cirúrgicas, cirúrgicas e também a laserterapia[5] [6].

O uso de laserterapia em alta intensidade baseia-se no princípio do aquecimento promovido pela irradiação laser, cujas temperaturas sejam suficientes para descontaminar a superfície externa do implante sem que se modifique sua morfologia, rugosidade e estrutura mecânica, não alterando a biocompatibilidade do implante[6]. O laser de diodo em alta intensidade é também encontrado fabricado com tecnologia nacional, tendo um baixo custo quando comparados aos demais lasers, tendo potencial uso para descontaminação de sítios periimplantares. Contudo, é necessário que seja feito um estudo e controle rigoroso da taxa de variação de aumento da temperatura na superfície do implante afim de assegurar que não ocorram danos térmicos a estes tecidos[7]. Sabe-se que aumentos de temperatura de 10°C ocasionam a necrose do tecido ósseo; porém, a maioria dos microrganismos que colonizam os sítios periimplantares não sobrevivem em elevações de temperatura maiores que 5 °C [8,9].

Este estudo investigou as elevações de temperatura promovidas pela irradiação de sítios periimplantares com laser de diodo sob diferentes potências e modos de emissão, a fim de estimar uma condição segura e eficaz para futuro tratamento de periimplantite.

Material e método

Após aprovação do presente estudo pela Comissão de Ética em Uso de Animais da UFABC (CEUA-UFABC 1362120915), blocos de tecido ósseo provenientes de fêmur bovino, com dimensões de 2 x 1,5 x 2 cm, foram preparados, de forma que fossem instalados implantes de titânio grau IV odontológicos, conforme protocolo cirúrgico recomendado pelo fabricante dos implantes utilizados. Os implantes apresentavam dimensões de 4,0 mm de diâmetro e 13 mm de comprimento, com superfície porosa (diâmetro dos seus poros variando entre 1,5 e 2 µm). Antes da instalação dos implantes foi feita uma perfuração circular de 1 mm de diâmetro no osso, na região apical do implante, para possibilitar a passagem de termopares. Por último, foram criados defeitos ósseos na superfície vestibular coronal dos implantes com dimensões de 3 x 3 mm, visando-se simular uma perda óssea.

Para a análise da elevação de temperatura atingida durante as irradiações, foram posicionados quatro termopares tipo K (chromel-alumel – NiCr-NiAl, Omega Eng. Inc., EUA) com espessura de 127 µm e resolução de 0,1 °C) nas regiões listadas na Tabela 1 com seus posicionamentos ilustrados de acordo com a Figura 1, de forma que as extremidades dos termopares estivessem em contato com a superfície dos implantes. A porção externa dos orifícios dos termopares foi selada com cera utilidade. Os termopares foram conectados a um sistema de monitoração de temperatura composto de um registrador, com resolução temporal de 0,05 segundos (NI 9213, National Instruments, EUA).

Os defeitos ósseos criados foram irradiados com laser de diodo em alta intensidade (Thera Lase Surgery DMC Equipamentos, Brasil, $\lambda = 808\text{nm}$) focalizado sob

modo contato, de maneira manual por 60 s, sendo 30 s de maneira vertical e 30 s de maneira horizontal no defeito criado, de acordo com os grupos experimentais listados na Tabela 2 e conforme as direções adotadas na Figura 2. Para as irradiações, foi empregada fibra óptica de diâmetro de 400 µm, clivada a cada irradiação. Para os grupos irradiados de modo pulsado, foi empregada taxa de repetição de 20 Hz.

Tabela 1: Relação termopar e sua localização no implante/osso.

Termopar	Localização
T ₀	Atrás do implante, junção Implante-osso
T ₁	Dentro do implante
T ₂	Defeito (osso-implante)
T ₃	Ápice do implante

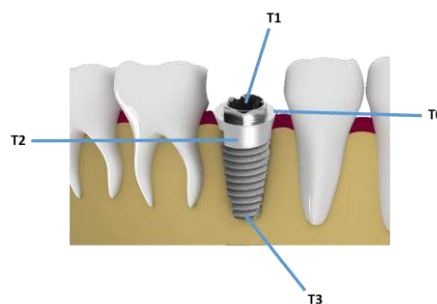


Figura 1: Representação da localização dos termopares.

Tabela 2: Grupos experimentais do presente estudo.

Grupo experimental	Potência média (W)	Intensidade (W/cm ²)	Modo de emissão	Energia entregue (J)
G1	0,5	1,3*10 ⁻³	Contínuo	30
G2	0,5	1,3*10 ⁻³	Pulsado	15
G3	1,0	2,5*10 ⁻³	Contínuo	60
G4	1,0	2,5*10 ⁻³	Pulsado	30
G5	1,5	3,8*10 ⁻³	Contínuo	90
G6	1,5	3,8*10 ⁻³	Pulsado	45
G7	2,0	5,0*10 ⁻³	Contínuo	120
G8	2,0	5,0*10 ⁻³	Pulsado	60
G9	2,5	6,3*10 ⁻³	Contínuo	150
G10	2,5	6,3*10 ⁻³	Pulsado	75
G11	3,0	7,5*10 ⁻³	Contínuo	180
G12	3,0	7,5*10 ⁻³	Pulsado	90

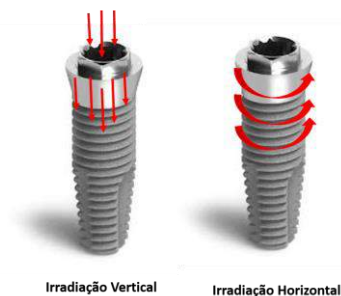


Figura 2: Esquematização das duas formas de varredura, horizontal e vertical.

Os valores de temperatura obtidos foram analisados graficamente, empregando-se o software OriginPro 8 (Originlab Corporation, EUA). Os valores de variação de temperatura obtidos em cada região do tecido ósseo e em cada grupo experimental foram analisados estatisticamente empregando-se os testes de Kruskal-Wallis e Student-Newman-Keuls, considerando-se o nível de significância estatística de 5%.

Resultados

Observou-se que o maior aumento de temperatura se deu na região do defeito (osso-implante) onde localizava-se o termopar T₂, seguido da região junção implante-osso onde localizava-se o termopar T₀, logo após a região dentro do implante onde havia o termopar T₁ e, por fim, a região de ápice do implante onde localizava-se o termopar T₃.

Na Tabela 3 são mostradas as elevações médias de temperatura promovidas pela irradiação laser na junção implante-osso, medidas pelo termopar 0. Podemos notar que a potência adequada para o uso em descontaminação na região da junção implante-osso é de 0,5 W em modo *contínuo* e 1,0 W em modo *pulsado*.

Tabela 3: Elevações médias de temperatura ($\Delta T \pm \sigma$) registradas pelo termopar 0 para os diferentes grupos*.

Potência (W)	$\Delta T \pm \sigma$	
	Contínuo	Pulsado
0,5	8,3 ± 1,1 ^a	5,2 ± 1,4 ^a
1,0	18,9 ± 2,6 ^{a,b}	8,9 ± 1,1 ^a
1,5	23,1 ± 7,9 ^b	62,2 ± 31,6 ^b
2,0	53,6 ± 10,3 ^c	106,9 ± 10,3 ^c
2,5	72,1 ± 7,4 ^c	79,5 ± 19,2 ^{b,c}
3,0	73,7 ± 22,3 ^c	49,8 ± 19,4 ^b

* Letras diferentes evidenciam médias estatisticamente distintas de acordo com o teste de Student-Newman-Keuls.

Na Tabela 4 são mostradas as elevações médias de temperatura promovidas pela irradiação laser na região interna do implante, medidas pelo termopar 1. Observa-se uma relação positiva entre a potência aplicada e as variações de temperatura registradas, com elevações máximas de 70 °C.

Tabela 4: Elevações médias de temperatura ($\Delta T \pm \sigma$) registradas pelo termopar 1 para os diferentes grupos*.

Potência (W)	$\Delta T \pm \sigma$	
	Contínuo	Pulsado
0,5	6,9 ± 0,4 ^a	4,2 ± 0,3 ^a
1,0	21,5 ± 1,0 ^{a,b}	12,5 ± 1,0 ^b
1,5	35,6 ± 2,1 ^{b,d}	30,0 ± 1,5 ^c
2,0	70,1 ± 5,0 ^{c,e}	46,9 ± 5,1 ^{d,e}
2,5	52,1 ± 15,4 ^{d,e}	60,2 ± 3,1 ^e
3,0	70,3 ± 19,3 ^{c,e}	45,7 ± 6,5 ^{c,d}

* Letras diferentes evidenciam médias estatisticamente distintas de acordo com o teste de Student-Newman-Keuls.

Na Tabela 5 são mostradas as elevações médias de temperatura promovidas pela irradiação laser na região do defeito ósseo, medidas pelo termopar 2. Observa-se

que apenas o grupo irradiado com potência média de 0,5 W sob modo pulsado apresentou taxa de variação de temperatura inferior a 10°C. Na região de ápice do implante foram registradas menores variações de temperaturas quando comparadas com as demais 3 regiões de estudo, como podemos observar na Tabela 6.

Na Figura 3 observam-se as curvas médias obtidas para a região em que se registraram os maiores aumentos de temperatura, isto é, a região da interface osso-implante no defeito ósseo. Observa-se o padrão pulsado das curvas, decorrentes da forma de emissão do laser, assim como o decaimento exponencial da temperatura assim que o feixe é desligado. Nota-se que são necessários cerca de 3 minutos para que as temperaturas retornem aos seus valores iniciais.

Tabela 5: Elevações médias de temperatura ($\Delta T \pm \sigma$) registradas pelo termopar 2 para os diferentes grupos*.

Potência (W)	$\Delta T \pm \sigma$	
	Contínuo	Pulsado
0,5	23,2 ± 8,5 ^a	8,6 ± 3,7 ^a
1,0	33,1 ± 9,9 ^a	12,7 ± 1,9 ^{a,b}
1,5	92,1 ± 24,9 ^b	33,6 ± 7,4 ^{b,c}
2,0	91,8 ± 28,7 ^b	55,8 ± 6,8 ^{c,d}
2,5	102,5 ± 32,6 ^b	46,9 ± 12,4 ^c
3,0	124,1 ± 28,7 ^b	82,3 ± 11,3 ^d

* Letras diferentes evidenciam médias estatisticamente distintas de acordo com o teste de Student-Newman-Keuls.

Tabela 6: Elevações médias de temperatura ($\Delta T \pm \sigma$) registradas pelo termopar 3 para os diferentes grupos*.

Potência (W)	$\Delta T \pm \sigma$	
	Contínuo	Pulsado
0,5	2,6 ± 2,5 ^a	2,1 ± 2,8 ^a
1,0	5,1 ± 0,3 ^a	1,4 ± 0,2 ^{a,c}
1,5	8,1 ± 1,1 ^b	3,8 ± 0,5 ^{b,d}
2,0	4,6 ± 1,2 ^a	3,1 ± 0,4 ^{c,d}
2,5	9,3 ± 1,1 ^{b,c}	7,3 ± 1,1 ^{b,e}
3,0	16,0 ± 3,1 ^c	10,8 ± 1,0 ^e

* Letras diferentes evidenciam médias estatisticamente distintas de acordo com o teste de Student-Newman-Keuls.

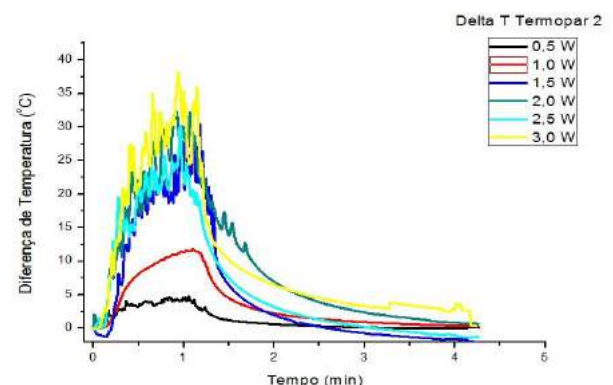


Figura 3: Curvas médias de temperatura na região do termopar T₂ (defeito ósseo) para as 6 diferentes potências (0,5 W a 3,0 W), modo pulsado.

Discussão

A importância do controle de aumento de

temperatura na superfície de um implante está fortemente ligada à necessidade de manter as características ósseas naturais do paciente, assim como as características ósseo-integradoras do mesmo. A taxa de variação de 10°C de aumento de temperatura do implante causa danos irreversíveis ao tecido ósseo adjacente ao implante, o que pode comprometer a fixação e estabilidade do implante [11]. Ainda assim, as bactérias mesofílicas, em grande maioria no corpo humano, mantêm sua atividade biológica em temperaturas entre 37 e 42 °C, apresentando lise celular em temperaturas mais elevadas [9]. Sendo assim, na junção osso-implante, observamos que a potência adequada para esta região, no modo contínuo, é de 0,5 W apresentando um $\Delta T \pm \sigma$ de $8,3 \pm 1,1$ °C; contudo, quando analisamos o modo de emissão pulsado, observamos que, em potência média de 1,0 W, a descontaminação seria eficaz e sem danos para o implante com um $\Delta T \pm \sigma$ de $8,9 \pm 1,1$ °C. Menores elevações de temperatura são esperadas empregando-se o modo pulsado, tendo em vista que este modo permite a relaxação térmica do tecido, o que condiz com os resultados observados.

Para o termopar 1, as potências mais adequadas nessa região estão em torno de 0,5 W, não demonstrando riscos ao paciente, já em potências acima, em ambos os modos, a taxa de variação de temperatura apresentada é superior ao máximo aceitável. Na região do defeito (termopar 2) observou-se altas taxas de variação de temperatura, demonstrando assim que somente a emissão de laser diodo em modo pulsado a 0,5 W é adequada para o tratamento da periimplantite, nas demais faixas de potência, tanto em modo pulsado quanto no modo contínuo, as taxas de variação de temperatura estão muito acima da taxa de variação aceitável. No ápice do implante, a irradiação sob modo pulsado com potência média de 2,5 W não acarreta alterações de temperatura as quais comprometeriam as características do implante demonstrando uma taxa de variação de temperatura ($\Delta T \pm \sigma$) de $7,3 \pm 1,1$ °C, já para potências acima deste valor podemos observar uma ΔT muito superior ao aceitável. Entretanto, ao analisarmos a emissão de modo contínuo para este mesmo termopar (T₃) pode-se observar que o aumento de temperatura aceitável ocorre a uma potência de até 1,5W considerando uma aplicação contínua de laser diodo durante 60s, demonstrando, assim, um ΔT de $8,1 \pm 1,1$ °C. Estes resultados são esperados, tendo em vista que a região apical se encontra a uma distância aproximada de 10 mm de onde foram realizadas as irradiações. Desta forma, observa-se uma menor propagação do calor.

As discrepâncias nos valores de desvio padrão observados nos resultados das medidas podem ser justificadas pelo fato das irradiações terem sido realizadas sob forma de varredura manual, mesmo tendo sido executadas por um operador calibrado, com padronização das irradiações. No entanto a adoção de um operador manual para as medidas, ao invés do uso de um motor de passo, deve-se ao fato de simular com maior veracidade um procedimento clínico.

Desta forma, de acordo com os resultados obtidos,

observa-se que é possível empregar o laser de diodo de alta intensidade para tratamento da periimplantite com segurança e eficácia, desde que sejam utilizadas potência média de 1 W sob modo pulsado ou 0,5 W sob modo contínuo. Deve-se atentar para o fato de que foram empregados 60 segundos de irradiação, o que permite a varredura completa do defeito ósseo periimplantar simulado neste estudo. Caso haja a necessidade de uso de potências maiores, sugere-se a diminuição do tempo de irradiação, o que requer maiores investigações sobre a eficácia do procedimento.

Conclusão

A irradiação com laser de diodo em alta intensidade resulta em aumentos de temperatura potencialmente nocivos aos tecidos periimplantares, havendo uma relação positiva com a potência laser empregada. Parâmetros de potência média de 1 W sob modo pulsado ou 0,5 W sob modo contínuo apresentam segurança e, portanto, potencial para futura aplicação clínica.

Agradecimentos

À UFABC e à FFCLRP pelos equipamentos concedidos.

Referências

- [1] Enami E, Souza RF, Kabawat M. The Impact of Edentulism on Oral and General Health. *International Journal of Dentistry*. 2013; 6(10):1-2.
- [2] Projeto SB Brasil 2010: Pesquisa Nacional de Saúde Bucal - Resultados Principais. Ministério da Saúde [internet]. 2011 1(1):22-23 [citado em 5 de maio de 2016]. Disponível em: <http://goo.gl/AWaj16>
- [3] Faverani LP. Implantes osseointegrados: evolução e sucesso. 2011; 30(1):47-58.
- [4] Bränemark PI, Adell R, Albrektsson T. Osseointegrated titanium fixtures in the treatment of edentulous ness. *Biomaterials*. 1983; 4(1):25-8.
- [5] Pompa CC, Ribeiro EDP. Periimplantite: Diagnóstico e tratamento. *Innov. Implant J., Biomater*. 2009; 4(1):52-57.
- [6] Hemlata G. Periimplantitis and Lasers – A Review. *Int J Biol Med Res*. 2012; 3(3):2302-2305.
- [7] Kreisler M, Al Haj H, d’Hoedt B. Temperature changes induced by 809-nm GaAlAs laser at the implant–bone interface during simulated surface decontamination *Clin. Oral Implant*. 2003; 14:91–96.
- [8] Eriksson AR, Albrektsson T. Temperature threshold levels for heat-induced bone tissue injury: a vital-microscopic study in the rabbit. *J Prosthet Dent*. 1983; 50:101-107.
- [9] Nermela SI, Sivela C, Luoma T, Tuovinen OH. Maximum temperature limits for acidophilic, mesophilic bacteria in biological leaching systems. *Applied and Environmental Microbiology*. 1994; 60(9):3444-3446.
- [10] Junior RM. Thera Laser Surgery| Manual do Usuário [internet]. 2010 Março 1(4):3-47 [citado em 10 de maio de 2016] Disponível em: <http://goo.gl/BIYfte>
- [11] Leja C, Geminiani A, Caton J, Romanos GE. Thermodynamic effects of laserirradiation of implants placed in bone: an in vitro study. *Lasers Med Sci*. 2013; 28(6):1435-40.

AVALIAÇÃO POR ESPECTROSCOPIA FTIR E ANÁLISE DE PCA PARA VERIFICAÇÃO DE ALTERAÇÕES EM COLÁGENO TIPO I APÓS TRATAMENTO EM DIFERENTES EXTRATOS NATURAIS

Dantas R.L.M*, Ana P.A**, Botta S.B**, Pereira T.M*

*Universidade Federal de São Paulo, Departamento de Ciência e Tecnologia, São José dos Campos

**Universidade Federal do ABC, Centro de Engenharia, Modelagem e Ciências Sociais Aplicadas, Santo André

e-mail: lantyer.rodrigo@gmail.com

Resumo: A técnica de Espectroscopia por Transformada de Fourier com Reflexão Total Atenuada (ATR- FTIR) tem-se mostrado uma ferramenta eficiente para verificação de alterações bioquímicas em materiais biológicos. Os implantes dentários são cada vez mais comuns, porém em muitos casos, a demora na regeneração óssea impossibilita o sucesso do tratamento. Um dos fatores para isto está relacionado com as estruturas de colágeno contendo baixo número de *cross-link*. A promoção de *cross-link* no tecido ósseo, utilizando medicamentos tal como extratos naturais são uma alternativa para melhorar o sucesso do tratamento de implantodontia. O presente estudo avaliou três medicamentos de extrato natural: *Elderberry* (Centroflora) (G1), Chá Verde (G2), *Cibea Manaus* (G3) e semente de uva (*Vitis vinifera*) (G4) utilizando a técnica de PCA afim de verificar se existe diferença nas amostras na estrutura de colágeno e qual grupo seria mais eficaz no tratamento para promover *cross-link* de modo mais eficaz.

Palavras-chave: Óptica Biomédica; Espectroscopia, análise multivariada;

Abstract: *The Fourier transform infrared spectroscopy with attenuated total reflectance (ATR-FTIR) has been using as an efficient tool for biochemical changes evaluation in biological materials. Dental implants have become more common, but in many cases, the delay in bone regeneration leads an unsuccessful treatment. One of main reason is related to the collagen structures containing low number of cross-link. The cross-link promotion in bone tissue using naturals extracts, are an alternative approach to improve the success of treatment of implantology. This study evaluated for drugs containing high content of four natural products extract: Centroflora (G1), Camelloia sinensis (G2), Cibea Manaus (G3) and Vitis vinifera (G4); using the PCA analysis in order to verify if there are differences in the samples in the collagen structure.*

Keywords: *Biomedical Optics; Spectroscopy, multivariate analysis;*

Introdução

Com o envelhecimento populacional, os procedimentos de colocação de implantes dentários vêm crescendo nos últimos anos e a taxa de insucesso do tratamento nesta população é maior quando comparada a população mais jovem. Este fato se deve a diversos fatores tal como a demora na regeneração óssea na qual pode estar relacionado com as alterações na estruturas de colágeno contendo baixo número de *cross-link* (Kumar et al., 2013). A literatura reporta (Al-Ammar et al., 2009) que extratos de naturais mostram-se eficazes para a promoção de *cross-link* em colágeno assim como potenciais candidatos para serem utilizados durante tratamento de implantodontia para auxiliar na reabsorção óssea.

Uma forma, rápida, de avaliar a promoção de *cross-link* em colágeno do tipo I é por meio do emprego da técnica de espectroscopia no Infravermelho por Transformada de Fourier com Reflexão Total Atenuada (ATR- FTIR). Esta técnica, atualmente, é amplamente utilizada para avaliação de diferenças bioquímicas em procedimentos odontológicos (Kabbach et al., 2008; Al-Ammar et al., 2009; Belbachir et al., 2009; Kumar et al., 2013). C. Petibois et al (Belbachir et al., 2009) e paschalis et al (Paschalis et al., 2001) demonstraram que a técnica de ATR-FTIR consegue distinguir os tipos de colágeno assim como quantificar a quantidade de *cross-link* promovido por meio de cálculos de razão de picos na região de amida I ($1600-1700\text{ cm}^{-1}$).

Neste sentido, o objetivo do presente projeto é a avaliação das alterações na estrutura assim como no ordenamento do colágeno no colágeno do tipo I utilizando diferentes extratos no tempo de quatro horas.

Materiais e métodos

Preparações de amostra - As membranas de colágeno que foram utilizadas eram de tendão de Aquiles bovino tipo 1 (*Technodry Liofilizados*, lote T12031401). As amostras foram preparadas a partir da imersão em diferentes produtos naturais de acordo com a tabela 1.

Tabela 1: Extratos utilizados para imersão na membrana de colágeno

Grupo	Tamanho
Controle	Colágeno puro sem tratamento
Grupo 1	<i>Elderberry (Sambucus nigra)</i> , 15% PA, lote 3394FK1949
Grupo 2	Chá verde (<i>Camellia sinensis</i>), 44,5% PA, GNC, lote 5756JK1990
Grupo 3	Açaí, Cibeá Manaus, lote 002/10
Grupo 4	<i>Grape seed extract (Vitis vinifera)</i> . 90 % PA, <i>Health Origins</i> , lote 0930703

Foram preparadas 5 amostras por grupo. As amostras foram imersas nos extratos conforme explicitado na tabela 1 durante 240 minutos.

Os extratos devem ser preparados respeitando a proporção 6,5% massa por volume de água destilada e depois filtradas em um filtro de papel. Cada membrana (amostra) foi imersa em 0,5mL de extrato de acordo com os tempos pré-determinados, ao abrigo de luz e após estes tempos foram lavadas individualmente com água destilada por 1 minuto secas com papel absorvente e armazenadas até ser feita a análise por ATR-FTIR.

Aquisição dos espectros por ATR-FTIR - O equipamento utilizado para análise foi um espectrômetro FTIR (FT-IR 610, Varian), pertencente à central multiusuário da Universidade Federal do ABC, com um detector DTGS-TEC e um acessório de Reflexão Total Atenuada - ATR (cristal de ZnSe), para as análises de ATR-FTIR. Os parâmetros de análise espectroscópica utilizados se encontram na Tabela 2.

Tabela 2: Parâmetros utilizados para análise dos espectros

Parâmetros	Valores
Intervalo de Aquisição	4000-400
Intervalo de dados	2
Velocidade de Aquisição	0,6329
Scans	64
Scans Background	64

Análises dos espectros FTIR - Os espectros foram analisados utilizando funções desenvolvidas pelo nosso grupo em *Matlab*. Inicialmente, os dados foram pré-processados para remoção de diferenças no sinal espectroscópico não relacionada a bioquímica. Esta

etapa foi realizada da seguinte maneira:

1. Remover o *offset* na região de 1750 a 1900 cm^{-1}
2. Segunda derivada utilizando um filtro de suavização *savitz golay* com polinômio de segunda ordem e janela de 15 pontos ;
3. Restrição espectral de (1400-1800);
4. Normalização vetorial;

Após o pré processamento espectral, os dados foram centrados na média e submetidos a análise de componentes principais (PCA). Adicionalmente foi calculado a razão entre 1660 cm^{-1} por 1690 cm^{-1} . A literatura (Paschalis et al., 2001) reporta que este parâmetro está relacionado com a quantidade de *cross-link* presente na estrutura de colágeno tipo I.

Resultados

O propósito deste estudo é diferenciar apenas as diferenças nos espectros na região de amida I e II pois estas bandas são sensíveis à alteração na estrutura assim como no ordenamento do colágeno. Logo foi feita a restrição na região espectral de 1400-1800 cm^{-1} .

A figura 1 mostra a segunda derivada média dos espectros de cada tratamento.

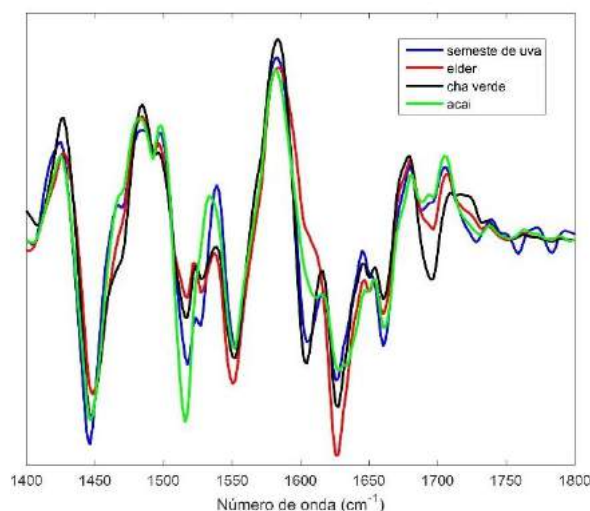


Figura 1: Segunda derivada dos espectros médios.

Os espectros médios obtidos dos tratamentos são diferentes e apenas pequenas variações de intensidade podem ser observadas. Isto ilustra que, somente a análise dos espectros médios da segunda derivada dão pouca informação (não observa-se *shifts* de banda) a respeito das alterações bioquímicas promovidas pelos extratos naturais.

As figuras 2 (*scoreplot*) e 3 (*loading plot*) mostram os resultados obtidos na análise de componentes principais. Verifica-se que as componentes PC1 e PC2 correspondem aproximadamente 75% da variância do sinal e conseguem separar os 4 grupos analisados de forma clara.

PC1, que responde por 44,49% da variância, discrimina os espectros dos grupos semente de uva e açai do elder e chá verde, enquanto que PC2 responsável por 31,26% da variância e permite a discriminação dos espectros dos grupos elder e açai dos semente de uva e chá verde.

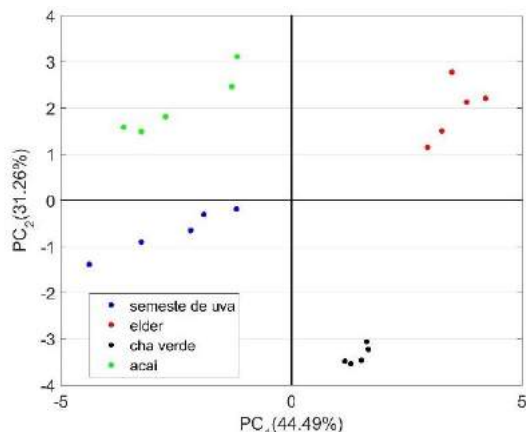


Figura 2: *Scoreplot* de PC1 por PC2 construído pela análise de PCA.

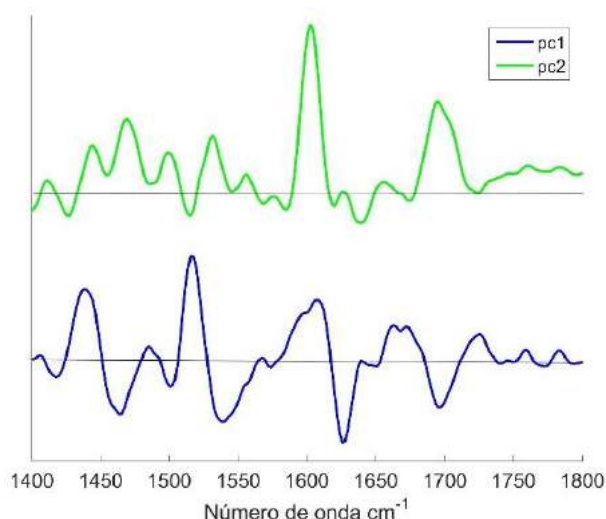


Figura 3: *loading plots* de PC1 por PC2 construído pela análise de PCA.

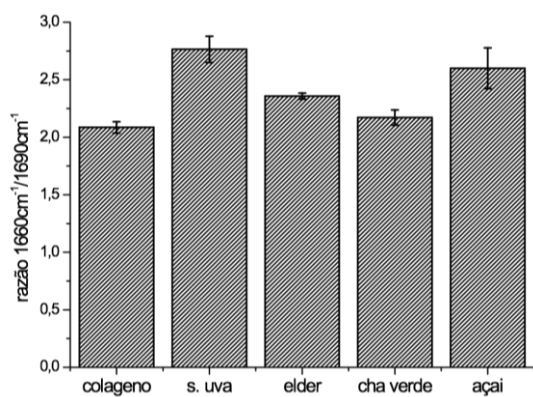


Figura 4: média da razão entre 1660 cm⁻¹ por 1690 cm⁻¹.

Discussão

Os resultados dos espectros médios apresentados na figura 1 são muito similares, apresentando algumas pequenas diferenças de intensidade e alguns *shifts* de banda na regiões de amida I (1600-1700 cm⁻¹) e II (1500-1600 cm⁻¹). A tabela 3 mostra os picos com diferenças assim como respectiva atribuição.

Tabela 3: Parâmetros utilizados para análise dos espectros (Movasaghi et al., 2008).

Pico (cm ⁻¹)	Atribuição
1628	Amida I – estiramento C-C
1516	Vibração no plano de CH
1550	Amida II

A literatura (Pilling et al., 2016) reporta que a técnica de PCA mostra-se uma ferramenta valiosa para extração de informações bioquímicas adicionais em dados espectroscópicos. Diante disto foi realizada uma análise de PCA e os respectivos resultados estão nas figuras 2 e 3.

A figura 2 mostra que os diferentes tratamentos geram diferentes mudanças bioquímicas na estrutura principal do colágeno.

Observa-se que os tratamentos com extrato de semente de uva e açai se diferenciam dos outros tratamentos ao longo da variável PC1. Analisando o *loadingplot* desta componente, observa-se alterações nos picos 1628 cm⁻¹, 1697 cm⁻¹ os quais estão podem estar relacionado com a conformação folha beta.

Adicionalmente, observa-se que os tratamentos com extrato de semente de uva e chá verde se diferenciam dos outros tratamentos ao longo da variável PC2. Nos dados de *loading plot* desta componente, verifica-se que as maiores diferenças, não encontradas no *loading* de PC1, estão nos picos de 1601 cm⁻¹, 1514 cm⁻¹. Estes dois, outros, modos vibracionais são também relacionados a vibrações no planos de CH e CC.

Acredita-se que a alterações promovidas no colágeno utilizando cada um dos tratamentos são diferentes.

A figura 4 mostra que os grupos tratados apresentam maiores valores da razão comparado ao controle. Isto evidencia que os tratamentos promovem *cross-link* em colágeno. Dentre os grupos analisados, o grupo tratado com semente de uva e açai apresentam os melhores resultados (maiores razões).

Conclusão

A partir dos resultados apresentados é possível concluir que a técnica de espectroscopia no infravermelho é capaz de determinar as mudanças bioquímicas na estruturas de colágeno quando tratados com diferentes estratos naturais. Adicionalmente, a análise dos espectros pela técnica de PCA consegue

distinguir os diferentes tratamentos assim como visualização das regiões espectrais na qual apresentam maiores diferenças.

Agradecimentos

Central de equipamentos multiusuário da universidade Federal do ABC.

Referências

- [1] AL-AMMAR, A.; DRUMMOND, J. L.; BEDRAN-RUSSO, A. K. The use of collagen cross-linking agents to enhance dentin bond strength. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*, v. 91, n. 1, p. 419-24, Oct 2009.
- [2] BELBACHIR, K. et al. Collagen types analysis and differentiation by FTIR spectroscopy. *Anal Bioanal Chem*, v. 395, n. 3, p. 829-37, Oct 2009.
- [3] KABBACH, W. et al. A thermal investigation of dental bleaching in vitro. *Photomed Laser Surg*, v. 26, n. 5, p. 489-93, Oct 2008.
- [4] KUMAR, S. et al. Change in the microenvironment of breast cancer studied by FTIR imaging. *The Analyst*, v. 138, n. 14, p. 4058, 2013.
- [5] MOVASAGHI, Z.; REHMAN, S.; UR REHMAN, D. I. Fourier Transform Infrared (FTIR) Spectroscopy of Biological Tissues. *Applied Spectroscopy Reviews*, v. 43, n. 2, p. 134-179, 2008.
- [6] PASCHALIS, E. et al. Spectroscopic characterization of collagen cross-links in bone. *Journal of Bone and Mineral Research*, v. 16, n. 10, p. 1821-1828, 2001.
- [7] PILLING, M. J. et al. FDVIBSPC16: High throughput Quantum Cascade Laser (QCL) spectral histopathology: a practical approach towards clinical translation. *Faraday Discussions*, 2016.

CARACTERIZAÇÃO DE LESÕES DE CÁRIE DE DENTINA POR ESPECTROSCOPIA RAMAN

C. Benetti*, A. C. B. Siqueira* e P. A. Ana*

* UFABC, São Bernardo do Campo, Brasil
e-mail: c.benetti@ufabc.edu.br

Resumo: No diagnóstico de lesões de cárie é imperioso o uso de métodos diagnósticos que diferenciem os cursos das lesões, e identifiquem a possibilidade de progressão e paralisação das mesmas em tempo real e com baixo custo. Neste contexto, a espectroscopia Raman apresenta grande potencial como uma ferramenta auxiliar de diagnóstico clínico de lesões de cárie. Isto devido ao fato de tratar-se de uma técnica não destrutiva que possibilita a identificação e semi-quantificação dos componentes do material avaliado, bem como a obtenção de informações sobre sua estrutura e organização química. Este trabalho objetivou a caracterização e diferenciação *in vitro* de dentina acometida por cárie natural empregando-se a técnica espectroscopia Raman. Foram comparadas a posição, largura e razão entre as áreas das diferentes bandas espectrais observadas. Os resultados encontrados sugerem que é possível utilizar as características espectrais para diferenciar os tecidos.

Palavras-chave: cárie, espectroscopia, FT-Raman

Abstract: *In the diagnosis of caries, it is imperative to use methods to differentiate their developmental stages and identify the possibility of progression and standstill, in real time and at low cost. In this context, Raman spectroscopy offers great potential as an auxiliary tool for clinical diagnosis of caries lesions. This follows from the fact that the technique is non-destructive and thus allows the identification and semi-quantification of the material components, as well as to obtain information about the structure and chemical organization of the sample. This study aimed to use Raman spectroscopy to characterize and differentiate in vitro natural caries in dentin. For this purpose, the position, width, and ratio between the areas of different spectral bands were observed and compared. The results suggest that it is possible to use the spectral characteristics to differentiate healthy from carious dentin*

Keywords: *scarie, spectroscopy, FT-Raman*

Introdução

A cárie dental é um problema de saúde pública que acomete grande parte da população mundial, principalmente crianças e adolescentes [1]. O diagnóstico de lesões de cárie em estágios iniciais

possibilita a adoção de procedimentos para estabilizar e paralisar sua progressão e, dessa forma, evitar o maior enfraquecimento do elemento dental causado pela intervenção cirúrgico-restauradora. Quando é necessário o tratamento da lesão de cárie, o protocolo de mínima intervenção atual preconiza preservar ao máximo a estrutura do elemento dental, sendo desejável que o mínimo de tecido seja removido [2]. Se não for diagnosticada rapidamente, a evolução da lesão pode ocasionar danos maiores na estrutura dentária, culminando até mesmo na perda total deste órgão [3]

Algumas técnicas diagnósticas têm sido desenvolvidas para a detecção de cáries incipientes, uma vez que o método tátil-manual pode apresentar-se limitado, subjetivo e de pouca sensibilidade [4]. Buscam-se métodos diagnósticos que diferenciem os cursos das lesões, assim como identifiquem a possibilidade de progressão e paralisação das mesmas em tempo real, com baixo custo e alta especificidade e sensibilidade.

Neste contexto, as técnicas de espectroscopia vibracionais têm se mostrado bastante eficientes na caracterização qualitativa e semi-quantitativa de tecidos biológicos. Por serem técnicas não destrutivas e exigirem uma preparação de amostra relativamente simples, elas apresentam grande potencial para diagnóstico clínico e seu uso em tecidos mineralizados vem crescendo ao longo dos anos [5]–[7]. Na literatura, já foi demonstrado que a técnica de espectroscopia Raman tem potencial de diferenciar as lesões de cárie do tecido dental hígido [8]. Entretanto, há poucos estudos sobre este assunto, que apresentam um número reduzido de amostras. Portanto, ainda não se conhece o real potencial das técnicas espectroscópicas na diferenciação das lesões dentais.

O principal objetivo desse trabalho foi a caracterização *in vitro* por espectroscopia Raman de dentina acometida por cárie natural, visando a diferenciação bioquímica e quantificação dos constituintes destes tecidos em relação à dentina hígida.

Materiais e métodos

O projeto foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa (CEP 1.417.046).

Preparação das amostras – Foram utilizados seis dentes molares e pré-molares humanos com lesões de cárie naturais. As amostras foram cortadas com um disco diamantado, sendo realizados dois cortes longitudinais

em regiões adjacentes a lesão. Em seguida as amostras foram embutidas em resina acrílica deixando apenas a face contendo a lesão de cárie exposta. Por fim as amostras foram polidas com lixas de diferentes granulagens e solução de alumina.

Equipamento FT-Raman – O equipamento utilizado foi o espectrômetro Raman MultiRAM (Bruker) da Central Multiusuário da Universidade Federal do ABC. Esse equipamento utiliza um laser de Nd:YAG (1064 nm) como fonte de excitação, e um detector de germânio resfriado com nitrogênio líquido para a detecção do sinal. O laser foi utilizado focado, resultado em um diâmetro de 100 μm . A região espectral avaliada foi de 52 cm^{-1} a 3481 cm^{-1} . A potência do laser foi ajustada em 110 mW e foram utilizados 300 scans por aquisição.

Análise dos espectros – Foram avaliadas bandas associadas ao fosfato em 960 cm^{-1} (ν_1), 582 cm^{-1} (ν_4), e 430 cm^{-1} (ν_2); uma banda em 1071 cm^{-1} associada ao carbonato e ao fosfato (ν_3); e as bandas associadas aos compostos orgânicos em 1667 cm^{-1} (amida I), 1245 cm^{-1} (amida III), 1451 cm^{-1} (CH), e na região de 2900 cm^{-1} (estiramento CH_2). Também foram avaliadas a intensidade e largura das bandas do espectro, bem como a proporção entre os componentes da dentina hígida e da dentina cariada, pelo cálculo da razão entre a área das bandas de cada componente pela área da banda do fosfato ν_1 (960 cm^{-1}) do respectivo espectro. Para a análise estatística dos resultados foi realizada Teste t (significância de 5 %).

Resultados

Os espectros adquiridos foram normalizados pelo máximo da intensidade, que coincide com a intensidade da banda de fosfato ν_1 (960 cm^{-1}). Diferentes regiões dos espectros Raman são apresentadas na Figura de ambos 1 à Figura 4.

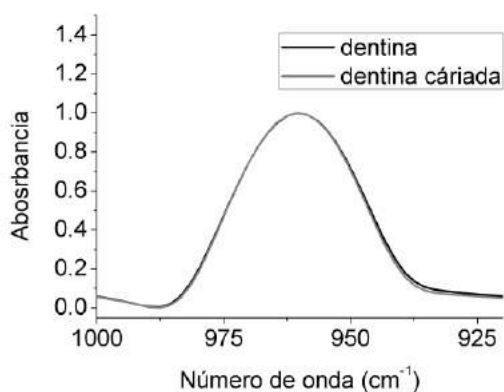


Figura 1 - Espectros Raman de dentina hígida e dentina cariada na região de 1000 cm^{-1} a 920 cm^{-1} , onde é possível visualizar a banda associada ao fosfato ν_1 (960 cm^{-1}).

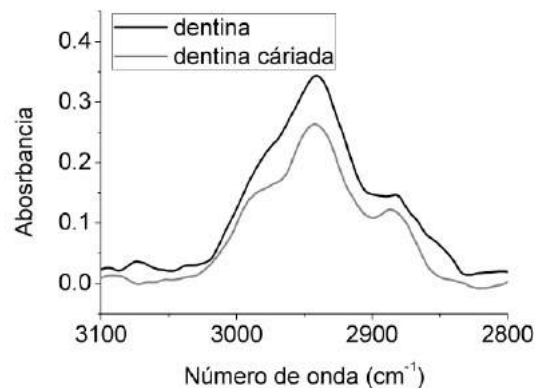


Figura 2 - Espectros Raman de dentina hígida e dentina cariada na região de 3100 cm^{-1} a 2800 cm^{-1} , onde é possível visualizar as bandas associadas ao estiramento CH_2 .

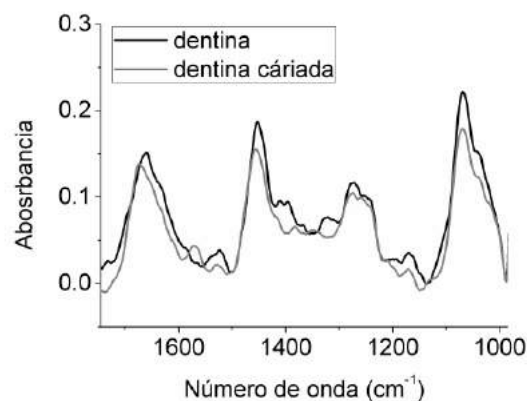


Figura 3 - Espectros Raman de dentina hígida e dentina cariada na região de 1750 cm^{-1} a 1000 cm^{-1} , onde é possível visualizar as bandas associadas à amida I (1667 cm^{-1}), CH_2 (1451 cm^{-1}), amida III (1245 cm^{-1}), e uma banda em 1071 cm^{-1} associada ao carbonato e ao fosfato (ν_3).

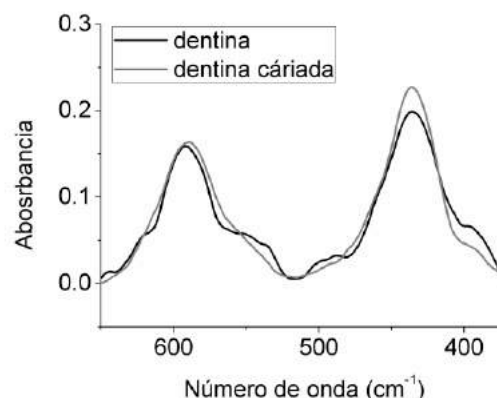


Figura 4 - Espectros Raman de dentina hígida e dentina cariada na região de 650 cm^{-1} a 370 cm^{-1} , onde é possível visualizar as bandas de fosfato ν_4 (620 cm^{-1}) e ν_2 (430 cm^{-1}).

Na Figura 5 é apresentado um gráfico comparando a posição das principais bandas nos dois grupos experimentais avaliados.

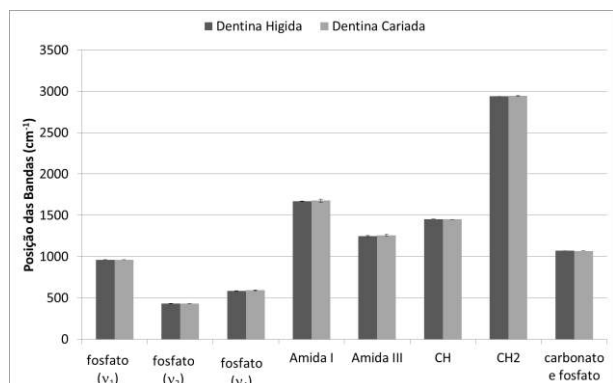


Figura 5: Gráfico da posição das bandas da dentina hígida e da dentina cariada.

Na Figura 6 é apresentado um gráfico comparando a largura das principais bandas nos dois grupos experimentais avaliados.

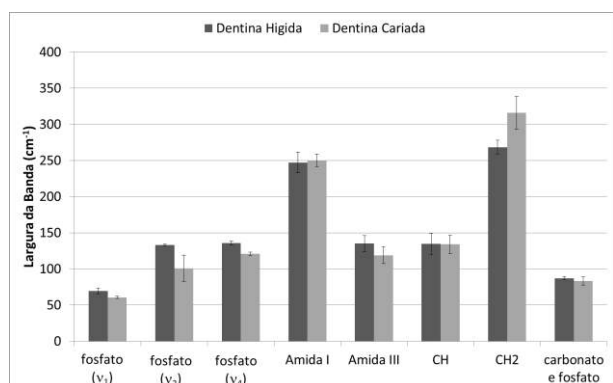


Figura 6: Gráfico da largura das bandas da dentina hígida e da dentina cariada.

Na Figura 7 é apresentado um gráfico comparando a razão entre a área das principais bandas com a área da banda do fosfato (960 cm^{-1}) nos dois grupos experimentais avaliados.

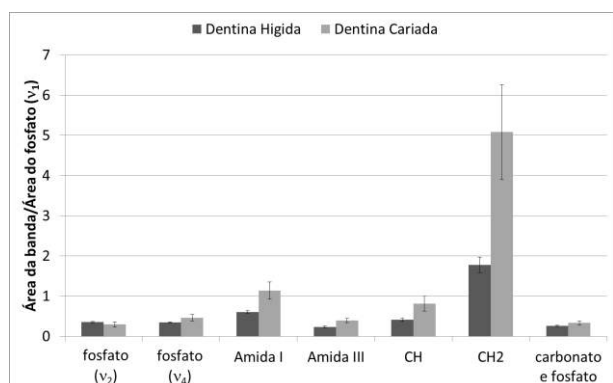


Figura 7: Gráfico da razão entre a área das bandas da dentina hígida e da dentina cariada.

Discussão

De acordo com os resultados obtidos, foi possível observar tanto para a dentina hígida quanto para a dentina cariada todas as bandas reportadas na literatura (Figura 1 à Figura 4). Não foram observadas alterações nas posições das bandas nas diferentes regiões avaliadas (Figura 5), bem como não foi observado o desaparecimento ou surgimento de novas bandas.

A largura das bandas, principalmente das bandas correspondentes ao conteúdo mineral das amostras, estão relacionadas com a sua estrutura cristalina. Estudos demonstraram que a largura da banda de fosfato ν_4 (620 cm^{-1}) é inversamente correlacionada com o índice de cristalinidade da amostra [9]. Entretanto, os resultados obtidos não mostraram diferenças significativas entre os grupos em relação a larguras das bandas.

Também foi avaliada a razão entre as áreas das bandas, sendo essa um bom indicativo da proporção dos componentes do tecido [10]. Não foram observadas diferenças estatísticas entre os grupos experimentais (Figura 7), entretanto verificou-se uma tendência de uma maior proporção de compostos orgânicos na dentina cariada em comparação ao tecido hígido, que pode estar relacionado com a perda mineral do tecido cariado.

No geral, não foi possível utilizar as características espectrais avaliadas neste trabalho para diferenciar estaticamente a dentina hígida da dentina cariada. Entretanto, a avaliação da razão entre as áreas das bandas sugere que é possível utilizar as características espectrais para diferenciar os tecidos, sendo o reduzido número de amostras um possível fator para a não diferenciação estática dos grupos experimentais. Além disso, há ainda outras técnicas de análise que podem ser utilizadas na avaliação dos espectros, bem como outros métodos estatísticos.

Conclusão

A avaliação da proporção das áreas das bandas sugere que é possível diferenciar dentina hígida e cariada por espectroscopia FT-Raman. Entretanto, novos estudos devem ser realizados para uma melhor definição dos parâmetros espectrais que podem ser utilizados na diferenciação lesões de cárie.

Agradecimentos

Os autores agradecem as agências de fomento CNPq, FAPESP, e CAPES (projetos PNPd 33144010015P8 e PROCAD 88881.068505/2014-01) pelo financiamento, e à Universidade Federal do ABC pela infraestrutura fornecida.

Referências

- [1] Bratthall D, Hänsel-Petersson G, Sundberg H, Reasons for the caries decline: what do the experts believe?. *Eur. J. Oral Sci.*, 1996; 104:416–422.
- [2] Horowitz AM, Introduction to the symposium on minimal intervention techniques for caries. *J. Public Health Dent.*, 1996; 56:133–134.
- [3] Larsen M, Brunn C, A química da cárie dentária e o flúor: Mecanismo de ação, in Thylstrup A, Fejerkov, O.: *Cariologia clínica*, 2ed ed., Livraria Editora Santos, 1995.
- [4] Hintze H, Wenzel A, Jones C, In vitro comparison of D- and E-speed film radiography, RVG, and visualix digital radiography for the detection of enamel approximal and dentinal occlusal caries lesions. *Caries Res.*, 1994; 28:363–367.
- [5] Movasaghi Z, Rehman S, UrRehman DI, Fourier Transform Infrared (FTIR) Spectroscopy of Biological Tissues. *Appl. Spectrosc. Rev.*, 2008; 43(2):134–179.
- [6] Movasaghi Z, Rehman S, Rehman IU, Raman Spectroscopy of Biological Tissues. *Appl. Spectrosc. Rev.*, 2007; 42(5):493–541.
- [7] Carden A, Morris MD, Application of vibrational spectroscopy to the study of mineralized tissues (review). *J. Biomed. Opt.*, 2000; 5(3):259-268
- [8] Almahdy A, Downey FC, Sauro S, Cook RJ, Sherriff M, Richards D, Watson TF, Banerjee A, Festy F, Microbiochemical analysis of carious dentine using Raman and fluorescence spectroscopy. *Caries Res.*, 2012; 46(5):432–440.
- [9] Farlay D, Panczer G, Rey C, Delmas PD, Boivin G, Mineral maturity and crystallinity index are distinct characteristics of bone mineral. *J. Bone Miner. Metab.*, 010; 28(4):433–445.
- [10] Benetti C, Ana PA, Bachmann L, Zezell DM, Mid-Infrared Spectroscopy Analysis of the Effects of Erbium, Chromium:Yttrium-Scandium-Gallium-Garnet (Er,Cr:YSGG) Laser Irradiation on Bone Mineral and Organic Components. *Appl. Spectrosc.*, 2015; 69(12):1496–1504.

ESTUDO DAS COMPONENTES R, G E B EM IMAGENS DE UMA ESCALA DE CORES DENTAIS SUBMETIDA A DIFERENTES ILUMINAÇÕES ARTIFICIAIS

C. Provasi*, P. A. da Ana*, e E. C. Lins*

**Centro de Engenharias, Modelagem e Ciências Sociais Aplicadas – Universidade Federal do ABC, Santo André, Brasil
e-mail: cprovasi@aluno.ufabc.edu.br

Resumo: O método mais utilizado hoje pelos profissionais dentistas para a seleção da cor do elemento dental com o objetivo de realizar restaurações estéticas e clareamentos é o uso da escala de cor Vita Classical. Porém, a compreensão da cor pode variar dependendo de alguns aspectos como a fadiga por parte do profissional e possíveis metamerismos por parte da iluminação ambiente. Sendo assim, o presente trabalho teve como proposta provar, a partir de capturas de imagens, que uma escala de cores de referência dental quando submetida à diferentes iluminações pode apresentar metamerismos, seja ao variar a iluminância ou a temperatura de cor da fonte de iluminação. Após a captura das imagens, duas rotinas computacionais foram desenvolvidas no software MATLAB com a finalidade de separar e analisar as componentes RGB das imagens para encontrar os pares de amostras que se confundiam em uma determinada condição de iluminação. Com tudo, observou-se que as amostras se confundiam em todas as condições com exceção nas iluminâncias de 500lx e 1000lx variando as temperaturas de cor.

Palavras-chave: estética dental, escala de cores, sistema RGB, metamerismo.

Abstract: Currently, Vita Classical color scale is the most used method for measuring the color of a whitened dental element or restoration in dental clinical practice. However, this measurement depending on the visual observation and color understanding by clinical professional. False color diagnostics and metamerism are associated to professional fatigue and the environmental lighting interaction with specimen. Thus, the present work proposed to detect metamerism in clinical color measurement induced by varying lighting's illuminance and color temperature. Digital images from Z-100 color scale elements captured under different illuminance (100lux – 1000lux) and color temperature (2700K – 6500K) had its RGB components analyzed by a Matlab's computational processing in order to compose pairs of samples overlapped in colors. Results revealed that all color scale elements present color overlapping at experimental lighting conditions, except 500lux and 1000lux.

Keywords: dental aesthetics, color scale, imaging processing, color metamerism.

Introdução

O papel fundamental do profissional dentista é proporcionar saúde bucal a seus pacientes e restituir a função da arcada dentária quando necessário. No entanto, uma estética agradável é cada vez mais considerada um referencial de saúde e sucesso. No que se refere à odontologia, essa busca por uma melhor aparência estética é cada vez mais intensa por parte dos pacientes influenciando diretamente os investimentos da indústria odontológica em materiais e técnicas restauradoras estéticas e, conseqüentemente, a atuação do profissional na sua prática clínica^[1,2].

Os dentes anteriores têm uma importância decisiva na estética facial e em função disso são extremamente valorizados pelos pacientes que desejam clarear e melhorar a forma, o tamanho ou a posição de seus dentes. No que se diz respeito ao clareamento e restaurações, um protocolo clínico para seleção da cor do elemento dental que faz uso da escala de cor para porcelana Vita Classical é bem determinado segundo Fradeani (2006)^[3]. Nesta escala, as letras dizem respeito a matiz, sendo mais comumente utilizada em quatro categorias de acordo com a predominância das cores: A (vermelho-marrom), B (vermelho-amarelo), C (cinza) e D (vermelho-cinza). E os números trazem a informação sobre a saturação, ou seja, quão forte ou fraca é uma determinada cor^[1,3].

Mesmo assim, a seleção da cor dos dentes não deixa de ser uma etapa subjetiva, a compreensão da cor e dos fatores que afetam a seleção da cor, os procedimentos que devem ser seguidos, assim como a comunicação com o laboratório que irá confeccionar as resinas restauradoras, são alguns dos fatores que a prática odontológica ainda carece. E alguns fatores como fadiga, envelhecimento, condições de iluminação e metamerismos podem, evidentemente, alterar a percepção da cor por parte do profissional^[4-6].

Diante desse panorama, o principal objetivo do presente trabalho de graduação foi provar que ao aferir a cor final de materiais odontológicos padronizados pelo registro em imagens digitais, as condições da iluminação (temperatura de cor e iluminância) podem induzir falsas interpretações a respeito da cor final do material, mesmo quando o sensor digital esteja calibrado. Como objetivo secundário, desejamos identificar, com o nosso aparato experimental, quais os

pares de amostras que apresentam semelhança na cor final aferida em função das condições da iluminação.

Materiais e métodos

Montagem experimental - A metodologia consiste na captura de imagens de quinze amostras da escala de referência de cores Z100[®] (3M, Campinas, Brasil) sob diferentes iluminações e iluminâncias. Uma câmera científica colorida modelo MVBlueFox 121C (Matrix Vision GmHb, Alemanha) que detecta radiações entre 400nm e 1000nm e uma lente objetiva com amplificação de até 10x, modelo #54-363 (Edmund Optics, EUA). O conjunto câmera e lente foi acoplado numa caixa metálica revestida com folhas sulfites brancas no tamanho A4 a fim de simular, de maneira aproximada, uma esfera integradora ao proporcionar múltiplas reflexões configurando à amostra uma iluminação difusa (uniforme). Com relação a iluminação dos componentes, foi utilizada como fonte uma luminária Startec modelo Viking P e quatro lâmpadas comerciais, incandescentes e fluorescentes com diferentes temperaturas de cor das marcas LLUM (4200K), PHILIPS (2700K e 3000K) e GOLDEN (6500K). Por fim, o aparato experimental continha um luxímetro digital da marca Hikari modelo HLX-881 posicionado próximo à amostra para medir o valor de iluminância incidente sobre a amostra. Toda a montagem experimental pode ser observada na Figura 1.



Figura 1: Montagem experimental indicando o conjunto câmera/lente acoplado à caixa metálica (1), a luminária (2) e o luxímetro digital (3).

Cada uma das 15 amostras era colocada individualmente dentro da caixa metálica e havia a captura das imagens através do software MvDevice pertencente à própria câmera. No software foi configurada uma exposição de 200 milissegundos a qual se manteve para todas as capturas de imagem. No total, foram obtidas 300 imagens distribuídas em 20 grupos de iluminância e temperatura de cor.

Processamento das imagens - O processamento das imagens foi realizado nos softwares OriginPro 8 (Origin, Inc., EUA) e MATLAB 14 (The Math Works, Inc. EUA).

Primeiro, a partir de uma imagem carregada no MATLAB uma máscara era selecionada. A máscara selecionava uma região de interesse (ROI, *region of interest*), onde seriam realizados os cálculos da intensidade média dos pixels e o seu desvio padrão. Na pesquisa, escolhemos como ROI a parte superior da amostra, a qual tem uma geometria semelhante a um dente incisivo, e com isso dispensávamos toda a informação da cor do fundo e analisávamos apenas a cor da amostra. Depois de selecionado o ROI, a rotina separava as componentes R, G e B e normalizava cada matriz de componentes em valores entre 0 e 1. A partir das matrizes de componentes R, G e B a média e o desvio padrão eram calculados e as tabelas eram montadas. As tabelas eram carregadas no software Origin, onde o principal trabalho era de reorganização dos dados.

Vinte tabelas foram montadas, separando os dados por amostra e componente de cor. Em um segundo momento duas reorganizações dos dados foram feitas: uma com a iluminância fixa e variando as temperaturas de cor das lâmpadas, e outra mantendo a temperatura de cor fixa e variando as iluminâncias.

Após a montagem das tabelas, uma nova rotina no MATLAB carregava todas elas e varria os valores das tabelas R e B procurando similaridades entre diferentes tabelas. Evidentemente, a comparação era feita entre valores da componente R e depois entre as componentes B. A componente G foi descartada, pois era muito pouca influente na variação da cor. Em geral as componentes G das cores eram muito próximas entre si. Duas componentes R ou B eram consideradas idênticas em duas tabelas se a diferença das suas intensidades fosse menor que 0,0075. Esse valor representa um tom de cinza identificado pelo olho humano, e convertido em valor digital dentro da escala normalizada. Tal valor foi calculado ao dividir os 256 valores possíveis (tons na imagem JPG de 8 bits) por 70, que é a quantidade aproximada de tonalidades de que o olho humano pode distinguir. Ao considerar uma variação na intensidade de $\pm 0,0075$, estávamos considerando uma tonalidade média, variando em um intervalo de dois tons de cores.

Após a varredura nas tabelas das componentes R e B, compúnhamos duplas de amostras com cores iguais somente se houvesse coincidência na componente R e na componente B. Após essa comparação, a rotina construía uma tabela das amostras que apresentavam similaridade na cor detectada em função das diferentes iluminações e iluminâncias.

Resultados e Discussões

A Figura 2 exemplifica o primeiro processamento das imagens mostrando os valores médios e o desvio padrão das componentes RGB da amostra A1, ao variar a luminância entre 100 Luz e 1000 Lux. A Fig. 2A

mostra os valores da componente R; a Fig. 2B mostra os valores da componente G, e a Fig. 2C apresenta os valores da componente B.

A primeira observação feita é que quanto maior a iluminância (maior saturação), maior é a intensidade das componentes R, G e B. Uma observação apreciada com os resultados é que quanto maior a temperatura de cor da lâmpada, maior é a intensidade da componente B e menor é a da componente R.; ou seja, para lâmpadas de maior temperatura de cor a imagem fica com uma tonalidade azulada, enquanto que lâmpadas com menores temperaturas de cor revelam uma tonalidade mais avermelhada. Além disso, é possível notar que os valores da componente G possuem baixa variância, justificando o descarte dessa componente na análise de cor final.

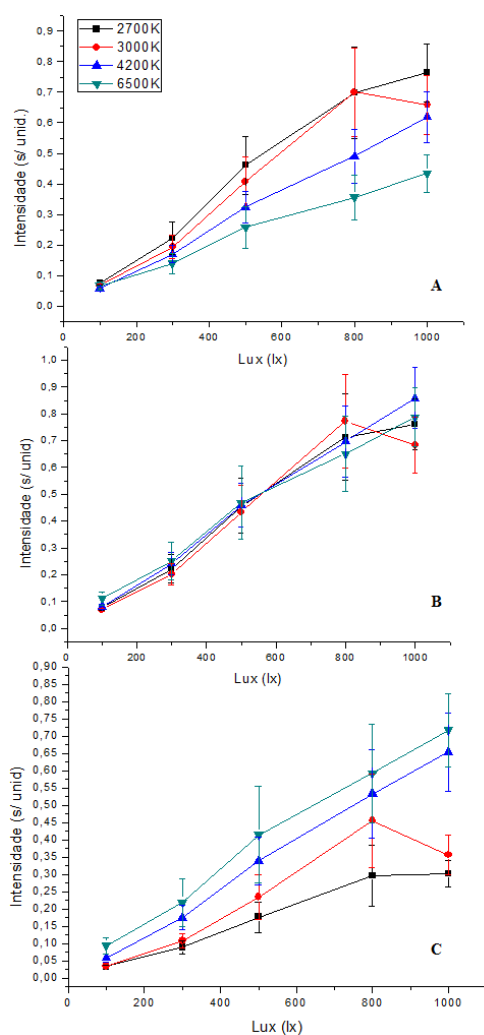


Figura 2: Gráficos das componentes R (gráfico A), G (gráfico B) e B (gráfico C) da amostra A1, variando a luminosidade entre 100 Luz e 1000 Lux.

Análise dos pares de metamerismos - A segunda rotina do MATLAB trouxe como resultado os pares de combinações das amostras que possuíam componente R e B similares. Nos grupos em que se mantinha a iluminância fixa com 100 Lux ocorreram 232 combinações, pois a baixa iluminância implicava na

similaridade das cores. Nos grupos 500 Lux e 1000 Lux não houve pares combinantes. Nos grupos 300 Lux e 800 Lux ocorreram combinações que estão apresentadas nas Figuras 4 e 5, respectivamente.



Figura 4: Amostras combinantes em 300lx: A1 (2700K) com A3 (3000K), C4 (2700K) com CY (3000K) e C4 (4200K) com CY (6500K).



Figura 5: Única combinação em 800 Lux: C2 (2700K) com A4 (3000K).

Com relação às combinações mantendo fixa as temperaturas de cor, as Figuras 6, 7, 8 e 9 trazem os pares combinantes em 2700K, 3000K, 4200K e 6500K, respectivamente.

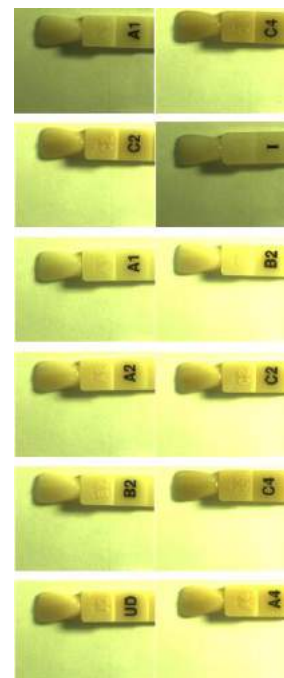


Figura 6: Amostras combinantes em 2700K: A1 (500lx) com C4 (800lx), I (500lx) com C2 (800lx), A1 (800lx) com B2 (1000lx), A2 (800lx) com C2 (1000lx), B2 (800lx) com C4 (1000lx) e UD (800lx) com A4 (1000lx).

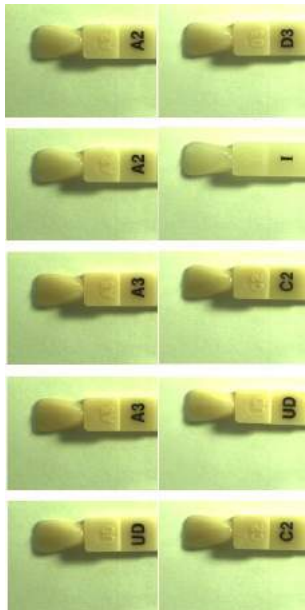


Figura 7: Amostras combinantes em 3000K: A2 (800lx) com D3 (1000lx), A2 (800lx) com I (1000lx), A3 (800lx) com C2 (1000lx), A3 (800lx) com UD (1000lx) e UD (800lx) com C2 (1000lx).

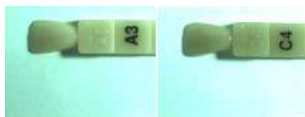


Figura 8: Única combinação em 4200K: A3 (800lx) com C4 (1000lx)

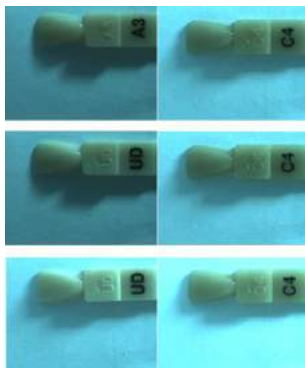


Figura 9: Amostras combinantes em 6500K: A3 (500lx) com C4 (800lx), UD (500lx) com C4 (800lx) e UD (800lx) com C4 (1000lx).

Conclusão

Neste estudo inédito, a primeira conclusão é que ao tentar discriminar as cores por imagens digitais e com diferentes iluminações, a componente G do sistema RGB não é significativa. Outra conclusão é que baixíssimas iluminâncias (em torno de 100 Lux) torna a diferenciação das amostras da escala de referência praticamente impossível, condição que seria completamente repudiada para um profissional dentista trabalhar. Outra conclusão é que, nas condições experimentais apresentadas, 500lx e 1000lx seriam as melhores iluminâncias para discriminação de cores, pois

essas condições não resultam em pares de mimetização de cor. Por fim, o objetivo do presente trabalho de graduação foi alcançado uma vez que, foi comprovado que sob as condições experimentais de iluminação específicas, há confusão na identificação de cores tomando como referência a mensuração por imagens digitais.

Referências

- [1] Conceição, E. N. Dentística: Saúde e Estética. 2ª Ed. Artmed; 2007.
- [2] Fonseca, A. S. Odontologia Estética: Respostas às dúvidas mais frequentes. São Paulo, Brasil: Artes médicas; 2014.
- [3] Fradeani, M. Reabilitação estética em prótese fixa: Análise estética – uma abordagem sistemática para o tratamento protético. Volume 1, São Paulo: Quintessence, 2006.
- [4] Fradeani, M.; Barducci, G. Tratamento protético: Uma abordagem sistemática à integração estética, biológica e funcional. Volume 2, São Paulo: Quintessence, 2009.
- [5] Joiner, A. Tooth color: a review of literature. Journal of Dentistry, Guildford, v. 32, suplemento 1, p. 3-12, 2004
- [6] Russel, M. D.; GULFRAZ, M.; MOSS, B. W. In vivo measurement of colour changes in natural teeth. Journal of Oral Rehabilitation, Oxford, v. 27, n. 9, p. 786- 792, Sept. 2000.

ESTUDO DA ESPECTROSCOPIA DE REFLEXÃO COM RADIAÇÕES VISÍVEIS E INFRAVERMELHAS PARA DISCRIMINAÇÃO DE TECIDOS PULPARES HUMANOS SADIOS E PATOLÓGICOS

C. Provasi*, P. F. Cassimiro-Silva**, P. A. da Ana*, D. M. Zezell***, A. S. L. Gomes e E. C. Lins*

*Programa de Pós-Graduação em Engenharia Biomédica – Universidade Federal do ABC, São Bernardo do Campo, Brasil

**Programa de Pós-Graduação em Odontologia – Universidade Federal de Pernambuco, Recife, Brasil

***Centro de Laser e Aplicações – Instituto de Pesquisa Energética e Nucleares
e-mail: cprovasi@aluno.ufabc.edu.br

Resumo: A polpa dental é o tecido mais interno do dente. Sua principal função é garantir a dentinogênese e a sensibilidade dental, e por essa razão a informação clínica sobre a saúde da polpa é relevante. Polpas diagnosticadas como não-vitais são encaminhadas para um tratamento endodôntico agressivo, baseado na remoção de todo tecido degradado. Por esse motivo, deve-se haver um esforço em minimizar o número de falsos diagnósticos clínicos da vitalidade pulpar, na intenção de preservar a integridade do paciente. Esse estudo propõe a espectroscopia no visível e no infravermelho como método de melhorar a precisão no diagnóstico do status pulpar. Ele é baseado em confrontar a reflexão óptica dos tecidos no espectro do visível (VIS) e do infravermelho próximo (NIR) (350nm a 1.700nm) no intuito de discriminar polpas humanas vitais de outras polpas sintomáticas de pulpíte. A Análise dos Componentes Principais (PCA) sobre os espectros de reflexão ainda propôs modelos matemáticos de diferenciação dos grupos. Os resultados revelaram que a reflexão óptica pode discriminar o status da vitalidade de polpas humanas vivas; e a análise estatística da PCA revelou precisão de acerto de 100% para radiações NIR e 95% para radiações VIS.

Palavras-chave: Polpas dentais, Vitalidade pulpar, Espectroscopia de reflexão, Radiações visíveis e no infravermelho.

Abstract: Dental pulp is the innermost tissue of teeth. It plays important role in patient's dentinogenesis as well sensing; for this reason, information about dental pulp's health is necessary in the clinical setting. Once dental pulp is diagnostic as non-vital, the clinical procedure suggests a very invasive treatment based on complete removal of infected tissue. This way, false clinical diagnostic should be minimized in order to preserve integrity of patient. This in vivo study purposes visible and infrared spectroscopy as a new method able to increase accuracy in diagnostic of dental pulp status. It is based on comparing tissue optical reflection at visible (VIS) and near infrared (NIR) spectrum (350nm to 1.700nm) in order to discriminate vital human pulps to other ones that present symptoms of pulpitis. Principal

Component Analysis (PCA) on reflection spectra still revealed mathematical models to that differentiation. Results prove optical reflection is able to discriminate vitality status of human dental pulp in vivo; and statistical analyses of PCA revealed 100% and 95% of accuracy, considering radiation at NIR and VIS, respectively.

Keywords: Dental pulp, Pulp vitality, Reflection spectroscopy, Visible and infrared radiation.

Introdução

No dia-a-dia da clínica odontológica uma das informações mais relevantes sobre a saúde dental é a vitalidade pulpar. A polpa dental é o tecido mais interno do dente. É um tecido mole formada por tecido conjuntivo, nervos, fibras e vasos sanguíneos [1].

O protocolo de diagnóstico da vitalidade pulpar sugere a análise da sensibilidade (capacidade do dente em conduzir estímulos nervosos) e do fluxo sanguíneo (garantia da atividade funcional) da polpa através de testes clínicos e o histórico de dor local do paciente [1]. Em geral o fluxo sanguíneo da polpa é aferido ou pela Oximetria de Pulso (OP) ou pela Fluxometria Laser Doppler (FLD) [2]. No caso da sensibilidade, os testes de temperatura e de condução elétrica são os mais usuais [3]. Porém, a literatura destaca que os testes de sensibilidade são aplicados facilmente, mas não são objetivos, enquanto que os testes de fluxo sanguíneo são objetivos, mas a sua instrumentação ainda não é adequada [1, 4].

Assim, a proposta do presente projeto de pesquisa foi realizar um estudo de espectroscopia da reflexão de radiações visíveis e infravermelhas (350nm a 1.700nm) para discriminação de polpas humanas vitais de polpas patológicas sintomáticas de pulpíte. A espectroscopia de reflexão se caracteriza por analisar o espectro de radiações refletidas e/ou retro espalhadas pelo espécime experimental. A proposta tenta revelar qual região espectral discrimina de forma estatisticamente significativa as polpas sadias das patológicas, afim de propor a reflexão das polpas como método de diagnóstico.

Materiais e métodos

Instrumentação – Para esse experimento foi utilizado um espectrômetro modelo DSR-CXR-512 (StellarNet, Inc., EUA) (Figura 1). Ele combina dois espectrômetros, um com sensor de silício para operar no visível e infravermelho próximo (VIS/NIR, 350nm a 1.000nm) (Fig. 1-1); e o outro com sensor de InGaAs para operar no infravermelho próximo (NIR, 900nm a 1.700nm) (Fig. 1-2). Completam o equipamento uma fonte de luz modelo SL1 (StellarNet, Inc., EUA), composta por uma lâmpada de tungstênio e halógena, que emiti radiação entre 350nm e 2.300nm (Fig. 1-3) e ainda um probe de refletância com diâmetro externo de 1/8 de polegada composto por um total de oito fibras ópticas (Fig. 1-4).

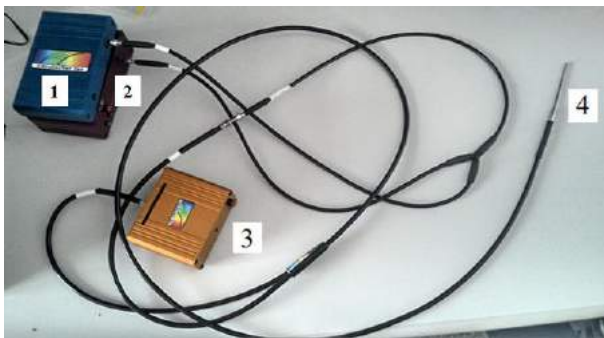


Figura 1: Espectrômetro modelo DSR-CXR-512 composto por um espectrômetro com detecção no VIS/NIR (1), um espectrômetro com detecção no NIR, uma fonte de iluminação (3) e um probe de refletância (4).

Protocolo clínico da coleta de espectros em polpas vitais – Neste primeiro protocolo clínico, foram selecionados 10 elementos dentais de pacientes que devido à má oclusão de Classe II completa eram indicados ao tratamento ortodôntico, precisando extrair os pré-molares. Após a exodontia, os elementos eram congelados e trazidos ao laboratório, onde o corte para exposição da polpa era realizado com um motor de corte utilizando disco de Carbetto de Silício (carbúndum). Para a coleta dos espectros as polpas foram secadas com papel e levadas ao espectrômetro imediatamente após a sua remoção do elemento dental; as medidas foram realizadas com o tecido em cima de um suporte metálico preto a fim de evitar reflexões da superfície em que a polpa estivesse em contato, as quais agiriam como ruído óptico nos espectros. A coleta consistiu simplesmente em colocar o probe de refletância em contato com a polpa e através do próprio software do espectrômetro ocorreu a captura dos espectros no visível e infravermelho.

Protocolo clínico de coleta de espectros em polpas não sadias - Neste segundo protocolo clínico, foram capturados espectros de reflexão em 10 polpas humanas dentro do centro cirúrgico durante a realização de um procedimento terapêutico de endodontia. Ocorria o posicionamento do probe do espectrômetro devidamente desinfetado e protegido com filme plástico de PVC de detecção sobre a polpa dental durante o ato cirúrgico (Figura 2), onde o acesso à polpa era permitido por haver uma abertura oclusal de acesso à câmara pulpar do paciente.



Figura 2: Captura dos espectros no grupo de polpas não sadias dentro do centro cirúrgico com a inserção do probe de refletância pela abertura oclusal do dente do paciente.

Resultados e Discussões

Análise no NIR (900nm a 1.700nm) - A Figura 3 mostra os espectros de reflexão NIR de ambos os grupos de polpas vitais (G1) e patológicas (G2), e normalizados pela reflexão em 1.300nm. Três bandas são bem identificadas no espectro: uma banda denominada B1100, a qual é centrada em 1.100nm e varia entre 900nm e 1.250nm; outra denominada B1300, centrada em 1.300nm e variante entre 1.250nm e 1.350nm; e a última denominada B1500 é centrada em 1.550nm e varia entre 1.450nm e 1.700nm.

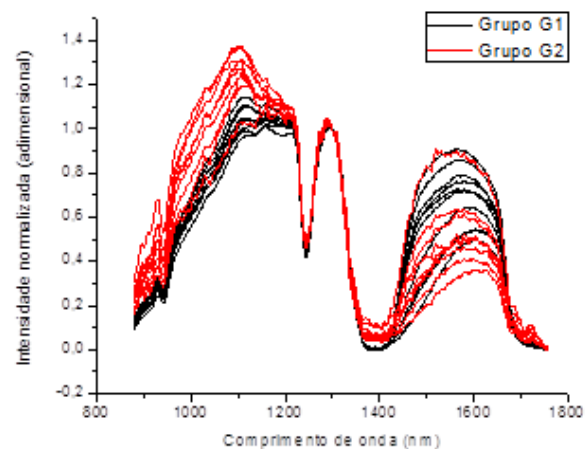


Figura 3: Espectros NIR normalizados em 1.300nm. Em preto o grupo de polpas vitais (G1) e em vermelho o grupo de polpas patológicas (G2).

Observando de forma generalizada o comportamento espectral dos dados fica evidente que em B1100 o tecido patológico reflete mais radiação que o tecido sadio, comportamento que se inverte na banda B1500, quando o tecido sadio passa a ser o mais refletivo. Essa variação de refletividade dos tecidos é resultante de múltiplos fatores biológicos que desencadeiam a pulpíte, e que nesse estudo são interpretadas como variáveis espectrais do sistema. A literatura destaca a concentração de nutrientes e água no tecido como fatores fundamentais para a ocorrência da pulpíte; outros fatores como o aumento da pressão tecidual e concentração de alguns

patógenos, como o *Streptococcus Mutans*, também são responsáveis pelo desencadeamento da inflamação pulpar.^[4] Por esse motivo, escolhemos analisar os espectros com a Análise dos Componentes Principais (PCA); essa técnica de estatística multivariada se baseia em atribuir autovalores a cada espectro experimental a partir da variância experimental revelada.^[5]

Após a normalização, a PCA foi primeiro aplicada considerando toda a região do NIR (PCA-NIR) e em seguida, para as bandas B1100 (PCA-B1100) e B1500 (PCA-B1500), separadamente; isso para também tentar encontrar a banda mais eficiente na discriminação dos grupos. A Figuras 4 mostram os gráficos de escores resultantes da PCA-NIR (Fig. 4A), da PCA-B1100 (Fig. 4B) e da PCA-1500 (Fig. 4C) com os seus respectivos modelos matemáticos para discriminação dos dois grupos de amostras. As análises foram feitas no software Unscrambler X[®] (Camo Software AS, Noruega). Cada um dos gráficos de escores são compostos pelas componentes principais PC1 e PC2. Para normalizar os gráficos ficou estabelecido a variação do eixo do PC1 entre -4 e 4, enquanto o software ajustava o eixo PC2 para visualização dos dados. Nos gráficos, o software ainda rotulou as amostras do G1 por A e as do G2 por B.

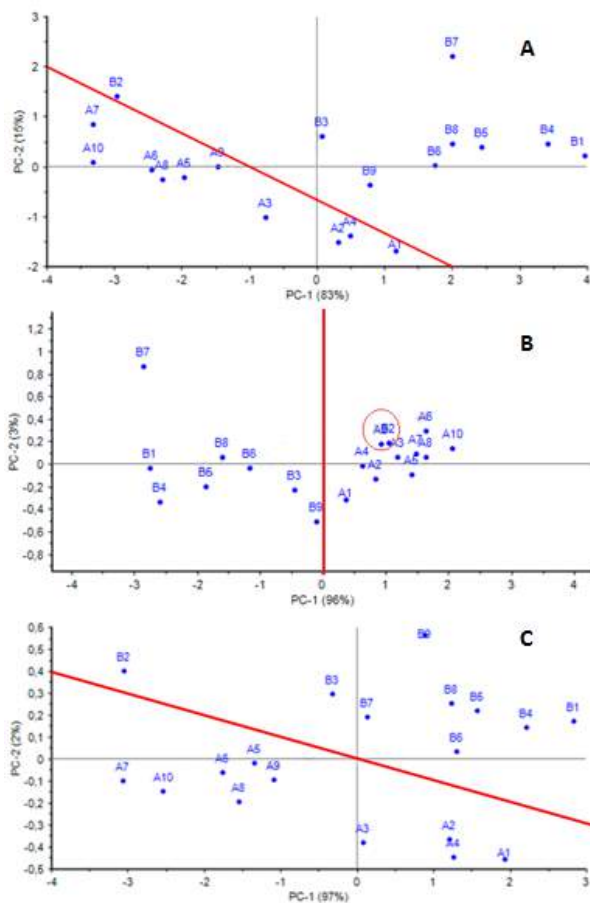


Figura 4: Gráfico de escores da PCA-NIR. A reta em vermelho mostra o modelo matemático $PC1+PC2=0$ que faz a separação dos dois grupos de amostras: de A1 à A10 o grupo de polpas sadias (PC1 negativos) e de B1 à B10 o grupo de polpas patológicas (PC1 positivos).

No gráfico da PCA-NIR (Fig. 4A) a componente PC1 possui 83% de correlação com a variância dos dados enquanto a PC2 possui 15% de correlação. Somadas, essas duas componentes principais revelam 98% de correlação com a variância dos dados. O gráfico revela ainda que as nuvens de pontos dos grupos experimentais não possuem intersecção significativa de forma que um modelo matemático para o diagnóstico da patologia pôde ser proposto. Assim, uma função diagnóstica $D_{NIR}(PC1,PC2)$ foi determinada a partir da equação da reta definida por $2PC1+3PC2+2=0$. Dessa maneira, se $D_{NIR}<0$ o diagnóstico é positivo para sadio, enquanto que $D_{NIR}>0$ é positivo para indicação à endodontia. Para os espectros coletados, o modelo prevê 19 acertos em 19 tentativas (taxa de acerto de 100%)

No gráfico da PCA-1100 (Fig. 4B), a componente PC1 possui 96% de correlação com a variância dos dados enquanto a PC2 possui 3% de correlação. Somadas, essas duas componentes principais revelam 99% de correlação com os dados. Esse gráfico também revela que as nuvens de pontos dos grupos experimentais não possuem intersecção significativa de forma que um outro modelo matemático pode ser proposto como sendo uma função diagnóstica $D_{B1100}(PC1)$ determinado pela equação da reta definida por $PC1=0$, dessa maneira, se $D_{B1100}<0$ o diagnóstico é positivo para indicação à endodontia, enquanto que $D_{B1100}>0$ é positivo para polpa vital. A reta traçada em vermelho representa o modelo linear no eixo das abscissas do plano cartesiano das PCs. Este modelo apresenta uma taxa de acertos de 94,7%, e a amostra B2 representa um falso diagnóstico (dado destacado pela circunferência em vermelho).

O gráfico de escores PCA-B1500 (Fig. 4C) revelam que PC1 e PC2 representam 99% de correlação com os dados, dos quais PC1 possui 97% de correlação com os escores calculados e PC2 apresenta 2% de correlação. A função diagnóstica para separar os dois grupos $D_{1500}(PC1,PC2)$ foi determinada a partir da equação da reta definida por $5PC2+PC1=0$. Dessa maneira, se $D_{1500}<0$ o diagnóstico é positivo para sadio, enquanto que $D_{1500}>0$ é positivo para indicação à endodontia. Aqui também se verifica 19 acertos em 19 tentativas. Uma observação nos resultados da PCA-1500 é que de forma semelhante à PCA-1100 os escores calculados também são fortemente correlacionados com PC1 e pouco correlacionados com PC2, porém de forma diferente à análise anterior, o melhor modelo proposto para PCA-1500 para discriminação dos seus grupos experimentais deve considerar as duas variáveis PC1 e PC2.

Análise no VIS/NIR (350nm a 1.000nm) – Na análise no VIS/NIR os espectros apresentavam variações espectrais no pico de reflexão, motivo pelo qual limitou a normalização dos espectros apenas à área abaixo da curva, admitindo que todos os espectros tivessem a mesma energia total. A Figura 5 apresenta os espectros de reflexão na região do VIS/NIR normalizados pela área.

Já a Figura 6 mostra o resultado da PCA aplicada sobre esses mesmos espectros de reflexão normalizados (PCA-VIS). Aqui, o gráfico de escores também é

composto pelas duas componentes principais PC1 e PC2, que possuem os mais altos graus de correlação com a variância dos dados experimentais. Neste gráfico, a componente PC1 possui 43% de correlação com a variância dos dados enquanto a PC2 possui 14% de correlação. Somadas, essas duas componentes principais revelam 57% de correlação com os dados, valor bem abaixo dos valores obtidos na espectroscopia NIR. Seguindo a metodologia experimental, a função diagnóstica $D_{VIS}(PC1)$ foi determinada a partir da equação da reta definida por $PC1+0,001=0$. Dessa maneira, se $D_{VIS}<0$ o diagnóstico é positivo para indicação à endodontia, enquanto que $D_{VIS}>0$ é positivo para polpa sadia. A reta traçada em vermelho representa o modelo linear no eixo das abscissas do sistema cartesiano das PCs. Este modelo apresenta um diagnóstico de 19 acertos em 20 tentativas (taxa de acerto de 95%) e a amostra A9 representa um falso diagnóstico (dado destacado pela circunferência em vermelho). Aqui, o modelo matemático é posto em prova, pois a baixíssima amplitude dos valores dos scores, devido à própria normalização pela área, torna as componentes principais sensível à variações espectrais característica do próprio erro experimental; diferente à normalização pelo pico ou uma banda estreita específica.

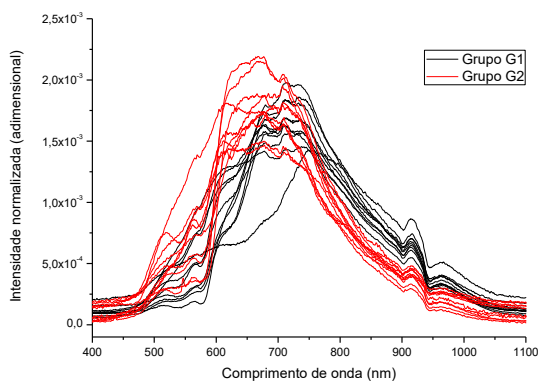


Figura 5: Espectros VIS/NIR normalizados pela área. Em preto o grupo de polpas sadias (G1) e em vermelho o grupo de polpas patológicas (G2).

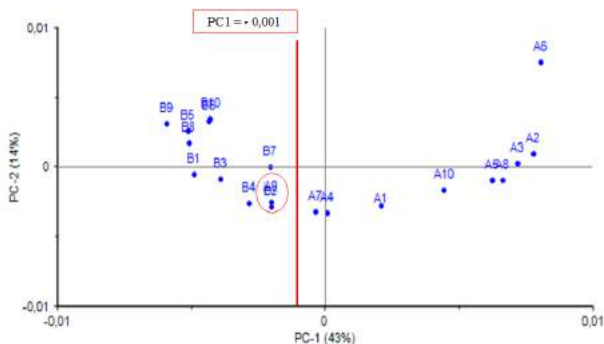


Figura 6: Gráfico de escores da PCA-VIS. A reta em vermelho mostra o modelo matemático $PC1=-0,001$ que faz a separação dos dois grupos experimentais.

Conclusão

Com relação à metodologia aplicada, pode-se concluir que por se tratar de um experimento inédito na literatura, tal metodologia foi bem-sucedida, e tornou possível a análise da reflexão no VIS/NIR e NIR com o intuito de discriminar tecidos vitais de tecidos sintomáticos de pulpites. Como crítica principal à instrumentação fica a dificuldade da coleta dos espectros com o probe de refletância reto, e como crítica ao processamento dos dados fica o conceito de evitar a normalização pela área do espectro.

Outro objetivo alcançado é a prova da eficiência da PCA na discriminação dos grupos experimentais, uma vez que tanto no NIR quanto no VIS/NIR foi possível a proposição de modelos matemáticos de discriminação entre as polpas sadias e as patológicas. A discriminação dos grupos tem significância estatística garantida pela variância dos espectros coletados. Apesar do sucesso, os resultados da PCA no visível foram criticados por apresentar uma variação nos escores na mesma ordem de grandeza da variância dos espectros, mostrando que erros experimentais poderiam induzir falsos diagnósticos.

Com relação à análise por banda, a conclusão é que tanto a B1100 como a B1500 serão bem-sucedidas no diagnóstico, desde que se tome como referência a reflexão em B1300. A PCA-1100 apresentou uma nuvem de dados mais concentrada que a PCA-1500 e isso pode ser considerado como vantagem, uma vez que remete à precisão dos dados. Por outro lado, a literatura destaca que a água apresenta forte absorção óptica em B1500, e sendo a escassez do sangue um dos principais agentes da degradação pulpar, é natural se esperar que B1500 seja mais sensível à degradação da polpa dental do que B1100.

Agradecimentos

Pelo suporte financeiro da FAPESP (Edital PPP, processo: 2012/50593-5) e da CAPES (PROCAD, processo: 88881.068505/2014-01). Pelo suporte técnico da Faculdade São Leopoldo Mandic, através do Professor Aguinaldo S. G. Segundo. Pelo suporte técnico da Faculdade de Odontologia do Recife, através da Professora Sandra Sayão.

Referências

- [1] Gopikrishna V, Pradeep G, Aenkateshbabu N. Assessment of pulp vitality: a review. *Int J Paed Dent* 2009; Vol. 19, p. 3-15.
- [2] Jafarzadeh H, Rosenberg, PA. Pulse Oximetry: Review of a Potential Aid in Endodontic Diagnosis. *J Endodontics*. 2009, Vol. 35, p. 329–333.
- [3] Ehrmann EH. Pulp testers and pulp testing with particular reference to the use of dry ice. *Aust Dent J*, 1977, Vol. 22, p. 272–279.
- [4] Ingle JI, Beveridge JE. *Endodontics*, 2nd ed. Philadelphia, PA: Lea & Febiger, 1976.
- [5] Sharaf M, Illman D, Kowalski B. *Chemometrics*. New York, John Wiley & Sons, 1986.

SÍNTESE DE NANOPARTÍCULAS DE OURO FUNCIONALIZADAS COM ÁCIDO AMINOLEVULÍNICO E LASER DE PULSOS ULTRACURTOS

Karina de Oliveira Gonçalves¹, Mônica Nascimento da Silva¹, Lilia Coronato Courrol^{1,2}

¹Departamento de Ciências Exatas e da Terra, Universidade Federal de São Paulo;

²Centro de Lasers e Aplicações, Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares.

e-mail: k_oligon@yahoo.com.br

Resumo: As nanopartículas de ouro apresentam inúmeras aplicações na medicina. As diferenças de tamanho, forma e propriedades de superfície, fazem com que suas aplicações se tornem versáteis, como por exemplo, a terapia fototérmica e o rastreamento de tumores (biomarcadores). Foi recentemente demonstrado na literatura que a incorporação de nanopartículas de ouro na estrutura do ácido 5-aminolevulínico (5-ALA) melhora as propriedades fotodinâmicas do fármaco. O estudo com laser ocorreu visando à possibilidade de modificação no formato das nanopartículas, de esféricas para outras formas, entre elas bastões e prismas que resultam em bandas de plasmons de comprimentos de onda maiores, uma vez que nanopartículas com formato mais cilíndrico apresentam uma janela na região da janela óptica do tecido biológico e desta forma a luz aplicada em PDT teria maior profundidade de penetração no tecido. Assim propomos neste estudo, sintetizar nanopartículas de ouro com 5-ALA, para realizar o diagnóstico e a terapia (Teranóstica) de doenças com crescimento não controlável, de uma forma mais simples, menos invasiva e mais barata.

Palavras-chave: Nanopartículas de ouro, Terapia Fototérmica, Aterosclerose.

Abstract: *Gold nanoparticles have numerous applications in medicine. The differences in size, shape and surface properties make their applications becoming versatile, for example, photothermal therapy and tracing tumors (biomarkers). It has recently been demonstrated in the literature that incorporation of gold nanoparticles in the structure of 5-aminolevulinic acid (5-ALA) improves the photodynamic properties of the drug. The study laser was aimed at the possibility of change in nanoparticle form, spherical to other shapes, including rods and prisms, resulting in plasmon bands at longer wavelengths, since nanoparticles more cylindrical shape presenting a window in the optical window region of the biological tissue and thus the light applied to PDT have greater depth of penetration into the tissue. Thus we propose in this study, synthesizing gold nanoparticles with 5-ALA, to perform diagnosis and therapy (Teranóstica) diseases of uncontrollable growth, a simpler, less invasive and cheaper.*

Keywords: *Gold nanoparticles, Photothermal Therapy, Atherosclerosis.*

Introdução

Nas últimas décadas, o interesse nas áreas de Nanotecnologia e Nanociências, têm se tornado cada vez maior. As nanopartículas de ouro apresentam inúmeras aplicações, como a terapia fototérmica e o rastreamento de tumores^{1,2}. Alguns métodos de síntese “verde” de nanopartículas vêm sendo desenvolvidos recentemente³. Esses processos são de extrema importância porque reduzem ou eliminam o uso de solventes e reagentes e também a geração de produtos tóxicos, nocivos à saúde humana⁴.

A síntese de nanopartículas de ouro, com a utilização da fonte de Xenônio, do ácido 5 - aminolevulínico (5-ALA) e do polietilenoglicol (PEG), faz com que elas se tornem orgânicas e biocompatíveis, tendo grandes aplicações na área médica, já que o 5-ALA é empregado como pró-fármaco, pois é o precursor da protoporfirina IX (PPIX), que pode se acumular nos tecidos em rápido crescimento, incluindo tumores e placas ateroscleróticas⁵.

Peng C. e colaboradores⁶ mostraram recentemente que após administração intravenosa de 5-ALA, em coelhos submetidos à dieta hipercalórica, é possível se detectar fluorescência da PPIX na placa de ateroma, com intensidade de fluorescência 12 vezes maior que o grupo controle. Em um trabalho recente verificamos que a PPIX extraída do sangue aumenta com o aumento da placa de ateroma, indicando a possibilidade de utilização da PPIX como um biossensor⁷. Observou-se também que aplicação concomitante de 5-ALA com nanopartículas de ouro exerce um efeito cooperativo elevando a formação de espécies reativas de oxigênio aumentando a potencialidade como agente fotossensibilizador⁸.

Materiais e métodos

Reagentes e equipamentos

Para a síntese das nanopartículas de ouro, utilizou-se o tetracloroaurato de hidrogênio (HAuCl₄) da Sigma-Aldrich, água bideionizada, ácido 5-aminolevulínico (5-ALA) da Sigma-Aldrich e polietilenoglicol (PEG).

Os materiais/equipamentos foram: pipetas e ponteiras, tubo tipo Eppendorf, béqueres e frascos de plástico e de vidro. Além de vortex Biomixer QL-901 para homogeneizar as amostras, uma balança Shimadzu AVW 220 D, uma lâmpada de xenônio Cermax de 400 Watts e sistema de laser de Ti:Safira (Quantronix Odin bombeado por um laser Coherent Mira-Seed-R). Os pulsos foram

centrados em 800 nm, com duração temporal de 80 a 150 femtossegundos (FWHM), e taxa de repetição de 1 kHz.

Síntese das nanopartículas de ouro

Para o preparo das nanopartículas, foram adicionados os reagentes acima citados, seguido de adição de água bideionizada. A solução foi então agitada no vórtex por 5 minutos e exposta à luz branca (lâmpada de xenônio). As concentrações dos reagentes, e o tempo de iluminação foram estudados, até que se obteve o melhores valores para a síntese. Para a formação de nanobastões, utilizou-se a solução de nanopartículas, que foram irradiadas com pulsos ultracurtos em um sistema de laser de Ti:Safira.

Caracterização

As amostras foram analisadas no espectrofotômetro Varian Cary 17D. Para as análises utilizou-se cubetas de quartzo com caminho óptico de 10 mm. O volume de amostra utilizado foi de aproximadamente 1 mL.

Microscopia eletrônica de transmissão

As análises microscópicas foram feitas no microscópio eletrônico de varredura da marca Philips modelo LX30 do Centro de Ciências e Tecnologia de Materiais do IPEN. Empregou-se o software ImageJ® 1.46f para determinar o tamanho médio das nanopartículas, aplicando um modelo de fit gaussiano pelo Origin 8.

Resultado Obtidos

Em testes iniciais, verificou-se que se adicionando HAuCl_4 e 5-ALA em solução aquosa e submetendo-se esta solução à irradiação com lâmpada de xenônio, ocorre uma mudança de cor na solução que é o indicativo de formação de uma solução coloidal. Na figura 1, observa-se picos de absorção em ~ 540 nm devido à SPR (ressonância dos plasmões de superfície), indicando a formação de nanopartículas de ouro.

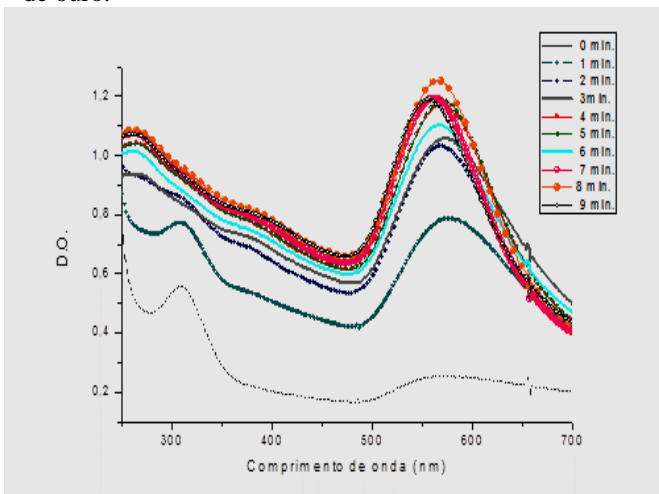


Figura 1: Espectros de absorção das soluções de 5-ALA:AuNPs, com diferentes tempos de iluminação.

O 5-ALA possui os grupos carboxila ($-\text{COOH}$) e amino ($-\text{NH}_2$) em sua estrutura, assim como os aminoácidos. Desta forma os grupos amino e carboxila, são importantes na

estabilização e na redução de metais.

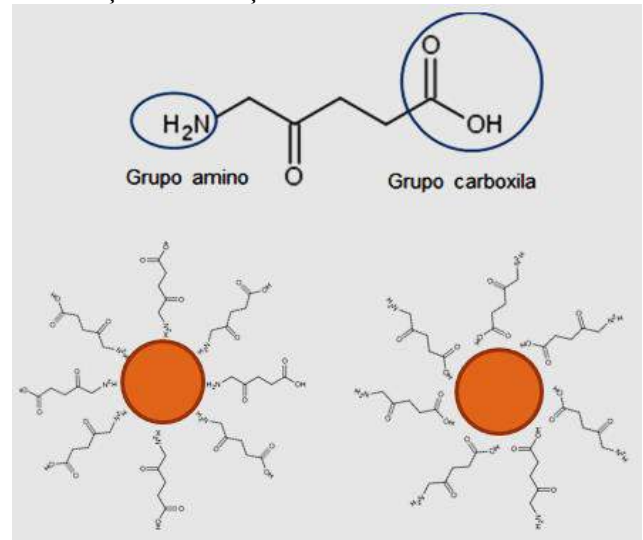


Figura 2: Grupos carboxila e amino da estrutura do 5-ALA e possíveis interações com ouro.

Foram feitos estudos usando o laser, com a intenção de modificar o formato das nanopartículas.

Diferentes parâmetros foram estudados, como tempo de irradiação, energia e duração temporal.

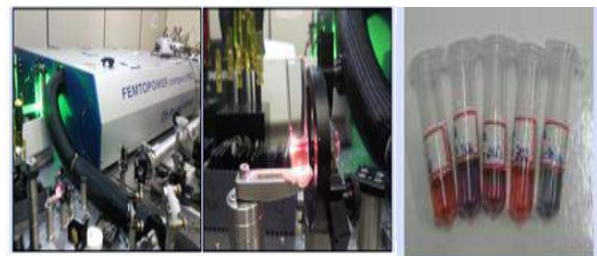
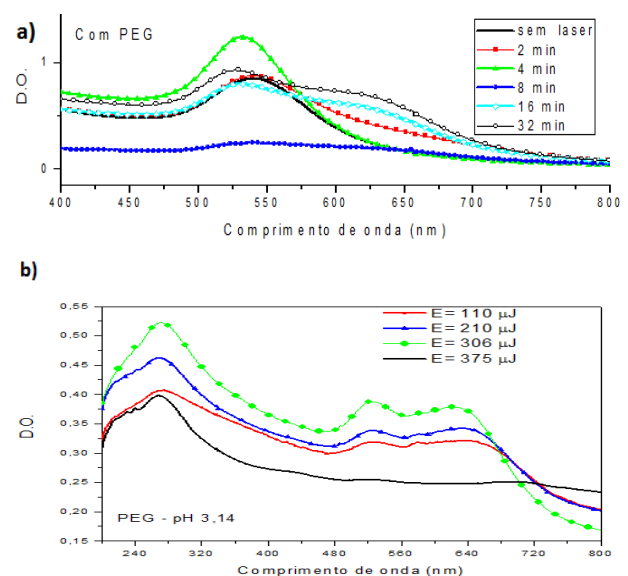


Figura 3: Sistema de irradiação com laser de pulsos ultracurtos e diferentes soluções obtidas.



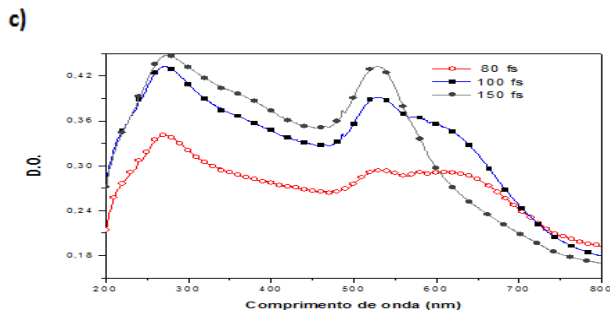


Figura 4: Espectros de absorção das nanopartículas; (a) irradiadas com tempos de 0 a 32 minutos; (b) com variação de energia do laser; (c) diferentes valores de duração temporal (laser: 800 nm, taxa de repetição de 1kHz).

Foram feitas as microscopias eletrônicas de transmissão para as amostras das soluções. Observou-se a formação de partículas esféricas de tamanhos entre 10 e 20 nm, para as soluções que foram iluminadas com a fonte de xenônio somente, e em formato de bastão para as soluções que foram irradiadas com laser de pulsos ultracurtos.

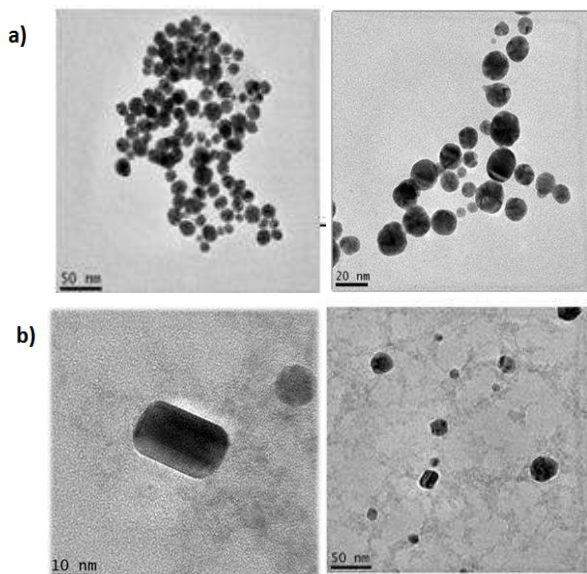


Figura 5: (a) Microscopia eletrônica no MET da solução de 5-ALA:AuNPs em formato esférico, (b) 5-ALA:AuNPs irradiadas com laser de pulso ultracurto.

Discussão

Os resultados apresentados mostram a síntese verde de nanopartículas de ouro com 5-ALA e PEG.

O uso do laser de pulsos ultracurtos levou a formação de nanopartículas de formato de bastões.

A focalização do laser gera uma camada de vapor ao redor do plasma, que esmaece resultando em uma mudança brusca de temperatura local, seguida do aumento da camada de vapor e a formação de bolhas de cavitação. As bolhas de cavitação colapsam e nanopartículas menores são liberadas no líquido.

Imediatamente após a ablação, as partículas menores se aderem formando partículas maiores (*ripening*), que leva a formação dos bastões.

Conclusão

A síntese verde de nanopartículas de ouro utilizando o ácido 5-aminolevulínico (5-ALA), PEG e a luz, foi possível. A iluminação com luz branca de xenônio, foi fundamental para a formação de nanopartículas, pois a luz aquece e fornece fótons à solução.

O PEG funcionou como agente capeante, pois envolveu as nanopartículas evitando que estas se aglomerassem, dando mais estabilidade e tornando-as organicamente solúveis e biocompatíveis. Sem a presença do polietilenoglicol, o $[\text{Au}(\text{OH})_4]^-$ domina a especiação, o processo de nucleação prossegue lentamente e as nanopartículas tendem a ser maiores. Quando o PEG é incorporado à solução de 5-ALA:Au, atua como um microambiente facilitador do transporte de cargas.

O uso do laser de pulsos ultracurtos foi importante para a modificação do formato das nanopartículas, pois alguns estudos demonstraram que nanopartículas em formato de bastões, tem absorção na região da janela óptica do tecido biológico e desta forma a luz aplicada em PDT teria maior profundidade de penetração no tecido, melhorando as propriedades fotodinâmicas. As nanopartículas 5-ALA:AuNPs com formato de bastões, podem ser utilizadas para aplicações em terapia fotodinâmica, pois o ouro potencializa a ação do 5-ALA, que já é utilizado como fármaco, e o formato modificado permite que um o comprimento de onda do laser utilizado na PDT seja maior e atinja o tecido.

Agradecimentos

Ao Centro de Lasers e Aplicações do Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares e também à Capes pelas bolsas concedidas.

Referências

- [1] Martins, Manuel A., and Tito Trindade. "Os nanomateriais e a descoberta de novos mundos na bancada do químico." *Química Nova* 35.7 (2012): 1434-1446.
- [2] Buzea, Cristina, Ivan I. Pacheco, and Kevin Robbie. "Nanomaterials and nanoparticles: sources and toxicity." *Biointerphases* 2.4 (2007): MR17-MR71.
- [3] Matos, Ricardo Almeida de. Síntese verde de nanopartículas de prata e de ouro. Universidade Federal de São Paulo – Campus Diadema, 2011.
- [4] Casanova, Monise Cristina Ribeiro. Síntese, caracterização e estudo da estabilidade de nanopartículas metálicas estabilizadas com

- polieletrólitos e tióis. Diss. Universidade de São Paulo, 2010.
- [5] Mohammadi, Zahra, et al. "An in vitro study on the photosensitivity of 5-aminolevulinic acid conjugated gold nanoparticles." *Photodiagnosis and photodynamic therapy* 10.4 (2013): 382-388.
- [6] C. Peng, Y. Li, H. Liang, J. Cheng, Q. Li, X. Sun, Z. Li, F. Wang, Y. Guo, Z. Tian, L. Yang, Y. Tian, Z. Zhang, and W. Cao, "Detection and photodynamic therapy of inflamed atherosclerotic plaques in the carotid artery of rabbits," *Journal of Photochemistry and Photobiology B* 102, 26-31 (2011).
- [7] M. Nascimento da Silva, L. B. Sicchieri, F. Rodrigues de Oliveira Silva, M. F. Andrade, and L. C. Courrol. Liquid biopsy of atherosclerosis using protoporphyrin IX as a biomarker. *Analyst*, v. 139, p. 1383-1388, 2013.
- [8] de Oliveira Gonçalves, Karina, et al. "Aminolevulinic acid with gold nanoparticles: a novel theranostic agent for atherosclerosis." *Analyst* 140.6 (2015): 1974-1980.

SENSOR EM FIBRA ÓPTICA BASEADO NA RESSONÂNCIA DE PLÁSMONS DE SUPERFÍCIE: CONSTRUÇÃO E EXPERIMENTO

M. L. F. Silva, M. Vicente, T. B. Silva, M. F. S. Santiago, R. M. S. Cruz, C. S. Moreira

Instituto Federal de Educação, Ciência e Tecnologia da Paraíba
Departamento de Engenharia Elétrica – Campus João Pessoa
Programa de Pós-graduação em Engenharia Elétrica - PPGEE
Avenida 1º de Maio, 720, Jaguaribe, João Pessoa – PB, Brasil
e-mail: laisfelix.ifpb@gmail.com

Resumo: Este artigo tem como objetivo a caracterização de um sensor óptico baseado na Ressonância de Plásmons de Superfície (SPR - *Surface Plasmon Resonance*), construído a partir de fibras ópticas poliméricas (POF – *Polymer Optical Fiber*). Para esta caracterização, foram realizadas simulações para determinar a espessura do filme fino metálico e o ponto de operação do sensor. Nos testes experimentais, é utilizada uma fonte policromática e, como detector, um espectrômetro para identificar a ocorrência do fenômeno SPR.

Palavras-chave: Ressonância de plásmons de superfície, fibra óptica, modo de interrogação espectral.

Abstract: This article aims to characterize an optical sensor based on the surface plasmon resonance (SPR - *Surface Plasmon Resonance*) technique, constructed from polymer optical fibers (POF - *Polymer Optical Fiber*). For this characterization, simulations were performed to determine the thickness of the metal thin film and the sensor operating point. For the experimental tests, a polychromatic source is used and a spectrometer is used as a detector in the spectral interrogation mode to identify the occurrence of the SPR phenomenon.

Keywords: *Surface plasmon resonance, polymer optical fiber, wavelength interrogation mode*

Introdução

Nas duas últimas décadas, a Ressonância de Plásmons de Superfície (do inglês, *Surface Plasmon Resonance* - SPR) tem sido uma técnica de detecção amplamente empregada em sensores e biossensores nas áreas química, biologia e medicina [1], pela sua alta sensibilidade a pequenas variações no índice de refração [2-4].

Aplicações recentes podem ser mencionadas como, por exemplo, a detecção/monitoramento de agentes patológicos (vírus e bactérias), o monitoramento de contaminantes em alimentos [5], a detecção de biomarcadores de câncer [6], o monitoramento de metais pesados e toxinas em aplicações ambientais [7], dentre outras.

Os sensores ópticos que utilizam a fibra óptica de plástico como substrato são vantajosos por oferecer flexibilidade, fácil manipulação [8], grande abertura numérica comparada às fibras de sílica [2], e acesso remoto.

Este estudo tem como intuito realizar o modelamento para a construção de um sensor SPR em fibras ópticas poliméricas (POF), utilizando uma fonte policromática e um espectrômetro, como detector. Essa configuração define o modo de interrogação espectral. As simulações e os testes preliminares realizados serão apresentados e discutidos, bem como a metodologia utilizada.

Materiais e métodos

A configuração proposta do sensor SPR (Figura 1) utiliza como substrato uma Fibra Óptica Polimérica multimodo (*Polymer Optical Fiber*, POF) (PMMA, ESKATM: CK80), cujas especificações estão descritas na Tabela 1.

Tabela 1: Especificações da fibra óptica polimérica utilizada.

	Diâmetro (mm)	Composição	Índice de Refração
Casca	0,04	Polímero fluorado	$n_2 = 1,40$
Núcleo	1,96	Polimetilmetacrilato	$n_1 = 1,49$
Abertura numérica (AN) = 0,5			

Conforme ilustrado na Figura 1, é desejável que o feixe luminoso seja confinado no interior da fibra, objetivando o fenômeno de reflexão interna total. Esta condição é possível desde que o feixe esteja acoplado dentro do cone de aceitação ($2 \cdot \theta_a$), determinado pelo ângulo de aceitação (θ_a), o que permite uma maior captação de energia luminosa.

O processo de fabricação do sensor SPR-POF inicia-se pela preparação da região sensora, com comprimento l ilustrado na Figura 1, fabricada com a retirada da casca na parte central da fibra, deixando o núcleo exposto para a posterior deposição de um filme fino metálico, utilizando, para isso, um *sputtering*. Este

processo resulta em uma maior interação dos fótons incidentes aos plásmons de superfície.

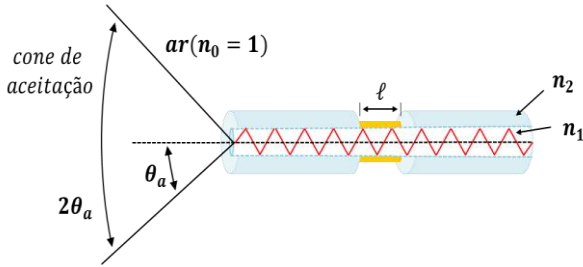


Figura 1: Fibra óptica polimérica empregada como substrato para o sensor SPR-POF.

Fonte: [9] (adaptado).

Modelagem óptica para o sensor SPR-POF

O estudo do sensor SPR-POF é composto de três camadas mostrado na Figura 2. Esse modelo é baseado nas equações de Fresnel e usa a seguinte: a camada 1 representa o substrato óptico utilizado para acoplar a luz *p*-polarizada incidente, com índice de refração $n_1 = n_{1re}$ e espessura d_1 ; a camada 2 representa o filme fino metálico com índice de refração complexo $n_2 = n_{2re} + n_{2im}$ e espessura d_2 ; a camada 3 representa o analito ou amostra de interesse com índice de refração $n_3 = n_{3re}$ e espessura d_3 [10].

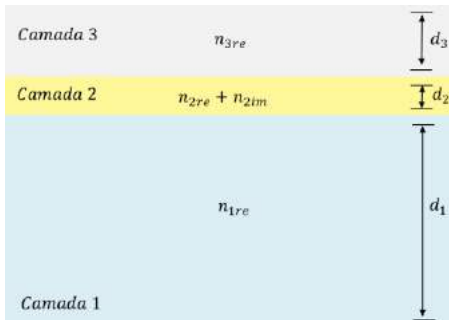


Figura 2: Modelo de três camadas para o sensor SPR-POF.

Fonte: [10] (adaptado).

Vale ressaltar que este modelo não se limita apenas a três camadas, pois dependendo da aplicação, é possível a adição de outras.

As equações de Fresnel foram utilizadas como base para a análise multicamada de uma estrutura planar. Como primeiro passo para criação da matriz de transferência, é calculada a admitância, por meio da Equação (1), e a constante de fase [10], definida pela Equação (2):

$$q_j = \left(\frac{\sqrt{n_j^2 - (n_1 \cdot \text{sen}(\theta_c))^2}}{n_j} \right) \quad (1)$$

$$\beta_j = \frac{2\pi}{\lambda} d_j \left(\sqrt{n_j^2 - (n_1 \cdot \text{sen}(\theta_c))^2} \right) \quad (2)$$

Nas Equações (1) e (2), a variável n_j representa os índices de refração das camadas em estudo, que variam conforme o comprimento de onda. Na Equação (2), a variável d_j corresponde à espessura das camadas e λ (nm) o comprimento de onda de radiação incidente no núcleo da fibra [10].

O feixe luminoso incidente sofre múltiplas reflexões até atingir a última camada e todas elas devem ser levadas em consideração para o cálculo da reflexão/transmissão. A matriz de transferência que descreve a propagação da onda do meio j para o meio $j + 1$ é definida como [10]:

$$M_j = \begin{bmatrix} \cos(\beta_j) & j \text{sen}(\beta_j)/q_j \\ -jq_j \text{sen}(\beta_j) & \cos(\beta_j) \end{bmatrix} \quad (3)$$

Com isso, a matriz total, M_{tot} de transferência é calculada em função das matrizes individuais entre a interface do metal e do meio dielétrico, denotada pela Equação (4) [10]:

$$M_{tot} = \prod_{j=2}^{m-1} \begin{bmatrix} m_{11} & m_{12} \\ m_{21} & m_{22} \end{bmatrix} \quad (4)$$

Por fim, calculam-se os coeficientes de reflexão ou os chamados coeficientes de Fresnel para estruturas de multicamadas como as descritas na Equação (5), sendo q_m a camada de admitância do meio 4 (desconsiderada neste projeto) e q_1 a camada de admitância do meio 1 (substrato óptico) [10].

$$R = \frac{(m_{11} + m_{12} \cdot q_m)q_1 - (m_{21} + m_{22})q_m}{(m_{11} + m_{12} \cdot q_m)q_1 + (m_{21} + m_{22})q_m} \quad (5)$$

Para fins de uso nas simulações e testes experimentais, a camada 2 é composta por um filme em escala nanométrica de Ouro (Au), devido a sua inércia química, e a camada 3 pela substância a ser detectada, no caso, água destilada, cujo índice de refração é 1,333.

Foi utilizado o *software* MATLAB[®] para a implementação das equações de Fresnel apresentadas.

A obtenção do ângulo de ressonância de plásmons, θ_{SP} , é dada pela Equação (6), desde que seja satisfeita a condição dada na Equação (7) [11]:

$$\theta_{SP} = \text{sen}^{-1} \left(\frac{1}{n_1} \sqrt{\frac{\varepsilon' \cdot n^2}{\varepsilon' + n^2}} \right) \quad (6)$$

$$\theta_c < \theta_{SP} < \frac{\pi}{2} \quad (7)$$

A Equação (6) denota n_1 índice de refração do substrato óptico; $\varepsilon' = \varepsilon_2$ valor da permissividade complexa do metal e $n = n_3$ índice de refração da amostra de interesse.

A Equação (7) considera que o ângulo de ressonância de plásmons seja maior que o ângulo crítico

θ_c e menor que $\frac{\pi}{2}$, intervalo este que abrange todos os modos guiados, desde o modo mais lento até o modo mais rápido ou fundamental [11].

O ângulo crítico pode ser obtido utilizando a Lei de Snell, por [12-13]:

$$\theta_c = \text{sen}^{-1}\left(\frac{n_2}{n_1}\right) \quad (8)$$

Conforme as especificações da fibra em estudo, o ângulo crítico calculado corresponde a $\theta_c \approx 70,39^\circ$.

Resultados

Simulação do sensor SPR-POF

A modelagem do sensor SPR-POF para o modo de interrogação espectral tem como finalidade identificar o ponto de operação ou comprimento de onda em que ocorre o fenômeno SPR. Para este estudo, utilizou-se uma fonte de luz policromática com variação de comprimento de onda (400 nm a 1000 nm). A definição do índice de refração, em função do comprimento de onda foi estabelecida por consulta a banco de dados confiável e disponível [14].

O arranjo multicamadas foi constituído dos seguintes materiais: PMMA (Acrílico), Ouro e água destilada.

Iniciaram-se as simulações com a investigação da espessura metálica entre 20 nm e 100 nm, a fim de observar a refletividade nas curvas em diversas espessuras. A maior refletividade foi observada para uma espessura de 60 nm.

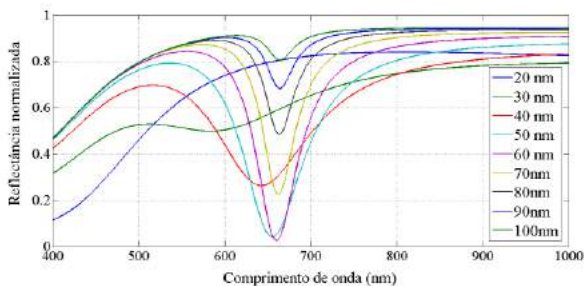


Figura 3: Simulação do modo de interrogação espectral com variação da espessura metálica entre 20 nm e 100 nm.

Uma análise minuciosa da espessura do metal foi realizada variando de 50 nm a 60 nm, conforme mostra a Figura 4. Pôde-se constatar que a menor refletividade é encontrada, mais precisamente, para a espessura de 56 nm, no comprimento de onda de 660 nm.

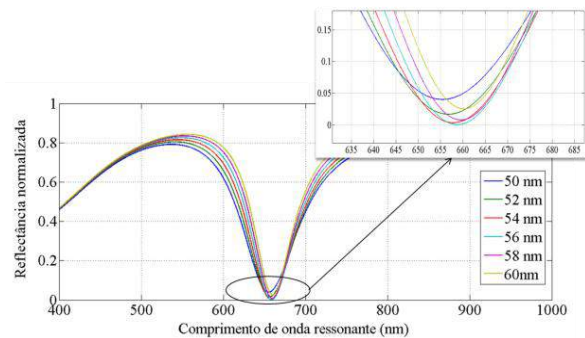


Figura 4: Simulação do modo de interrogação espectral com variação da espessura metálica entre 50 nm e 60 nm.

Na Tabela 2 são apresentados os dados extraídos da Figura 4 relacionados à largura espectral (nm) e à refletividade de cada curva.

Tabela 2: Valores de largura espectral e refletividade.

Espessura do filme fino	Largura espectral	Refletividade
50 nm	73 nm	0,04000
52 nm	70 nm	0,01649
54 nm	66 nm	0,00326
56 nm	63 nm	0,00025
58 nm	59 nm	0,00767
60 nm	54 nm	0,02512

Testes experimentais do sensor SPR-POF

Na Figura 5, é apresentada uma vista superior do *setup* utilizado para a caracterização do sensor óptico SPR-POF. Utilizou-se uma fonte de luz branca (lâmpada dicrômica) com distribuição espectral de 500 nm a 1000 nm, um focalizador com distância focal de 25 mm, um polarizador e um espectrômetro óptico (USB2000 + VIS-NIR, *Ocean Optics*) com resolução de 0,1 nm e faixa de operação de 200 nm a 1100 nm.

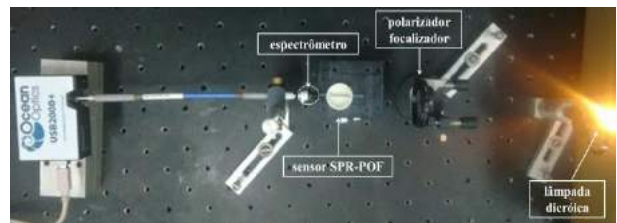


Figura 1: *Setup* utilizado na realização dos testes experimentais.

Alguns ajustes no *setup* foram realizados como o controle de luminosidade, necessário devido à saturação do espectrômetro e a montagem de um suporte para fixar o sensor à mesa perfurada (célula de fluxo). Nas Figuras 6 e 7 são mostrados os resultados obtidos com o auxílio do espectrômetro. Foi utilizado o processo de gotejamento da água destilada no sensor SPR-POF para

verificar o fenômeno SPR. Observa-se, pela Figura 6, uma diminuição da refletividade em função da distribuição espectral, considerando o meio externo como sendo o ar, com índice de refração $n_{ar} = 1$ e o meio externo como sendo a água destilada, com índice de refração $n_{água} = 1,333$.

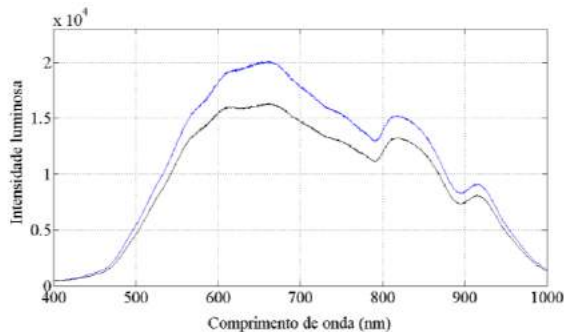


Figura 6: Curvas obtidas com o auxílio do espectrômetro.

A Figura 7 mostra a divisão das curvas apresentadas na Figura 6, indicando uma pequena ressonância próxima ao comprimento de onda esperado. O fenômeno SPR foi observado, tendo o mínimo de refletividade ocorrido num comprimento de onda próximo ao encontrado pelas investigações computacionais. Ocorreu também uma baixa profundidade da curva SPR, o que pode ser explicada pelo desgaste da superfície metálica do sensor, o que pode ter diminuído a interação fóton-plásmon.

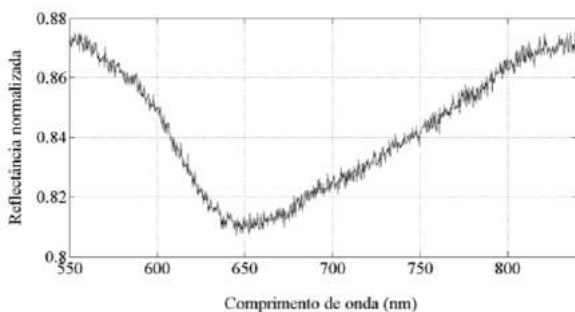


Figura 7: Divisão da curva SPR com base na Figura 6.

Conclusão

Este trabalho consistiu na modelagem óptica e teste experimental de um sensor SPR-POF cujo método de visualização de espectro foi obtido pelo modo de interrogação espectral. Os resultados obtidos revelam o funcionamento do sensor e provam a ocorrência do fenômeno SPR. Espera-se, em um futuro próximo, a construção de alguns sensores ópticos baseados neste mesmo princípio, com a finalidade de investigar parâmetros como a influência da potência luminosa, do comprimento da região sensora, do diâmetro do núcleo da fibra óptica, questões relacionadas à relação sinal ruído e sensibilidade, entre outras.

Agradecimentos

Ao IFPB, ao PPGEE (Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica) e aos autores e também membros do grupo de Sensores e Biossensores Ópticos.

Referências

- [1] Carvalho RM, Rath S, Kubota LT. SPR-Uma nova ferramenta para biossensores. *Química Nova*, v. 26, n. 1, 2003.p. 97-104.
- [2] Cennamo N, Massarotti D, Galatus R., Conte L, Zeni L. Performance comparison of two sensors based on surface plasmon resonance in a plastic optical fiber. *Sensors*. 2013; 13(1):721-735.
- [3] Zeni L et al. Sensing platforms exploiting surface plasmon resonance in polymeric optical fibers for chemical and biochemical applications. In: *Optical Sensors*. Optical Society of America, 2015.p. SeS2B. 3.
- [4] Cennamo, N. et al. Sensors based on surface plasmon resonance in a plastic optical fiber for the detection of trinitrotoluene. *Sensors and Actuators B: Chemical*, v. 188, 2013.p. 221-226.
- [5] Leonard P et al. Advances in biosensors for detection of pathogens in food and water. *Enzyme and Microbial Technology*, v. 32, n. 1, 2003.p. 3-13.
- [6] Cennamo N et al. An easy way to realize SPR aptasensor: a multimode plastic optical fiber platform for cancer biomarkers detection. *Talanta*, v. 140, 2015.p. 88-95.
- [7] Long F, ZHU A, SHI H. Recent advances in optical biosensors for environmental monitoring and early warning. *Sensors*, v. 13, n. 10, 2013.p. 13928-13948.
- [8] Cennamo N et al. A complete optical sensor system based on a POF-SPR platform and a thermostabilized flow cell for biochemical applications. *Sensors*, v. 16, n. 2, 2016. p. 196.
- [9] Kanso M, Cuent S, Louarn G. Sensitivity of optical fiber sensor based on surface plasmon resonance: modeling and experiments. *Plasmonics*. 2008; v. 3, n. 2-3, p. 49-57.
- [10] Oliveira LC et al. *Surface Plasmon Resonance Sensors: A Materials Guide to Design and Optimization*. Springer, 2015.
- [11] Fontana E. A novel gold-coated multimode fiber sensor. *Microwave Theory and Techniques, IEEE Transactions on*, v. 50, n. 1, 2002.p. 82-87.
- [12] Ribeiro JAJ. *Comunicações ópticas*. 3ª Edição. Érica; 2007.
- [13] Almeida A, José R. *Projeto de sistemas de comunicações ópticas*. Manole, 2005.
- [14] RefractiveIndex.INFO website: © 2008-2016 Mikhail Polyanskiy. Disponível em: <<http://refractiveindex.info/>> Acesso em: 03 de abril de 2015.

AVALIAÇÃO DE MEDULA ESPINHAL SADIA E LESIONADA POR ESPECTROSCOPIA RAMAN

E.S.T.Coutinho¹, L.P. Medeiros Neto², L.F.C.S. Carvalho², A.A. Martin², E.A.L. Arisawa¹

Univap/Instituto de pesquisa e desenvolvimento (IP&D),
Av. Shishima Hifumi 2911, São José dos Campos/SP.

¹ IP&D, Lab. Histologia e Terapia Regenerativa, São José dos Campos, Brasil

² IP&D, Lab. Espectroscopia Vibracional Biomédica, São José dos Campos, Brasil

elisabethstcoutinho@gmail.com

Resumo: A lesão medular, também conhecida pelo termo *spinal cord injury (SCI)*, é definida como qualquer agravo ocorrido na medula espinhal, com consequentes prejuízos ao bem estar físico, emocional, financeiro e social do indivíduo. O prognóstico de cada caso depende do diagnóstico. A espectroscopia Raman utilizada como diagnóstico óptico detecta modificações bioquímicas e morfológicas da estrutura celular. O objetivo deste trabalho foi avaliar a medula espinhal, sadia e lesionada de 10 ratos machos Wistar. A avaliação espectral identificou variações qualitativas de intensidade. A espectroscopia Raman permitiu identificar diferenças no tecido medular, decorrente de trauma.

Palavras-chave: Espectroscopia Raman, Tecido nervoso, Trauma, Medula espinhal.

Abstract: *The spinal cord injury (SCI) is defined as any injury to the spinal cord, leading to losses in the physical well-being, emotional, financial and social conditions. The prognosis in each case depends on the diagnosis. Raman spectroscopy used as optical diagnostic detects biochemical and morphological changes in the cell structure. The aim of this study was to detect changes in biomolecular composition of the spinal cord in healthy mice and with LM. The spectral evaluation identified qualitative variations of intensity. Raman spectroscopy was able to identify qualitative differences in the medullary tissue resulting from trauma.*

Keywords: *Raman spectroscopy, nervous tissue, Injury, Spinal Cord.*

Introdução

A Lesão Medular (*SCI*) é uma condição trágica que gera consequências ao indivíduo lesionado, à família e à sociedade. Estima-se que no Brasil ocorram mais de 10 mil novos casos de lesão medular, a cada ano, sendo o trauma a causa predominante. Dados estatísticos não estão disponíveis, estimando-se que mais de 13 milhões de pessoas apresentem deficiência motora no Brasil, atingindo valores superiores a R\$12.000.000,00 com reabilitação em 2010. Nos Estados Unidos as lesões

traumáticas causam 146.400 mortes e 31 milhões de atendimentos na emergência [1-5]. A *SCI* (Figura 1) ocorre quando forças acima do suportável são impostas à coluna vertebral alterando sua biomecânica [6].

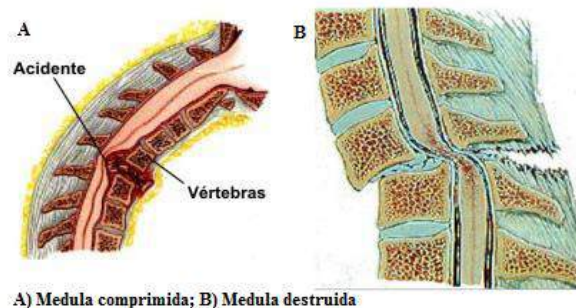


Figura 1: Coluna Vertebral com biomecânica alterada.
Fonte: Imagem modificada de Varela [7]

As sequelas são diversas: disfunções vascular, sensitiva, visceral, sexual, motoras, ossificação heterotrófica e das funções tróficas [8-9]. O perfil epidemiológico apresenta predominância de envolvimento de jovens, homens em fase produtiva e como não há reabilitação completa nem do sistema neuronal e nem da função, o paciente e seus familiares convivem com as novas condições [10-14]. Estudos realizados demonstram a necessidade de tratamento primário mais rápido e eficiente, pois disso depende todo processo de reabilitação. Para avaliação das estruturas lesionadas, prognóstico e orientação do tratamento da *SCI* utiliza-se a investigação por imagem que inclui radiografia simples (RX), tomografia computadorizada (TM) e, em alguns casos, ressonância magnética (RM) do segmento atingido. O diagnóstico incompleto ou errôneo pode afetar o tratamento e, por consequência, determinar aumento das sequelas. [15-16].

Considerada um instrumento de diagnóstico óptico a espectroscopia vem sendo utilizada em diversas pesquisas, com vários tipos de fonte de excitação e diferentes métodos, pois os espectros produzidos permitem o conhecimento sobre a estrutura bioquímica de diversas matérias. Dentre esses métodos, destaca-se a espectroscopia Raman que analisa o espalhamento

inelástico da luz pelo sistema biológico. Muito utilizada nas áreas de biomedicina, as bandas espectrais descrevem de forma confiável a composição bioquímica de diversos tecidos biológicos sendo útil na diferenciação entre tecidos saudáveis e aqueles em processo patológico [17-19]. O tecido nervoso pode ter sua homeostasia afetada por diversas patologias, dentre elas a lesão traumática, porém não foram encontrados estudos de espectroscopia Raman desse tecido. Considerando a gravidade das consequências de lesões medulares em humanos, que acarretam altos custos para saúde pública, bem como, agravos severos à qualidade de vida das pessoas, estudos que levem a ampliação do conhecimento sobre alterações biomoleculares no tecido medular podem auxiliar o diagnóstico precoce e intervenções terapêuticas mais eficientes. Diante do exposto o presente estudo tem como objetivo avaliar diferenças na composição biomolecular de medula espinhal saudável e após lesão medular de ratos Wistar utilizando a espectroscopia Raman dispersiva, acoplada à fibra óptica.

Materiais e métodos

O presente estudo foi desenvolvido no Laboratório de Espectroscopia Vibracional (LEVB) do Instituto de Pesquisa e Desenvolvimento (IP&D) da Universidade do Vale do Paraíba (UNIVAP), após submissão e aprovação do projeto pela Comissão de Ética no Uso de Animais (CEUA) sob os números: A/17/CEUA/2014 e A08/CEUA/2015.

Aquisição das amostras – Foram estudados 20 fragmentos de coluna vertebral, sendo 10 da porção cranial, anterior a SCI e 10 da porção caudal, posterior à SCI. Para tanto, foram utilizados 10 ratos machos adultos (*Rattus norvegicus, albinus, Wistar*), 60 dias de idade, pesando 230 ± 20 g, divididos aleatoriamente em dois grupos iguais, com 5 animais cada: Controle (C-simulação dos procedimentos cirúrgicos) e Lesionado (Lesão medular). Todos os animais foram submetidos a uma intervenção cirúrgica, iniciada com tricotomia e desinfecção do local. A seguir, foi realizada incisão longitudinal de aproximadamente 2,5 cm na região de T9-T10 da coluna vertebral, com o auxílio de bisturi nº3 e lâmina nº15. Nos espécimes do grupo C foi exposta a medula espinhal, sem indução da lesão medular. Para os animais do grupo L, após a exposição da medula espinhal realizou-se a lesão por trauma direto, com o emprego de mini-guilhotina, segundo protocolo descrito por Paula et al. [20]. Em sequência, os tecidos da pele foram reposicionados e suturados com fio de sutura de seda 3-0. Todos os ratos foram submetidos às terapias: antibiótica- Enrofloxacino (5 mg/Kg de peso, subcutânea, intervalos de 24h, por 4 dias) e analgésica - Cloridrato de tramadol (10mg/kg, intraperitonal, intervalos de 12h, por 5 dias). Os animais foram alojados em gaiolas de polipropileno individuais, com ciclo de luz de 12:12 claro-escuro, temperatura controlada de 20-22° C, alimentação (com ração) e água *ad libitum*. Os animais foram eutanasiados 28 dias após

os procedimentos cirúrgicos descritos, e as amostras excisadas congeladas a -76° C.

Sistema Raman - O sistema Raman utilizado para a análise era composto por espectrômetro Raman (HOLOSPEC f/1.8i, Kaiser Optical System, Inc), laser de diodo no comprimento de onda de 785nm e fibra óptica para conduzir a energia proveniente do laser para o tecido e captar a luz espalhada (Sacher Laser, Alemanha), além de câmera CCD (charge-coupled device) para captação do sinal Raman. Todo este sistema foi acoplado a um computador.

Aquisição dos espectros - Foram adquiridos 24 espectros Raman de amostras de medula espinhal, sendo 12 espectros referentes ao grupo C e 12 espectros ao grupo lesionado. Foi utilizado o sistema Raman dispersivo, com energia de excitação de 70 mA, tempo de aquisição do espectro de 2 segundos e total de 20 acumulações.

Análise dos espectros - A análise foi realizada seguindo a seguinte ordem: pré-processamento dos dados ou tratamento espectral, que incluiu a remoção da fluorescência com aplicação da linha de base e suavização do espectro pela técnica de suavização além da normalização vetorial de todos os espectros para garantir a correta análise, seguida da análise qualitativa dos espectros.

Resultados e Discussão

Observaram-se, pela análise da média dos espectros em toda a região espectral (800 a 1800 cm^{-1}), diversas variações qualitativas de intensidade entre os tecidos analisados. As principais regiões onde estas diferenças foram detectadas foram as regiões de DNA/RNA (≈ 800 a 950 cm^{-1}), região de Amida III (≈ 1200 a 1400 cm^{-1}), região de $\text{CH}_2\text{-CH}_3$ (≈ 1420 a 1500 cm^{-1}), atribuídas aos componentes de lipídeos e proteínas e a região de Amida I (≈ 1520 a 1700 cm^{-1}) (Figura 2).

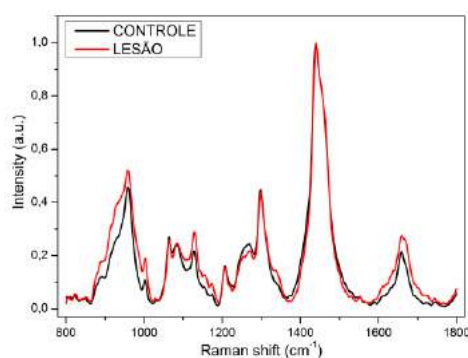


Figura 2: Média dos espectros dos grupos controle e lesionado. Preto: grupo controle; Vermelho: grupo lesionado.

Ainda considerando as médias, verificou-se a presença dos principais picos que caracterizam os tecidos provenientes da medula espinhal (Tabela 1). Estes picos são atribuídos a componentes bioquímicos presentes nos pontos analisados e que apresentaram

variação de intensidade entre as amostras.

Tabela 1: Bandas espectrais observadas na medula espinhal

Bandas (cm ⁻¹)	Modos vibracionais/Estrutura biológica
958	Hydroxyapatite, cholesterol
1004	vs(C-C), symmetric ring breathing, phenylalanine (protein assignment)
1064	Skeletal C-C stretch of lipids
1084	Phosphodiester groups in nucleic acids
1207	Amide III, Hydroxyproline, tyrosine (collagen assignment)
1267	C-H (lipid in normal tissue), Amide III (collagen assignment)
1298	Fatty acids, CH ₂ deformation (lipid)
1440	δ(CH ₂), δ(CH ₃) deformation, δ(C-H) deformation, Cholesterol, fatty acid band, δ(CH ₂) (lipids), δ(CH ₂) bending (lipids)
1530	Amide I
1660	Amide I (α-helix)

A espectroscopia Raman é uma técnica eficaz para a observação de componentes bioquímicos em tecidos biológicos, tendo sua aplicação cada vez mais estudada. A avaliação das características bioquímicas após lesões medulares é de grande importância para uma observação apropriada das alterações ocorridas neste tecido.

Na fisiologia humana as principais biomoléculas são: carboidratos, lipídeos, proteínas (grupos utilizados na obtenção de energia e constituição dos componentes das células) e nucleotídeos (componentes estruturais do material genético).

Desta forma, observando os espectros obtidos e a média dos grupos, observou-se diferença de intensidade entre os grupos analisados. Isso pode representar uma variação quantitativa dos componentes bioquímicos para os grupos, uma vez que os mesmos picos encontrados para o grupo controle foram encontrados para o grupo lesionado, porém com menor intensidade.

Em algumas regiões do espectro a intensidade do grupo Controle foi maior do que a do grupo lesionado, sugerindo que após a lesão medular, a região cranial ao ponto lesionado perdeu grande quantidade de componentes, tais como: proteínas, lipídios, aminoácidos, colágeno, colesterol entre outros (Tabela 1). Na lesão traumática a resposta inflamatória desencadeia eventos que levam ao processo de

degeneração tecidual e consequente diminuição dessas biomoléculas que levam à desmielinização e necrose do tecido nervoso. A mielina, estrutura lipoproteica depositada ao redor de axônios é fundamental para condução do impulso nervoso. A desmielinização com remielinização incompleta de axônios é uma característica do SCI [21]. Porém, ocorreu um aumento de intensidade para o grupo Lesão nas regiões de Amida I e na região de DNA/RNA, o que pode ser atribuído a uma tentativa de regeneração no local lesionado. A diminuição de componentes é observada no corte histológico pela presença de cavitações. Áreas circundadas por tecido cicatricial inicialmente preenchida por fluído é um fenômeno que ocorre após a lesão medular e impede a regeneração do sistema nervoso central. É resultado de área necrótica e este tecido cicatricial não só é um obstáculo físico como também está envolvido na produção de moléculas que inibem o crescimento do axônio. Ainda é desconhecida a combinação de moléculas que favoreçam a regeneração do tecido nervoso [22].

Esta análise pela espectroscopia Raman contribui cada vez mais para acelerar os diagnósticos de lesões. As informações geradas a partir da observação dos componentes bioquímicos nos tecidos, associada aos dados de histologia e da avaliação por profissionais capacitados garantem o diagnóstico e tratamento mais rápidos e específicos para cada tipo de lesão.

Conclusão

Os resultados obtidos permitiram verificar que a espectroscopia Raman dispersiva, acoplada à fibra óptica, foi capaz de detectar diferenças espectrais qualitativas entre medula espinhal íntegra e lesionada de ratos Wistar, indicando a existência de alterações na composição biomolecular desse tecido após a SCI. Dessa forma, são necessários mais estudos visando obter uma padronização das alterações bioquímicas desencadeadas pela lesão medular, bem como análises *in vivo*. Estima-se que a espectroscopia Raman, sendo uma excelente técnica de caracterização bioquímica, pode contribuir que no futuro a análise *in vivo* possa ser aplicada como coadjuvante no diagnóstico e tratamento de lesões medulares.

Agradecimentos

Os autores agradecem aos pesquisadores do projeto de Pesquisa “Membrana amniótica no processo de reparo de lesão medular induzida em ratos”, aprovado sob número A/17/CEUA/2014 pelo fornecimento das amostras e a Capes pelo suporte financeiro.

Referências

- [1] MS - Ministério da saúde - Secretaria de Atenção à Saúde - Departamento de Ações Programáticas Estratégicas Diretrizes de Atenção à pessoa com Lesão Medular [internet]. 2015 mar [Acesso em 11 mar. 2016]; ID: mis-37150 68 p. Disponível em: http://bvsmis.saude.gov.br/bvs/publicacoes/diretrizes_atencao_pessoa_lesao_medular.pdf.
- [2] IBGE - Instituto Brasileiro de geografia e estatística Características da população [internet] Censo Demográfico 2010. [Acesso em 11 mar. 2016] Disponível em: <http://7a12.ibge.gov.br/vamos-conhecer-o-brasil/nosso-povo/caracteristicas-da-populacao.html>.
- [3] Datasus Brasil geral Sistema de Informações Hospitalares do SUS Situação da base de dados nacional em 03/05/2010 [internet] [Acesso em 14 mai. 2016] Disponível em: <http://tabnet.datasus.gov.br/tabdata/cadernos/cadernosmap.htm>.
- [4] Odero W, Tierney W, Einterz R, Mungai S. Using an electronic medical record system to describe injury epidemiology and health care utilization at an innercity hospital in Indiana. In: *Injury Control and Safety Promotion* 2004 Dec; 11(4): 269-79.
- [5] Jorge MHPM, Koizumi MS. Gastos governamentais do SUS com internações hospitalares por causas externas: análise no Estado de São Paulo, 2000. In: *Rev Bras Epidemiol*. 2004 Jun; 7(2):228-38
- [6] Incecan, S.M. Classification of spinal injuries based on the essential traumatic spinal Mechanisms. In: *Spinal Cord* (2003) 41, 385–396
- [7] Varella D Lesões na Coluna [internet] 2011 [Acesso em: 14 mai. 2016] Disponível em: <http://drauziovarella.com.br/entrevistas-2/lesoes-na-coluna/>.
- [8] McKinley W. et al. Comparison of rehabilitation outcomes following vascular-related and traumatic spinal cord injury . In: *The Journal of Spinal Cord Medicine*, 2011 Vol. 34 Nº. 4.
- [9] Ferreira LL, Marino LHC, Cavenaghi, S Atuação Fisioterapêutica no trauma raquimedular em ambiente hospitalar. In: *Rev Brasileira de Ciências da Saúde*, jul/set 2012; 55-50
- [10] Venturini DA, Decésaro M N, Marcon SS Alterações e expectativas vivenciadas pelos indivíduos com lesão raquimedular e suas famílias. In: *Rev Esc Enferm USP* 2007; 41(4): 589-96.
- [11] Pereira ELR. et al. Epidemiologia do traumatismo raquimedular por projéteis de armas de fogo em um hospital de referência no estado do Pará. In: *Arq Bras Neurocir* 2015; 34:13–19.
- [12] Estrada-Mondaca S et al. Lesión de medula espinhal Y medicina regenerativa. In: *salud pública de México* vol 49, nº6 nov-dez/2007.
- [13] Iure F et al. The role of surgical treatment in the rehabilitation protocols of thoraco-lumbar spine injuries. In: *European Review for Medical and Pharmacological Sciences* 2013; 17: 2933-2940.
- [14] Barbosa MO et al. Neuroprotective effect of epidural hypothermia after spinal cord lesion in rats. In: *Clinics* 2014; 69 (8): 559-564.
- [15] Rios GM et al. Classificação das fraturas tóraco-lombares baseada em investigação por imagem . In: *Arq Neuropsiquiatr* 2006; 64(3-B): 824-828.
- [16] Vedantam A et al. Diffusion tensor imaging of the spinal cord: a review. In: *Coluna/Columna*. 2013; 12(1): 64-9.
- [17] Raniero L et al. In and ex vivo breast disease study by Raman spectroscopy. In: *Theor Chem Acc* (2011) 130:1239–1247.
- [18] Lobo AO et al. Diagnóstico óptico de cirrose hepática utilizando a espectroscopia Raman dispersiva e FT-Raman In: VIII Encontro Latino Americano de Iniciação Científica e IV Encontro Latino Americano de Pós-Graduação – Universidade do Vale do Paraíba, São José dos Campos, SP, 2004.
- [19] Movasaghi Z, Rehman S, Rehman IU Fourier Transform Infrared (FTIR) Spectroscopy of Biological Tissues. In: *Appl. Spectrosc. Reviews* 43, 34-179 (2008).
- [20] Paula AA et al. Low-intensity laser therapy effect on the recovery of traumatic spinal cord injury. In: *Lasers Med Sci*. 2014 May 24.
- [21] Totoiu MO, Keirstead HS Spinal Cord Injury Is Accompanied by Chronic Progressive Demyelination. In: *The journal of comparative neurology* 486:373–383 (2005)
- [22] Del Bel E A, Silva CA, Mladinic M The spinal cord injury. In: *Coluna/Columna*. 2009; 8(4): 441-449.

AVALIAÇÃO DE ANEMIA EM RATOS WISTAR E CÃES EXPLORANDO CÂMERAS DE SMARTPHONES

Wellington S. Souza*, José C. S. Neto Jr.** ,Wendell W. Neves* e Renato E. de Araujo *

*Laboratório de Óptica Biomédica e Imagens, UFPE, Recife, Brasil

**Biotério Central, UFRN, Natal, Brasil

e-mail: renato.earaujo@ufpe.br

Resumo: Neste trabalho é apresentada uma metodologia para avaliação de anemia em ratos Wistar e cães explorando câmeras de smartphones e técnicas de processamento de imagens. A técnica proposta de análise de cor em imagens obtidas por dispositivo celular não necessita de uso de calibradores de cor. Para este estudo anemia aguda foi induzida em um grupo de 15 ratos Wistar jovens. Também foi avaliado um grupo de 13 cães, saudáveis e anêmicos. A determinação de anemia nos animais foi estabelecida clinicamente e por hemogramas. Com o método proposto, verificou-se um percentual de acerto entre 73,3% e 86,6% para a determinação de anemia em ratos Wistar, e de 70,0 % na avaliação de anemia em cães. Os resultados obtidos indicam a possibilidade de estender a metodologia para diagnóstico de anemia em humanos.

Palavras-chave: Anemia, Smartphones, imagem óptica.

Abstract: *This paper presents a methodology for evaluation of anemia in rats and dogs exploring Smartphone cameras and image processing techniques. The color analysis of the proposed technique on images obtained by cell phones does not require use of color calibrators. For this study Acute Anemia was induced in a group of 15 young Wistar rats. It was also assessed a group of 13 dogs, healthy and anemic. The determination of anemia in animals has been clinically established and evaluated by blood counts. With the proposed method, there has been 73.3% and 86.6% of success on the determination of anemia in rats, and 70.0% in the evaluation of anemia in dogs. The results obtained indicate the possibility of extending the methodology to the diagnosis of anemia in humans.*

Keywords: *Anemia, Smartphones, optical imaging.*

Introdução

A anemia é um problema global de saúde pública que afeta tanto países desenvolvidos quanto, em maior escala, os países em desenvolvimento, apresentando graves consequências para a saúde humana [1]. O seu diagnóstico é uma atividade constante na rotina dos profissionais de saúde, apresentando uma alta prevalência na prática médica. Estima-se que cerca de 2 milhões de pessoas apresentam quadros de anemia, tendo como principais vítimas mulheres grávidas e crianças [1,2]. Essa patologia é caracterizada pela redução de hemoglobina (Hb) e glóbulos vermelhos (GV) circulantes no

tecido sanguíneo. O diagnóstico clínico é realizado através da análise do sangue do indivíduo, incluindo medições da densidade de glóbulos vermelhos (RBC) e hemoglobina. Os sinais clínicos são acompanhados pelo descoloramento da pele e mucosas, com melhor visualização em locais onde os vasos sanguíneos são mais superficiais como mucosa da conjuntiva, saliência das regiões palmares e leitos ungueais [3]. Normalmente, a triagem da anemia é realizada através da inspeção visual da coloração da pálpebra inferior da conjuntiva. No entanto, devido as limitação do sistema visual humano os resultados obtidos não apresentam alto grau de precisão [4]. As avaliações clínicas mostram-se insatisfatórias no diagnóstico de anemia, apresentando um acerto em torno de 60%, o que reforça a necessidade de avaliações complementares [5]. Neste contexto, surge a necessidade de desenvolver dispositivos que sejam capazes de auxiliar os profissionais da saúde na triagem da anemia, obtendo resultados mais precisos em comparação com o sistema visual humano. Uma alternativa viável é o desenvolvimento de aplicativos para telefones móveis que proporcionem uma avaliação rápida, econômica e precisa [2,6]. Com o desenvolvimento tecnológico, os recursos e poder de processamento dos telefones móveis têm aumentado e, conseqüentemente, o número de aplicações em áreas como medicina, engenharia e ciência vem crescendo constantemente no mercado [7,8,9]. Atualmente, smartphones tem pelo menos um sensor de câmara integrado com alta resolução, geralmente acima 3Mpixels, autofocus e zoom digital, processador de alto desempenho com baixo consumo de energia [10] e sistemas operacionais sofisticados [11], normalmente oferecendo suporte na plataforma JAVA e com opções para instalação e execução de aplicativos específicos. Porém, mensurar cor com smartphones diferentes é uma tarefa complicada devido a diversos fatores, como a iluminação do ambiente e o tipo de sensor utilizado, que podem influenciar na medição, tendo como resultados valores diferentes para cada dispositivo [12]. Logo, para avaliação de cor usando diferentes dispositivos utilizam-se calibradores de cores para garantir que a cor mensurada por diferentes dispositivos estejam dentro de uma margem de erro aceitável [13,14]. Alguns estudos mostram que a detecção de níveis de anemia através da análise de cor por dispositivo celular requer o uso de calibradores de cor [2,6,13], o que limitam o uso e a disseminação da técnica. Neste artigo é proposto um método para avaliar a tonalidade relativa entre duas regiões de uma mesma ima-

gem. Além disto, apresenta-se a associações de técnica de imagem óptica com métodos de processamento de imagem, que estabelece um padrão indicativo de anemia em animais utilizando câmeras de smartphones.

Materiais e métodos

Indução de anemia em ratos Wistar:

Os experimentos foram realizados em grupo de 15 ratos Wistar jovens, adultos, de ambos os sexos, com peso médio de 300g e oriundos do biotério do Departamento de Ciências Farmacêuticas da Universidade Federal de Pernambuco (UFPE). Os animais foram mantidos em gaiolas de polietileno, em número de 5 por gaiola, à temperatura de $23^{\circ}\text{C}\pm 1$, sob condições padrão de iluminação (ciclo claro-escuro de 12/12 horas), tendo livre acesso à água e ração. A pesquisa foi submetida à Comissão de Ética no Uso de Animais sob nº 23082.001660/UFRPE. Os animais receberam anestesia geral e tiveram as mucosas imediatamente fotografadas. Em seguida foram coletados 2 ml de sangue por meio de punção cardíaca e novas imagens foram capturadas. As amostras sanguíneas foram encaminhadas para exame de hemograma no Laboratório de Análises Clínica do Departamento de Ciências Farmacêuticas da UFPE, onde foram analisadas a quantidade de glóbulos vermelhos (GV), hemoglobina (Hb) e a relação percentual da massa celular e o volume do sangue (Ht) presente inicialmente no sangue dos ratos. Após 18 horas os ratos foram novamente anestesiados e, por meio de punção cardíaca, coletado mais 2 ml de sangue. Os hemogramas antes e 18 horas após a indução de anemia aguda foram comparados e correlacionados com as colorações observadas. Foram analisadas as colorações das mucosas oculares dos ratos antes e após a indução de anemia aguda.

Análise clínica de anemia em cães:

Análises clínicas foram realizadas em um grupo com 13 cães, em uma clínica veterinária escolhida por critério de proximidade e sob a supervisão de um médico veterinário. Inicialmente, os cães foram avaliados clinicamente pelo médico e, em seguida, as imagens da mucosa ocular dos cães foram capturadas usando o Smartphone LG Optimus e foram coletados 2 ml de sangue para análise do hemograma. O diagnóstico clínico mostrou que 9, dos 13 cães avaliados, estavam anêmicos.

Aquisição de imagem e avaliação de cor:

Imagens da mucosa dos animais foram capturadas usando os celulares *LG Optimus* e *Motorola Moto G*. A resolução das câmeras é de 2048x1536 pixels para o celular LG e de 3264x1836 pixels para o celular Motorola. Os celulares foram configurados para não utilizarem a função flash. Além disso, Para análise, foram consideradas as coordenadas tricromáticas da mucosa ocular (X_m , Y_m e Z_m) e as coordenadas tricromáticas de uma região de referência (X_r , Y_r , Z_r). Imagens da mucosa foram capturadas em ambientes bem

iluminados e os celulares foram colocados a uma distância de ~ 5 cm acima da mucosa do animal. Um código em Matlab foi desenvolvido para obter as coordenadas tricromáticas (X , Y , Z) numa região de interesse da mucosa ocular. A área selecionada da imagem foi representada por uma matriz de pixels no código em Matlab. Cada elemento da matriz refere-se a um pixel da região em análise e para cada pixel atribui-se um valor para as coordenadas tricromáticas. O valor médio das coordenadas tricromáticas para a região selecionada é obtido através do cálculo da média global dos valores X , Y e Z de cada pixel da região. Câmeras digitais convertem a cor real de objetos (X , Y , Z) para uma cor de saída do dispositivo (X' , Y' , Z'), de modo que:

$$X' = X^{\gamma}, Y' = Y^{\gamma}, Z' = Z^{\gamma} \quad (1)$$

onde γ é o fator de aumento que depende de cada dispositivo. Se dois ou mais celulares tiverem aproximadamente o mesmo valor de γ , a percepção de cor na saída desses dispositivos será semelhante. No entanto, se γ for diferente, os valores de saída da cor mensurada serão divergentes. Para que a identificação de cor de objetos por smartphones seja independente do dispositivo utilizado, estabeleceu-se aqui relações de cor relativa, baseadas na equação (1), dadas por:

$$r = \frac{\ln(X'_r)}{\ln(X'_m)} = \frac{\ln(X_r)}{\ln(X_m)} \quad (2)$$

$$g = \frac{\ln(Y'_r)}{\ln(Y'_m)} = \frac{\ln(Y_r)}{\ln(Y_m)} \quad (3)$$

$$b = \frac{\ln(Z'_r)}{\ln(Z'_m)} = \frac{\ln(Z_r)}{\ln(Z_m)} \quad (4)$$

Nota-se que as relações (2), (3) e (4), são independentes de γ , o que indica uma avaliação de cor independente do dispositivo de captura da imagem utilizado. Além disto, aqui não é determinada a cor real do objeto, mas sim, uma cor relativa que mede o quanto a tonalidade de uma região de interesse é maior ou menor que a tonalidade de uma região de referência. Para os ratos Wistar foi adotada como referência a região branca do pelo do animal, enquanto que para os cães, consideramos como tonalidade de referência a cor preta da íris ocular.

Resultados e discussões

A Figura 1 mostra imagens típicas obtidas com smartphones da mucosa de ratos e cães. Foram analisadas as tonalidades relativas da mucosa ocular dos ratos (antes e após a indução da anemia aguda). As avaliações de tonalidade relativa foram correlacionadas com a concentração de hemácias presente no sangue dos ratos Wistar. Os ratos são considerados normais (não anêmicos) se a concentração de hemácias estiver dentro do intervalo de 6 a 8 milhões de células por mL de sangue. Caso a concentração de hemácias esteja abaixo de 6 milhões de células por mL de sangue os ratos são

ditos anêmicos.



Figura 1: Imagem típica da mucosa de ratos Wistar (a) e cães (b).

A Figura 2a mostra a tonalidade relativa g , referente à equação (3), para os ratos antes e após a indução de anemia aguda, obtidas das imagens capturadas usando o celular *Motorola Moto G*.

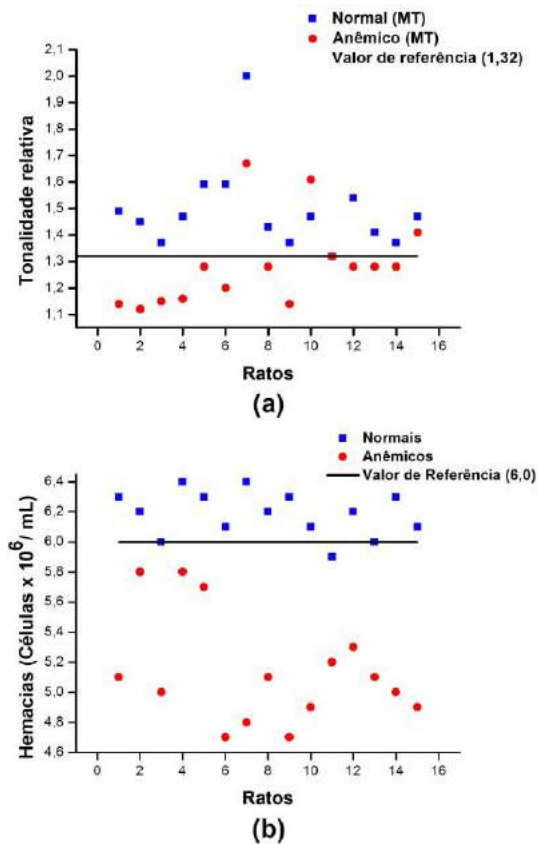


Figura 2: Tonalidade relativa e a concentração de hemácias dos ratos: (a) Tonalidade relativa observada na mucosa de ratos antes e após a indução de anemia aguda. (b) Concentração de hemácias.

No gráfico da Figura 2a, a linha preta refere-se ao limite observado para a coordenada g entre o estado normal e o estado de anemia aguda. O valor de referência para indicação de anemia corresponde a um valor global determinado pela análise das imagens de diferentes animais obtidas com diferentes celulares. O valor de referência para indicação de anemia utilizando Smartphone e a análise de tonalidade relativa é de 1,32, para a coordenada g . A Figura 2b apresenta o valor da concentração de hemácias obtidos dos hemogramas dos ratos. A concentração de hemácias de 6 milhões de

células por mL consiste no valor de referência entre o estado normal e o estado anêmico, indicada pela linha sólida na Figura 2b. Pela análise das Figuras 2a e 2b, verifica-se uma boa correspondência entre os resultados obtidos pelo método óptico e os valores referentes à concentração de hemácias. Avaliações das tonalidades relativas g , r (equação 2) e b (equação 4) das imagens obtidas por diferentes smartphones foram estabelecidas. Valores de referência para indicação de anemia foram também determinados para as tonalidades r e b , sendo respectivamente 1,10 e 1,23. Baseado nos valores de referência para indicação de anemia determinou-se o percentual de acerto na determinação de anemia nos ratos, utilizando os celulares *LG Optimus* e *Motorola Moto G*. A Tabela 1 mostra os valores de percentual de acerto encontrados. Pela Tabela 1, verifica-se que com o método proposto é possível obter um percentual de acerto entre 73,3% e 86,6% para a cor relativa g . Este valor é bem acima do que é mencionado na literatura utilizando inspeção visual para avaliação de anemia em humanos. Esses resultados indicam que é possível obter parâmetros para avaliação de anemia utilizando as coordenadas de cor relativa.

Tabela 1: Percentual de acerto na avaliação de anemia em ratos Wistar

Smartphone	R	g	B
LG	53,3%	73,3%	70%
MT	80,0%	86,6%	76,6%

Pesquisas recentes mostram que a variação na concentração de hemoglobina no sangue pode ser relacionada com o nível de anemia do indivíduo através da análise da reflectância espectral do tecido quando iluminado por radiação entre 500-600 nm [11], o que corrobora com os resultados da análise de anemia pela a avaliação da tonalidade relativa g . No diagnóstico clínico de cães, foi determinada a tonalidade relativa da mucosa. A Figura 3a mostra o valor da tonalidade relativa g dos cães avaliados, obtida das imagens capturadas usando o celular *Motorola Moto G*. Na Figura 3a, a linha escura corresponde ao valor de referência para indicação de anemia em cães, que para a coordenada relativa g foi de 0,74. Da análise dos gráficos da Figura 3 verifica-se que a avaliação de anemia pelo método de cor relativa g , apresenta um percentual de acerto em torno de 70,0% quando comparado com os valores obtidos por hemogramas. A análise gráfica dos resultados acima mostra que com a metodologia desenvolvida é possível detectar o estado de anemia dos cães, estando de acordo com o diagnóstico clínico estabelecido pelo hemograma. No entanto, faz-se necessário a realização de avaliações em um número de cães usando um quantitativo maior de dispositivos.

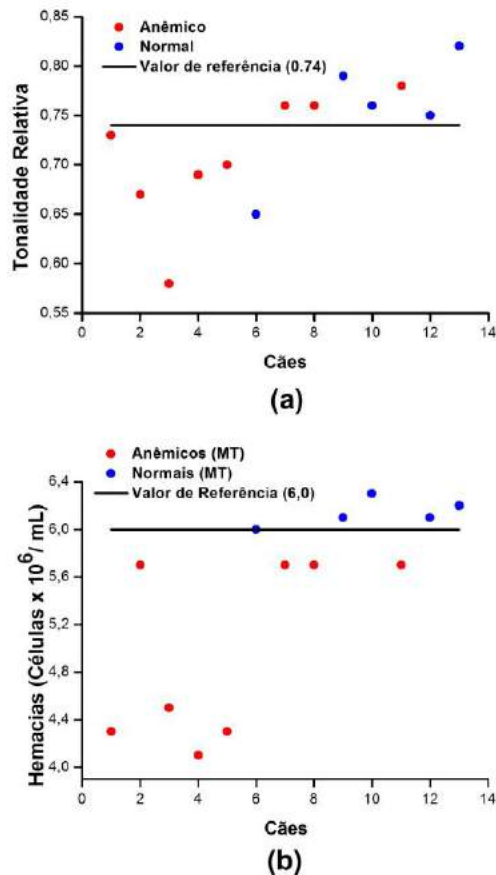


Figura 3: Tonalidade relativa e a concentração de hemácias dos cães: (a) Tonalidade relativa observada na mucosa dos cães. (b) Concentração de hemácias presente no sangue dos cães.

Conclusão

Os resultados mostram que a análise de cor usando o método de tonalidade relativa proposto em nosso trabalho, pode ser utilizada como parâmetro para indicativo de anemia em modelo animal. Com o método proposto, verificou-se um percentual de acerto entre 73,3% e 86,6% para a determinação de anemia em ratos Wistar, e de 70,0 % na avaliação de anemia em cães. Os resultados obtidos indicam a possibilidade de explorar o método em procedimentos de rotina de clínicas veterinárias. O estabelecimento do método direciona a futura expansão da técnica para avaliação de anemia em humanos.

Agradecimentos

Agradecemos à Fundação de Ampara à Ciência e Tecnologia do Estado de Pernambuco (FACEPE), Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico (CNPq) e a Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior (CAPES) pelo apoio financeiro.

Referências

- [1] Worldwide prevalence of anaemia1993/2005:WHO global database on anemia. Edited by Bruno de Benoist, Erin McLean, Ines Egli and Mary Cogswell.
- [2] Erika Tyburski, Scott Gillespie. Disposable platform provides visual and color-based point-of-care anemia self-testing. *The Journal of Clinical Investigation*; Volume 124; 2014.
- [3] CC Porto. Exame clínico. 5a ed. Rio de Janeiro; Guanabara Koogan; 2004.
- [4] M Bass, JM Enoch, V Lakshminarayanan. Handbook of Optics: Vision and Vision Optics. Vol. III; Third Edition; McGraw-Hill; 2010.
- [5] FD Capanema, LC Filho, RM Pedrosa, CA Drummond, RC Norton, JÁ Lamounier. Acurácia do exame clínico na determinação de anemia em crianças. *Revista Médica de Minas Gerais*; 2011.
- [6] Zhu H, Sencan I, Wong J, Dimitrov S, Tseng D, Nagashima K, Ozcan A. Cost-effective and rapid blood analysis on a cell-phone. *Lab on a Chip*; 2013.
- [7] A García, MM Erenas, ED Marinetto, CA Abad, I. de Orbe-Paya, AJ Palma, LF Capitán-Vallvey. Mobile phone platform as portable chemical analyzer. *Sensors and Actuators B: Chemical*; 2011.
- [8] SK Vashist, O Mudanyali, EM Schneider, Zengerle, A Ozcan. Cellphone-based devices for bioanalytical sciences. *Anal Bioanal Chem*; 2014.
- [9] A Gebejes. Evaluation of the algorithms for recovering reflectance from virtual digital camera response. *Journal of Graphic Engineering and Design*. Vol. 3(2); 2012.
- [10] ARM, Cortex-A8 Technical Reference Manual. <http://infocenter.arm.com/help/topic/com.arm.doc.ddi0344k/index.html>. Cambridge; UK; 2010.
- [11] G Baranoski, A Chen. Assessing the sensitivity of human skin hyperspectral responses to increasing anemia severity levels. *Journal of Biomedical Optics*; 2015.
- [12] Zegars I. Colour Management Using Mobile Phone Camera. Helsinki Metropolia University of Applied Sciences; May; 2013.
- [13] C Wang, J Chong. Improved non local fuzzy color segmentation-based color reconstruction hybrid approach for white-RGB imaging systems. *Journal of Electronic Imaging*. 23(6); 2014.
- [14] Aplicativo Eyaemia. Disponível a parti de: <http://www.dailymail.co.uk/health/article2713947/Australian-students-win-Microsoft-technology-contest.html>, acesso em: 15 de agosto de 2015.

DETECÇÃO DE REPELENTE DE MOSQUITOS CONTENDO DEET EM PELE ATRAVÉS DA ESPECTROSCOPIA RAMAN

M. M. da Costa*, A. S. K. Takesaki*, R. A. Zângaro*, M. T. T. Pacheco*, e L. Silveira Jr.*

* Universidade Camilo Castelo Branco, São José dos Campos, Brasil
e-mail: micheletutoraufop@gmail.com

Resumo: Repelentes de uso tópico são recomendados pela comunidade internacional como prática efetiva de prevenção a doenças transmitidas pelo *Aedes aegypti* como a febre zika, febre chikungunya e dengue. Este trabalho apresenta a técnica de espectroscopia Raman para a avaliação da presença de agentes repelentes baseados em DEET na pele humana. No estudo um grupo de voluntários recebeu uma aplicação tópica de repelentes em forma de loção e “*spray*” à base de DEET. Após a aplicação foram coletados, sendo colhidos espectros Raman de cada um dos pontos de teste e um ponto de controle. Os espectros Raman dos repelentes apresentaram picos característicos do DEET. Ambas as formas (loção e “*spray*”) apresentaram picos com as mesmas intensidades. O espectro Raman da pele com DEET apresentou três picos característicos do DEET, tanto na forma de loção como “*spray*”, indicando que ambos os produtos podem ser detectados na pele.

Palavras-chave: repelente, DEET, Raman, dengue, *Aedes aegypti*.

Abstract: Topical use repellents are recommended by the international community as an effective practice to prevent diseases transmitted by *Aedes aegypti* like zika fever, chikungunya fever and dengue. This paper presents the Raman spectroscopy used to evaluate the presence of DEET in repellants applied in human skin. A group of volunteers had been applied DEET-based repellents in lotion and “*spray*” and Raman spectra of each test point has been collected. A control point was also measured. The Raman spectra showed characteristic peaks of DEET and both presentations showed peaks with same intensity. Raman spectra corresponding to DEET on skin showed three characteristic peaks in both presentations: lotion and “*spray*”, indicating that both products could be detected in the skin.

Keywords: repellent, DEET, Raman, dengue.

Introdução

Em 2016, a OMS (Organização Mundial da Saúde) alertou a comunidade internacional sobre o risco de epidemia do vírus zika. Neste alerta, a OMS destacou a potencial associação do vírus a casos de microcefalia em recém-nascidos, além da manifestação da síndrome de Guillain-Barré em indivíduos infectados [1].

A transmissão do vírus zika é realizada a partir da picada do mosquito *Aedes aegypti*. No Brasil, além da transmissão desta doença, o mosquito *Aedes aegypti* é

também vetor da transmissão da dengue e da febre chikungunya. Dados epidemiológicos do Brasil informam que nos anos de 2015 e 2016, somente a febre chikungunya foi responsável por um total de 20.661 casos suspeitos, com 3 óbitos em 2015, e até o início de março de 2016, um total de 13.676 casos suspeitos e 2 óbitos foram confirmados. Por outro lado, a dengue foi responsável por 1.649.008 casos suspeitos e 863 óbitos, e até o início de março de 2016, 495.266 casos suspeitos que resultaram em 67 óbitos [2, 3].

Acompanhando a orientação da OMS, as autoridades sanitárias brasileiras têm instruído a proteção contra picadas do mosquito transmissor como medida profilática [4]. O uso de repelentes sendo que o uso de repelentes é um dos meios recomendados por se tratar de maneira prática e potencialmente efetiva de proteção contra os mosquitos e por extensão contra a doença [5].

A efetividade dos repelentes está associada a presença de um agente bioativo capaz de promover uma reação de repulsa do mosquito a partir de componentes que interajam com as estruturas olfativas e gustativas do inseto [6]. Dentre os agentes repelentes comerciais destaca-se o princípio ativo DEET (diethyl toluamide) na formulação do produto.

Durante as últimas seis décadas, o DEET foi amplamente utilizado como o repelente de insetos mais eficaz. Relata-se um histórico de segurança de uso e de excelente proteção em relação a carrapatos, mosquitos e outros artrópodes [7]. O mecanismo molecular pelo qual o componente químico DEET atua ainda é desconhecido. Foi levantada a hipótese de que DEET poderia atuar na sensibilidade receptiva do olfato de insetos sensíveis ao ácido láctico [8]. Entretanto, percebeu-se nesses estudos que DEET consegue atuar como repelente, mesmo com a presença de outros componentes que poderiam interferir na sua atuação como agente inibidor do olfato [8].

Barnard (2005) [9] faz uma discussão sobre diferentes protocolos de avaliação de repelentes e destaca que essas metodologias contêm imprecisões que poderiam ser melhoradas com a obtenção de dados experimentais de maior precisão. Outras pesquisas que baseiam seus protocolos de avaliação no comportamento de insetos [6, 10, 11] ainda trazem as dificuldades relatadas por Bernard sem, no entanto, apresentar meio para melhorar o grau de precisão dos dados experimentais.

A espectroscopia Raman é uma técnica de análise óptica capaz de identificar com precisão e rapidez a presença de substâncias químicas, mesmo quando presentes em quantidades reduzidas, sendo possível obter

os resultados rapidamente. Esses aspectos proporcionam o desenvolvimento de um protocolo de pesquisa simples e confiável [12, 13].

A análise das amostras utilizando técnicas de espectroscopia pode ser feita em estados físicos variados como sólidos, líquidos, gasosos, quentes ou frios, e até mesmo na forma de partículas microscópicas. Os avanços obtidos considerando a capacidade de análise de soluções aquosas e amostras armazenadas em vidro tem favorecido o crescimento da aplicação da técnica de espectroscopia Raman em especial [14].

O objetivo deste trabalho foi utilizar a espectroscopia Raman como uma ferramenta para identificar a presença do princípio ativo DEET em duas formulações comerciais de repelentes de insetos (loção e “*spray*”), e também determinar a presença do repelente e seu princípio ativo DEET na pele de voluntários após aplicação tópica, através da identificação dos picos Raman do DEET no espectro Raman da pele.

Materiais e métodos

Sujeitos – Os sujeitos foram selecionados dentre voluntários (professores e alunos) do Instituto de Engenharia Biomédica da UNICASTELO em São Jose dos Campos, SP. Os voluntários foram informados sobre os objetivos do projeto, incluindo os riscos e benefícios envolvidos.

Foram considerados como critérios de inclusão para o estudo: a idade (entre 21 a 60 anos), a concordância em participar da pesquisa e a ausência de reação alérgica às fórmulas comerciais utilizadas no experimento. Dessa forma foram selecionados 15 sujeitos (9 mulheres e 6 homens) com idade mediana igual a 42,5 anos.

Amostra – Os produtos utilizados no estudo possuem como composição química:

1) Repelente loção (CREME): DEET (7,125%), água, ácido poliacrílico, estearato-2, álcool estearílico, estearato de glicerila, estearato PEG-100, metilparabeno, trietanolamina, extrato da flor *Aloe barbadensis*, salicilato de benzil, cumarina, hidróxido de citronela, limoneno, linalol, butilfenil, metilpropianol e perfume.

2- Repelente “*spray*” (SPRAY): DEET (6,65%), perfume, *Aloe barbadensis*, álcool benzil metilpropiona, cumarina, hidróxido de citronela, limoneno, linalol, butilfenil metapropianol.

Para a realização da espectroscopia Raman, foi preparado um substrato estéril, a ser aplicado por uma microespátula de metal, em que tanto a loção como o “*spray*” foram examinados. Este substrato serviu para padronização da quantidade de repelente a ser aplicada na pele dos voluntários, bem como promover uma superfície metálica para a coleta do espectro dos produtos.

Nos voluntários, foram determinadas três regiões localizadas na porção ântero-medial dos antebraços, conforme indicado na Figura 1. Cada uma das regiões identificadas corresponde a circunferências com aproximadamente 1,5 cm de diâmetro. Essas regiões foram identificadas para aplicação de cada um dos

produtos: no antebraço direito foi aplicada a amostra em creme, bem como definida uma região de controle (CTR) sem a aplicação de repelente, e no antebraço esquerdo foi aplicada a amostra em “*spray*”.



Figura 1: Regiões identificadas para aplicação dos produtos.

A aplicação do repelente no formato loção foi feita com o uso da microespátula. Já a aplicação do repelente no formato “*spray*” foi feita diretamente na pele do indivíduo através de uma única borrifada a uma distância de 45 cm da superfície da pele. Em ambos os casos foram usadas quantidades compatíveis com as instruções contidas nos rótulos dos produtos utilizados.

Espectrômetro Raman – Foi utilizado um espectrômetro Raman dispersivo (modelo P1-, Lambda Solutions, Inc., MA, EUA). O equipamento utiliza um laser de diodo multimodo estabilizado, sintonizado em 830 nm, obtendo-se na saída do sistema óptico cerca de 350 mW em 830 nm.

Um cabo de fibras ópticas “*Raman probe*” foi utilizado como elemento de envio da radiação à amostra e coleta do sinal emitido pela amostra. Este cabo foi colocado em contato com o material/amostra sob análise no momento da coleta dos dados. O uso do “*Raman probe*” permite repetibilidade da geometria de excitação e coleta do sinal.

O elemento dispersor de luz, integrado ao espectrômetro, possui resolução de aproximadamente 2 cm^{-1} . A faixa espectral útil compreende de 200 a 1800 cm^{-1} . A detecção do sinal luminoso espalhado pela amostra é efetuada por uma câmera CCD “*back thinned, deep-depletion*” 1340×100 pixels refrigerada por Peltier, atingindo uma temperatura de trabalho de -75°C .

A aquisição e o armazenamento dos espectros são realizados por um microcomputador PC através do software RamanSoft (Lambda Solutions, Inc., MA, EUA), que controla o tempo de exposição do detector e o número de aquisições por amostra, e o armazenamento dos espectros para posterior análise e interpretação. O tempo de exposição para a obtenção dos espectros foi de 3 s e 10 acumulações.

O espectrômetro foi calibrado em comprimento de onda utilizando as posições (deslocamento Raman) das bandas principais do naftaleno, visto que o composto tem a característica de bandas intensas e bem espaçadas na região espectral de 500 a 1700 cm^{-1} , que é a região de interesse para a espectroscopia Raman quando usada para análise de materiais biológicos (região da impressão digital - “*fingerprint*”). A calibração da resposta espectral foi realizada pelo fornecedor do equipamento e consiste na coleta do espectro de uma lâmpada de filamento de tungstênio com espectro rastreado pelo NIST (“*National*”).

Institute of Standards and Technology”).

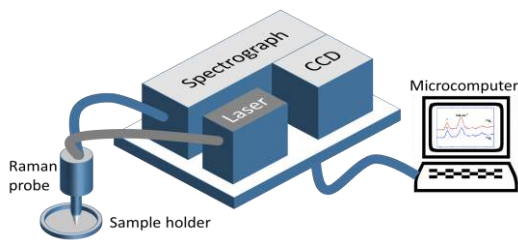


Figura 2: Diagrama esquemático do sistema Raman dispersivo que foi utilizado na coleta dos espectros.

Os espectros foram coletados pelo “Raman probe” nas regiões circulares demarcadas nos antebraços dos sujeitos de pesquisa bem como no material aplicado no substrato estéril.

Pré-processamento dos espectros – Os espectros Raman das amostras foram pré-processados para remoção da fluorescência de fundo e filtragem do ruído de alta frequência (“smoothing”) e normalização pela banda mais intensa, caso necessário [15].

Análise Estatística – As intensidades dos picos do repelente nos espectros da pele foram determinadas e os dados foram tabulados através da média \pm desvio padrão ($M \pm DP$). Para determinar a normalidade dos dados foi utilizado o teste Kolmogorov-Smirnov. A comparação entre os diferentes grupos CREME e SPRAY versus CTR foi realizado pelo teste ANOVA seguido pelo pós-teste de Tukey. Foi aceito como valor significativo de $p < 0,05$.

Resultados

Os espectros Raman dos repelentes CREME e SPRAY apresentaram picos em: 526, 690, 1003, 1295, 1458 e 1608 cm^{-1} , como apresentados na Figura 3. De acordo com Bório et al. (2016) [16], os picos Raman do DEET, obtidos na sua pesquisa foram: 524, 690, 1003, 1460 e 1606 cm^{-1} e etanol (solvente): 884, 1055, 1099, 1280 e 1457 cm^{-1} . Isto indica que os produtos utilizados possuem na sua composição principalmente DEET e etanol.

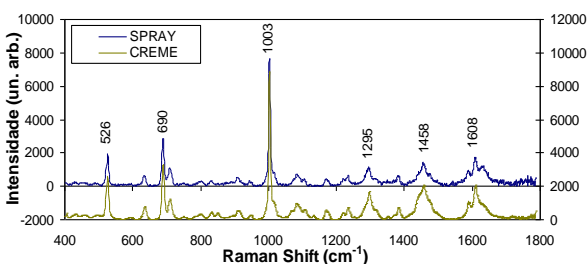


Figura 3: Espectros Raman dos repelentes SPRAY e CREME. Os picos indicados representam o DEET.

Na Figura 4 são apresentados os espectros Raman médios de pele sem aplicação de repelente (CTR) e de pele com repelente nas das apresentações SPRAY e CREME. Os picos Raman indicados são os principais do repelente DEET. Nesta figura, o primeiro gráfico (a) destaca os picos de interesse e mostra dois níveis de

aumento da escala do gráfico para os picos identificados em 527, 690 e 1003 cm^{-1} (respectivamente (b), (c) e (d)) para o primeiro nível de aumento e (e), (f) e (g)) para o segundo nível de aumento na região circulado de cada detalhe.

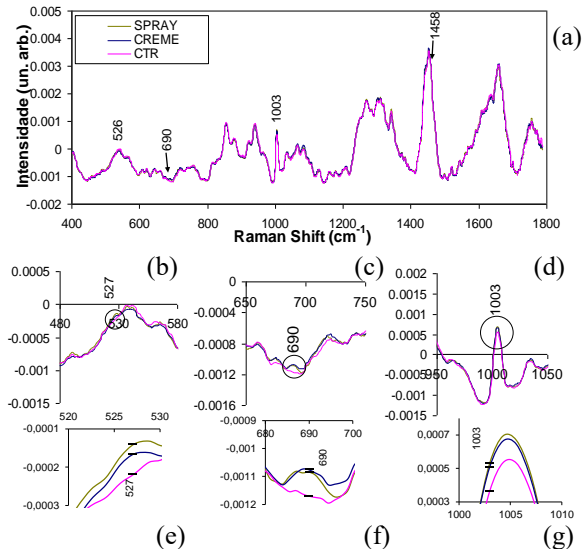


Figura 4. Espectros Raman médios de pele sem aplicação de repelente (CTR) e de pele com repelente nas das apresentações SPRAY e CREME.

A Figura 5 apresenta a média das intensidades dos picos Raman do DEET no espectro da pele nos 3 grupos. Estes picos indicam a presença do DEET na pele dos voluntários.

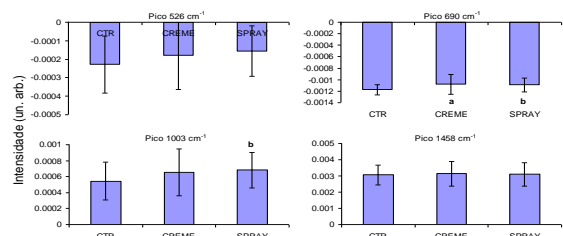


Figura 5. Intensidades médias dos picos Raman do DEET encontrados nos espectros da pele acompanhadas dos respectivos desvios padrão mostrados pelas barras de erro. As letras a e b indicam significância estatística dos grupos CREME vs CTR (a) e SPRAY vs CTR (b) pelo teste ANOVA/Tukey ($p < 0,05$).

Discussão

Da comparação dos picos obtidos a partir da leitura da região controle (CTR) com as regiões com aplicação do CREME e com aplicação de SPRAY, os picos que indicaram diferença estatisticamente significativa foram os picos em 690 e 1003 cm^{-1} , ambos referentes ao DEET.

O pico em 690 cm^{-1} desperta interesse, pois o mesmo não está sobreposto a nenhum pico Raman da pele (Figura 4) que se observa no grupo CTR, daí decorre a diferença significativa para os dois grupos vs CTR. Já para o pico em 1003 cm^{-1} , sua diferenciação ocorre a

partir da diferença relevante de intensidade entre este pico no DEET, que é o pico mais intenso no repelente e é atribuído à vibração do anel aromático, com o pico da pele na mesma posição, que é atribuído à vibração da fenilalanina das proteínas da pele [17]. Mesmo sobrepostos, a diferença de intensidade entre os picos do DEET e da fenilalanina da pele permitem uma diferenciação para o grupo SPRAY vs grupo CTR. Os demais picos não apresentam significância devido à sobreposição com os picos característicos da pele.

Uma aplicação de grande interesse é a detecção de eventuais degradações do DEET sob luz solar, uma vez que os picos em 690 e 1003 cm^{-1} se mostraram instáveis quando o repelente é irradiado por luz ultravioleta [16], o que faria sua efetividade reduzir após exposição solar.

Conclusão

Foi verificado que não houve diferença importante nos picos Raman dos espectros referentes aos grupos CREME e SPRAY, indicando que ambas as apresentações contêm DEET. O trabalho evidenciou a possibilidade de obtenção de alguns picos do DEET na pele, diferenciando estes picos dos picos dos constituintes naturais da pele, o que poderia ser utilizado para a identificação deste composto na pele após aplicação tópica. Esta identificação é relevante para que se avalie a presença do produto em quantidades suficientes para sua efetividade, após aplicação em diferentes tipos de pele, locais do corpo, quantidades e marcas de produtos comerciais.

Agradecimentos

L. Silveira Jr. agradece à FAPESP pela aquisição do equipamento Raman (Processo no. 2009/01788-5). A. S. K. Takesaki agradece à CAPES pela bolsa PROSUP.

Referências

- [1] WHO. WHO Director-General summarizes the outcome of the Emergency Committee regarding clusters of microcephaly and Guillain-Barré syndrome Geneva, Suíça; 2016.
- [2] MS-Brasil. Monitoramento dos casos de dengue, febre de chikungunya e febre pelo vírus Zika até a Semana Epidemiológica 52, 2015. [Online].; 2016 [cited 2016 04 15. Available from: <http://portalsaude.saude.gov.br/images/pdf/2016/janeiro/15/svs2016-be003-dengue-se52.pdf>.
- [3] MS-Brasil. Monitoramento dos casos de dengue, febre de chikungunya e febre pelo vírus Zika até a Semana Epidemiológica 9, 2016. [Online].; 2016 [cited 2016 04 15. Available from: <http://portalsaude.saude.gov.br/images/pdf/2016/abril/11/2015-013---Dengue-SE9.pdf>.
- [4] MS-Brasil. Nota do ministério sobre declaração da OMS. [Online].; 2016 [cited 2016 04 14. Available from: <http://combateaedes.saude.gov.br/noticias/249-nota-do-ministerio-sobre-declaracao-da-oms>.
- [5] Beever R. Mosquito repellent effectiveness: a placebo controlled trial comparing 95% DEET, Avon Skin So Soft, and a special mixture. *BC Med J*. 2006; 226-231.
- [6] Rodriguez SD, Drake LL, Price DD, Hammond JJ, Hansen HI. The Efficacy of Some Commercially Available Insect Repellents for *Aedes Aegypti* (Diptera: Culicidae) and *Aedes albopictus* (Diptera: Culicidae). *of Insect Sci*. 2015; 15(1): 140.
- [7] Katz TM, Miller JH, Herbert AA. Insect repellents: historical perspectives and new developments. *J Am Acad Dermatol*. 2008; 58(5): 865-871.
- [8] Sangoro JR, Jacob C, Kipnusu WK, Jasiurkowska M, Valiullin R, Friedrich C, et al. Rotational and translational diffusion in glass-forming N,N-diethyl-3-methylbenzamide (DEET). *Soft Matter*. 2011; 22: 10565-10568.
- [9] Barnard DR. Biological Assays Methods for Mosquito Repellents. *J AmMosq Control Assoc*. 2005; 21: 12-16.
- [10] Carroll JF, Benante JP, Kramer M, Lohmeyer KH, Lawrence K. Formulations of Deet, Picaridin, and IR3535 Applied to Skin Repel Nymphs of the Lone Star Tick (Acari: Ixodidae) for 12 Hours. *J. Med. Entomol*. 2010; 47(4): 699-744.
- [11] Lupi , HC, Schlagenhauf P. The efficacy of repellents against *Aedes*, *Anopheles*, *Culex* and *Ixodes* spp. - A literature review. *Travel Med Infect Dis*. 2013; 11(6): 374-411.
- [12] Moreira LM, Silveira Jr. L, Santos FV, Lyon JP, Rocha R, Zângaro RA, et al. Raman spectroscopy: A powerful technique for biochemical analysis and diagnosis. *Spectroscopy*. 2008;22(1):1-19.
- [13] Hanlon EB, Manoharan R, Koo TW, Shafer KE, Motz JT, Fitzmaurice M, et al. Prospects for in vivo Raman spectroscopy. *Phys Med Biol*. 2000; 45(2): R1-R59.
- [14] Smith E, Dent G. *Modern Raman spectroscopy: a practical approach* England: Wiley; 2005.
- [15] Silveira Jr. L, de Paula Jr. AR, Pasqualucci CA, Pacheco MTT. Independent Component Analysis Applied to Raman Spectra for Classification of In Vitro Human Coronary Arteries. *Instrumentation Science & Technology*. 2008; 36(2): 134-145.
- [16] Bório VG, Fernandes AU, Silveira Jr. L. UV photostability of insect repellents evaluated through Raman spectroscopy. In *Proc. SPIE 9689, Photonic Therapeutics and Diagnostics XII*; 2016; San Francisco, CA, USA.
- [17] Silveira Jr. L, Silveira FL, Bodanese B, Zângaro RA, Pacheco MTT. Discriminating model for diagnosis of basal cell carcinoma and melanoma in vitro based on the Raman spectra of selected biochemicals. *J Biomed Optics*. 2012; 17(7): 381-387.

AUTOMATED PANEL FOR INVESTIGATION ON SUNGLASSES LENSES DEGRADATION AFTER LONG-TERM SOLAR EXPOSITION

L. M. Gomes¹, F. O. Duarte¹, L. Ventura¹

¹ Ophthalmic Instrumentation Laboratory – LIO/ Electrical Engineering Department – EESC-
University of Sao Paulo, Sao Carlos, Brazil
e-mail: leo.gomes@usp.br

Abstract: Sunglasses may assure ultraviolet (UV) safety when adequate UV protection filters are used. There are evidences that sunglasses UV protection can degrade with exposure to the Sun, but such an experiment has never been done. The international standard for sunglasses for general use (ISO 12312-1:2013) establishes an artificial aging test for lenses in solar simulator with 50 hours of exposure for evaluating changes in transmittance. Thus, this project aims to expose lenses for 24 months using a device, which consists of a panel with cover, housing 100 lenses arranged in the vertical position to the ground, fixed on a rotating axis, being irradiated by the Sun from sunrise until sunset. The lid opens and turns the panel towards the Sun automatically, so the lenses are always facing the Sun. Humidity, dust, time, UV index sensors and a video camera are parts of the system. The exposure time and UV index are recorded and automatic opening or closing the lid may also be controlled by a PC using online software. Preliminary tests were performed and lenses were exposed for 150 hours. The non-negligible changes obtained in short exposure time are promising data, justifying an investigation with longer exposure time.

Keywords: ISO 12312-1, resistance to solar radiation, ultraviolet protection, sunglasses, solar simulator.

Introduction

Sunglasses are widely used fundamentally for visual comfort, fashion and protective issues. They could assure UV safety when their filters block this radiation. There is a strong association between UV radiation exposure and at least 6 different diseases involving 3 different ocular structures (eyelid, cornea and crystalline lens)[1].

The Brazilian standard for sunglasses for general use (ABNT NBR ISO 12312-1:2015) is a translation of the international one (ISO 12312-1:2013) [2, 3]. According to the standard used in Brazil, depending on luminous spectral transmittance, lenses are classified into different categories and for each category there is a required UV protection (Table 1). In this standard is established a lens aging test that involves exposing for 50 hours sunglass lens in solar simulator and analyze transmittance difference before and after the test.

Table 1: Transmittance requirements for sunglasses lenses for general use [2].

Lens category	Visible spectral range		UV spectral range	
	Range of luminous transmittance (τ_V)		Maximum value of solar UVB transmittance ($\tau_{SU\ VB}$)	Maximum value of solar UVA transmittance ($\tau_{SU\ VA}$)
	from over (%)	to (%)	280 nm to 315 nm	315 nm to 380 nm
0	80	100	0.05 τ_V	τ_V
1	43	80		
2	18	43	1.0% absolute or 0.05 τ_V (the greater)	0.5 τ_V
3	8	18		1.0% absolute
4	3	8	1.0% absolute	or 0.25 τ_V (the greater)

Some sunglasses lenses show luminous transmittance changes after long solar exposure, becoming lighter. There are evidences that solar exposure can increase sunglasses UV transmittance and there is no experimental study in the literature showing how much solar exposure time corresponds to 50 hours in solar simulator.

This project aims to expose to the Sun 100 lenses in an automated panel device and to analyze luminous and UV transmittance variations using a spectrometer each month for 2 years. In the first part of this study, described in this communication, we exposed to the Sun 12 lenses for 150 hours and we measured transmittance variations each 50 hours.

Materials and methods

Twelve dark sunglasses (categories 3, 4 and without category) were selected and their lenses were exposed to Sun using the automated panel device, represented in Figure 1. The project of the automated panel prototype was described in previous work [4]. The device is capable of automatically expose sunglasses lenses to the Sun and to protect the samples of an undesirable weather condition, for example, rain. An acrylic panel, designed for housing one hundred lenses, is mounted on a rotating metal base. This metal base has two motion

axes: it can rotate through its own axis for positioning the lenses towards the Sun; and can also move for inside and outside of a metallic box. The box has the functions of protecting lenses when necessary and of housing the electronics and mechanical systems. An aluminum cover is also present for opening and closing the slot on the top of the box, where the panel and the metal base passes through, for the exposure cycle. A set of sensors are used for monitoring the weather conditions and its data are processed by an embedded computer, which is responsible for controlling the functioning of the device. The system also record the current UV index while exposing lenses and the recorded values are used for calculating the UV radiation exposure which lenses were exposed to. The automatic prototype can work without human interaction and receive online commands. A surveillance camera was installed close to the prototype, so in case of improper functioning, an operator can detect and send emergency commands to protect the samples. The system calculate the current Sun position (azimuth angle) each 10 minutes, so the panel rotation can be adjusted automatically and the lenses are exposed orthogonally to the Sun rays, simulating the wearing conditions.

The Sun exposition time length is taken into account. Every 50 hours of solar exposition, the lenses are removed from panel and measured using VARIAN Cary 5000 spectrophotometer. It was used the left lenses of the chosen sunglasses and the right lenses were saved for future exposition on solar simulator. Our goal is to analyze variation in UV (280 nm – 400 nm) and visible transmittance (380 nm – 780 nm). The transmittance measures were performed in 5 different points of each lens. Lenses transmittance variation analyses are calculated using the free software GNU Octave v3.8.2 [5].



Figure 1 – Final design of the automated prototype design.

The analysis of lens transmittance changes after exposition to the Sun depends on measures of the transmittance spectrum of each lens. The visible (380 nm – 780 nm) and UV (280 nm – 400 nm) transmittances are measured in 5 points of lenses: one central point and 4 points located 5 mm above, below, on the left and right of the central point. Transmittance measures are taken from 780 nm 280 nm, with steps of 5 nm. A mechanical device is used for holding the lens, which should be placed with its central point aligned with a mark on the device. The device is placed inside the spectrophotometer and measures of transmittance in the central point are taken. After this step, the mechanical device is adjusted to move the lens 5 mm up, 5 mm down and so on. Measures of transmittance in all 5 points of each lens are recorded in a text file.

Results

Lenses measures were taken each 50 hours of solar exposition, until a total of 150 hours. The transmittance values were calculated for five points of each lens and then the mean transmittance value was calculated, both for UV (τ_{uv}) and visible (τ_{v}) wavelengths. From the transmittance measurements it was obtained graphs in which it is possible to compare the variation in transmittance in accordance to the exposure time. The 12 left-lenses from sunglasses are called L054, L126, L127, L128, L191, L198, L230, L232, L237, L240, L244 and L262.

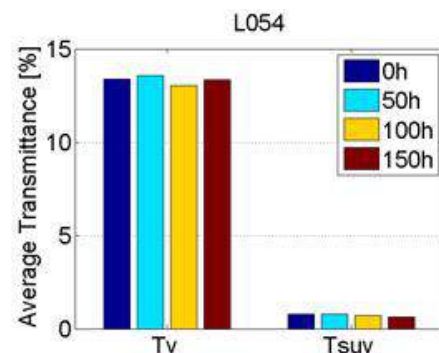


Figure 2 - Visible and UV transmittances for L054 sample

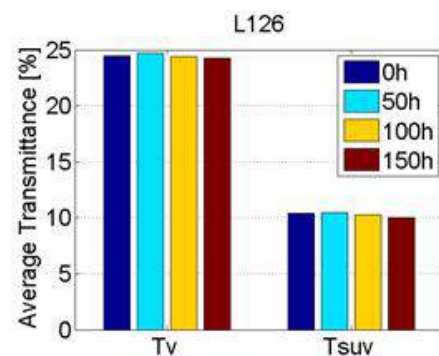


Figure 3 - Visible and UV transmittances for L126 sample

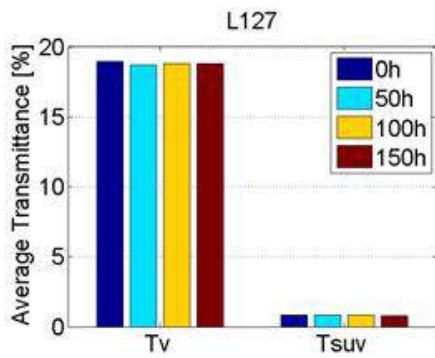


Figure 4 - Visible and UV transmittances for L127 sample

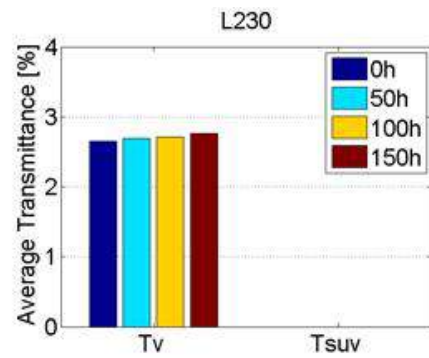


Figure 8 - Visible and UV transmittances for L230 sample

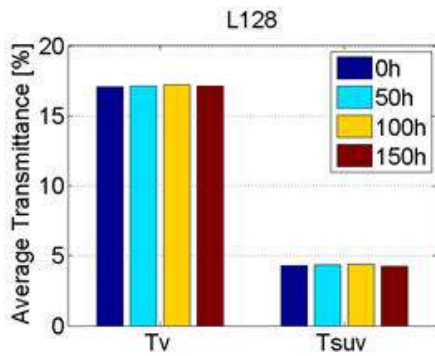


Figure 5 - Visible and UV transmittances for L128 sample

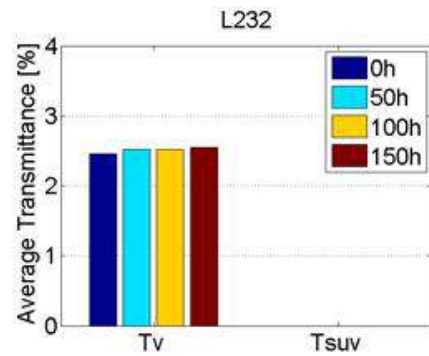


Figure 9 - Visible and UV transmittances for L232 sample

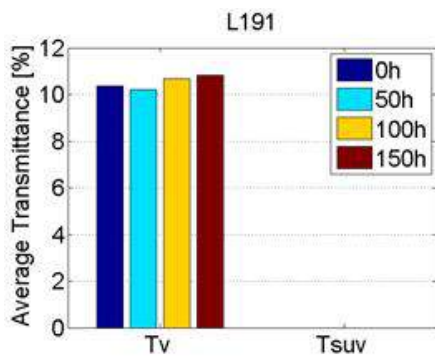


Figure 6 - Visible and UV transmittances for L191 sample.

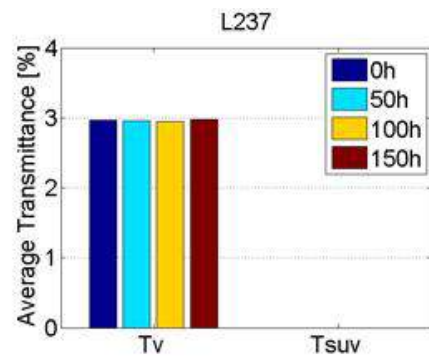


Figure 10 - Visible and UV transmittances for L237 sample

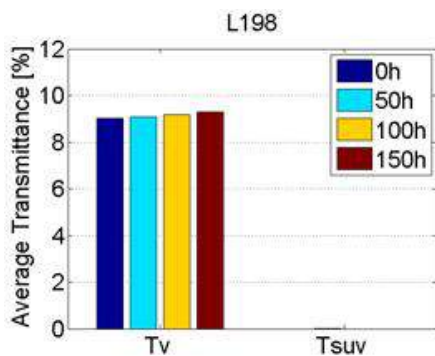


Figure 7 - Visible and UV transmittances for L198 sample

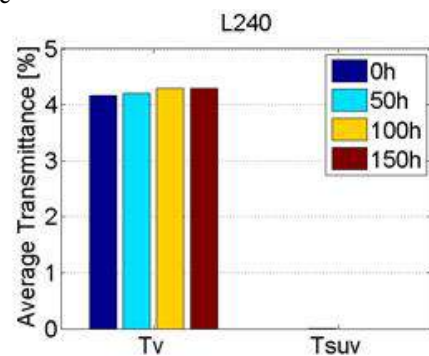


Figure 11 - Visible and UV transmittances for L240 sample

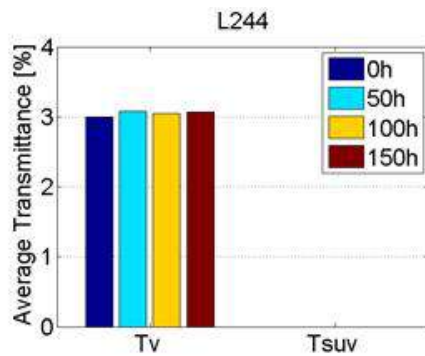


Figure 12 - Visible and UV transmittances for L244 sample

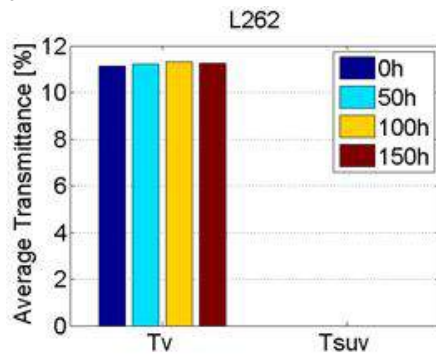


Figure 13 - Visible and UV transmittances for L262 sample

Discussion

After 150 hours of solar exposure, slight variations were observed on lenses transmittances. The maximum change in light transmittance was 4.35% for sample L191 (Figure 6) when exposed to 150 hours and its transmittance increased from 10.37% to 10.82%. Samples L128, L191, L198, L230, L232, L237, L240, L244 and L262 (Figures 5 to 13) also showed an increase in their values of luminous transmittance and comparing the after 150 hours with the initial values. Samples L191, L198, L230, L232, L237, L240, L244 and L262 have very low UV transmittance values (about 0.001% or zero), and their transmittances in UV range are not presented in the graphs above. Only samples L054, L126, L127 and L128 showed some UV transmittance of the band, but after the exposition, both luminous and UV transmittances tended to stay constant (Figures 2 to 5).

Conclusion

In almost all lenses were observed slight variations in transmittance after a period of 150 hours of exposure to the sun. These variations do not represent any significant tendency of change in lens characteristics because a small amount of samples were tested. For the hypothesis that the degradation of UV protection occurs after long periods of exposure of lenses to the sun, as well as the efficiency of the resistance to solar radiation test referred in standards, it is necessary that a larger amount of lenses is exposed for a longer period of time

under controlled conditions. For this, further investigation must be done using the prototype described in this work.

Acknowledgements

The authors are thankful for FAPESP grant no. 2014/17252-5 and 2014/16838-0, CNPq and ABIÓPTICA.

References

- [1] YAM, J. C.; KWOK, A. K. Ultraviolet light and ocular diseases. *International Ophthalmology*, 2014. Springer Netherlands, v. 34, n. 2, p. 383–400, 2014. ISSN 0165-5701. Available at: <<http://dx.doi.org/10.1007/s10792-013-9791-x>>.
- [2] ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE NORMAS TÉCNICAS. NBR ISO 12312-1: Proteção dos olhos e do rosto – óculos para proteção solar e óculos relacionados – parte 1: óculos para proteção solar para uso geral. Rio de Janeiro, 2015. 26 p.
- [3] INTERNATIONAL STANDARD ORGANIZATION. ISO 12312-1: Eye and face protection – sunglasses and related eyewear – part 1: Sunglasses for general use. August. 2013. 23 p.
- [4] Gomes L M and Ventura L. Development of automated prototype for studying the effect of solar aging on sunglasses. *Proc. SPIE 9531, Biophotonics South America*, 95314D, June 19, 2015, Rio de Janeiro, RJ, Brazil.
- [5] Eaton J W, Bateman D, and Hauberg S. GNU Octave version 3.0.1 manual: a high-level interactive language for numerical computations. *CreateSpace Independent Publishing Platform*, 2009. ISBN 1441413006.

EFETOS DA IRRADIAÇÃO COM LASER DE Er,Cr:YSGG NA TEMPERATURA PULPAR E SUPERFICIAL DA DENTINA RADICULAR

E.S. Ferreira*, C. Benetti*, D.M. Zezell**, I.T. Kato* e P.A. Ana*

*Universidade Federal do ABC, UFABC, São Bernardo do Campo, Brasil

**Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares, IPEN-CNEN/SP, São Paulo, Brasil

e-mail: elizabete.ferreira@ufabc.edu.br

Resumo: Tendo em vista o envelhecimento da população e a permanência dos dentes na cavidade oral, observou-se um aumento da incidência da cárie radicular em idosos. Os lasers de érbio podem ser usados para prevenção de cárie; contudo, ainda não são estabelecidos parâmetros de irradiação que sejam seguros para os tecidos pulpare e periodontais e que sejam efetivos para ocasionar alterações químicas na superfície da dentina. Este estudo avaliou os efeitos da irradiação da dentina radicular com laser de Er,Cr:YSGG na temperatura pulpar e superficial da dentina, buscando-se determinar parâmetros de irradiação seguros e efetivos para futura aplicação clínica. Para tal, foi realizado um estudo *in vitro* randomizado com duas fases experimentais. Na primeira fase, 30 blocos de dentina radicular bovina foram empregados para avaliar a temperatura superficial ocasionada por um único pulso laser empregando-se termografia no infravermelho, enquanto que, na segunda fase experimental, 30 dentes incisivos inferiores humanos foram empregados para avaliação da temperatura pulpar durante as irradiações por 10 segundos empregando-se termopares de resposta rápida. As irradiações foram efetuadas com laser de Er,Cr:YSGG, $\lambda = 2,78 \mu\text{m}$, 20 Hz, sem refrigeração, com potências médias de 0,1 W, 0,25 W e 0,5 W, o que resultou em densidades de energia de $2,4 \text{ J/cm}^2$, 6 J/cm^2 e 12 J/cm^2 , respectivamente. Observou-se variações de temperatura superficial de $61 \pm 26 \text{ }^\circ\text{C}$, $75 \pm 34 \text{ }^\circ\text{C}$ e $172 \pm 36 \text{ }^\circ\text{C}$ para os grupos irradiados com potência média de 0,1 W, 0,25 W e 0,5 W, respectivamente. Foram registradas elevações médias de temperatura pulpar de $0,81 \pm 0,4 \text{ }^\circ\text{C}$, $1,76 \pm 0,7 \text{ }^\circ\text{C}$ e $2,95 \pm 1,33 \text{ }^\circ\text{C}$, para os grupos irradiados com potência média de 0,1 W, 0,25 W e 0,50 W, respectivamente. Concluiu-se que o laser de Er,Cr:YSGG promove elevações de temperatura superficiais que indicam a ocorrência de transformações químicas na superfície da dentina radicular; contudo, dos parâmetros testados, se considerarmos as elevações de temperatura pulpar, a potência média de 0,25 W é a que se apresenta mais promissora para futuro uso para prevenção da cárie radicular.

Palavras-chave: Dentina, temperatura, laser, cárie.

Abstract: Taking into account the aging of population and the permanence of the teeth in the oral cavity, it is observed an increased incidence of root caries in the elderly. Erbium lasers can be used for caries prevention;

however, they are still not established irradiation parameters that are safe for the pulp and periodontal tissues, and which are effective to cause chemical changes in the dentin surface. This study evaluated the effects of irradiation of root dentin with Er,Cr:YSGG laser in the pulpal and surface temperature of the dentin, aiming to determine safe and effective irradiation parameters for a future clinical application. To this end, a randomized *in vitro* study was conducted with two experimental phases. In the first stage, 30 bovine root dentine blocks were used to evaluate the surface temperature caused by a single laser pulse, using infrared thermography, whereas in the second experimental phase 30 human incisor teeth were used to evaluate the pulp temperature during 10 seconds irradiation using fast-response thermocouples. The irradiations were performed with Er,Cr:YSGG laser, $\lambda = 2.78 \mu\text{m}$, 20 Hz, without refrigeration, with average power of 0.1 W, 0.25 W and 0.5 W, resulting in energy densities of 2.4 J/cm^2 , 6 J/cm^2 and 12 J/cm^2 , respectively. It was observed surface temperature variations of $61 \pm 26 \text{ }^\circ\text{C}$, $75 \pm 34 \text{ }^\circ\text{C}$ and $172 \pm 36 \text{ }^\circ\text{C}$ for irradiated groups with average power of 0.1 W, 0.25 W and 0.5 W, respectively. The pulp temperatures registered were $0.81 \pm 0.4 \text{ }^\circ\text{C}$, $1.76 \text{ }^\circ\text{C} \pm 0.7$ and $2.95 \pm 1.33 \text{ }^\circ\text{C}$, for irradiated groups with average power of 0.1 W, 0.25 W and 0.50 W, respectively. It can be concluded that the Er,Cr:YSGG laser promotes surface temperature rises that indicate the occurrence of chemical changes on the surface of the root dentin; however, among the parameters tested, the average power of 0.25 W is the one that appears to be most promising for future use for the prevention of root caries.

Keyword: Dentin, temperature, laser, caries.

Introdução

Embora tenha sido reportado um declínio na incidência da doença cárie, esta ainda é considerada um dos grandes problemas de saúde pública, acometendo crianças e adultos, de forma polarizada. Em relação à prevalência de determinados tipos de lesões de cárie, um aspecto importante a ser considerado é o envelhecimento da população. Segundo a Organização Mundial da Saúde (OMS, 2010), mais de 20% da população global ultrapassará a idade de 60 anos em 2050 [1]. Esta projeção também foi confirmada pelo IBGE para a população brasileira, o qual estima que, em

2050, seremos mais de 215 milhões de brasileiros e, destes, mais de 64 milhões terão acima de 60 anos de idade, o que corresponderá a 30% da população[2]. A maioria dos idosos agora são dentados [3] e, portanto, sujeitos à cárie radicular devido, principalmente, a aspectos relacionados à perda de inserção periodontal ao longo dos anos, associada ou não à higiene oral inadequada [4] e potencializada por aspectos decorrentes da idade, tais como dificuldades de visão, com mastigação, gustação, deglutição e xerostomia[5]. Assim, a introdução de medidas preventivas duradouras nestes indivíduos se faz necessária, tendo em vista o alto acúmulo de biofilme e, portanto, a alta probabilidade de desenvolvimento de lesões de cárie radiculares.

Dentre as medidas mais consolidadas para prevenção da cárie, destaca-se a aplicação tópica de agentes fluoretados. Contudo, sabe-se que o fluoreto tem ação rápida sobre as superfícies, o que requer a necessidade de aplicações constantes, o que é impossibilitado muitas vezes devido às condições que estes pacientes possuem. Neste contexto, a irradiação laser em alta intensidade tem se mostrado como uma alternativa, tendo em vista que o aquecimento promovido durante as irradiações pode promover alterações químicas na superfície, tornando o substrato mais resistente à desmineralização. O laser de Er,Cr:YSGG, de comprimento de onda de 2,78 μm , é fortemente absorvido pelos radicais hidroxila da água e da hidroxiapatita, e apresentou resultados positivos quanto empregado para prevenção da desmineralização em esmalte dental. Contudo, pouco se sabe sobre sua eficácia em dentina radicular, cuja composição distingue-se do esmalte por apresentar, em peso, 70% de material inorgânico (hidroxiapatita), 20% de material orgânico (colágeno tipo I) e 10% de água[6].

Desta forma, parâmetros seguros e eficazes devem ser estabelecidos. A literatura mostra que altas temperaturas entre 100°C e 400°C ocasionam perda de água e diminuição do carbonato no esmalte, com consequente diminuição da solubilidade deste tecido [7]. Porém, a elevação da temperatura nos tecidos duros de forma não controlada pode ocasionar danos aos tecidos pulpares, não podendo-se exceder o limite de 5,6°C [8]. Desta forma, este estudo objetiva estabelecer parâmetros seguros e eficazes do laser de Er,Cr:YSGG para uso preventivo em dentina radicular por meio da avaliação da temperatura pulpar e superficial decorrentes das irradiações.

Material e método

Após aprovação do estudo pela Comissão de Ética em Uso de Animais (CEUA-UFABC, 3055120915) e Comitê de Ética em Pesquisa (CEP-UFABC, 1.334.133), foi conduzido um estudo *in vitro* randomizado com duas fases experimentais distintas, buscando-se avaliar os efeitos de três parâmetros de irradiação laser na temperatura superficial da dentina e pulpar.

Tratamentos– Os tratamentos foram efetuados empregando-se o laser de Er,Cr:YSGG (WaterLaseiPlus,

Biolase, USA), $\lambda = 2,78 \mu\text{m}$, 20 Hz, sem refrigeração, com potências médias de 0,1 W, 0,25 W e 0,5 W, o que resultou em densidades de energia de 2,4 J/cm², 6 J/cm² e 12 J/cm², respectivamente. Para as irradiações, foi empregada peça de mão onde foi montada uma ponta de safira com diâmetro de 600 μm , a qual foi posicionada perpendicularmente às superfícies a serem irradiadas, com uma distância de 1 mm. Antes de cada irradiação, a potência foi aferida empregando-se medidor de potência (FieldMaster GS + Detetor LM45; Coherent, USA). Para as irradiações, as amostras foram individualmente posicionadas sobre um motor micrométrico de passo X-Y-Z (Newport, USA) ajustado a uma velocidade de 7,6 mm/s, o que permitiu que os pulsos do laser não se sobrepusessem.

Fase experimental 1– 30 blocos de 7 x 7 x 2 mm de dentina radicular bovina foram preparados, e aleatoriamente distribuídos nos três grupos experimentais descritos acima (n = 10). Para avaliação da temperatura superficial, o conjunto amostra-peça de mão foi posicionado a 10 cm de uma câmera termográfica (ThermaCam FLIR SC3000 Systems, USA), ajustada com resolução de 0,01°C, utilizando-se frequência de 180 Hz para gravação, e faixas de leitura entre 0 °C a 150 °C para os grupos irradiados com potência média de 0,1W e 0,25W, e faixa de 40 °C a 500 °C para o grupo irradiado com potência média de 0,5 W.

Para este experimento, as irradiações foram realizadas por 1 s. Para a análise das imagens, foi delimitada uma região de interesse localizada apenas na superfície da amostra, sendo registrada apenas a temperatura máxima obtida em cada pulso, conforme pode ser visualizado na Figura 1.

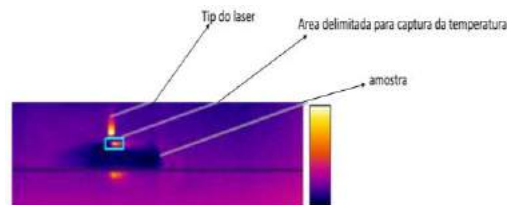


Figura 1: Imagem em infravermelho capturada durante a irradiação a laser.

Fase experimental 2– 30 dentes incisivos inferiores humanos tiveram suas polpas removidas e, nestes, foi preparado um orifício de 1 mm de diâmetro na região lingual cervical. Toda a câmara pulpar e condutos radiculares foram preenchidos com uma polpa artificial, composta por solução de gelatina a 20%. Pelos orifícios realizados, foram inseridos termopares do tipo K (chromel-alumel, Omega Engineering, Stamford, USA), com 0,05 mm de diâmetro, resolução de 0,2° C e sensibilidade de 0,1-100°C.

As amostras assim preparadas foram posicionadas em motor de passo, conforme descrito anteriormente, e as irradiações foram efetuadas em uma área de 3 x 3 mm da região anterior cervical das raízes, por um período de 10 segundos, sendo o monitoramento da

temperatura efetuado por mais X minutos após o término das irradiações. As análises das variações de temperatura durante e após as irradiações foram realizadas empregando-se software LabView.

Análise estatística– os dados de temperatura superficial foram analisados empregando-se Análise de Variância e teste de Tukey, enquanto que os dados de temperatura pulpar foram analisados empregando-se teste de Kruskal-Wallis e Student-Newman-Keuls. O nível de significância estatístico adotado foi de 5%.

Resultados

A Tabela 1 mostra os valores médios de elevação de temperatura superficial obtidos durante a irradiação da dentina com laser de Er,Cr:YSGG. É possível evidenciar que o grupo irradiado com 0,50 W aumentou significativamente a temperatura superficial da dentina quando comparado aos demais grupos experimentais ($p < 0,01$). As elevações de temperatura promovidas quando a dentina é irradiada com 0,1 W e 0,25 W não diferem entre si ($p > 0,05$).

Tabela 1: Valores médios de variação de temperatura (ΔT , °C) e respectivos valores de desvio-padrão (DP) para cada grupo experimental*.

Potência média do laser	$\Delta T \pm DP$
0,1 W	61 ± 26^a
0,25 W	75 ± 34^a
0,50 W	172 ± 36^b

* Letras diferentes evidenciam médias estatisticamente distintas de acordo com o teste de Tukey.

A Figura 2 ilustra as curvas médias representativas das elevações de temperatura registradas durante as irradiações. Por esta figura, é possível observar o perfil pulsado das elevações de temperatura, decorrentes do modo pulsado do laser. Além disso, notam-se elevações expressivas de temperatura no grupo irradiado com potência média de 0,75 W em comparação com os demais grupos experimentais. Vale ressaltar que os registros efetuados para o grupo irradiado com potência média de 0,75 W iniciam-se em 40 °C devido à faixa de gravação da câmera termográfica (de 40 °C a 500 °C).

A Figura 3 ilustra os valores médios de elevação de temperatura pulpar durante a irradiação da dentina radicular com laser de Er,Cr:YSGG. Foram registradas elevações médias de temperatura pulpar de $0,81 \pm 0,4$ °C, $1,76 \pm 0,7$ °C e $2,95 \pm 1,33$ °C, para os grupos irradiados com potência média de 0,1 W, 0,25 W e 0,50 W, respectivamente. É possível observar que o grupo irradiado com potência média de 0,1 W promoveu elevações de temperatura significativamente menores ($p < 0,05$) que os demais grupos experimentais. Entretanto, não foram observadas diferenças estatisticamente significantes na comparação entre as elevações de temperatura observadas nos grupos irradiados com 0,25 W e 0,50 W.

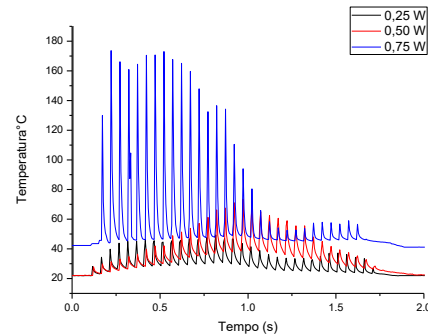


Figura 2: Curvas médias representativas das elevações de temperatura na superfície da dentina registradas durante as irradiações para todos os grupos experimentais do presente estudo.

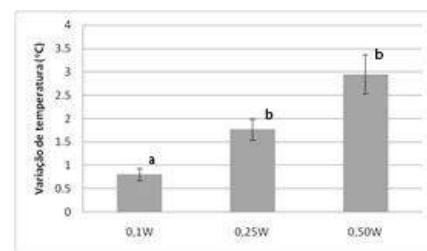


Figura 3: Médias das elevações de temperatura pulpar promovidas pela irradiação da dentina cervical com laser de Er,Cr:YSGG. As barras evidenciam erro padrão. Letras diferentes evidenciam médias estatisticamente distintas de acordo com o teste de Kruskal-Wallis. Dados não transformados.

A Figura 4 mostra o perfil médio das elevações de temperatura pulpar promovidos durante as irradiações, no decorrer do tempo. Evidencia-se a elevação rápida da temperatura durante as irradiações, e o decaimento exponencial da mesma após a parada das irradiações, decorrente da perda de calor. Observa-se, também, que as elevações de temperatura apresentam relação positiva com a potência média do laser empregada.

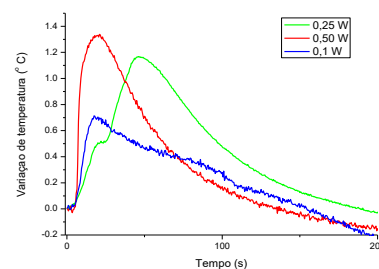


Figura 4: Curvas médias representativas das elevações de temperatura pulpar registradas durante as irradiações para todos os grupos experimentais do presente estudo.

Discussão

Os lasers de alta intensidade têm mostrado resultados positivos na prevenção das desmineralizações que ocorrem em esmalte, mas poucos são os trabalhos

que comprovam seus efeitos em dentina radicular. Para aplicação em dentina radicular, cuidados adicionais devem ser tomados, tendo em vista a pequena espessura deste tecido, assim como as diferenças bioquímicas e estruturais em relação ao esmalte dental. Dentre estas diferenças, destaca-se a presença de túbulos dentinários, assim como a maior quantidade de água e material orgânico, o que interfere na dinâmica e na velocidade de progressão de lesões de cárie, sendo aumentada nestes tecidos.

O laser de Er,Cr:YSGG, devido à sua alta absorção por íons hidroxila da água e da hidroxiapatita, principal constituinte dos tecidos duros dentais, pode promover mudanças químicas nestes tecidos oriundos de aquecimento, o que estima-se ser o principal mecanismo para prevenção da cárie empregando-se a laserterapia em alta intensidade. Contudo, as doses usadas devem ser seguras para manutenção da saúde pulpar e periodontal [9,10,11]. A literatura mostra que elevações de temperatura superiores a 3°C podem ocasionar inflamação no tecido pulpar, enquanto que o limiar de 5,5 °C pode gerar necrose neste tecido [12]. Ainda assim, elevações de 10 °C pode ocasionar à perda de inserção periodontal.

De acordo com o observado neste estudo, infere-se que nenhum dos parâmetros ajustados supera o limiar de necrose pulpar; contudo, a potência média de 0,5 W promove aumentos de temperatura pulpares maiores que 3°C, indicando que pode induzir a uma possível inflamação pulpar, mesmo por um pequeno período de irradiação (10s). Ainda assim, ressalta-se que, neste trabalho, foram empregados dentes hígidos, com menor conteúdo de água em relação a lesões de cárie. Desta forma, o emprego da potência média de 0,5 W poderia originar um aumento ainda maior de temperatura.

Considerando-se as elevações de temperatura na superfície da dentina, observou-se que as potências médias de 0,25 W e 0,5 W promoveram aumentos de temperatura superficial próximos de 100 °C em apenas um único pulso laser, o que não foi possível observar com o uso da potência média de 0,1 W. Estudos anteriores evidenciaram que, em temperaturas acima de 100 °C, iniciam-se as transformações químicas nos tecidos duros tais como evaporação de água e carbonato, assim como desnaturação de material orgânico. Estas mudanças podem estar associadas ao aumento da resistência dos tecidos duros à desmineralização. Desta forma, as potências médias de 0,25 W e 0,50 W podem induzir a tais mudanças, podendo ser uma possibilidade para futura aplicação clínica para prevenção da cárie radicular.

Conclusão

Pode-se concluir que o laser de Er,Cr:YSGG promove elevações de temperatura superficiais que indicam a ocorrência de transformações químicas na superfície da dentina radicular; contudo, dos parâmetros testados, se considerarmos as elevações de temperatura pulpar, a potência média de 0,25 W é a que se apresenta

mais promissora para futuro uso para prevenção da cárie radicular.

Agradecimentos

À UFABC, PROCAD-CAPES e FAPESP pelo apoio concedidos.

Referências

- [1] World Health Organization. Number of people over 60 years set to double by 2050. Disponível em: <http://www.who.int/mediacentre/factsheets/fs404/en/> Acesso em: 26/11/2015.
- [2] [Instituto Brasileiro de Geografia e Estatística, IBGE. Projeção da população do Brasil por sexo e idade – 1980 – 2050, Revisão 2008. Disponível em: http://www.ibge.gov.br/home/estatistica/populacao/projecao_da_populacao/2008/projecao.pdf. Acesso em 26/11/2015.
- [3] Ettinger RL, The Development of Geriatric Dental Education Programs in Canada: An Update Cite this article as J Can Dent Assoc;2010; v. 76, n. 1: p. 45-48.
- [4] de Mata C, McKenna G, Burke FM, Caries and the older patient. Dent Update.;2011; v.38 (n.6): p. 376-8, p.381.
- [5] Thomson WM, Chalmers JM, Spencer AJ, Slade GD, Medication and dry mouth: findings from a cohort study of older people. J Public Health Dent.;2000; v.60(n.1): p.12-20.
- [6] Katchburian E, Arana V, Histologia e embriologia oral. São Paulo: Panamericana, 1999.
- [7] Kuroda S, Fowler BO.; Composicional, estrutural, and phases changes in *in vitro* laser-irradiated human tooth enamel. Calif.Laser Tissue. Int.;1984;v-36; p 361-369.
- [8] Frazen R, Rashidisangary B, Ozturan S, VanWeersch L, Gutknecht N, Intrapulpal. Temperature changes during root surface irradiation with dual-wavelength laser (2780 and 940 nm): *in vitro* study J. of Biomedical Optics.;2015; v. 20,1, p. 018002-1-6.
- [9] [9] Ana PA, Bachmann L, Zzell DM, Laser effects on enamel for caries prevention. Laser Phys 2006; 16(5): 865 – 875.
- [10] [10] Nammour S, Kowalyk K, Valici C, Zeinoun T, Rocca JP, Powell GL, Van Reck J, Safety parameters for pulp temperature during selective ablation of caries by KTP laser *in vitro*. J Clin Laser Med Surg 2004; 22(2): 99-104.
- [11] [11] Ana PA, Blay A, Miyakawa W, Zzell DM. Thermal analysis of teeth irradiated with Er,Cr:YSGG laser at low fluences. Laser Phys Lett 2007; 4: 827 - 830.
- [12] [12] Zach L, Cohen G, "Pulp response to externally applied heat," Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol.; 1965;v.19, p.515–530.

AVALIAÇÃO DO EFEITO TÉRMICO DO PLASMA EM TRATAMENTOS DE BIOFILME DE *Candida albicans*

A.C.O.C. Doria¹, F.R. Figueira¹, G.R. Torello¹, J.S.B. Lima¹, V.P. Santos¹, H.S. Maciel^{1,2}, S. Khouri^{1,3}, R.S.Pessoa^{1,2}

¹Universidade do Vale do Paraíba/IP&D/Laboratório de Biotecnologia e Plasmas Elétricos, São José dos Campos, SP, Brasil.

²Instituto Tecnológico de Aeronáutica/Departamento de Física, São José dos Campos, SP, Brasil.

³Universidade do Vale do Paraíba, Núcleo de Estudos Farmacêuticos e Biomédicos da Faculdade de Ciências da Saúde, São José dos Campos, SP, Brasil.

E-mail: ane.doria@gmail.com

Resumo: As espécies de *Candida* são encontradas no trato gastrointestinal em 20 a 80% da população adulta saudável e tornam-se patogênicas se houverem alterações nos mecanismos de defesa do hospedeiro ou comprometimento das barreiras anatômicas. Plasmas elétricos não-térmicos operados à pressão atmosférica, estão ganhando cada vez mais atenção como uma abordagem potencial para a erradicação e controle de micro-organismos, e suas vantagens são o projeto simples, de baixo custo de construção/operação, uso de gases não tóxicos e sem resíduos nocivos, no entanto, pode ocorrer um aquecimento do gás inserido no sistema de plasma e subsequente, aquecimento da superfície sendo tratada. Este estudo tem como objetivo verificar possíveis interferências da temperatura nos resultados de inativação microbiana utilizando tratamentos a plasma. Na metodologia, placas de poliuretano de área de 2 cm² foram contaminadas com biofilme de *Candida albicans* e tratadas com uma temperatura média de 50 ° C durante um tempo de 10 minutos. As amostras foram divididas em grupos: (I) grupo de controle (não tratado); (II) plasma de ar; (III) ambiente aquecido e (IV) de jato de ar quente. Para uma análise quantitativa foi realizada a viabilidade celular pela técnica de azul de Tripan. Os resultados obtidos neste estudo para cada grupo foram de 100% para o grupo I; 12% para o Grupo II; 21% para o grupo III e 39% para o grupo IV. Foi possível concluir que, embora haja influência da temperatura sobre a inativação de *C. albicans*, os resultados do uso da técnica de plasma foram superiores confirmando que as espécies reativas de plasma têm um forte papel na inativação de biofilmes.

Palavras-chave: *Candida albicans*, plasma atmosférico, jato de ar quente, viabilidade celular

Abstract: The *Candida* species are found in the gastrointestinal tract in 20 to 80% of the healthy adult population and become pathogenic if there are changes in host defense mechanisms or compromising anatomical barriers. Non-thermal electrical plasmas operated at atmospheric pressure are increasingly gaining attention as a potential approach to the eradication and control of

microorganisms, and their advantages are the simple design, low cost of construction/operation, usage of nontoxic gases and no harmful residues, however there may be a heating of the gas inserted into the plasma system and subsequent heating of the surface being treated. This study aims to determine possible interference by temperature factor in the results of microbial inactivation using plasma treatments. In the methodology, polyurethane plates of 2 mm thick and 2 cm² area were contaminated with biofilm of *Candida albicans* and treated with an average temperature of treatment of 50°C for a time of 10 minutes. The samples were divided into groups: (I) control group that was not treated; (II) air plasma; (III) heated environment and (IV) heated air jet. For a quantitative analysis was performed cell viability of microorganisms by trypan blue technique. The results obtained in this study for each group were 100% for group I; 12% for group II; 21% for group III and 39% for IV group. It was possible to conclude that although the temperature influence on the inactivation of *C. albicans*, the results of the use of plasma technique were superior confirming that the plasma species have a considerable fraction on the inactivation of biofilms.

Keywords: *Candida albicans*, atmospheric plasma, heated air jet, cell viability

Introdução

As leveduras do gênero *Candida* têm grande importância pela alta frequência com que colonizam e infectam o hospedeiro humano. Espécies de *Candida* são encontradas no tubo gastrointestinal em 20 a 80% da população adulta saudável. Entre as mulheres, cerca de 20 a 30% apresentam colonização por *Candida* na vagina. Estes microrganismos comensais tornam-se patogênicos caso ocorram alterações nos mecanismos de defesa do hospedeiro ou o comprometimento de barreiras anatômicas secundariamente a queimadura ou procedimentos médicos invasivos. Alterações dos mecanismos de defesa do hospedeiro podem ser decorrentes de mudanças fisiológicas características da infância (prematuidade) e envelhecimento ou mais frequentemente, associadas a doenças degenerativas,

neoplásicas, imunodeficiências congênitas ou adquiridas e imunodepressão induzida por atos médicos^[1,2]. As infecções por *Candida sp* correspondem a cerca de 80% das infecções fúngicas de origem hospitalar, conduzindo ao óbito em torno de 25 a 38% dos pacientes que desenvolvem candidemia^[3,4].

Os micro-organismos praticamente não existem na sua forma livre, mas se agrupam, formando uma comunidade multicelular, tanto sob os tecidos quanto em próteses, cateteres e outras superfícies, e entre os benefícios dessa vida em comunidade destacam-se a maior proteção contra as defesas imunes do hospedeiro e a ação de antimicrobianos, o que acaba por favorecer o estabelecimento do processo patogênico^[5]. Quando associados, os micro-organismos formam o chamado biofilme, que favorece a proteção destes contra neutrófilos e dificulta a atuação dos antimicrobianos, resultando em uma terapia falha^[6]. Fazendo-se necessário portanto, o desenvolvimento e aplicação de novas tecnologias no controle desse tipo de contaminação.

A tecnologia de plasmas elétricos não-térmicos, operados em pressão atmosférica, estão ganhando cada vez mais atenção como uma abordagem potencial para a erradicação e controle da infecção e/ou contaminação bacteriana ou fúngica, pois tais equipamentos se beneficiam de um *design* simples, custo de construção/operação baixo, utilização de gases não tóxicos e ausência de resíduos nocivos produção de grandes quantidades de agentes microbicidas ativos, nos quais se incluem partículas carregadas (íons positivos, íons negativos e elétrons), espécies quimicamente reativas, fótons, radiação ultravioleta (UV) e campos eletromagnéticos, no entanto, pode haver um aquecimento do gás inserido no sistema de plasma, o que por si só pode gerar a inativação de micro-organismos^[7,8,9,10].

Este estudo tem como objetivo verificar possíveis interferências do fator temperatura nos resultados de inativação microbiana utilizando tratamentos a plasma.

Materiais e métodos

Foram preparadas suspensões fúngicas de cepa padrão ATCC® (American Type Culture Collection) de *C.albicans* (10231), na concentração de 10^6 UFC/ml em caldo Sabouraud-Dextrose (DIFCO), onde foram inseridas placas de poliuretano, produzido pela empresa “3R Plásticos”, de 2 mm de espessura e área de 2 cm², após lavagem com detergente multi-enzimático da marca 3M^[11].

As amostras foram incubadas a 37°C por 48 horas sob agitação constante de 110 rpm em incubadora *shaker*, em seguida transferidas para novos frascos contendo tampão fosfato (PBS pH 7,2 ± 0,1) para remover as células não aderidas e posterior tratamento. Todos os ensaios foram realizados em triplicata e as amostras foram divididas em quatro grupos, sendo o grupo I o controle (sem tratamento), conforme Tabela 1.

Tabela 1 – Grupos experimentais

Grupo	Tratamento		
	Plasma de Ar	Estufa	Jato de ar quente
I			
II	X		
III		X	
IV			X

Fonte: Autor

No grupo tratado com plasma de ar comprimido, foi utilizado um reator tipo plasma de arco deslizante, conforme ilustrado na Figura 1. O gás utilizado foi gerado por compressor médico-odontológico modelo MSV6-30 (Schulz). Abaixo do reator foi colocado um porta-amostras a uma distância de 30mm e para a geração da descarga foi utilizado um transformador de alta tensão (7.5 kV) de 500 W de potência. Para limitar a corrente e proteger o transformador, foi colocada uma resistência de 1 kΩ entre o transformador e a fonte de plasma. Os parâmetros utilizados para tratamento das amostras foram: fluxo de gás de 10L/min, corrente de 13mA, tensão de 2500V, potência de 32 W, frequência de 60Hz e 10 minutos de tratamento.

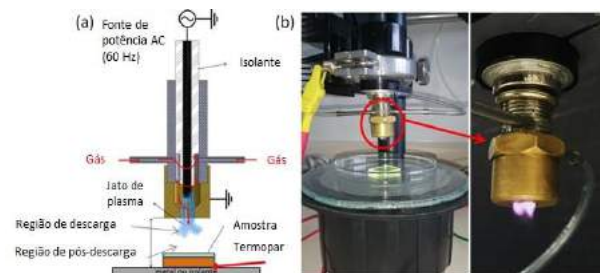


Figura 1 – Esquema do equipamento de plasma utilizado nos tratamentos. (a) Esquema da montagem experimental. (b) Foto do equipamento em funcionamento com zoom da pluma de plasma. Fonte: Autor

Para melhor acompanhamento da temperatura durante os tratamentos, utilizou-se um termopar tipo K da marca Minipa, acoplado ao sistema, para monitorar a temperatura do fluxo de gás, e para monitorar a temperatura das amostras após o tratamento foi utilizado termômetro infravermelho ScanTemp modelo ST-600 (Inco-term).

Os estudos da inativação do biofilme em ambiente aquecido foram realizados utilizando dois métodos. O primeiro consistiu na utilização de um ambiente de temperatura totalmente controlada, tendo sido utilizado uma estufa para cultura bacteriológica modelo MA 032/3 (Marconi), onde as amostras foram colocadas por 10 minutos nas temperaturas de 40°C, 45°C, 48°C, 50°C e 60°C, já que a temperatura durante o tratamento a plasma se mantém em torno de 50°C. A temperatura inicial das amostras foi de 20°C.

Para simular o fluxo de gás aquecido proveniente do sistema de jato de plasma, no segundo método, foi utilizado um soprador de ar quente do modelo HL 1800E (Steinel) e um termopar tipo K acoplado a um multímetro Minipa para monitorar a temperatura do jato de ar. Para

aferir a temperatura das amostras após os experimentos, foi utilizado um termômetro infravermelho ScanTemp modelo ST-600 (Incoterm). O aparato experimental do jato de ar quente pode ser visto na Figura 2.

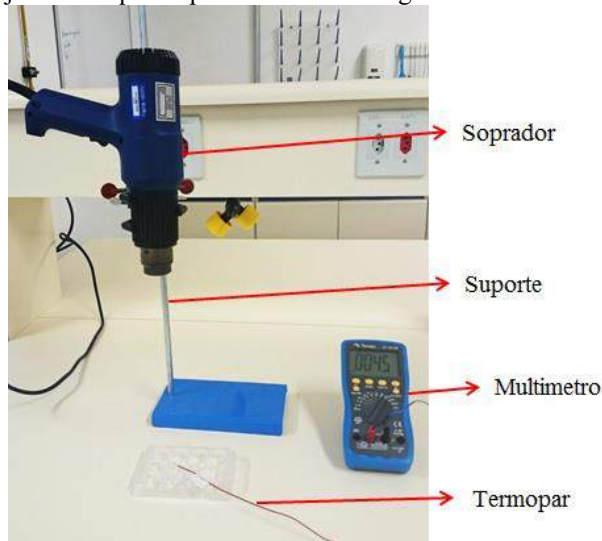


Figura 2 – Aparato experimental para simulação do ambiente de plasma. Fonte: Autor

A análise quantitativa foi realizada utilizando a determinação do percentual de viabilidade celular utilizando a técnica do “Azul de Tripan” (0,2%). Após os tratamentos, as amostras de poliuretano foram colocadas em tubos, contendo 5 ml de PBS, e realizou-se o desprendimento do biofilme, utilizando agitador de tubo tipo vórtex, e cerca de 0,02 ml da suspensão fúngica, foi acrescida de 0,02 ml de solução de “Azul de Tripan” 0,2% (diluição 1:1). Desta suspensão foram transferidos 0,01 ml para uma câmara de Neubauer e realizada a contagem das células presentes nos quatro quadrantes laterais. As células translúcidas são consideradas viáveis e as coradas em azul são consideradas inviáveis, obtendo-se com isso a porcentagem da viabilidade celular^[12]. O cálculo utilizado para determinação do percentual de viabilidade celular foi: $Percentual\ de\ células\ viáveis = \frac{n.º\ de\ células\ viáveis\ nos\ 4\ quadrantes}{total\ de\ células\ nos\ 4\ quadrantes} \times 100$.

Resultados

Os resultados obtidos após a realização do experimento na estufa podem ser vistos na Tabela 2. Tabela 2 - Resultados obtidos após experimento em estufa

Temp. da estufa (°C)	Temp. final da amostra (°C)	% Viabilidade
40	34	55
45	35	31
48	39	27
50	42	21
60	49	10

Fonte: Autor

Na Tabela 3 estão demonstrados os resultados do experimento utilizando o jato de ar quente.

Tabela 3 - Resultados obtidos após experimento com jato de ar quente

Temp.do jato de ar quente (°C)	Temp. final da amostra (°C)	% Viabilidade
40	33	73
45	34	45
48	35	41
50	36	39
60	37	27

Fonte: Autor

Após o tratamento a plasma das amostras, obteve-se uma viabilidade celular de 12%, lembrando que a temperatura média durante o tratamento foi de 50°C e a temperatura final da amostra foi de 38°C.

As figuras 3 e 4 mostram a distribuição do percentual de viabilidade celular em função da temperatura para os grupos tratados e a temperatura final das amostras, respectivamente. É possível visualizar que embora todos os tratamentos tenham ocasionado uma redução no percentual de viabilidade celular, o grupo tratado a plasma apresentou uma viabilidade celular semelhante a obtida no tratamento com estufa, porém com uma temperatura cerca de 10°C mais baixa. Esse fato evidencia a ação das espécies reativas do plasma sobre o biofilme.

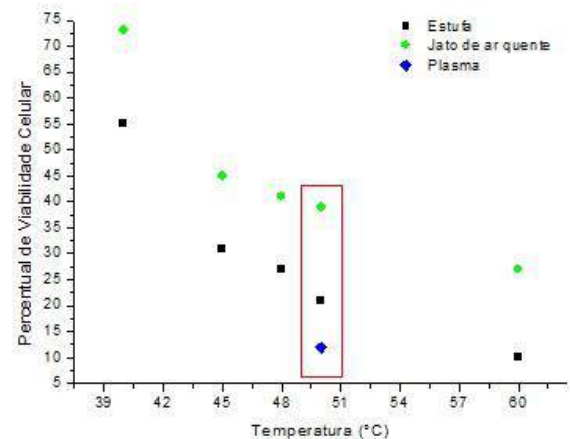


Figura 3 – Gráfico percentual de viabilidade celular em função da temperatura dos grupos tratados.

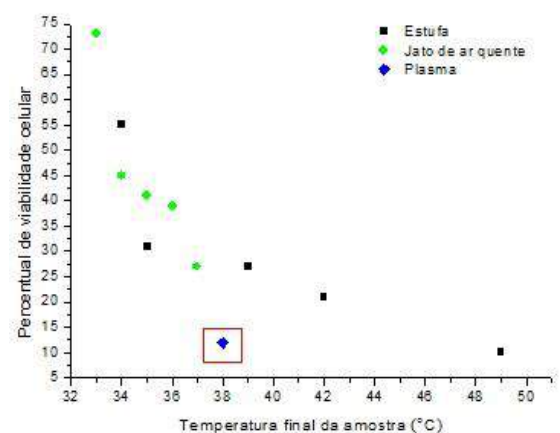


Figura 4 – Gráfico percentual de viabilidade celular em função da temperatura final das amostras.

Discussão

Os estudos da inativação do biofilme em ambiente aquecido foram realizados com o intuito de verificar uma possível interferência do fator temperatura nos resultados com tratamento a plasma, visto que conforme já mencionado anteriormente, ocorre um aquecimento do gás inserido no sistema. Estes experimentos são de suma importância na avaliação do efeito que a elevação da temperatura do processo tem sobre o processo de inativação, evidenciar o efeito que as espécies reativas provenientes do plasma causam sobre o biofilme, bem como para avaliar um possível desgaste do substrato, modificando suas propriedades/características.

É necessário levar em consideração que a estufa de cultura bacteriológica é um equipamento que proporciona um ambiente fechado e com temperatura controlada, onde todo o interior permanece em uma temperatura aproximadamente isotrópica. Portanto, é válida a consideração dos resultados do jato de ar quente na comparação com o efeito do plasma, já que esse é o que melhor simula o ambiente de plasma.

Como pôde-se verificar, a viabilidade celular das amostras, teve uma maior redução ao serem tratadas com o sistema de plasma. Portanto, podemos afirmar que a temperatura não foi o fator decisivo no controle da contaminação microbiana pelo processo a plasma, comprovando-se então o importante papel das espécies reativas geradas na aplicação do plasma na inativação do biofilme de *C. albicans*^[13,14].

Conclusão

As ações das espécies reativas geradas nos sistemas a plasma desempenham papel fundamental na inativação de micro-organismos, visto que apesar de ter sido demonstrado que existe uma inativação por efeito térmico, os resultados do tratamento utilizando plasma foram superiores ao utilizando sistemas de aquecimento.

Durante a realização desse estudo pôde-se perceber a ausência de trabalhos que levem em consideração a inativação de micro-organismos pelo aquecimento gerado por determinadas geometrias de plasma, sendo portanto, necessária a realização de uma maior quantidade de estudos nesse tema, beneficiando assim o melhor entendimento do mecanismo de ação dos plasmas e seus interferentes.

Agradecimentos

Este trabalho foi apoiado por CNPq-MCT / FAPESP - PRONEX USP- ITA - UNIVAP (projeto nº 2011 / 50773-0), MCTI / CNPq / Universal (projeto nº 459688/2014 6) e FAPESP (projeto nº 2015 / 10876-6).

Referências

- [1] COLOMBO, A.L.; GUIMARÃES, T. Epidemiologia das infecções hematogênicas por *Candida* spp. Rev. Soc. Bras. Med. Trop. vol.36 no.5 Uberaba Sept./Oct. 2003.

- [2] MATHÉ, L.; DIJCK, P.V. Recent insights into *Candida albicans* biofilm resistance mechanisms. Curr Genet (2013) 59:251–264.
- [3] TAMURA, N.K. et al. Fatores de virulência de *Candida spp* isoladas de cateteres venosos e mãos de servidores hospitalares. Revista da Sociedade Brasileira de Medicina Tropical 40(1):91-93, jan-fev, 2007.
- [4] RUIZ, L.S. et al. Candidemia by Species of the *Candida parapsilosis* Complex in Children's Hospital: Prevalence, Biofilm Production and Antifungal Susceptibility. Mycopathologia. 2013 Apr;175(3-4):231-9.
- [5] GIOLO, M. P. et al. Fisiopatogenia, epidemiologia e diagnóstico laboratorial da candidemia. Publicado na J Bras Patol Med Lab, v. 46, n. 3, p. 225-234, junho 2010.
- [6] CORRÊA, K.L.G. et al. Diferença de tempo de positividade: método útil no diagnóstico de infecção de corrente sanguínea relacionada com cateter? J Bras Patol Med Lab; v. 48; n. 3; p. 195-202; junho 2012,
- [7] LAROUCSI, M. Nonthermal decontamination of biological media by atmospheric-pressure plasmas: Review, analysis, and prospects. IEEE Trans Plasma Sci 30: 1409–1415 (2002).
- [8] FRIDMAN, G. et al. Applied plasma medicine. Plasma Processes and Polymers 5: 503–533 (2008).
- [9] KONG, M. G. et al. Plasma medicine: An introductory review. New Journal of Physics 11: 115012 (2009).
- [10] ALKAWAREEK, M. Y. et al. Eradication of *Pseudomonas aeruginosa* Biofilms by Atmospheric Pressure Non-Thermal Plasma. PLoS ONE 7(8): e44289 (2012).
- [11] VASCONCELOS, L.C. et al. Cell Viability of *Candida albicans* Against the Antifungal Activity of Thymol. Braz. Dent. J. vol.25 no.4 Ribeirão Preto, 2014.
- [12] SAAD-HOSSNE, R; SAAD-HOSSNE, E; PRADO, R.G. Efeito da solução aquosa de fenol, ácido acético e glicerina sobre o tumor ascítico de Ehrlich. Estudo experimental in vitro. Acta Cir. Bras. vol.19 no.1 São Paulo Jan./Feb. 2004.
- [13] DORIA, A.C.O.C. Estudo da ação antifúngica de um jato de plasma não-térmico de argônio e/ou ar comprimido sobre biofilmes de leveduras do gênero *Candida* [Dissertação]. São José dos Campos: Universidade do Vale do Paraíba, 2015.
- [14] DORIA, A.C.O.C. et al. Application of post-discharge region of atmospheric pressure argon and air plasma jet in the contamination control of *Candida albicans* biofilms. Research on Biomedical Engineering.2015;31(4):358-362.

AVALIAÇÕES DE DOSES EM PACIENTES TRATADOS COM DIFERENTES TÉCNICAS RADIOTERÁPICAS E ALGORITMOS DOSIMÉTRICOS

G. L. Santos*, L. X. Cardoso*, S. R. Avelino**, P. E. D. Reis***, E.B. Ferreira*** e L. M. Brasil*

*Universidade de Brasília, Faculdade Gama (UnB/FGA), Programa de Pós-Graduação em Engenharia Biomédica, Brasília, Brasil

**Universidade de Brasília, Hospital Universitário de Brasília (UnB/HUB), Brasília, Brasil

*** Universidade de Brasília, Faculdade de Ciências da Saúde (UnB/FS), Brasília, Brasil

e-mail: gilvan.lobes.2010@gmail.com

Resumo: Os Sistemas de Planejamento de Tratamento (SPT), softwares de planejamento em radioterapia, foram desenvolvidos para prever a dose que será entregue ao paciente, antes da execução do tratamento. Os algoritmos de cálculos de dose dos SPT podem considerar as heterogeneidades dos tecidos. O filme dosimétrico é indicado para avaliar as diferenças entre a dose planejada e a dose depositada no tratamento. Pacientes com câncer na região da cabeça e pescoço são imobilizados com máscaras termoplásticas, as quais contribuem para aumento da concentração de dose na pele. O objetivo deste artigo é comparar doses medidas *in vivo* em pacientes tratados com radioterapia na região cervical com a dose prevista por dois algoritmos diferentes de cálculo de dose, a saber: com e sem correção de heterogeneidade. Foram comparadas ainda as doses medidas na pele dos pacientes tratados com a técnica de 2 campos paralelos-opostos e com campos oblíquos. O efeito do aumento de dose na pele, devido à máscara termoplástica, foi avaliado para cada uma dessas técnicas. Os pacientes foram separados em dois grupos de acordo com a técnica: 5 pacientes tratados com 2 campos paralelos-opostos e 5 pacientes tratados com campos oblíquos. Esse estudo não observou diferenças significativas na dose medida na pele para as duas técnicas de tratamento, nem quando analisado o efeito da máscara termoplástica. O algoritmo que utiliza correção de heterogeneidade previu resultados mais próximos aos medidos com filmes dosimétricos, embora ambos algoritmos superestimem consideravelmente a dose na pele.

Palavras-chave: Radioterapia, Dosimetria *in vivo*, filme dosimétrico, câncer de cabeça e pescoço.

Abstract: The Treatment Planning Systems (TPS) have been developed to predict the dose delivered to the patient, before beginning of the treatment. The dose calculations algorithms of the SPT may consider the heterogeneity of tissues. The dosimetry film is useful to evaluate the differences between the planned dose and the dose deposited in treatment. Patients with head and neck cancer are immobilized with thermoplastic masks, which increase the skin dose. The purpose of this article is to compare doses measured *in vivo* in patients treated with radiotherapy in cervical region with the planned dose for two different dose calculation algorithms: with and without heterogeneity correction. The measured

doses in the skin of patients treated with the technique of 2 opposite fields and oblique fields were evaluated. The effect of dose escalation on the skin due to the thermoplastic mask was evaluated for each of these techniques. The patients were divided into two groups according to the technique: 5 patients with 2 opposite fields and 5 patients treated with oblique fields. This study found no significant differences in the measured dose on the skin for the two treatment techniques. The algorithm that uses heterogeneity correction predicted results closer to the dose measured using films, although both algorithms overestimate the skin dose.

Keywords: Radiotherapy, *in vivo* dosimetry, dosimetric film, head and neck cancer.

Introdução

A radioterapia é uma técnica de tratamento com objetivo de homogeneizar a dose de radiação no volume alvo que inclui as células cancerosas e uma margem ao redor do tumor, que contempla as variações de posicionamento do paciente e do movimento dos órgãos. Além disso, a radioterapia deposita a radiação buscando o mínimo de dano nos tecidos sadios adjacentes ao tumor [1]. A contribuição dos avanços tecnológicos trouxe a radioterapia conformacional 3D, uma modalidade de tratamento que baseia o planejamento do tratamento em imagens de tomografia computadorizada. Dessa maneira, os Sistemas de Planejamento de Tratamento (SPT), softwares específicos de planejamento em radioterapia, foram desenvolvidos para prever a dose que será entregue ao paciente antes da execução do tratamento. Além disso, com essa técnica de planejamento, podem ser comparadas no computador mais de uma configuração de campos de tratamento (incidência de feixe de radiação), para que o médico escolha aquela opção mais efetiva ao tratamento do tumor e menos tóxica ao paciente [3]. Existem diversos tipos de algoritmos de cálculo de dose implementados nos SPT, que levam em consideração distintos fatores. Assim a precisão da previsão da distribuição de dose no paciente depende do tipo de algoritmo usado no SPT [11]. A presença de heterogeneidades no paciente, devido às características físicas (diferentes densidades) dos órgãos, pode ou não ser considerada nos SPT, para calcular as doses nas estruturas de interesse. Tipicamente o uso de algoritmos

que contemplam a heterogeneidade dos tecidos permite obter melhor precisão no cálculo de doses, sobretudo na região do tórax [6].

Nos tratamentos com radioterapia na região da cabeça e pescoço são utilizadas máscaras termoplásticas para imobilizar e reproduzir a posição do paciente de acordo com as características do planejamento. Dessa maneira, a máscara é moldada no rosto do paciente, permanecendo diretamente em contato com a pele. Essa máscara possui aspecto de rede, com regiões com material termoplástico e outras regiões vazadas. Como a máscara se localiza entre a fonte de radiação de alta energia e o paciente, ocorre um aumento de dose na pele do paciente na região sob o termoplástico, devido ao efeito de “*build up*” que ocorre na superfície [2].

O uso de filme dosimétrico para dosimetria *in vivo* é indicado para uso em radioterapia externa, sendo relevante para detectar erros importantes, para avaliar as diferenças entre a dose planejada e a dose depositada no tratamento radioterápico, e para o registro de doses recebidas pelos pacientes individualmente [4]. Os filmes dosimétricos, como um dosímetro 2D auto revelador, possuem uma fraca dependência energética para a faixa de energia compreendida entre KeV a MeV. Ainda apresentam alta resolução espacial e uniformidade melhor que 1,5%, bem como densidade equivalente próxima à encontrada no tecido humano. As diferentes respostas do filme em relação à fonte de luz polarizada pelo scanner geram uma dependência em relação à orientação em que os filmes são digitalizados. Os filmes devem ser digitalizados na mesma direção dos filmes usados na criação da curva de calibração [5]. Tipicamente a dosimetria com filmes dosimétricos pode alcançar incertezas de até 7%, sobretudo em regiões de artefatos nos filmes [10].

A proposta deste artigo é comparar doses medidas *in vivo*, usando filmes dosimétricos, em pacientes submetidos à radioterapia na região da cabeça e pescoço com a dose prevista em dois algoritmos de cálculo de dose diferentes: com e sem correção de heterogeneidade. Além disso, foram comparadas as doses medidas na pele dos pacientes tratados com duas configurações de campos diferentes: 2 campos paralelos-opostos e composição de campos oblíquos. Por fim, comparou-se o efeito do aumento de dose na pele, devido ao uso da máscara termoplástica, nos dois tipos de configuração de campos citados acima.

Materiais e métodos

Esse trabalho selecionou 10 pacientes com câncer na região da cabeça e pescoço submetidos a tratamento radioterápico no Hospital Universitário de Brasília (aprovado no Comitê de Ética em Pesquisa da Faculdade de Ciências da Saúde da UnB, sob número 2469281360000030). Desses pacientes, 5 pacientes foram tratados com a técnica conhecida como 2 campos paralelos-opostos, enquanto outros 5 pacientes foram tratados com composição de campos oblíquos. A dose prescrita variou entre 180 cGy e 200 cGy por dia. Os

tratamentos foram executados no acelerador linear marca SIEMENS, modelo Primus, com energia nominal máxima do feixe de fótons de 6 MeV. Para permitir melhor avaliação e comparação entre os pacientes, os resultados obtidos nos pacientes tratados com 180 cGy foram normalizados para o valor de 200 cGy.

Os planejamentos foram feitos usando o Sistema de Planejamento de Tratamento (SPT) da marca PROWESS, versão 5.01. Todos os planejamentos usados nos tratamentos foram feitos usando o algoritmo do tipo *Fast Photons* (algoritmo do tipo *pencil beam* e que não calcula transporte lateral de elétrons), sem correção de heterogeneidade do meio. A Figura 1 mostra uma representação de dose prevista no SPT. Contudo, todos os planejamentos foram refeitos usando o mesmo algoritmo, com correção de heterogeneidade do meio, para que fosse possível comparar a dose prevista pelo software usando cada um dos algoritmos com os valores medidos *in vivo* usando filmes dosimétricos.

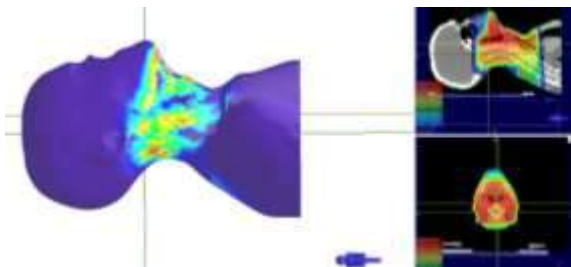


Figura 1: Representação da distribuição de dose prevista pelo SPT.

Para medir a dose durante o tratamento, foram usados filmes dosimétricos radiocrômicos da marca GAFCHROMIC, modelo EBT3, previamente calibrados, com área de 2,0 x 2,5 cm². As medições foram feitas somente em uma das aplicações do tratamento, posicionando o filme justapostamente entre a máscara termoplástica e a pele do paciente. Dosimetrias *in vivo* e testes de controle de qualidade, mesmo que feitos de modo pontual e amostral, são capazes de identificar divergências entre o planejado e o executado. Atualmente testes de controle de qualidade de IMRT, por exemplo, são feitos uma única vez, pré-tratamento e num fantoma [12]. Uma única medição é capaz de verificar se existem divergências. Para cada paciente, foram medidas doses em dois pontos (pontos A e B), tipicamente na região do pescoço (ver Figura 2). As medições foram feitas no terço final do tratamento, para que as posições dos filmes fossem escolhidas preferencialmente em regiões do pescoço que apresentassem alguma reação cutânea devido à radioterapia. Os valores de dose medidos usando filmes foram obtidos por meio de um algoritmo escrito no código do *software livre Python*. Esse algoritmo que converte o valor do pixel da imagem do filme escaneado em dose foi desenvolvido e cedido cordialmente pelo Dr. Victor Gabriel Alves, físico médico do PQRT/INCA [1].

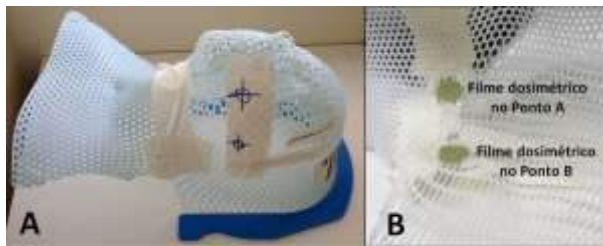


Figura 2: (A) Máscara termoplástica usada em tratamentos na região da cabeça e pescoço. (B) Filmes dosimétricos posicionados na parte interna da máscara.

Esse estudo comparou a dose medida na pele entre os grupos de pacientes tratados com a técnica de 2 campos paralelos-opostos e a técnica por composição de campos oblíquos. Comparou-se ainda o efeito de superficialização de dose devido à máscara termoplástica nos dois grupos. Como existe um aumento de dose na região embaixo da máscara, o filme torna-se visualmente mais escuro nesses pontos, permitindo identificar em cada filme a região vazada e a região que fica sob a máscara. Desse modo, usando o mesmo filme, foi calculada a razão da dose medida em um ponto sob a máscara (região Máscara), com a dose medida num ponto da região vazada (região Superfície). Isso foi feito em todos os filmes usados. Por fim, as doses medidas foram comparadas com as doses previstas por cada um dos algoritmos do SPT (com e sem correção de heterogeneidade do meio). O pescoço possui regiões com densidade menores que a água (região da laringe e traquéia), bem como regiões com maior densidade (vértebras). Mesmo que posicionado superficialmente, a os feixes dos campos opostos ao filme atravessam o paciente antes de atingir o filme. Com isso, possíveis divergências na dose medida em relação à planejada devido a regiões de heterogeneidade no pescoço poderão ser verificadas.

Resultados

Os resultados obtidos nesse estudo estão apresentados nas Tabelas 1 a 4.

Tabela 1: Doses medidas com filme e previstas pelo SPT com a técnica 2 campos Paralelos-Opostos no Ponto A. Doses em cGy.

PACIENTE	Filme (superfície)	SPT - Sem correção (superfície)	SPT - Com correção (superfície)	Filme (máscara)	SPT - Sem correção (máscara)	SPT - Com correção (máscara)
1	135,0	86,8	86,6	142,5	150,1	151,2
2	52,7	70,8	105,0	63,7	133,1	121,5
3	109,4	134,7	133,2	110,0	160,1	154,8
4	116,4	128,2	85,4	120,0	152,6	154,8
5	76,3	137,1	131,9	86,1	177,4	173,7
Média	98,0	111,5	108,4	104,5	154,7	151,2
Desvio padrão	33,0	30,6	23,4	30,5	16,1	18,8

Tabela 2: Doses medidas com filme e previstas pelo SPT com a técnica 2 campos Paralelos-Opostos no Ponto B. Doses em cGy.

PACIENTE	Filme (superfície)	SPT - Sem correção (superfície)	SPT - Com correção (superfície)	Filme (máscara)	SPT - Sem correção (máscara)	SPT - Com correção (máscara)
1	85,7	126,3	124,0	97,4	153,2	151,7
2	48,9	108,4	103,2	61,1	137,1	128,4
3	97,1	111,1	107,1	99,6	137,2	131,6
4	87,2	120,2	114,9	91,0	157,3	152,0
5	101,3	113,3	110,0	101,9	141,1	137,2
Média	84,1	115,9	111,8	90,2	145,2	140,2
Desvio padrão	20,7	7,3	8,0	16,8	9,4	11,1

Tabela 3: Doses medidas com filme e previstas pelo SPT com a técnica campos oblíquos no Ponto A. Doses em cGy.

PACIENTE	Filme (superfície)	SPT - Sem correção (superfície)	SPT - Com correção (superfície)	Filme (máscara)	SPT - Sem correção (máscara)	SPT - Com correção (máscara)
1	79,7	130,5	129,5	78,2	146,43	145,6
2	106,1	139,8	139,3	105,6	154,9	153,6
3	98,0	89,6	89,3	117,8	136,7	136,2
4	113,3	107,9	86,3	114,6	154,8	155,8
5	94,0	90,0	93,6	90,4	141,6	138,4
Média	98,2	111,6	107,6	101,3	146,9	145,9
Desvio padrão	12,8	23,0	24,8	16,7	8,1	8,8

Tabela 4: Doses medidas com filme e previstas pelo SPT com a técnica campos oblíquos no Ponto B. Doses em cGy.

PACIENTE	Filme (superfície)	SPT - Sem correção (superfície)	SPT - Com correção (superfície)	Filme (máscara)	SPT - Sem correção (máscara)	SPT - Com correção (máscara)
1	74,1	118,6	99,0	73,6	143,1	127,9
2	77,7	118,0	112,8	83,9	150,6	145,7
3	113,7	139,0	120,9	150,1	162,1	155,1
4	86,5	36,6	33,1	93,3	124,4	120,5
5	89,6	122,0	121,4	90,4	120,2	121,0
Média	88,3	106,8	97,4	98,3	140,1	134,0
Desvio padrão	15,5	40,2	37,1	30,0	17,6	15,6

Discussão

De acordo com os resultados obtidos, observou-se que a dose na pele (superfície) dos pacientes foi semelhante para as técnicas 2 campos paralelos-opostos e campos oblíquos. Apesar da técnica com campos oblíquos depositar em média 2,6 % a mais de dose na pele, considerando os pontos A e B avaliados, não se pode inferir que esta técnica aumenta a dose superficial, tendo em vista o número pequeno de pacientes avaliados e o valor alto do desvio padrão. Contudo, pode se esperar teoricamente aumento da dose na pele, quando utilizando campos oblíquos, devido ao percentual de dose profunda na superfície aumentar em incidências oblíquas [7].

O aumento de dose devido ao uso de máscaras termoplásticas foi o mesmo em ambas as técnicas de tratamento. A razão entre a dose na região vazada e a dose na região sob a máscara indica um aumento de aproximadamente 7 % de dose na pele, para ambas as técnicas. Esse aumento foi inferior ao calculado pelo sistema de planejamento, o qual baseia-se no cálculo nos

valores medidos no comissionamento do acelerador linear. O sistema de planejamento previu um aumento de dose de aproximadamente 32% nas regiões embaixo da máscara. Esse desvio deve-se ao fato de no comissionamento ter sido usada câmara de ionização cilíndrica com volume de 0,125 cc, enquanto nesse estudo foi utilizado filmes dosimétricos, que possuem espessura menor que 1 mm [8].

A média de dose prevista na superfície usando algoritmo de cálculo de dose sem correção de heterogeneidade foi de 129,1 cGy, enquanto que a dose média na superfície usando algoritmo com correção de heterogeneidade foi de 124,6 cGy, para os mesmos pontos avaliados. Essa diferença de 3,6 % a mais de dose sem correção de heterogeneidade não é significativa, considerando os desvios padrões das medições. O algoritmo com correção de dose tende a prever doses menores, visto que considera a real densidade dos tecidos e, na região cervical, existem vértebras que possuem densidade maior do que a água. Dessa maneira, a atenuação, prevista e medida, é maior quando o feixe passa por regiões com osso. O algoritmo que não prevê correção de heterogeneidade não considera tal situação, uma vez que calcula a dose no volume irradiado como tendo a densidade da água.

Quando se compara os valores de dose previstos no SPT, para ambos algoritmos, com o valor de dose média medido com filmes (95,4 cGy), nota-se que ambos algoritmos superestimam em mais de 30% a dose na pele. O algoritmo que considera a correção de heterogeneidade, por prever menos dose na pele, ficou mais próximo do valor esperado. Esse resultado pode ser explicado novamente pelo uso de detector do tipo câmara de ionização cilíndrica para medir a dose que alimentou o SPT [9]. Como esse detector possui maior volume, o resultado é a média da dose integrada em seu volume sensível. O filme dosimétrico, por ter maior resolução espacial, apresenta resultados que correspondem mais a uma determinada posição (nesse caso a superfície do paciente).

Conclusão

Esse estudo mostrou que as técnicas com 2 campos paralelos-opostos e com campos oblíquos depositam doses semelhantes na pele do paciente, sendo que a técnica com campos oblíquos proporcionou doses ligeiramente mais altas. Além disso, não houve diferença entre o efeito de aumento de dose na pele relacionada à máscara entre as duas técnicas de tratamento avaliadas. Por fim, esse artigo verificou que a previsão de dose na pele para os algoritmos com e sem correção de heterogeneidade foram equivalentes. Contudo, a previsão de dose feita pelo algoritmo que contempla a heterogeneidade dos tecidos ficou mais próxima aos valores medidos com filmes dosimétricos. Vale destacar que ambos algoritmos superestimam a dose na pele do paciente em relação à dose medida com filme dosimétrico.

Agradecimentos

Agradecemos ao Doutor Victor Gabriel, PQRT/INCA, pela cessão do *software* de análise de filmes dosimétricos.

Referências

- [1] Alves VGL. Avaliação dos planejamentos de tratamento de radioterapia usando modelagem computacional e dosimetria absoluta com filmes radiocrômicos. COPPE, UFRJ, 2014. Disponível em: [http://www1.inca.gov.br/pqrt/download/trab/avaliacao dos planejamentos de tratamentos de radioterapia usando modelagem computacional e dosimetria absoluta com filmes radiocromaticos](http://www1.inca.gov.br/pqrt/download/trab/avaliacao%20dos%20planejamentos%20de%20tratamentos%20de%20radioterapia%20usando%20modelagem%20computacional%20e%20dosimetria%20absoluta%20com%20filmes%20radiocromaticos). Tese. Acesso em abril de 2016.
- [2] Loch C, Lima M. Estudo da degradação dos imobilizadores utilizados em pacientes submetidos à radioterapia de cabeça e pescoço. *Revista Matéria*, v. 15, n. 3, pp. 461 – 471. 2010.
- [3] Johnston M et al. Volumetric-modulated arc therapy in head and neck radiotherapy: a planning comparison using simultaneous integrated boost for nasopharynx and oropharynx carcinoma. *Clin Oncol (R Coll Radiol)* 2011; 23(8):503–511.
- [4] Mijneer B et al. In vivo dosimetry in external beam radiotherapy. *Med Phys*. 2013; 40(7):070903.
- [5] Mayers S. Characterisation of gafchromic EBT2 film for use in radiation therapy dosimetry. Tesis, University of Wollongong, 2011.
- [6] Braga DF. Comparação do cálculo de dose com os algoritmos na patologia de pulmão. Instituto Politécnico de Lisboa. Escola Superior de Tecnologia da Saúde de Lisboa, 2012.
- [7] Dogan N, Glasgow GP. Surface and build-up region dosimetry for obliquely incident intensity modulated radiotherapy 6 MeV x rays. *Medical Physics*, v.30, n.12, p.3091-6, 2003.
- [8] Marsolt F et al. Why diamond dimensions and electrode geometry are crucial for small photon beam dosimetry. *Journal of Applied Physics*. v. 118, p. 234507-1, 2015.
- [9] Sun LM et al. Using a thermoluminescent dosimeter to evaluate the location reliability of the highest-skin dose area detected by treatment planning in radiotherapy for breast cancer. *American Association of Medical Dosimetrists*. v. 39, Issue 4, p. 348–353, 2014.
- [10] Alves VGL, Cardoso SC, Silva AX Gafchromic EBT2 dosimetry via robust optimization. *Computer Physics Communications*, v.184, p.1708–16, 2013.
- [11] Morgan AM et al. Clinical implications of the implementation of advanced treatment planning algorithms for thoracic treatments. *Radiother Oncol*. v. 86, p. 48–54, 2008.
- [12] Dyk V et al. Commissioning and quality assurance of treatment planning computers. *Int J Radiat Oncol Biol Phys*, v.26 (2), p.261-73, 1993.

COMPARAÇÃO ENTRE A TENS E O INFRAVERMELHO NO TRATAMENTO DE INDIVÍDUOS COM PONTOS GATILHO MIOFASCIASIS PRESENTES NO MÚSCULO TRAPÉZIO

M. B. Paiva^{1*}, B. B. Brancalion^{2**}, J. S. Yamanaka^{3**}, R. Okubo^{4***}

*Universidade Paulista, São José do Rio Pardo, Brasil.

** Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto, Ribeirão Preto, Brasil.

***Universidade do Estado de Santa Catarina, Florianópolis, Brasil.

E-mail: marcelaphaiva@yahoo.com.br

Resumo: O campo da Fisioterapia dispõe de vários métodos analgésicos, porém, há dúvidas em relação a qual possua maior efeito e seja mais duradouro. O objetivo desse estudo é comparar diferentes tempos de analgesia da estimulação elétrica nervosa transcutânea (TENS) de alta frequência e do infravermelho (IV) em pontos-gatilhos ativos na região do músculo trapézio. Os voluntários foram divididos em dois grupos (n=15): GT tratado com TENS e GIV tratado com IV. Para avaliar o limiar e percepção da dor foram utilizados um algômetro de pressão e escala visual analógica da dor, ambos aplicados antes do tratamento, após 30 minutos, 24 e 48 horas. Para análise estatística foi utilizado o software SigmaPlot® versão 11 e os testes estatísticos ANOVA *One-Way* e *T-student*, foi adotado nível de significância de 5%. Os resultados mostraram os benefícios da TENS e do IV tanto no limiar quanto na percepção da dor, sem diferença significativa entre eles. Conclui-se que entre as modalidades terapêuticas estudadas (TENS e Infravermelho), ambas apresentam analgesia até as primeiras 48 horas após a aplicação, porém o infravermelho apresentou uma manutenção da analgesia superior a TENS quando analisado o limiar de dor à pressão.

Palavras-chave: analgesia, dor, terapia por estimulação elétrica, síndromes da dor miofascial.

Abstract: *The field of Physiotherapy offers several analgesic methods, however, there are doubts as to which has greater effect and be more durable. The aim of this study is to compare different analgesia time of transcutaneous electrical nerve stimulation (TENS) high frequency and infrared (IR) in active trigger points in the trapezius region. The volunteers were divided into two groups (n = 15): GT treated with TENS and GIV treated with IV. To evaluate the pain perception threshold, and we used an algometer and visual analogue scale of pain, both applied before the treatment, after 30 minutes, 24 and 48 hours. Statistical analysis was used SigmaPlot® version 11 software and statistical tests One-Way ANOVA and T-student, was adopted a significance level of 5%. The results showed the benefits of TENS and IV both the threshold and in the perception of pain, with no significant difference between them. It is concluded that among the studied therapeutic modali-*

ties (TENS and infrared), both have analgesia until the first 48 hours after application, but the infrared showed a maintenance of better analgesia than TENS when analyzing the pressure pain threshold.

Keywords: *analgesia, pain, electrical stimulation therapy, myofascial pain syndromes.*

Introdução

O trapézio é um músculo extenso, com inserções desde a coluna cervical posterior, até a região torácica alta. [1] Esta é uma região propensa à dor devido a posturas inadequadas e estresse. É comum, portanto, a presença de pontos gatilho no ventre do músculo trapézio [2].

Os pontos gatilho miofasciais (PGMs) são nódulos palpáveis presentes numa região tensa do músculo que, espontaneamente ou a pressão digital, produzem dor localizada ou irradiada, fazendo com que o movimento muscular seja diminuído. [3,4] As terminações nervosas livres, chamadas de nociceptores, são altamente sensíveis e reconhecem o PGM como agente estressor, levando a informação de sua origem periférica ao sistema nervoso central (SNC), onde é interpretada como dor e retorna através de via eferente, levando a uma contração muscular reflexa. [5,6] A transmissão do estímulo doloroso até o SNC é feita através das fibras A-delta e C (calibre fino). As fibras A-delta e C transmitem os impulsos dolorosos, enquanto as fibras táteis A-alfa e A-beta (calibre espesso) agem como antagonistas dos impulsos de dor, a excitação destas promove o bloqueio do impulso doloroso no corno posterior da medula, impedindo que o SNC perceba a dor [7].

O diagnóstico clínico do PGM consiste numa avaliação detalhada e o tratamento consiste na inativação do PGM, aliviando o sintoma doloroso e restabelecendo a funcionalidade [8].

A estimulação elétrica nervosa transcutânea (TENS) é um dispositivo que utiliza corrente elétrica para fins terapêuticos, portanto, seu efeito é analgésico em decorrência da inibição dos impulsos nociceptivos através da ativação das fibras A-alfa e A-beta. Numerosos relatos deram credibilidade à eficácia da TENS no tratamento tanto da dor aguda quanto da

crônica [9], e as evidências indicam que as correntes de altas frequências são mais eficazes do que as de baixas frequências. [10,11]

O infravermelho (IV) é uma ferramenta que gera calor superficial para fins terapêuticos, com base na temperatura corporal normal (36,5°C), a radiação IV proporciona aquecimento local entre 38°C à 42°C favorecendo o fluxo sanguíneo, o metabolismo celular e a extensibilidade do tecido conjuntivo [12], gerando maior fornecimento de proteínas, nutrientes, e oxigênio no local da lesão. O aumento de 1° C na temperatura do tecido corresponde a um aumento de 10% a 15% no metabolismo do tecidual. [13] Assim os termorreceptores captam as mudanças de temperaturas e bloqueiam a nocicepção na medula espinhal, diminuindo a transmissão da sensação dolorosa ao SNC. [14]

O objetivo deste estudo foi avaliar o limiar de dor à pressão em indivíduos que apresentavam PGM na região superior do músculo trapézio, comparando a eficácia de dois recursos fisioterapêuticos, a TENS e o IV.

Materiais e métodos

Foram recrutados 30 voluntários adultos que relatavam dor na região do trapézio superior (TS), que apresentavam PGM ativo no local e que não tinham contraindicações ao método de tratamento. Os indivíduos assinaram um Termo de Consentimento Livre e Esclarecido constando todos os procedimentos que seriam realizados na pesquisa, de acordo com a resolução do Conselho Nacional de Saúde 196/96. O presente estudo foi aprovado pelo Comitê de Ética da Universidade Paulista (Unip), sob nº 97.081.

Para avaliação e tratamento os indivíduos foram posicionados sentados em cadeira, com as costas apoiadas, joelhos fletidos a 90°, cabeça em posição neutra e ombros relaxados. Foi realizada uma palpação da musculatura do TS para determinação e averiguação do local do PGM. A área que apresentou maior dor foi marcada com caneta permanente para ser localizada posteriormente.

Para mensuração do limiar de dor a pressão utilizou-se um algômetro de pressão (AP), marca WAGNER, modelo FDK 20 analógico, com uma sonda metálica, plana e circular, medindo 1 cm de diâmetro. Os voluntários foram instruídos sobre a aplicação do AP e orientados a dizerem "pare" imediatamente quando sentissem dor. Para realização da algometria o avaliador posicionou a sonda do AP perpendicularmente ao PGM. O aparelho foi retirado ao primeiro sinal do voluntário. A pressão exercida pelo AP, é dada por kg/cm², e foi mensurada em 4 etapas: a primeira antes de ligar o aparelho e usada como referência, e 30 minutos, 24 horas e 48 horas posteriores ao tratamento. Em seguida a escala visual analógica (EVA) foi aplicada para obter a percepção dolorosa dos voluntários, e utilizada a escala numérica de 0 a 10 pontos na qual o voluntário graduou sua dor naquele momento.

Os voluntários foram divididos aleatoriamente, em dois grupos de acordo com o tratamento (n=15): grupo tratado com TENS (GT) e grupo tratado com IV (GIV) em uma única dose.

Para o tratamento do GT foi utilizado um aparelho de TENS calibrado, marca KLD Biosistemas, modelo Endophasys NMS 0501, de quatro canais. Segundo *Kitchen (2003)*, foi utilizada uma forma de onda bifásica assimétrica com parâmetro de estimulação de 110 Hz e largura de pulso de 220 μ s, produzida através de um único canal com dois eletrodos de borracha de 5 cm² de diâmetro e utilizado gel como meio de condução[12]. Fixou-se os eletrodos sobre a região com PGM, respeitando o sentido das fibras musculares e com uma distância de 1,5 cm entre eles. A duração foi de 30 minutos. E a intensidade aumentada de acordo com a tolerância de cada indivíduo[7].

Para o tratamento do GIV foi utilizada uma lâmpada de IV 150W, marca Philips, modelo Infraphil, PAR38 acoplada a um suporte para IV da marca CARCI, com refletor móvel, pedestal, rodízios e regulagem de altura e regulado de acordo com cada paciente. Como a dose aplicada não é manipulável, ela foi baseada na percepção do voluntário para um aquecimento leve e o avaliador verificou constantemente a área. [12]. O grau de radiação IV usado na prática clínica se concentra em comprimentos de ondas entre 0,7 μ m e 1,5 μ m, e a quantidade de energia recebida pela pele foi baseada na intensidade da lâmpada, na distância entre lâmpada e paciente, que foi de 50cm de forma perpendicular ao tecido tratado, e no tempo de duração do tratamento (30 minutos)[12]. Os dados coletados foram tabelados e analisados estatisticamente. O software SigmaPlot® versão 11.0 foi utilizado, assim como testes estatísticos ANOVA *One-Way* (para comparação entre grupos) e *T-student* (para comparações pré e pós) para determinação de diferenças entre os grupos. O nível de significância foi de 5%.

Resultados

A figura 1 demonstra que o GIV conseguiu um aumento na tolerância à pressão de 16% nos 30 minutos, 14% após 24 horas e 19% após 48 horas, quando comparado à tolerância inicial.

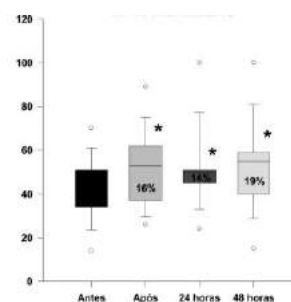


Figura 1: Box plot referente a comparação do limiar de dor entre os diferentes momentos de coleta no grupo infravermelho (GT).

Em relação a TENS houve aumento na tolerância a dor sendo de 18% após 30 minutos de aplicação, 12% após 24 horas e finalizando com 6% após 48 horas em relação a pressão inicial que era de 42 Kg conforme algometria. A Figura 2 apresenta os resultados.

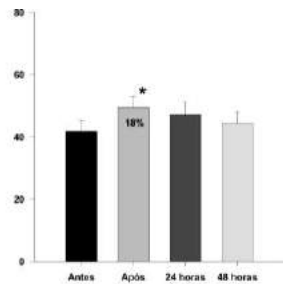


Figura 2: Gráfico de barras referente a comparação do limiar de dor entre os diferentes momentos de coleta, no grupo TENS (GT).

Na figura 3 verifica-se que os voluntários do GIV consideraram o método eficaz após todas as fases do estudo, apresentando menor sensação de dor.

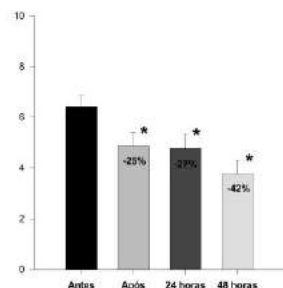


Figura 3: Gráfico de barras referente a comparação da escala de dor entre os diferentes momentos de coleta, no grupo infravermelho.

Analisando a EVA, houve uma melhora na percepção da dor de 25% após 30 minutos em relação a inicial, de 27% após 24 horas e de 42% após 48 horas, demonstrando que a ação da analgesia foi mantida, e é satisfatória, conforme objetivo do estudo.

Já no GT os voluntários sentiram melhora após 30 minutos de terapia, em torno de 18% na escala. Após 24 horas a consideração caiu para 9% e manteve-se após 48 horas. A figura 4 nos apresenta a análise.

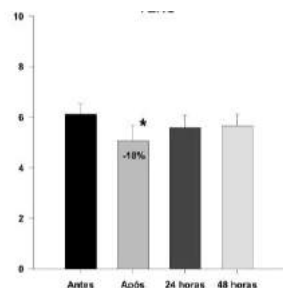


Figura 4: Gráfico de barras referente a comparação da escala de dor entre os diferentes momentos de coleta, no grupo TENS.

Quando comparadas entre si, não foi observada diferença ($p > 0,05$) na manutenção da analgesia entre as terapias em nenhum momento do estudo.

Discussão

A dor decorrente da presença de PGM é comum, no entanto a dor é subjetiva a cada paciente, por isso é necessário o uso de ferramentas que auxiliem na sua mensuração. A algometria fundamenta-se na dinâmica das forças aplicadas a superfícies, sendo a pressão diretamente proporcional ao peso e indiretamente proporcional a área (kg/cm^2), garantindo precisão e padronização da avaliação de PGM [15]. Já a EVA gradua a percepção da dor, sendo importante para descrever a melhora referida pelo próprio paciente [16].

Observamos que ambas as terapias foram eficazes para analgesia e manutenção por até 48 horas. No entanto o GIV apresentou maior percentual de analgesia e de forma crescente, enquanto o GT apresentou pico de analgesia após 30 minutos com menor percentual de analgesia nas 24 e 48 horas seguintes. Segundo *Mansano (2012)*, assim como o presente estudo, aponta a eficácia do TENS e do IV como métodos de analgesia, inclusive, comprova que apresentam um tempo maior de analgesia se comparado com a crioterapia [16]. O autor ainda observou que o IV foi superior a TENS, esse fato pode dar-se pois, o IV trata a causa que origina os PGM, atuando na vasodilatação e levando maior aporte sanguíneo, nutrientes e células reparadoras, como os macrófagos, ao músculo afetado, enquanto a TENS, segundo a Teoria das comportas, não trata a causa e sim o sintoma doloroso [13,16].

O alívio da dor no GT pode ser explicado pelo fato de que o TENS impede que as fibras nervosas transmitam sinais dolorosos ao SNC. Os impulsos são enviados de forma transcutânea, estimulando as fibras A-alfa e A-beta mielinizadas, que conduzem informações ascendentes proprioceptivas. Se a transmissão de estímulos através das fibras A for superior os sinais de dor conduzidos pelas fibras C são inibidos nas células T, e não ascendem para o tálamo. Entretanto, se os impulsos das fibras C predominarem sobre os estímulos enviados pelas fibras A, a dor se manifestará [7]. Investigações experimentais sobre os efeitos fisiológicos da TENS confirmam que a alta frequência constitui uma maior efetividade do que outros parâmetros disponíveis, como a baixa frequência, por exemplo [10,17].

Conforme *Nadler et al. (2003)* há um aumento significativo no alívio da dor com o tratamento térmico contínuo de baixo nível por até 24 horas após o tratamento [18]. No presente estudo observamos uma maior manutenção do alívio da dor, por até 48 horas após a aplicação. O calor superficial promove aumento do fluxo sanguíneo no local da lesão favorecendo as reações catabólicas e anabólicas essenciais para degradação e remoção de substâncias nocivas, fornecendo condições para a reparação dos tecidos lesados [13]. Alguns dos benefícios alcançados pela

terapia com calor superficial podem ser percebidos diretamente no cérebro, segundo estudo de *Davis et al.* (1998) realizado através de imagens funcionais do cérebro [14]. Esses dados explicam os resultados encontrados no estudo da melhora da percepção da dor com o calor superficial gerado pelo IV. Além disso, *Nadler et al.* (2002) concluíram que o calor superficial aplicado sobre a pele, foi superior aos tratamentos de acetaminofeno e ibuprofeno na dor lombar aguda, proporcionando o seu alívio e aumento da flexibilidade, pois a difusão de calor age nas fibras musculares proporcionando extensibilidade do colágeno e diminuição da excitabilidade dos fusos musculares atingindo o relaxamento do músculo. Após 48 horas do encerramento do tratamento, o calor ainda proporcionava maior alívio da dor, confirmando os resultados obtidos no presente estudo [19].

Conclusão

Conclui-se que, entre as modalidades terapêuticas estudadas para o controle da dor, tanto a TENS quanto o Infravermelho apresentam analgesia até as primeiras 48 horas após a aplicação, porém o Infravermelho apresentou uma manutenção da analgesia superior a TENS quando analisado o limiar de dor à pressão.

Referências

- [1] Sobotta J. Atlas de Anatomia Humana. 21a ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan; 2000. p.34-5.
- [2] Simons DG, Travel JG, Simons LS. Myofascial Pain and Dysfunction: The Trigger Point Manual- Upper Half of Body. Baltimore: Williams & Wilkins; 1999. p.178.
- [3] Hoffman P, Terenius L, Thorén P. Cerebrospinal fluid immunoreactive beta-endorphin concentration is increased by long-lasting voluntary exercise in the spontaneously hypertensive rat. *Regulatory Peptides*. 1990; 28:233-239.
- [4] Batista JS, Borges AM, Wiberlinger LM. Physical therapy treatment for miofascial pain syndrome and fibromyalgia. *Rev Dor*. 2012; 13:170-4
- [5] Guyton AC, Hall JE. Tratado de fisiologia médica. 10a ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan; 2002. p.85.
- [6] Sacramento LS. Características do limiar de dor e presença de pontos gatilho de dor em crianças típicas- comparação com adultos saudáveis [Dissertação]. São Carlos: Universidade Federal de São Carlos; 2014.
- [7] Tribioli RA. Análise crítica atual sobre a TENS envolvendo parâmetros de estimulação para o controle da dor [Dissertação]. Ribeirão Preto: Universidade de São Paulo; 2003.
- [8] Catharts S, Princhar D. Reability of pain threshold measurement in young adults. *J Headache Pain*. 2006; 7:21-26.
- [9] Nelson RM, Hayes KW, Currier DP. Eletroterapia Clínica. 3a ed. São Paulo: Manole; 2009. p.317.
- [10] Walsh DM, Foster NE, Baxter GD, Allen JM. Transcutaneous electrical nerve stimulation. Relevance of stimulation parameters to neurophysiological and hypoalgesic effects. *J Phys Med Rehabil*. 1995; 74:199-206.
- [11] De Tommaso M, Fiore P, Camporeale A. et al. High and low frequency transcutaneous electrical nerve stimulation inhibits nociceptive responses induced by CO2 laser stimulation in humans. *Neurosci Lett*. 2003; 342:17-20.
- [12] Kitchen S, Bazin S. Eletroterapia: Prática Baseada em Evidências. 11a ed. São Paulo: Manole; 2003. p.179-279.
- [13] Cameron, M.H. Physical Agents in Rehabilitation: From Research to Practice. 4a ed. Philadelphia: Saunders, 1999.p.149-175.
- [14] Davis KD, Kwan CL, Crawley AP, Mikulis DJ. Functional MRI study of thalamic and cortical activations evoked by cutaneous heat, cold, and tactile stimuli. *J Neurophysiology*. 1998; 80:1533-1546.
- [15] Wytrazek M, Huber J, Lipiec J, Kulczyk A. Evaluation of palpation, pressure algometry and electromyography for monitoring trigger points in young participants. *J Manipulative Physiol Ther*. 2015; 38(3):232-243.
- [16] Mansano FP. Efeitos da TENS, Crioterapia e Calor Superficial sobre os limiares de dor em indivíduos saudáveis [Trabalho de conclusão de curso]. São José do Rio Pardo: Universidade Paulista; 2013.
- [17] Sluka KA, Judge MA, McColley MM, Reveiz PM. Low frequency TENS is less effective than high frequency TENS at reducing inflammation-induced hyperalgesia in morphine-tolerant rats. *Eur J Pain*. 2000; 4:185-193.
- [18] Nadler SF, Steiner DJ, Erasala GN, Hengehold DA, Abeln SB, Weingand KW. Continuous low-level heat wrap therapy for treating acute nonspecific low back pain. *Elsevier*. 2003; 84(3):329-334.
- [19] Nadler SF, Steiner DJ, Erasala GN, Hengehold DA, Abeln SB, Weingand KW. Continuous low-level heat wrap therapy provides more efficacy than ibuprofen and acetaminophen for acute low back pain. *Spine* 2002; 27:1012-1014.

ESTUDO DO FOTOCLAREAMENTO DO AZUL DE METILENO EM SISTEMA SOL-GEL PARA APLICAÇÕES EM TERAPIA FOTODINÂMICA

N. A. Daghanli *, I. L. Nantes*, G. Lepore*, J. E. Melguizo Vásquez*[&]

* UFABC, São Paulo, Brasil.

[&] ITM, Medellín, Colômbia.

e-mail: nasser.daghanli@ufabc.edu.br

Resumo: Neste trabalho foram estudadas as cinéticas κ de fotoclareamento PB do Azul de Metileno (AM), em meios que simulam tecidos biológicos (colágeno hidrolisado e colágeno porcino). As amostras foram irradiadas em diferentes concentrações de AM (50- 150 μM) e medida a potência de luz transmitida de um feixe laser. As cinéticas de fotoclareamento apresentaram comportamento monoexponencial. Na análise dos dados foram calculadas as taxas de fotoclareamento do AM e observou-se que elas variaram entre $1,0 \times 10^{-2} \text{ s}^{-1}$ a $9 \times 10^{-3} \text{ s}^{-1}$ para o colágeno hidrolisado e $1,2 \times 10^{-2} \text{ s}^{-1}$ e $6 \times 10^{-3} \text{ s}^{-1}$ para o colágeno porcino, indicando a influência do meio sol-gel nas cinéticas (κ) de fotoclareamento do AM.

Palavras-chave: Engenharia Biomédica, terapia, Azul de metileno, Fotoclareamento, Cinética.

Abstract: In this paper was studied the PB kinetics K of methylene blue (MB) in ways that mimic biological tissues (collagen hydrolyzed and porcine collagen). The samples were irradiated with AM concentrations (50-150 mM) and measuring the transmitted power of a laser beam. The Kinetic presented monoexponential behavior. In analyzing the data were calculated photobleaching rates AM and it was observed that they vary - ram between $1.0 \times 10^{-2} \text{ s}^{-1}$ to $9 \times 10^{-3} \text{ s}^{-1}$ for collagen hydrolyzate and $1.2 \times 10^{-2} \text{ s}^{-1}$ e $6 \times 10^{-3} \text{ s}^{-1}$ for the porcine collagen, indicating the influence of the medium in the sol-gel kinetics (κ) of photobleaching AM.

Keywords: Biomedical engineering, Therapy, Methylene blue, Photobleaching, Kinetics.

Introdução

A Terapia Fotodinâmica (TFD) é um procedimento não invasivo que combina um fotosensibilizador (FS), que se acumula preferencialmente no tecido alvo que, ao ser excitado por luz de comprimento de onda (λ) apropriado, induz a geração de espécies reativas de oxigênio (ROS) ou radicais livres, tais como o ânion superóxido ($\text{O}_2^{\bullet -}$, mecanismo do Tipo I) ou o oxigênio singlete ($^1\text{O}_2$, mecanismo do Tipo II [8]). Os FS são substâncias com composição conhecidas, pouco tóxicas no escuro e inativo no seu estado fundamental de energia. Os fotosensibilizadores utilizados em TFD podem absorver luz na região visível ou infravermelha próxima. Estas moléculas são citotóxicas somente na presen-

ça de luz e podem ser rapidamente excretadas pelo corpo, além de terem afinidade pelas células-alvo [4-7].

No entanto, a eficiência dos tratamentos com TFD pode ser significativamente reduzida por processos de fotoclareamento [8-11]. O fotoclareamento em TFD é definido como a perda da absorção ou intensidade de emissão causada pela luz sobre fotosensibilizadores. O fotoclareamento pode ocorrer de duas formas distintas: (a) fotomodificação: quando ocorre a perda de absorvância ou fluorescência em alguns comprimentos de onda, mas o cromóforo é retido na sua forma modificada; (b) Fotoclareamento verdadeiro: quando ocorrem mudanças químicas, gerando fragmentos que não possuem absorção apreciável. Na maioria dos casos de fotoclareamento em TFD a presença de oxigênio é necessária, e os processos mecanísticos são oxidativos e normalmente envolvem oxigênio singlete ou espécies reativas de oxigênio (ROS) [1, 12]. Estes processos de fotoclareamento são particularmente importantes para a eficiência da TFD uma vez que induzem alterações nos espectros de absorção das moléculas dos fotosensibilizadores, com conseqüente redução da sua eficiência terapêutica.

O Azul de Metileno é um FS da família das fenotiazinas, possuindo estrutura heteroaromática plana que confere às suas moléculas propriedades fotosensibilizadoras e está bem estabelecido que sua toxicidade no escuro em humanos é baixa. O AM possui intensa absorção na região espectral visível ($\epsilon=85.000 \text{ M}^{-1}\text{cm}^{-1}$ e $\lambda_{\text{MAX}} = 664 \text{ nm}$ [2]). Diversos trabalhos têm demonstrado que o Azul de Metileno possui efetividade na Terapia Fotodinâmica [2, 12-16].

No entanto, há escassa literatura sobre o processo de fotoclareamento do Azul de Metileno, inclusive em tecidos biológicos, não se conhecendo os aspectos da interação da luz sobre este FS nestes meios.

Neste artigo é proposto o estudo da cinética de fotoclareamento do fotofármaco Azul de Metileno em meios simuladores de tecido biológico de colágeno hidrolisado e colágeno porcino (sistemas Sol-Gel) em função do tempo de irradiação por um laser de diodo ($\lambda = 635 \text{ nm}$ e $P_0=7 \text{ mW}$) na região espectral de absorção do AM.

Materiais e métodos

As amostras foram preparadas com 2mL de água qualidade milli-Q e colágeno hidrolisado (CH) ou colágeno porcino (CP), ambas com 75mg/ml. Estas amos-

tras foram marcadas a partir de volumes adequados de um estoque de azul de metileno (AM) a uma concentração de 2mM, volume máximo de 75µL. As concentrações finais de AM foram entre 50 µM a 150 µM. As amostras foram acondicionadas em cubetas de poliestireno transparente de 10 mm de caminho óptico.

As amostras foram irradiadas com laser diodo (Coherent, USA) com um $\lambda=635$ nm e uma potência inicial (P_0) de 7mW.

Mediu-se a potência de luz transmitida (P_{trans}) através da cubeta por meio de um detector powermeter (Fieldmax II, Coherent). A figura 2 mostra o esquema do dispositivo dos equipamentos utilizados.

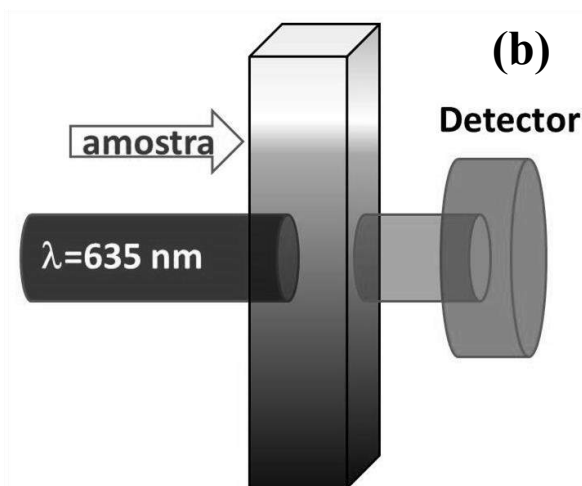
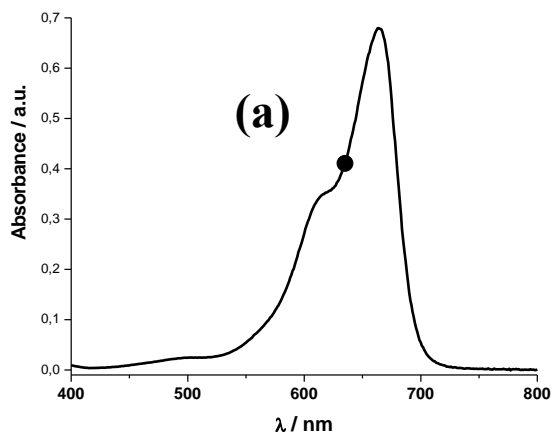


Figura 2: (a) espectro de absorção do AM em solução aquosa. A Figura mostra a banda de irradiação do laser em 635 nm (•). (b) Esquema experimental de medidas.

A potência transmitida foi ajustada através de uma função do tipo:

$$P_{trans} = P_0(1 - e^{-kt}) \quad (1)$$

As taxas de fotocloreamento (κ) foram obtidas através da razão entre a potência transmitida e a inicial e definida como:

$$\kappa = \frac{d}{dt} \left[\frac{P_{trans}}{P_0} \right] \quad (2)$$

Resultados

A Figura 3 mostra os dados normalizados das medidas de transmissão de luz através das amostras de colágeno porcino. As curvas sólidas mostram os ajustes através da expressão (1). Observa-se que os dados foram bem ajustados pela expressão (1). Curvas equivalentes foram obtidas para o colágeno hidrolisado.

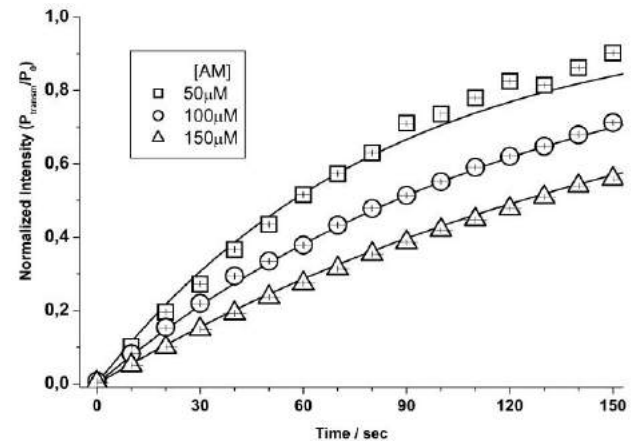


Figura 3: Dados da Potência de luz (635nm) transmitida (média±DP) através das amostras de 2ml de colágeno porcino para concentrações de AM de 50µM, 100µM, 150µM. As curvas sólidas são os ajustes monoexponenciais, obtidos da expressão (1).

Através dos ajustes foram obtidos os valores das taxas de fotocloreamento (κ) para as diferentes concentrações de AM nas amostras de colágeno porcino e hidrolisado. Os valores calculados de κ estão mostrados na Tabela 1.

Tabela1: Taxas cinéticas κ de PB do AM em colágeno porcino (CP) e colágeno hidrolisado (CH)

Concentração AM (µM)	Colágeno Porcino κ (s ⁻¹)	Colágeno Hidrolisado κ (s ⁻¹)
50	$1,2 \times 10^{-2}$	$1,0 \times 10^{-2}$
75	$8,1 \times 10^{-3}$	$1,0 \times 10^{-2}$
100	$8,0 \times 10^{-3}$	$1,0 \times 10^{-2}$
125	$7,4 \times 10^{-3}$	$9,5 \times 10^{-3}$
150	$5,7 \times 10^{-3}$	$9,3 \times 10^{-3}$

Foram obtidos ajustes monoexponenciais para as concentrações de AM, a Figura 4 mostra o gráfico da cinética κ de PB do AM em os meios de colágeno hidrolisado e colágeno porcino.

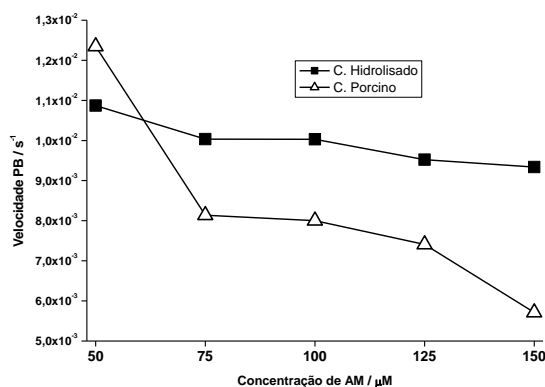


Figura 4: Gráfico da razão da V_{PB} e da concentração de AM em colágeno porcino e colágeno hidrolisado.

Discussão

Nossos dados mostraram que quanto maior a concentração de AM, menor as taxas κ de fotocloreamento (Figura 3) para o colágeno porcino. Comportamento similar foi observado para o colágeno hidrolisado. A taxa de fotocloreamento κ do colágeno porcino decaiu, dentro das nossas condições experimentais em $\sim 53\%$ para valores crescentes de AM, entre 50-150 μM , ao passo que para o colágeno hidrolisado este decréscimo foi de apenas $\sim 7\%$. Na comparação intergrupos, observamos que a maior diferença entre as taxas foi de $\sim 39\%$ para 150 μM de AM. Estes dados indicam que os diferentes tipos de colágenos influenciam significativamente o processo de fotocloreamento do AM.

Em um estudo prévio de fotocloreamento do AM em matriz de colágeno na presença de mitocôndrias de fígado de rato [17], observou-se valores da taxa de PB similares aos obtidos nas taxas cinética κ de fotocloreamento do AM para colágeno hidrolisado.

O fotocloreamento do Azul de Metileno pode estar associado ao estado de agregação do FS. Esta agregação pode ser induzida pelo meio coloidal dos colágenos, onde as moléculas de AM estão possivelmente aprisionadas em matrizes nas formas de agregação monoméricas (para baixas concentrações de AM, até $\sim 75 \mu\text{M}$) ou diméricas (para altas concentrações de AM, acima de $\sim 100 \mu\text{M}$) e também à eficiência de geração de espécies reativas de oxigênio, dependentes de suas concentrações (geração de $^1\text{O}_2$ para estados monoméricos ou $\text{O}_2^{\bullet-}$ para estados diméricos).

Deste modo as taxas cinéticas κ de fotocloreamento são afetadas pelas concentrações crescentes de AM e diretamente afetadas pelos diferentes meios que estão interagindo com o FS.

Nossos dados sugerem que o AM em meio coloidal utilizado neste trabalho permaneceu em estado monomérico para as menores concentrações utilizadas (entre 50-75 μM). Para as maiores concentrações de AM (entre 100-150 μM) o AM apresentava características de estado dimérico, observados pelos espectros de absorção do AM em meio coloidal (dados não mostrados). No entanto a relação dímero/monômero de AM não foi alvo neste

trabalho, mas pode-se supor que nossos resultados podem ser justificados pelo encarceramento e agregação de AM em diferentes condições experimentais, afetando a taxa cinética κ de fotocloreamento do AM.

A eficiência terapêutica da TFD esta diretamente ligada à geração de espécies reativas de oxigênio pelo FS. O processo de fotocloreamento (PB) pode reduzir significativamente esta eficiência e o conhecimento do comportamento do FS nos diferentes ambientes biológicos estes diretamente relacionados à sua eficiência terapêutica. Neste estudo, apresentamos os resultados dos estudos do PB do AM em meio de colágeno, que mimetizam diferentes tecidos biológicos como a pele, epitélios ou músculos.

Agradecimentos

Agradecemos ao financiamento PIC-PIBC- UFABC.

Referências

- [1] Bonnett R; Martínez G. . (2001), Photobleaching of sensitizers used in photodynamic therapy. Tetrahedron. [s. L.], p. 9513-9547.
- [2] Tardivo, J. P., Giglio, A., Oliveira, C. S., Gabrielli, D. S., Junqueira, H. C., Tada, D. B., Severino, D., Turchiello, R. F., Batista, M. S. (2005) Methylene blue in photodynamic therapy: From basic mechanisms to clinical applications. Photodiagnosis and Photodynamic Therapy v. 2, p. 175-191.
- [3] Plaetzer, K., Krammer, B., Berlanda, J., Berr, F., & Kiesslich, T. (2009). Photophysics and photochemistry of photodynamic therapy: fundamental aspects. Lasers in medical science, 24(2), 259-268.
- [4] Henderson BW, Dougherty TJ (2008) How does photodynamic therapy work? Photochem. Photobiol. 55(1): 145-157
- [5] Roberson CA, Evans DH, Abrahamse H. (2009) Photodynamic therapy (PDT): A short review on cellular mechanisms and cancer research applications for PDT. Journal of Photochemistry and Photobiology B: Biology, 96: 1–8
- [6] Dolmans, D.E.J.G.J., Fukurama, D., Jain, R.K., Photodynamic therapy for cancer. Nature, 2003. 3: 380-387.
- [7] Machado, A.E.H., Terapia Fotodinâmica: Princípios, potencial de aplicação e perspectivas. Quim. Nova, 2000. 23(3): p. 237-243.
- [8] Foote CS (1991) Definition of type I and type II photosensitized oxidation. Photochem. Photobiol 54(5): 659
- [9] Hadjur C. et al. Spectroscopic studies of photobleaching and photoproduct formation of meta (tetrahydroxyphenyl) chlorin (m-THPC) used in photodynamic therapy: The production of singlet oxygen by m-THPC. Journal Of Photochemistry And Photobiology B: Biology. [s. L.], p. 170-178. 21 set. 1998.
- [10] Oliveira OV; Pires JM. Quantum chemistry studies of meta-tetra(hydroxyphenyl) chlorin (mTHPC)

- and its isomers. *Journal Of Porphyrins And Phthalocyanines*. [s. L.], p. 465-470. 21 mar. 2014.
- [11] George S; Kishen A. Photophysical, photochemical, and photobiological characterization of methylene blue formulations for light-activated root canal disinfection. *Journal Of Biomedical Optics*. [s. L.], p. 1-10. maio 2007.
- [12] Daghasanli NA. ; ITRI, R; Baptista, MS. (2008) . Singlet Oxygen Reacts with 2',7'- Dichlorodihydrofluorescein and Contributes to the Formation of 2',7'-Dichlorofluorescein. *Photochem. Photobiol*, 84: 1238-1243 DOI: 10.1111/j.1751-1097.2008.00345.x
- [13] Gorman, S.A. Brown, S.B. Griffiths J., Overview of synthetic approaches to porphyrin, phthalocyanine, and phenothiazine photosensitizers for photodynamic therapy. *Journal of Environmental Pathology, Toxicology and Oncology*, 2006. 25: p. 71-108.
- [14] Harris, F. Chatfield L.K. Phoenix, D.A., Phenothiazinium based photosensitizers photodynamic agents with a multiplicity of cellular targets and clinical applications. *Current Drug Targets*, 2006. 6: p. 615-627.
- [15] Rossoni, R.D., et al., Comparação da eficácia fotodinâmica do azul de metileno, azul de toluidina e verde de malaquita contra *Candida Albicans*. In: Congresso de Iniciação Científica da UNESP, 11., 2009, São José do Rio Preto.
- [16] Tomé, F.M., Síntese e caracterização espectrofotométrica de naftalocianinas com aplicação na terapia fotodinâmica. 2002. 68 f. Dissertação (Mestrado Biologia Celular e Molecular) - Universidade do Vale do Paraíba, São José dos Campos. 2002.
- [17] Lepore G., Miranda, E., Yokomizo, C.H., Cassiavilani, L., Nantes, I. L., & Daghasanli, N.A. (2015). Kinetics of Photobleaching of Methylene Blue in a Collagen Matrix in the Absence and Presence of Isolated Rat Liver Mitochondria. In VI Latin American Congress on Biomedical Engineering CLAIB 2014, Paraná, Argentina 29, 30 & 31 October 2014 (pp. 924-926). Springer International Publishing.

ANÁLISE DAS PROPRIEDADES ACÚSTICAS DE *PHANTOMS* DE PVCP RECICLADOS

G. B. Gomes*, L. L. De Matheo*, T. P. Omena**, M. A von Krüger* e W. C. A. Pereira*

*Programa de Engenharia Biomédica - COPPE, Universidade Federal do Rio de Janeiro, Brasil

**Depto. de Fisioterapia – Faculdade de Medicina/UFRJ, Rio de Janeiro, Brasil

e-mail: gabi.beatriz@hotmail.com, wagner.coelho@ufrj.br

Resumo: *Phantoms* são materiais que mimetizam propriedades dos tecidos biológicos e podem ser confeccionados à base de materiais tais como: ágar, gelatina e PVA (*Polyvinyl alcohol gel*), que possuem baixa durabilidade; e parafina gel, PVCP (*Polyvinyl chloride plastisol*), borracha de poliuretano e silicones, que são materiais mais duráveis. *Phantoms* de PVCP possuem propriedades acústicas, a saber, velocidade de propagação e coeficiente de atenuação, similares às da gordura, tem grande aplicabilidade em estudos de imagem por ultrassom e estudos de aquecimento resultante da absorção do feixe ultrassônico. Este trabalho caracterizou as propriedades acústicas de *Phantoms* confeccionados com PVCP que foram reciclados em estufa a uma temperatura de 175°C.

Os resultados indicam que o PVCP pode ser reciclado por pelo menos quatro vezes e apresentam propriedades acústicas próximas a do tecido adiposo.

Palavras-chave: *Phantom*, PVCP, reciclagem, propriedades acústicas.

Abstract: *Phantoms are tissue mimicking material that mimic biological tissue properties, being made of a vast variety of materials, such as agar, gelatine and PVA, that present low durability and high durability such as paraffin, pvcp, silicone and so on. PVCP phantoms (Polyvinyl chloride plastisol) have acoustic properties (ultrasound speed and attenuation coefficient) close to fat tissue, and have great applicability in the images study by ultrasound. This work aims to characterize acoustic properties of PVCP phantoms that were recycled at a stove at 175°C. The results show that the PVCP can be recycled for at least four times, and the acoustic properties are close to those of adipose tissue.*

Keywords: *Phantom, PVCP, recycled, acoustic properties.*

Introdução

A interação do feixe acústico com os tecidos biológicos pode ser elucidada com o uso de *Phantoms* acústicos, pois estes são objetos mimetizadores das propriedades acústicas e térmicas dos tecidos biológicos. Muitos materiais têm sido estudados para a confecção de *Phantoms* buscando a aproximação com as propriedades acústicas dos tecidos, durabilidade, não-contaminação e resistência ao manuseio. Na literatura, são descritos estudos com: Agar [1,2]; poliacrilamida

[3–5]; PVA [6] silicone [7], PVCP [10], entre outros. *Phantoms* de agar são atacados por fungos em ar ambiente e desidratam, perdendo volume e alterando suas propriedades. *Phantoms* de poliacrilamida são tóxicos, dificultando o manuseio. *Phantoms* de silicone possuem baixa velocidade de propagação.

Phantoms de PVCP consistem em uma solução opaca de monômeros que se polimeriza quando aquecida a altas temperaturas. Têm sido usados para estudos na área de ultrassom de imagem [8–11] e também avaliação do aquecimento resultante da absorção do feixe ultrassônico [12]. Eles possuem propriedades acústicas (velocidade de propagação e coeficiente de atenuação) próximas às da gordura: velocidade de propagação 1465 m.s⁻¹ e coeficiente de atenuação 0,4dB.cm⁻¹.MHz⁻¹ [7].

Em contato com o ar ambiente são estáveis, possuem durabilidade indeterminada e resistência ao ataque de microorganismos [8]. Embora *Phantoms* de PVCP tenham mostrado aplicabilidade em experimentos por ultrassom (US), não se pode afirmar que estes podem ser reaproveitados ao serem reaquecidos. Mas é evidente que esta prática diminuiria os custos de produção e evitaria desperdício de material.

O presente trabalho tem por objetivo avaliar o reaproveitamento de *Phantoms* de PVCP para estudos em US a partir da caracterização das propriedades acústicas de cinco *Phantoms* que foram reciclados sucessivamente, até quatro vezes, em estufa a temperatura controlada de 175 °C.

Materiais e métodos

Confecção do *Phantoms* - Foi utilizado como material o PVCP (*Polyvinyl chloride plastisol*) (M-F manufacturing co., INC®, Fort Worth, TX, EUA). Um Becker contendo uma solução de PVCP (285 ml) foi inicialmente levado à bomba a vácuo (-760 mmHg), durante trinta minutos para a retirada das bolhas. Em seguida, essa solução foi distribuída em cinco moldes de alumínio com formato de paralelepípedo, com volume de 56,7 ml, para a fabricação dos *Phantoms* do estudo. Os moldes preenchidos com o PVCP foram alojados no interior da estufa à temperatura de 175 °C, durante duas horas. Após este tempo, foram retirados da estufa e mantidos em descanso até entrarem em equilíbrio com a temperatura ambiente, quando os *Phantoms* adquirem o estado sólido [13].

Confecção do *Phantoms* reciclados – Foram fabricados cinco *Phantoms*: *Ph1*, *Ph2*, *Ph3*, *Ph4* e *Ph5*. Quando os cinco *Phantoms* atingiram o estado sólido, as respectivas espessuras e as propriedades acústicas foram estimadas. As medições das propriedades acústicas do *Ph1* foram consideradas como as medidas de referência para as análises dos outros *Phantoms*.

Em seguida, os *Phantoms Ph2*, *Ph3*, *Ph4* e *Ph5* foram novamente submetidos à estufa, durante duas horas a temperatura de 175 °C, tornando-se liquefeitos e, novamente, aguardando sua solidificação à temperatura ambiente. Dessa vez somente as propriedades do *Phantom Ph2* foram avaliadas. E assim, sucessivamente, esse processo foi realizado por mais três vezes. Sendo assim, os *Phantoms* foram aquecidos: *Ph1*: uma vez, *Ph2*: duas vezes, *Ph3*: três vezes, *Ph4*: quatro vezes e *Ph5*: cinco vezes.

Foram medidos a velocidade de propagação e o coeficiente de atenuação dos cinco *Phantoms*.

A montagem experimental foi formada com os seguintes equipamentos: gerador de funções (AFG 3021, Tektronix; Beaverton, OR, EUA); osciloscópio (DSO 5012A, Agilent Technologies, Santa Clara, CA, EUA); microcomputador para aquisição e análise dos sinais; dois transdutores de imersão de 1 MHz (Olympus, Tóquio, Japão); termômetro digital MTH 1362W (Minipa) com sensibilidade de 0,1 °C; paquímetro analógico (SOMET) para a avaliação da espessura dos *Phantoms*; software desenvolvido em LabVIEW® (National Instruments, Austin, Texas, EUA) para armazenar e analisar os dados. As propriedades acústicas das amostras foram obtidas pelo método de transmissão-recepção com temperatura de 23°C controlada [14]. Dois transdutores ultrassônicos com frequência de 1 MHz, foram submersos em um tanque com água destilada (Figura 1). Estes foram fixados em cilindros de alumínio como suporte para alinhá-los, em uma montagem experimental onde a face de um fica voltada para a face do outro. O transdutor transmissor é excitado com um sinal produzido por um gerador de funções. Este sinal é composto por uma salva de senóides (*burst*), com 10 ciclos, frequência central de 1 MHz, amplitude de 10V_{pp} (volts de pico-a-pico) e frequência de repetição de pulso 1 kHz. O sinal transmitido foi coletado pelo transdutor receptor e exibido no osciloscópio digital. Os dados coletados foram armazenados e processados em LabVIEW®. A temperatura foi monitorada durante todo o experimento com um termômetro digital, permanecendo a 25,0±1°C. Foram realizadas 10 medições em cada *Phantom*.

Análise Estatística - O número de mensurações para cada amostra foi calculado por meio do teste ANOVA, considerando-se $\alpha = 0,05$, o poder de teste de 90%, a mínima diferença detectável de 0,4 e resíduo de 0,2.

Os dados foram compilados em planilha tipo Excel® e foi utilizado o teste Kolmogorov-Smirnov para a análise de normalidade. A fim de verificar se ocorreram modificações nas propriedades acústicas dos *Phantoms* após a reciclagem do material, foi utilizado o teste

Kruskal-Wallis One Way (H) e o pós-teste de Dunn's Method (Q). Foi considerado o nível de significância de 5% e o intervalo de confiança (IC) de 95%. As análises estatísticas foram realizadas no software SigmaStat 3.5 (Systat Software, Inc., California, EUA).

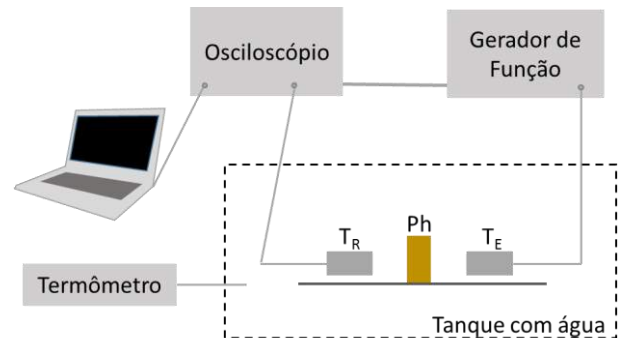


Figura 1: Montagem experimental da medição das propriedades acústicas pelo método de transmissão: osciloscópio, gerador de funções, termômetro digital, gerador de funções, transdutor de recepção (T_R), transdutor de emissão (T_E) e *phantom* (Ph) .

Resultados

As Tabelas 1 e 2 apresentam as médias, desvios padrão, coeficiente de variação e intervalos de confiança do coeficiente de atenuação e da velocidade de propagação. Foram confeccionados 5 *Phantoms*, que foram reciclados até quatro vezes, apresentados na Figura 2.

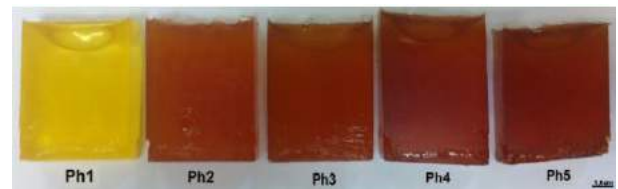


Figura 2: *Phantoms*: *Ph1*, *Ph2*, *Ph3*, *Ph4* e *Ph5*, da esquerda para a direita respectivamente. Nota-se a mudança na coloração dos *Phantoms*.

As Tabelas 1 e 2 apresentam média, desvio padrão, coeficiente de variação e o valor do intervalo de confiança das propriedades acústicas analisadas.

Tabela 1: Média, desvio padrão (STD), coeficiente de variação (C.V) e intervalo de confiança (IC95%) dos *Phantoms* para velocidade de propagação

Velocidade de Propagação [m·s ⁻¹]				
<i>Phantom</i>	Média	STD	C.V.	IC95%
Ph1	1438,33	0,75	0,05%	0,54
Ph2	1438,58	1,30	0,09%	0,93
Ph3	1438,58	1,30	0,09%	0,93
Ph4	1438,04	1,28	0,09%	0,92
Ph5	1438,96	1,20	0,08%	0,86

Tabela 2: Média, desvio padrão (STD), coeficiente de variação (C.V) e intervalo de confiança (IC95%) dos *Phantoms* para coeficiente de atenuação

Coeficiente de Atenuação [dB·cm ⁻¹]				
<i>Phantom</i>	Média	STD	C.V.	IC95%
Ph1	0,50	0,02	3,08%	0,01
Ph2	0,52	0,02	3,90%	0,01
Ph3	0,50	0,01	2,73%	0,01
Ph4	0,50	0,02	3,63%	0,01
Ph5	0,50	0,01	1,54%	0,01

O *boxplot* dos dados é exibido na Figura 3.

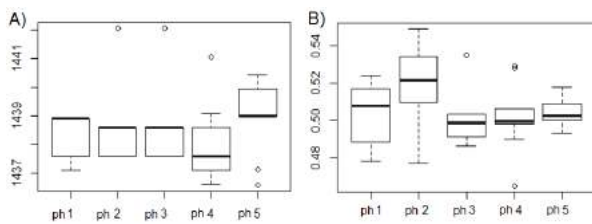


Figura 3: *Boxplot* dos dados experimentais. A) Velocidade de propagação do ultrassom [m·s⁻¹]; B) Coeficiente de atenuação acústica [dB·cm⁻¹].

Discussão

Foram avaliadas as propriedades acústicas de *Phantoms* fabricados com solução de PVCP, bastante empregados em estudos por ultrassom de imagem.

O objetivo da análise foi avaliar se o processo de reciclagem em até quatro vezes resulta em alguma limitação para a aplicação destes *phantoms* para o US de imagem. Foram obtidas velocidades de propagação do US e coeficiente de atenuação acústica. Os cinco *phantoms* confeccionados apresentaram colorações diferentes, o que sugere uma mudança da composição do *phantom* quando reciclados na estufa a 175°C, como observado em outro trabalho [15], pois quando o cloreto de vinil é submetido a temperaturas elevadas perde um átomo de cloro que é compensado pela formação de uma ligação dupla no sítio [15,16].

Não foram encontradas diferenças estatísticas entre as propriedades medidas nas amostras. Sendo assim, o processo de reciclagem pode ser viável em pesquisas com US de imagem, podendo-se reciclar os compostos de PVCP por pelo menos quatro vezes, sem que ocorram alterações nas propriedades acústicas dos *phantoms* que utilizem este material.

Os valores das propriedades acústicas encontrados para os *phantoms* deste estudo (velocidade 1438 m·s⁻¹ e coeficiente de atenuação 0,50 dB·cm⁻¹, aproximadamente) assemelham-se às propriedades do tecido adiposo 1454 ± 21,8 m·s⁻¹ e 0,50 ± 0,1 dB·cm⁻¹, para a velocidade de propagação do US e a atenuação acústica, respectivamente [17–19].

Conclusão

Este trabalho concluiu que é possível fazer pelo menos quatro reciclagens em *Phantoms* ultrassônicos de PVCP, já que os parâmetros acústicos normalmente medidos neste tipo de *phantom* não se alteraram. Sendo assim, o PVCP se mostrou um material adequado para ser reaproveitado na confecção de outros *Phantoms* em pesquisa básica de propagação de ultrassom e tecidos biológicos. Percebeu-se ainda que quanto maior o número de reciclagens maior é a dificuldade em manipular e moldar os *phantom*, este fato provavelmente ocorre pela perda de um átomo de cloro dos meros de cloreto de vinil com o aparecimento de uma ligação dupla no sítio. A reciclagem dos *phantoms*, no entanto, encontra uma limitação relativa ao número de vezes que o processo será realizado.

Agradecimentos

Ao CNPQ, CAPES e FAPERJ pelo apoio financeiro.

Referências

- [1] H. Kato, T. Ishida, Development of an agar phantom adaptable for simulation of various tissues in the range 5-40 MHz. (Hyperthermia treatment of cancer), *Phys. Med. Biol.* 32 (1987) 221. doi:10.1088/0031-9155/32/2/006.
- [2] Rodrigo Leite Queiroga Basto, Construção de um Phantom sintético com propriedades termofísicas e ultrassônicas similares às dos tecidos biológicos humanos em 1,0 e 2,8 MHz, Doutorado, Universidade Federal do Rio de Janeiro, 2006.
- [3] A.F. Prokop, S. Vaezy, M.L. Noble, P.J. Kaczkowski, R.W. Martin, L.A. Crum, Polyacrylamide gel as an acoustic coupling medium for focused ultrasound therapy, *Ultrasound Med. Biol.* 29 (2003) 1351–1358.
- [4] J.E. Browne, K.V. Ramnarine, A.J. Watson, P.R. Hoskins, Assessment of the acoustic properties of common tissue-mimicking test phantoms, *Ultrasound Med. Biol.* 29 (2003) 1053–1060. doi:10.1016/S0301-5629(03)00053-X.
- [5] Priscila Silva Bunn, Phantom termo-cromático com propriedades ultra-sônicas e termofísicas similares às dos tecidos moles humanos em 1 MHz, Doutorado, Universidade Federal do Rio de Janeiro, 2009.
- [6] J. Fromageau, E. Brusseau, D. Vray, G. Gimenez, P. Delachartre, Characterization of PVA cryogel for intravascular ultrasound elasticity imaging, *IEEE Trans. Ultrason. Ferroelectr. Freq. Control.* 50 (2003) 1318–1324. doi:10.1109/TUFFC.2003.1244748.
- [7] L.E. Maggi, Caracterização das Propriedades Acústicas de Novos Materiais Visando a Confecção de Phantoms Ultrassônicos, Tese de Doutorado, Universidade Federal do Rio de Janeiro, 2011.

- [8] I.M. Carvalho, Caracterização De Amostras à Base De PVCP E Cera De Carnaúba Para Aplicação Como Phantoms Simuladores De Tecidos Biológicos, (2014) 5.
- [9] I.M. de Carvalho, L.L.D. Matheo, J.F.S.C. Júnior, C. de M.B.M. dos Santos, M.A. von Krüger, A.F.C. Infantosi, W.C. de A. Pereira, Polyvinyl chloride plastisol breast phantoms for ultrasound imaging, *Ultrasonics*. (2016). doi:10.1016/j.ultras.2016.04.018.
- [10] G.M. Spirou, A.A. Oraevsky, I.A. Vitkin, W.M. Whelan, Optical and acoustic properties at 1064 nm of polyvinyl chloride-plastisol for use as a tissue phantom in biomedical optoacoustics, *Phys. Med. Biol.* 50 (2005) N141-153. doi:10.1088/0031-9155/50/14/N01.
- [11] C. de M.B.M. dos Santos, Avaliação de Métodos de Produção de Phantoms ultrassonográficos para simular os tecidos mamários, Dissertação de Mestrado, Universidade Federal do Rio de Janeiro, 2014.
- [12] Rejane Medeiros Costa, Thais Pinório Omena, José Francisco Costa Junior, Mário Pastranha-Chalco, Marco Antonio von Krüger, Wagner Coelho Albuquerque Pereira, Padrão de Aquecimento por Ultrassom Terapêutico em Phantom Bicamada Utilizando Câmera Infravermelha, (2012).
- [13] I.M. de Carvalho, Desenvolvimento e Caracterização de Phantoms para Simulação de Lesões de Mama com Aspectos Ultrassonográficos Benignos e Malignos, Tese de Doutorado, Universidade Federal do Rio de Janeiro, 2013.
- [14] K. Zell, J.I. Sperl, M.W. Vogel, R. Niessner, C. Haisch, Acoustical properties of selected tissue phantom materials for ultrasound imaging, *Phys. Med. Biol.* 52 (2007) N475-484. doi:10.1088/0031-9155/52/20/N02.
- [15] J. Yu, L. Sun, C. Ma, Y. Qiao, H. Yao, Thermal degradation of PVC: A review, *Waste Manag.* 48 (2016) 300–314. doi:10.1016/j.wasman.2015.11.041.
- [16] T. Kelen, Secondary Processes of Thermal Degradation of PVC, *J. Macromol. Sci. Part - Chem.* 12 (1978) 349–360. doi:10.1080/00222337808061384.
- [17] Carol M. Rumack, Stephanie R. Wilson, J. William Charboneau, Deborah Levine, *Diagnostic Ultrasound*, 4th ed., Mosby Elsevier, Philadelphia, 2011.
- [18] M.O. Culjat, D. Goldenberg, P. Tewari, R.S. Singh, A Review of Tissue Substitutes for Ultrasound Imaging, *Ultrasound Med. Biol.* 36 (2010) 861–873. doi:10.1016/j.ultrasmedbio.2010.02.012.
- [19] E.L. Madsen, J.A. Zagzebski, G.R. Frank, J.F. Greenleaf, P.L. Carson, Anthropomorphic breast phantoms for assessing ultrasonic imaging system performance and for training ultrasonographers: part I, *J. Clin. Ultrasound JCU*. 10 (1982) 67–75.

CARACTERIZAÇÃO DE MATERIAIS PELA FORÇA DE RADIAÇÃO ACÚSTICA

G. A. Costa*, W. C. A. Pereira* e M. A. von Krüger*

* COPPE – Programa de Engenharia Biomédica, Universidade Federal do Rio de Janeiro
e-mail: gisely.andrade22@gmail.com

Resumo: O objetivo deste estudo foi testar um método baseado na força de radiação (FR) como alternativo e/ou complementar para estimar a atenuação ultrassônica em materiais, usando o ultrassom (US) terapêutico. Três materiais foram testados: glicerol, PVCP e epóxi. O método transmissão-recepção (TR) foi usado como referência. O coeficiente de atenuação (α) dos materiais foi estimado usando ambos os métodos, os resultados sugerem que em baixas potências do US ocorre maior aproximação entre os métodos. Em altas potências, efeitos não-lineares podem influenciar a estimativa da atenuação. Os resultados mostram que a avaliação do α usando o método da FR é possível, no entanto, é necessário aperfeiçoar a montagem experimental para testar em uma ampla gama de potências, outros materiais e adequando a espessuras dos mesmos.

Palavras-chave: Força de radiação acústica, caracterização material, atenuação, ultrassom terapêutico.

Abstract: *This study was aimed to test a method based on radiation force (RF) as an alternative and/or complementary method for estimation of the ultrasonic attenuation in materials, using therapeutic ultrasound (US). Three different materials were tested: glycerol, PVCP and epoxy. The transmitter-receiver (TR) method was taken as reference. The attenuation coefficient (α) of the materials were estimated using both methods and the results suggest that at low powers the US is closer between the methods. In high power, nonlinear effects can influence the estimation of attenuation. The results show that evaluation of attenuation coefficient using the RF method, is achievable, however, it is necessary to refine the experimental setup for testing in a wide power range, other materials and adjusting the thickness thereof.*

Keywords: *Acoustic radiation force, material characterization, temperature, therapeutic ultrasound.*

Introdução

Força de radiação (FR) é um fenômeno universal observado em meios onde está ocorrendo a propagação de ondas eletromagnéticas ou sonoras. A FR é produzida por uma alteração do momento e da densidade de energia de propagação da onda. Essa alteração está relacionada à atenuação, dispersão/espalhamento e reflexão da onda no ambiente de propagação e também à temperatura [1]. A FR gerada por ondas planas que

atingem alvos perfeitamente absorvedores pode ser definida como a razão entre a potência acústica emitida e a velocidade de propagação da onda no meio. Para alvos refletores, deve-se levar em consideração o ângulo entre a direção de propagação da onda incidente e a direção normal à superfície do alvo [2].

A literatura reporta a utilização da FR para estimar a intensidade acústica emitida por um transdutor e o coeficiente de atenuação ultrassônico de alguns materiais com o auxílio de uma balança [3, 4, 5]. A configuração das balanças de força de radiação (BFR) sofreu melhoramentos, citados a seguir, para minimizar erros de medição. As BFR atuais são eletrônicas, possuem um tanque revestido por material absorvedor preenchido com água destilada e degaseificada, onde o alvo refletor ou absorvedor está imerso. A área do alvo é calculada em função do tamanho do transdutor, de forma a abranger todo o feixe ultrassônico [2]. Com isso, essas BFR são menos susceptíveis à falha mecânica, a múltiplas reflexões nas paredes e formação de bolhas de ar na água.

O objetivo deste trabalho foi estimar o coeficiente de atenuação ultrassônico utilizando as forças de radiação medidas antes e depois da inserção de uma amostra entre o transdutor e o alvo. Três amostras foram testadas nos seguintes materiais: a) glicerol por ser um material de características acústicas já conhecidas [9]; b) PVCP, que é um material com características acústicas semelhantes aos tecidos biológicos; c) epóxi que é muito empregado na construção de lentes acústicas. Além disso, verificar concordância entre os valores de coeficiente de atenuação encontrados pelo método BFR e o método convencional transmissão-recepção (TR).

Materiais e métodos

Amostras – Três materiais foram utilizados neste estudo: glicerol (líquido), policloreto de vinila plastificado (PVCP) e epóxi. Os corpos de prova foram separados em pares de mesmo material e com diferentes espessuras. O glicerol foi colocado em dois tubos cilíndricos com suas partes superior e inferior tamponadas com filme PVC, sendo a espessura da amostra dada pela altura do mesmo. As alturas dos tubos com glicerol são de 0,92 e 1,31 cm. As amostras de PVCP e o epóxi foram produzidas na forma de discos cilíndricos, conforme descrito em Costa et al. [6]. Assim, as amostras de PVCP têm as espessuras de 0,49

e 0,84 cm e as amostras de epóxi 0,41 e 0,82 cm. A espessura das amostras foi calculada pela média de 10 medições realizadas com paquímetro manual (SOMET CZ, Břilina, UL, República Tcheca).

Método BFR – A balança de força de radiação Ultrasound Power Meter (UPM) modelo UPM-DT-1AV (Ohmic Instruments Company, Easton, MD, EUA) foi utilizada para a obtenção da potência ultrassônica antes e após a inserção da amostra entre o transdutor de US e o alvo. O equipamento de US fisioterapêutico AVATAR III TUS0203 (KLD Biosistemas Equipamentos Eletrônicos Ltda., Amparo, SP, Brasil) foi utilizado para emitir as ondas ultrassônicas. A Unidade de aquisição, comutação e registro de dados LXI modelo 34972A (Agilent Technologies, Loveland, CO, EUA) foi utilizada para o registro da temperatura da água e das amostras durante os experimentos.

A BFR possui alvo refletor (cone de alumínio) e tanque revestido de material absorvedor que foi preenchido com água destilada e degaseificada. A degaseificação foi obtida por meio de fervura da água destilada por vinte minutos [7]. Antes da realização dos experimentos, o transdutor, o alvo e a amostra foram colocados em contato com a água para estabilização térmica do sistema.

A balança foi tarada/zerada com todo o sistema montado (BFR, alvo e água no tanque, peça adaptadora onde a amostra era colocada e transdutor), conforme Figura 1. O equipamento de US foi configurado no modo contínuo, na frequência de 1 MHz com tempo de emissão de 30 s. Para cada amostra, tanto para a coleta de dados quanto para referência (água), os experimentos foram realizados com potências de saída: 0,5; 1; 2; 3; 4; 5; 6; 7; 8; 9 e 10 W, em 15 repetições. Assim, totalizando em 11 grupos com 15 medições em cada. Os dados experimentais foram compilados em planilha Excel® para posterior processamento.

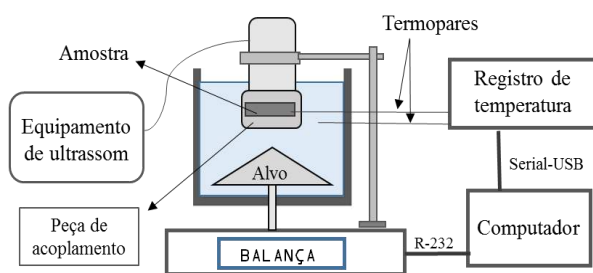


Figura 1: Montagem experimental do método que usa a balança de força de radiação.

Método TR – A montagem experimental empregada no método TR (Figura 2) consistiu de um tanque preenchido com água destilada contendo um trilho para suporte e alinhamento dos transdutores (transmissor, Tx e receptor, Rx) e o corpo de prova posicionado entre eles. Os transdutores (modelo V303, Olympus-Panametrics, MA, EUA) são de frequência nominal de 1 MHz. O Tx foi excitado por salvas de senoides com amplitude 3V p/p, frequência 1MHz, 15 ciclos de largura e frequência de repetição de 1kHz usando o

Gerador de Sinais Arbitrários Tektronix modelo AFG 3021B (Inc., Beaverton, OR, EUA).

Com transdutores alinhados, coletou-se inicialmente o sinal de referência (água) e em seguida, após a inserção da amostra, o sinal atenuado. Esse procedimento foi repetido quinze vezes para cada amostra. Os sinais foram adquiridos e digitalizados com Osciloscópio Tektronix modelo TDS2024B (Beaverton, OR, EUA). A temperatura da água foi monitorada durante os experimentos com o termômetro digital Fluke modelo 52 (Fluke Corporation, Everett, WA, EUA). Os dados experimentais foram armazenados em uma planilha Excel® para posterior processamento.

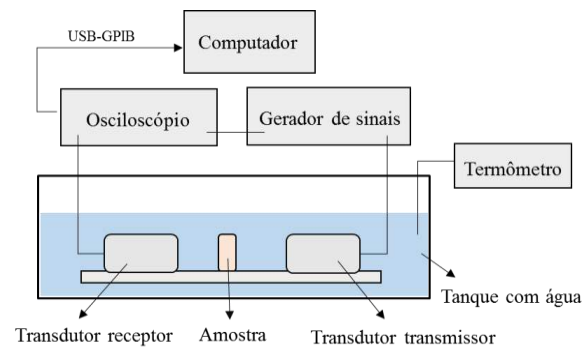


Figura 2: Montagem experimental do método transmissão-recepção.

Cálculo do coeficiente de atenuação – Para determinar o coeficiente de atenuação dos materiais foram coletados os valores de amplitude (para o método TR) e potência (para o método BFR). Utilizou-se duas amostras com diferentes espessuras para cada material. Esse procedimento é conhecido como método de substituição de duas amostras, e é utilizado por permitir uma correção da difração e da perda por reflexão nas interfaces [8]. Inicialmente, calculou-se a perda por inserção (*insertion loss* – *IL*), que é a medida da redução da amplitude da onda de ultrassom quando uma amostra é colocada no trajeto do feixe acústico. A *IL* foi calculada em decibéis por meio das equações 1 e 2 para os métodos TR e BFR, respectivamente [8].

$$IL_{TR} = -20 \cdot \log_{10} \left(\frac{A}{A_0} \right) \quad (1)$$

$$IL_{BFR} = -10 \cdot \log_{10} \left(\frac{P}{P_0} \right), \quad (2)$$

onde IL_{TR} é a perda por inserção (dB) obtida pelo método TR, A é a amplitude pico a pico do sinal da amostra e A_0 , a amplitude pico a pico do sinal de referência. IL_{BFR} é a perda por inserção (dB) obtida pelo método BFR, P é a potência medida pela balança com a amostra e P_0 é a potência de referência medida (sem a interposição da amostra entre o transdutor e o alvo).

No intuito de cancelar o erro causado pela reflexão nas faces proximais e distais de cada amostra, o coeficiente de atenuação foi calculado dividindo a diferença entre as perdas por inserção medidas após

atravessar cada amostra pela a diferença entre as respectivas espessuras, conforme descrito na Equação 3 [8].

$$\alpha_s = \frac{IL_2 - IL_1}{x_2 - x_1}, \quad (3)$$

onde α_s é o coeficiente de atenuação do material, IL é a perda por inserção (dB) e x é a espessura da amostra. Os índices 1 e 2 foram usados para identificar os valores da amostra mais fina e mais espessa respectivamente.

Para a amostra de epóxi no método BFR foi utilizada a equação 3. No entanto, a equação 4 foi usada para o cálculo da atenuação do glicerol e do PVCP pelo método BFR. Neste caso, utilizou-se apenas a amostra mais espessa, uma vez que a diferença de espessura entre as amostras foi insuficiente para o cálculo de um valor consistente de atenuação.

$$\alpha_s = \left[\left(\frac{1}{x} \times \ln T \right) + \left(\frac{1}{x} \times \ln \left(\frac{P_0}{P} \right) \right) \right] \times 4,34, \quad (4)$$

onde α_s é o coeficiente de atenuação do material em dB/cm, P é a potência medida pela balança com a amostra, P_0 é a potência de referência medida, x é a espessura da amostra e T é o coeficiente de transmissão do material. O coeficiente de atenuação da água não foi considerado nos cálculos por ser desprezível.

Análise estatística – O número de mensurações para cada amostra e para cada potência foi calculado por meio do teste ANOVA, considerando-se $\alpha = 0,05$, poder de teste de 80%, mínima diferença detectável entre médias de 0,8 e desvio padrão esperado do resíduo de 0,5. Para análise da variação da atenuação foi utilizado o teste de normalidade Kolmogorov-Smirnov e para a análise da igualdade de variância dos dados teste de Levene. O teste de Kruskal-Wallis [H (grau de liberdade)] foi utilizado para verificar se há diferença estatisticamente significativa dos valores de atenuação entre 12 grupos, sendo 11 grupos pertencentes ao método BFR e um grupo, ao método TR. Além disso, o mesmo teste foi utilizado para verificar a diferença do coeficiente de atenuação entre os 11 grupos do método BFR. Quando foram encontradas diferenças significativas entre o coeficiente de atenuação obtido em diferentes grupos, o pós-teste de Tukey foi aplicado para identificar em qual(is) potência(s) testada(s) houve diferença. Assumiu-se um valor de $\alpha = 0,05$ e o intervalo de confiança de 95%. Os testes estatísticos foram realizados no software SigmaStat 3.5 (Systat Software Inc., San Jose, CA, EUA).

Resultados

A Tabela 1 apresenta o valor médio e o desvio padrão (DP) de quinze mensurações do coeficiente de atenuação (dB/cm) do glicerol, PVCP e epóxi, obtidos pelos métodos TR e BFR. No método BFR o coeficiente de atenuação apresenta 11 grupos referentes às onze

potências que foram ajustadas no aparelho e avaliadas por meio da BFR (0,5 – 10W).

Tabela 1: Média dos coeficientes de atenuação (dB/cm) e desvio padrão

Método	Potência (W)	Glicerol		PVCP		Epóxi	
		α	DP	α	DP	A	DP
TR	<0,125	0,59	0,26	0,51	0,25	4,48	0,32
	0,5	0,34	0,10	0,31	0,13	4,74	0,37
	1	0,27	0,12	0,86	0,05	5,00	0,45
	2	0,12	0,02	0,79	0,02	5,91	0,28
	3	0,19	0,03	0,78	0,01	6,36	0,73
	4	0,41	0,31	0,80	0,03	7,37	0,49
	5	0,45	0,36	0,80	0,02	8,19	1,02
	6	0,27	0,31	0,77	0,13	8,36	0,98
	7	0,22	0,02	0,74	0,13	7,51	3,55
	8	0,21	0,01	0,53	0,06	7,71	1,10
BFR	9	0,35	0,08	0,73	0,02	7,12	3,10
	10	0,29	0,02	0,39	0,05	14,44	2,61

A Tabela 2 apresenta o poder do teste Kruskal-Wallis (H) e o valor de p , a fim de comparar os valores do coeficiente de atenuação entre os 12 grupos obtidos pelos métodos TR e BFR, os quais apresentaram diferença estatisticamente significativa ($p < 0,05$) para todas as amostras testadas.

Tabela 2: Valor do teste Kruskal-Wallis (H), o grau de liberdade (GL) e valor de p para a comparação entre α_{TR} e α_{BFR}

Teste		Glicerol	PVCP	Epóxi
Kruskal-Wallis	H	87,14	133,91	137,79
	p	<0,001	<0,001	<0,001

Ao se comparar os valores de coeficiente de atenuação (α_{TR} e α_{BFR}), as amostras apresentaram um comportamento diferente com relação à potência. No entanto, para as três amostras na potência de 0,5W não houve diferença estatisticamente significativa entre os métodos. Maior aproximação entre os dois métodos foi encontrada na amostra de PVCP, conforme apresentado na Tabela 3.

Tabela 3: Diferença estatisticamente significativa entre α_{TR} e α_{BFR} – Teste Tukey

	Potência (W)										
	0,5	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
Glicerol	-	x	x	x	-	-	x	x	x	-	-
PVCP	-	x	-	-	x	x	x	-	-	-	-
Epóxi	-	-	-	-	x	x	x	x	x	-	x

x: Há diferença estatisticamente significativa ($p < 0,05$) entre o α_{TR} e o α_{BFR} . -: Não há diferença estatisticamente significativa ($p > 0,05$).

O coeficiente de atenuação altera com a utilização de diferentes potências, o que é demonstrado pela diferença estatisticamente significativa entre os valores de α_{BFR} (Tabela 4).

Tabela 4 – Valor do teste Kruskal-Wallis (H) para 10 graus de liberdade e valor de p para a comparação entre os valores de α_{BFR} em diferentes potências

Teste		Glicerol	PVCP	Epóxi
Kruskal-Wallis	H	76,31	120,77	122,91
	p	<0,001	<0,001	<0,001

Discussão

A radiação ultrassônica exerce sobre um anteparo uma força que é proporcional à sua potência. Sendo assim, caso se disponha de uma fonte ultrassônica de potência constante é possível relacionar variações na força exercida no anteparo a variações na atenuação do meio interposto entre fonte e anteparo.

A proposta do presente trabalho consistiu em, baseado no princípio acima exposto, empregar uma BFR e um equipamento de US fisioterapêutico para medir o coeficiente de atenuação de diferentes materiais. Além disto, aproveitando a capacidade que o equipamento de fisioterapia tem de gerar diferentes níveis de potência, verificar a relação de dependência entre índice de atenuação e potência ultrassônica aplicada. No trabalho, as medições da atenuação empregando a FR foram comparadas com aquelas obtidas empregando o método tradicional de perda por inserção entre dois transdutores dispostos na configuração TR. Em ambos os métodos foram empregadas amostras de espessuras diferentes para eliminar a atenuação causada pelas reflexões nas interfaces na entrada e na saída da onda ultrassônica na amostra.

O método da BFR implementado como acima descrito mostrou-se sujeito a ruídos e oscilações. Como o glicerol e o PVCP possuem α menor que 1 dB/cm a alteração da FR em função da alteração de espessura requer o emprego de corpos de prova mais espessos do que o comportado pela montagem experimental (3 cm). Sendo assim, para estes dois materiais foram empregados apenas os corpos de prova mais espessos. Pode-se, porém, assumir que o erro cometido em função desta simplificação é pequeno uma vez que as interfaces destas duas amostras com a água são pouco reflexivas. A epóxi, por possuir um α mais alto, permitiu o uso de amostras com duas espessuras para corrigir o efeito da reflexão nas interfaces que, para a epóxi é bem mais significativo.

O coeficiente de atenuação das amostras varia significativamente com a potência. Esta observação sugere a existência de efeitos não-lineares que precisam ser investigados mais detalhadamente. Efeitos não-lineares não aparecem no método de TR, uma vez que neste a potência aplicada é muito menor e, além disto, é pulsátil.

É de se esperar que o aquecimento da amostra por irradiação ultrassônica seja um componente importante desta dependência da atenuação com a potência, mas é necessário investigar outros mecanismos. Dunn [10] em sua pesquisa irradiando US durante 1 segundo em tecido nervoso para investigar a dependência da atenuação

com a temperatura e a potência, demonstrou que ambas não exerceram influência sobre a atenuação de forma significativa, isto é, houve aumento menor que 2% no coeficiente atenuação. Wells [11] destacou que essa independência só ocorre em curtos períodos de irradiação do US.

Quando se irradia com US corpos de prova líquidos, um aspecto a ser estudado é o aquecimento gerado na amostra que pode produzir correntes de convecção, além das correntes geradas pela própria FR sobre as partículas do meio, como já observado por Clayes et al [3] e Markham et al [12].

Os resultados mostram que a avaliação do coeficiente de atenuação usando o método da FR é possível, no entanto, é necessário aperfeiçoar a montagem experimental para testar em uma ampla gama de potências, outros materiais e adequando a espessuras dos mesmos.

Agradecimentos

Às Instituições CAPES, CNPq e FAPERJ pelo apoio financeiro.

Referências

- [1] Sarvazyan AP, Rudenko OV, Nyborg WL. Biomedical Applications of Radiation Force of Ultrasound: Historical Roots and Physical Basis. *Ultrasound in Medicine & Biology*. 2010; 36(9):1379-94.
- [2] IEC 61161 - Ultrasonic Power Measurement in Liquids in the Frequency Range 0,5 MHz to 25 MHz. IEC Publication, 2013.
- [3] Claeys J et al. Absorption of ultrasonic waves in Liquids. *Transactions of the Faraday Society*. 1937; 33: 136-41.
- [4] Erikson KR, Fry FJ, Jones JP. Ultrasound in Medicine- A Review. *Transactions on Sonics and Ultrasonics*, 1974; 21(3):144-70.
- [5] Hsu ETY. Measurement of Supersonic Absorption in Water by the Balance Method with Mechanical Integration. *The Journal of the Acoustical Society of America*. 1945; 17(2):127.
- [6] Costa GA, Fontes-Pereira AJ, Pereira WCA, von Kruger MA. Radiation force balance as a resource to estimate attenuation of high power continuous ultrasound from insertion loss measurements. In: XXIV Brazilian Congress on Biomedical Engineering, Uberlândia, Brasil, 2014.
- [7] Cardona MAR, Alvarenga AV, Costa-Félix RPB. Implantação da medição primária de potência ultra-sônica do laboratório de ultra-som do INMETRO. In: METROSAÚDE 2005 – Simpósio de metrologia na área da saúde. São Paulo, Brasil: 2005.
- [8] Rajagopal S, Sathoo N, Zeqiri B. Reference characterisation of sound speed and attenuation of the IEC agar-based tissue-mimicking material up to a frequency of 60 MHz. *Ultrasound in medicine & biology*, 2015; 41(1):317-33.
- [9] Figueiredo, MK-K et al. Estudo de fatores que influenciam o cálculo de incerteza da medição de atenuação em líquidos. 2010.
- [10] Dunn F. Temperature and Amplitude Dependence of Acoustic Absorption in Tissue. *The Journal of the Acoustical Society of America*. 1962; 34(10):1545.
- [11] Wells PNT. *Biomedical Ultrasonics*. London; New York: Academic Press, 1977.
- [12] Markham J, Beyer R, Lindsay R. Absorption of Sound in Fluids. *Reviews of Modern Physics*. 1951; 23(4):353–411.

CALORÍMETRO PARA AVALIAÇÃO DE PROTOCOLOS DE IRRADIAÇÃO ULTRASSÔNICOS

T. P. Omena*, R. M. Costa **, M.A. von Krüger*** e W. C. A. Pereira***

* Departamento de Fisioterapia – Faculdade de Medicina/UFRJ, Rio de Janeiro, Brasil

** Instituto Nacional de Câncer/INCA III, Rio de Janeiro, Brasil

*** Programa de Engenharia Biomédica - COPPE, Universidade Federal do Rio de Janeiro, Brasil

e-mail: thaisomena@gmail.com, wagner@peb.ufrj.br

Resumo: Calorímetros podem ser utilizados para medições de temperatura de um meio aquecido por irradiação de feixes ultrassônicos. O aquecimento é decorrente da absorção da energia acústica ao longo da propagação em um meio, que pode ser um material mimetizador de tecido biológico (*phantom*). O objetivo deste estudo é apresentar um calorímetro para se estudar o aquecimento gerado por protocolos de ultrassom terapêutico. O calorímetro proposto é a combinação de cilindros de PVC com diferentes dimensões e interconectáveis, de forma que os termopares foram posicionados nas profundidades 10 mm, 30 mm, 50 mm e 80 mm no interior do calorímetro. A aplicabilidade do calorímetro foi testada repetindo 20 vezes o experimento de aquecimento no *phantom* acoplado a um transdutor de 1 MHz de um equipamento de ultrassom fisioterapêutico. De acordo com os resultados, a temperatura média foi maior no termopar central a 10 mm de profundidade. O calorímetro construído é adaptável ao número desejado de termopares e *phantoms*, e permite ao pesquisador avaliar mais exemplos de protocolos aplicáveis de irradiação ultrassônica.

Palavras-chave: Ultrassom, calorímetro, *phantom*, protocolo terapêutico.

Abstract: *Calorimeters can be employed in the measurement of temperature of a medium heated by irradiation by ultrasound beams. Heating is due to absorption of acoustic energy during the propagation inside a medium that can be a biological tissue mimicking material (phantom). The goal of the work is to present the project and construction of a calorimeter that serves as a tool to study heating protocols of ultrasound therapy. The proposed calorimeter is a combination of PVC cylinders with different sizes that can be interconnected, so that thermocouples were positioned at 10 mm, 30 mm, 50 mm and 80 mm depth inside the calorimeter. Applicability of the calorimeter was tested repeating 20 times the phantom heating experiment using a physiotherapeutic 1 MHz transducer. According to results, the temperature average was higher on the central thermocouple at 10 mm depth. The constructed calorimeter is adaptable to the desired*

number of thermocouples and phantoms, and allows the researcher to evaluate more examples of applicable protocols of ultrasonic irradiation.

Keywords — *Ultrasound, Calorimeter, Phantom, therapeutic protocol.*

Introdução

O ultrassom terapêutico (UST) é considerado na Fisioterapia como modalidade de terapia de aquecimento profundo, utilizado como recurso para alívio da dor, cicatrização de feridas, facilitador da difusão de medicamentos tópicos (fonoforese), aumento da extensibilidade do tecido colágeno, redução do espasmo muscular, liberação de pontos-gatilho miofasciais, aumento da força de tensão do tendão, aumento da amplitude articular passiva de movimento e aumento do fluxo sanguíneo [1,2,3,4].

Os tecidos biológicos são aquecidos devido ao fenômeno da atenuação (que é resultante dos efeitos da absorção e do espalhamento), gerada pelo feixe ultrassônico durante sua propagação.

Para gerar os efeitos fisiológicos descritos na literatura, a dose da irradiação deve promover por pelo menos 5 minutos a temperatura tecidual de 40-45 °C [5].

Embora a terapia por ultrassom seja amplamente utilizada em clínicas, fisioterapeutas muitas vezes se baseiam na informação contida nos manuais dos aparelhos, os quais preconizam protocolos de irradiação para quadros clínicos específicos, porém, tais dosagens recomendadas não possuem fundamentação científica. Portanto, estudos de aquecimento por ultrassom fisioterapêutico são necessários.

Uma das formas de se estudar o aquecimento produzido por Ultrassom é com o uso de calorímetros. Calorímetros são instrumentos capazes de medir a distribuição da temperatura em um meio termicamente ativo, que constitui, no caso, o meio absorvedor da energia ultrassônica [6,7,8]. Outras formas de se estudar o aquecimento gerado pela energia ultrassônica nos tecidos são a utilização de termopares ou termistores inseridos nos tecidos, que realiza uma monitoração em tempo-real da temperatura, o efeito da perfusão sanguínea no resfriamento local, o que é difícil de simular experimentalmente. A desvantagem se deve

ao fato de ser um procedimento invasivo [2,3]. Outra forma de se estudar o aquecimento é com o registro da imagem térmica do meio aquecido por uma câmera infravermelha [9, 10]. Além desses métodos, outra forma de se estudar o aquecimento é com emprego de corpos de prova termocromáticos, que realizam mudança de cor com aumento de temperatura, e podem servir para avaliar qualitativamente equipamentos de UST, sendo úteis na caracterização e “follow-up” dos equipamentos de UST [11]. Outro método realiza estimação de atrasos temporais em função da temperatura [12].

O objetivo deste trabalho é projetar e confeccionar um calorímetro para avaliar o aquecimento produzido por irradiação ultrassônica de equipamentos de Fisioterapia. O calorímetro é formado por uma matriz de termopares e um *phantom* mimetizador da média dos tecidos moles biológicos (TMM), com base na norma IEC 60601-2-37 (2007) [13].

Materiais e métodos

A metodologia consistiu nas seguintes etapas:

a) Projeto e confecção do calorímetro

O calorímetro foi projetado e construído no Laboratório de Ultrassom (LUS/COPPE/UFRJ). Foram utilizados cilindros de PVC com dimensões diferentes a fim de se encaixarem o de menor diâmetro para servir de molde para o *phantom* e o de maior diâmetro para fixação dos termopares e suporte do conjunto montado (Figura 1). Os materiais usados na confecção foram: cilindros de PVC, termopares do tipo-K (cromel-alumel) e *phantom* de tecidos moles biológicos (TMB) [9].

As dimensões dos cilindros para fixação dos termopares são: altura 15 mm, diâmetro interno 75 mm e externo 85 mm. Foram fabricados 4 cilindros, com 6 orifícios de 0,3 mm em cada um, espaçados de 10 mm, para inserir os termopares, de forma que 3 termopares foram posicionados paralelamente entre si, em cada cilindro.

As dimensões dos cilindros para molde do *phantom* de TMB são: diâmetro interno de 65 mm e externo de 75 mm e alturas 10 mm, dois cilindros de 20 mm e 30 mm.

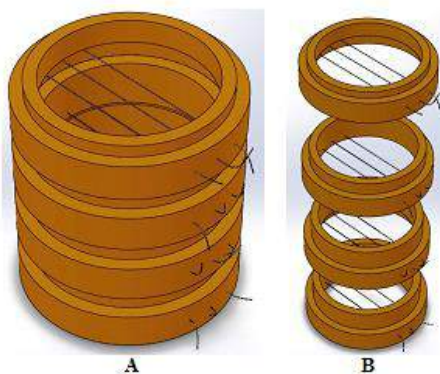


Figura 1: Projeto de confecção do calorímetro. A) calorímetro montado, B) calorímetro desmontado.

Os termopares foram construídos com a solda a ponto (Fixa pró/ Fixator Technology, Jacareí, São Paulo, Brasil). No total, foram fabricados 12 termopares do tipo-K (cromel-alumel) de diâmetro 0,25 mm (Goodfellow/ Goodfellow Cambridge Limited/ Inglaterra), revestidos com Teflon (diâmetro 0,3 mm) (ASTM B, 3295 type 1, class B/ Alphawire/ USA). Os termopares foram posicionados três em cada cilindro de PVC, sendo que o central coincidiu com o centro do diâmetro do cilindro e os dois laterais espaçados do central de 10 mm. Os termopares foram calibrados em banho termostático (521-2D, Nova Ética Produtos e Equipamentos Científicos Ltda, SP, Brasil) tendo como referência o termômetro digital (MTH 1362W/ Minipa Electronics USA Inc., Texas, USA). A faixa de temperatura avaliada foi de 20-70 °C.

b) Teste do calorímetro com aquecimento gerado por Ultrassom Fisioterapêutico

Para aquecer o *phantom*, um equipamento de Ultrassom fisioterapêutico (Avatar III/ KLD) foi empregado, em frequência nominal de 1 MHz, ERA 3,36 cm², modo contínuo, intensidade efetiva de 1,24 W.cm² e tempo 120 s. Os experimentos foram realizados no interior do banho termostático controlado a 36 °C. O transdutor foi fixado em um segurador, mantido em contato com a superfície do *phantom*. Os experimentos foram repetidos 20 vezes, e em seguida, os dados foram analisados em planilha tipo Excel®.

Os dados foram transmitidos para um equipamento de aquisição de sinais, fora do banho termostático (Fig. 3).

Resultados

A Figura 2 apresenta o calorímetro desmontado, os *phantoms*, os termopares construídos e o calorímetro montado com o *phantom*.

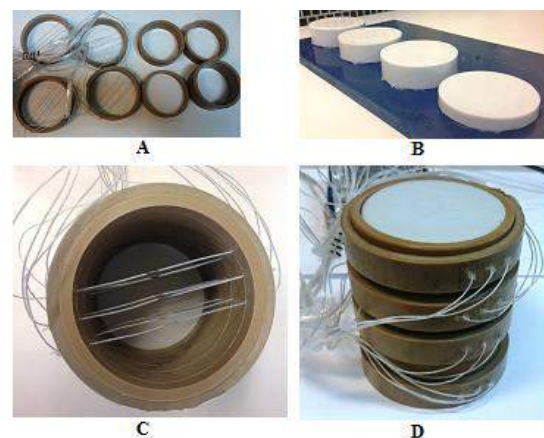


Figura 2: Calorímetro confeccionado no estudo. A) vista superior do calorímetro desmontado, B) *phantoms*, C) vista superior do calorímetro com os termopares, D) calorímetro montado com termopares e *phantoms*.



Figura 3: A) Transdutor acoplado à superfície do phantom no calorímetro, B) Montagem experimental no interior do banho termostático, contendo calorímetro, transdutor e aparelho de aquisição de sinais fora do banho.

Foram obtidas 12 curvas de temperatura ao longo do tempo, correspondentes aos 12 termopares posicionados no calorímetro. As curvas apresentam inicialmente o repouso (antes de se iniciar a irradiação), aquecimento (elevação da temperatura durante a irradiação) e resfriamento (declínio da temperatura após cessar a irradiação) (Figura 4).

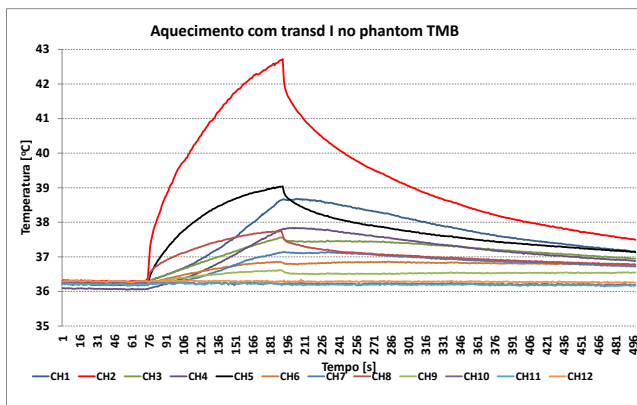


Figura 4: Evolução da temperatura ao longo do tempo. Cada curva corresponde a um termopar, totalizando 12 curvas.

Os resultados de temperatura das 20 medições nos 12 termopares do calorímetro estão na Tabela 1.

Tabela 1: Valores de média e desvio-padrão (DP) dos 12 termopares [°C]. Os valores destacados correspondem aos termopares posicionados na região central do calorímetro nas profundidades: 10 mm (CH2), 30 mm (CH5), 50 mm (CH8) e 80 mm (CH11).

	Média [°C]	DP
Termopar 1	37,96	0,42
Termopar 2	43,55	0,89
Termopar 3	38,28	0,99
Termopar 4	37,16	0,54
Termopar 5	38,85	0,64
Termopar 6	37,89	1,32
Termopar 7	36,52	0,60
Termopar 8	37,25	0,64
Termopar 9	36,65	1,09
Termopar 10	35,87	0,10
Termopar 11	35,86	0,15
Termopar 12	35,87	0,21

Discussão

O calorímetro construído foi testado para avaliar o aquecimento produzido por um equipamento de ultrassom fisioterapêutico.

Optou-se por se utilizar neste estudo o *phantom* de Agar, que possui parâmetros acústicos e térmicos descritos na norma IEC 60601-2-37 (2007) [13].

O protocolo de aquecimento foi repetido 20 vezes, com o transdutor mantido fixo em um suporte, logo, este protocolo não possui influência do resfriamento pela movimentação do transdutor. Devido a isso, optou-se por utilizar um tempo de irradiação (120 segundos) menor do que aquele geralmente usado na prática terapêutica (300 segundos)

Foi observado que o aquecimento declinou de acordo com a profundidade no *phantom*, e as camadas mais distais tiveram a média de temperatura próxima da temperatura de controle, provavelmente por efeito da convecção no interior do banho que promovia um resfriamento do *phantom* nessa região ao mesmo tempo que foi irradiado.

A temperatura mais elevada foi encontrada na camada mais superficial, no termopar central (termopar 2) na interface a 10 mm ($43,55 \pm 0,89$ °C), aumentando a temperatura em torno de 7 °C nessa região em apenas 120 s de irradiação. O aquecimento produzido pelo transdutor de 1 MHz ocorreu até 50 mm de profundidade, conforme a Tabela 1. Esse dado está de acordo com a literatura que indica que transdutores de 1 MHz são indicados para tratamento de regiões mais profundas de 2 a 5 cm [5,14,15].

Os termopares do calorímetro foram calibrados no banho termostático na faixa de temperatura de 20-70 °C. (521-2D, Nova Ética Produtos e Equipamentos Científicos Ltda, SP, Brasil) tendo como referência o termômetro digital (MTH 1362W/ Minipa Electronics USA Inc., Texas, USA). O calorímetro proposto neste trabalho se mostrou eficaz para a medição de

temperatura de phantoms irradiados por ultrassom. Os termopares do tipo-K fabricados têm pequenas dimensões (diâmetro de 0,25 mm) com o propósito de não interferirem na propagação do feixe acústico e assim minimizar o aquecimento causado pelo movimento do termopar à oscilação do campo ultrassônico (aquecimento viscoso) [16]. Entretanto, pode-se considerar que existe uma contribuição do aquecimento decorrente da vibração no interior do *phantom* podendo aumentar a temperatura medida. Ou seja, essa é uma imprecisão do método, e pode ser observado assim que a irradiação cessa, porém neste trabalho não causou nenhuma variação notável, entretanto necessita ser quantificada posteriormente.

Conclusão

Foi construído um calorímetro a partir de um conjunto de anéis cilíndricos adaptáveis entre si, com o objetivo de estudar aquecimento por ultrassom terapêutico. A grande vantagem do calorímetro é poder ser modificado de acordo com o número de meios e termopares que se deseja estudar, permitindo a simulação de mais de um tipo de tecido (pele, gordura, músculo, osso) e, portanto, adequações no arranjo experimental.

Este método se mostrou eficaz para medição do aquecimento gerado por ultrassom aplicado à Fisioterapia e pode servir para o estudo de protocolos de tratamento comumente usados nas clínicas.

Agradecimentos

Ao CNPQ, Capes e FAPERJ pelo apoio financeiro.

Referências

- [1] Speed CA. Therapeutic ultrasound in soft tissue lesions, *Rheumatology*. 2001; 40(Jun):1331-1336.
- [2] Merrick MA, Bernard KD, Devor ST, et al. Identical 3-MHz ultrasound treatments with different devices produce different intramuscular temperatures. *Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*. 2003; 33(7): 379-385.
- [3] Miller MG, Longoria JR, Cheatam CC, Baker RJ, Michael TJ. Intramuscular temperature differences between the mid-point and peripheral effective radiating area with ultrasound. *Journal of Sports Science and Medicine*. 2008; 7: 286-291.
- [4] Itakura DA, Magas V, Neves EB, Nohama P. Alteração da temperatura nos tecidos biológicos com a aplicação do ultrassom terapêutico: uma revisão. *Fisioterapia em Movimento*. 2012; 25(4): 857-868.
- [5] Cameron MH. Ultrassom. In: Agentes físicos na reabilitação, 3a ed., capítulo 7, São Paulo, Brasil: Editora Elsevier, 2009. p. 177-206.
- [6] Furtado CS. Método calorimétrico para medição de campo térmico gerado por ultra-som empregado em Fisioterapia. [dissertação]. Rio de Janeiro: UFRJ; 2005.
- [7] Sá JNB. Desenvolvimento de protocolo para avaliar os padrões de aquecimento gerados por diferentes manobras terapêuticas em ultrassom de Fisioterapia. [dissertação]. Rio de Janeiro: UFRJ; 2009.
- [8] Omena TP, Costa RM, Pereira WCA, Von Krüger MA. Calorímetro diferencial para estudo do padrão de aquecimento gerado por feixes ultrassônicos terapêuticos. *Revista Brasileira de Engenharia Biomédica*. 2012; 28: 355-363.
- [9] Demmink, J.H., Helders, P.J.M., 2003, “The effect of moving an ultrasound transducer on tissue heating”, *Advances in Physiotherapy*, v.5, p.50-56.
- [10] Oliveira, D.P., 2013, Estudo do campo térmico do ultrassom terapêutico em phantom do terço médio do braço com e sem implantes metálicos, Tese de M.Sc., COPPE/UFRJ, Rio de Janeiro, RJ, Brasil.
- [11] Costa, R.M., 2015, Protocolo de medição para análise qualitativa de equipamentos de ultrassom fisioterapêuticos utilizando um corpo de prova termocromático, Tese de D.Sc., COPPE/UFRJ, Rio de Janeiro, RJ, Brasil.
- [12] César A. Teixeira, Maria Graça Ruano, António E. Ruano, Wagner C. A. Pereira. A Soft-Computing Methodology for Noninvasive Time-Spatial Temperature Estimation. *IEEE transactions on biomedical engineering*, vol. 55, n. 2, february 2008.
- [13] International Electrotechnical Commission, IEC 60601-2-3. Medical electrical equipment – Part 2-37: Particular requirements for the basic safety and essential performance of ultrasonic medical diagnostic and monitoring equipment. 2007.
- [14] Prentice WE. Ultra-som Terapêutico. In: Modalidades terapêuticas para fisioterapeutas. 2ª ed. capítulo 10. Porto Alegre, Brasil: Editora Artmed; 2004.
- [15] Bélanger A. Ultrasound Therapy. In: Therapeutic electrophysical agents. 2a ed, cap 20, Philadelphia, EUA: Lippincott Williams & Wilkins; 2010.
- [16] Shaw, A., Hodnett, M., 2008, “Calibration and measurement issues for therapeutic ultrasound”, *Ultrasonics*, v.48, p.234-252.

ESTUDO COMPARATIVO DOS SISTEMAS GUIADOS POR IMAGENS PARA AUXÍLIO NA LOCALIZAÇÃO DO VOLUME ALVO EM RADIOTERAPIA

Alex S. C. Aguiar¹, Márcia A. B. Silva¹, Jorge R. B. Garay¹.

¹Universidade de Mogi das Cruzes (UMC), São Paulo, Brasil.

E-mail: aguiarcancer@gmail.com, marciab@umc.br, jorgegaray@umc.br

Resumo: O presente trabalho descreve a importância da certificação da localização precisa do volume alvo terapêutico de forma interfractional e intrafractional, utilizando radiações ionizantes produzidas por acelerador de alta energia na modalidade de radioterapia com feixe externo. Foi realizada uma metanálise retrospectiva de 31.398 dados de deslocamentos translacionais detectados através das projeções (x), (y) e (z) com variados sistemas de imageamento aplicados a pacientes submetidos a sessões de radioterapia de próstata. Os métodos de imagens que demonstraram melhor acurácia para detecção dos deslocamentos translacionais foram de forma intrafractional, com os sistemas guiados por ultrassom e *CBCTMV* com média ponderada de deslocamento de 0,5 mm, 0,5 mm e 0,9 mm para quantificação do uso do ultrassom e 0,4 mm, 0,9 mm e 1,1 mm, com o sistema de *CBCTMV* nas projeções (x), (y) e (z), respectivamente. Realizou-se um estudo comparativo em objeto simulador antropomórfico pélvico para padronização das aquisições de imagens com o *Software ImageJ®* para realização do pós processamento das imagens adquiridas. O *ImageJ®* demonstrou precisão na utilização de suas ferramentas de processamento, além de sugerir melhor eficiência para métodos comparativos das imagens não processadas com as processadas. Devido ao significativo aumento da radiopacidade de estruturas de maior número atômico e distribuição homogênea dos tons de cinza analisados nos histogramas gerados das imagens processadas, possibilitou interpretar os detalhes anatômicos para referência de comparação entre os sistemas de imageamento empregado e Radiografia Digitalmente Reconstruída (*DRR*) de maneira a identificar com maior precisão a necessidade da realocação do isocentro através dos deslocamentos translacionais.

Palavras-chave: Radioterapia Guiada por Imagem, Deslocamento Translacional, Ferramentas de Processamento de Imagem, Qualidade de Imagem.

Abstract: This paper describes the importance of the certification of the precise location of the therapeutic target volume interfractional and intrafractional form using ionizing radiation produced by high-energy accelerator in the form of external beam radiation therapy. A retrospective meta-analysis of 31 398 translational displacement data detected by the projections was performed (x), (y) and (z) with various imaging systems applied to patients undergoing prostate radiotherapy sessions. The imaging methods which demonstrated better accuracy for detecting the translational displacements were intrafractional form, with ultrasound-guided systems and to *CBCTMV* weighted average displacement of 0.5 mm, 0.5 mm and

0.9 mm for quantification use ultrasound and 0.4 mm, 0.9 mm and 1.1 mm, with the system *CBCTMV* the projections (x), (y) and (z), respectively. We conducted a comparative study on pelvic anthropomorphic phantoms to standardize the acquisition of images with *ImageJ®* Software to perform the post-processing of the acquired images. The *ImageJ®* showed precision in the use of its processing tools, and suggest better efficiency for comparative methods of unprocessed to processed images. Due to the significant increase in radiopacity of higher atomic number of structures and homogeneous distribution of grayscale analyzed the generated histograms of processed images, allowed to interpret the anatomical details for reference comparison between the employee imaging systems and X-ray Digitally Reconstructed (*DRR*) of order to identify more precisely the need for relocation isocenter through translational displacement.

Keywords: Image-Guided Radiation Therapy, Translational Displacement, Image Processing Tools, Image Quality.

Introdução

A minimização da administração de dose de radiação ionizante nos órgãos adjacentes sadios é um desafio a ser cumprido diariamente por equipes de radioterapeutas, físicos médicos, dosimetristas e profissionais da área tecnológica responsáveis pela monitoração da entrega da dose de radiação ionizante ao alvo terapêutico que foi delineado para pacientes que se submeteram a sessões de radioterapia [1].

No decorrer do tratamento radioterápico é indicado o emprego dos seguintes processos para garantia da localização de um alvo terapêutico: radiografias ortogonais conhecidas como *Portal film*, radiografias digitais, sistema de imageamento em arco e em alguns casos raios X estereoscópico ou imagens geradas por sistemas que não utilizam radiação ionizante como o ultrassom [2-6]. A precisão da localização diária do alvo de tratamento do paciente pode ser garantida com a utilização de imagens médicas que permitem avaliar o impacto dos desvios de posicionamento na execução do tratamento ou no erro provocado pelos movimentos do paciente e dos órgãos adjacentes ao tumor [7-11].

Os estudos realizados por Langmack *et al.* [12], Fiorino *et al.* [13], Hanley *et al.* [14], Wratten *et al.* [15], justificam a importância da imagem portal, porém, apontam suas limitações visuais humanas para indicação de deslocamentos de posição devido à falta de contraste nas imagens geradas a partir da incidência de energias, na ordem de megavolts (MV). As imagens geradas por diferentes sistemas de imageamento como o sistema de tomografia com feixe cônico, raios X estereoscópico, ultrassom entre outros sistemas, podem apresentar

qualidades diferentes no produto final para análise e, de certa forma, podem diminuir as incertezas na decisão para efetuar o deslocamento de correção do posicionamento oncológico [10,11,16].

O objetivo deste trabalho é apresentar um estudo comparativo das técnicas e sistemas de imageamento para auxílio na localização do volume alvo em radioterapia.

Materiais e métodos

O presente artigo constui-se de dois importantes momentos para apresentar resultados satisfatórios em suas conclusões: análises retrospectiva de deslocamentos translacionais e estudo comparativo das técnicas de imagem em objeto simulador pélvico.

Análise retrospectiva de deslocamentos translacionais: Foi realizada uma metanálise de 31.398 dados retrospectivos de deslocamentos translacionais detectados através das projeções (x), (y) e (z) representados pelas dimensões direita-esquerda (DE), superiorinferior (SI) e anteroposterior (AP), respectivamente em imagens produzidas por diferentes sistemas de aquisição, tanto de forma interfractional ou intrafractional de 1.023 pacientes que foram submetidos a sessões de radioterapia para neoplasia de próstata. Para esta análise, foram inclusos levantamentos que se relacionavam diretamente com o tratamento do câncer de próstata, pela utilização da radioterapia com feixe externo em acelerador linear de alta energia. As técnicas de tratamento avaliadas nos estudos teóricos foram: *Intensity Modulated Radiation Therapy (IMRT)*; *3D Conformal Radiation Therapy (3DCRT)*; *Stereotactic Body Radiation Therapy (SBRT)*; *Volumetric Modulated Arc Therapy (VMAT)* ou *RapidArc*. Os sistemas de radioterapia guiados por imagem (IGRT) para análise dos deslocamentos nos estudos teóricos foram: *Portal film* convencional e oncológico, *Electronic Portal Image Device (EPID)*; *Cone Beam Computed Tomography MegaVoltage (CBCTMV)*; *Cone Beam Computed Tomography Quilovoltage (CBCTkV)*; Sistema de imagem com raios-X estereoscópico com sistema *ExacTrac* e Sistema guiado por ultrassom (US).

Estudo comparativo em objeto simulador pélvico e padronização para aquisição de imagens: O objeto simulador para realização dos experimentos de aquisição de imagens relativos aos diferentes sistemas de imageamento para verificação da qualidade de imagem na determinação do isocentro e referências de posicionamento foi o objeto simulador Antropomórfico da *Analog Dosimetry (RANDO®)*. Foi estabelecida uma padronização para localização do isocentro para produção das imagens com diferentes sistemas de aquisição disponíveis em seis diferentes centros de tratamento onde foram realizados os estudos experimentais. O objeto simulador Antropomórfico foi sistematicamente posicionado da mesma maneira como foi planejado no tomógrafo simulador nas rotinas de posicionamento e localização na mesa de tratamento. Houve auxílio e acompanhamento dos especialistas responsáveis pelo equipamento, tecnólogo ou técnico em radioterapia. A rotina de posicionamento é ilustrada na Figura 1 (a), (b), (c) e (d).

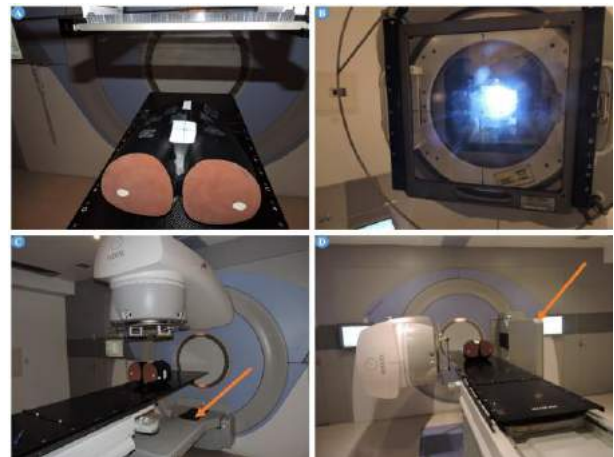


Figura 1: Em (a) posicionamento do objeto simulador em decúbito dorsal. Em (b) colimação do campo padrão. Em (c) e (d) unidade de detecção de imagem.

Análise e processamento de imagens: Para efeitos de comparações entre qualidade das imagens produzidas para detecção do volume alvo através da localização do isocentro e referências anatômicas ósseas com exposições com megavolts, foi utilizado o software de processamento *ImageJ®* [17] versão 1.49.

Resultados das análises retrospectivas dos deslocamentos translacionais

As médias ponderadas detectados através dos deslocamentos translacionais com o método interfractional e intrafractional, respectivamente, se encontram na Figura 2 e 3.

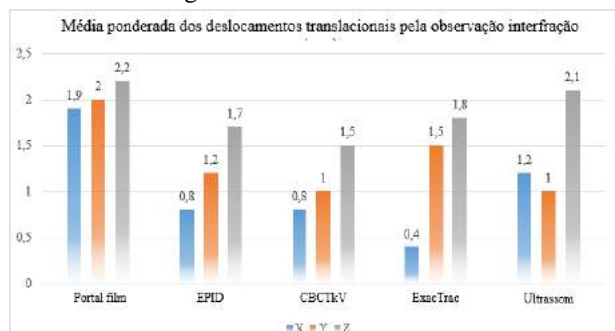


Figura 2: Médias ponderadas dos deslocamentos translacionais em milímetro (mm) através dos eixos (x), (y) e (z) pelo método de interobservação.

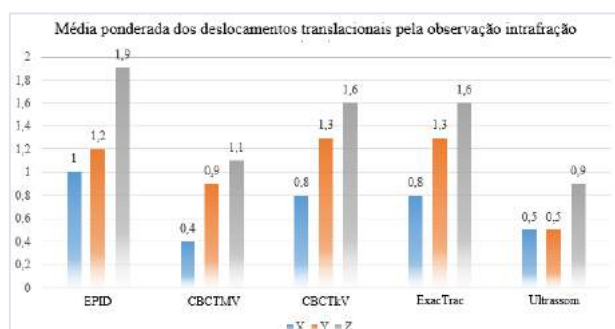


Figura 3. Médias ponderadas dos deslocamentos translacionais em milímetro (mm) através dos eixos (x), (y) e (z) pelo método de intraobservação.

A média global dos deslocamentos translacionais para todos sistemas de imageamento foram de 0,7 mm

(x), 1,0 mm (y) e 1,4 mm (z) para as detecções interfractionais, Figura 4 (a), e 1 mm (x), 1,3 mm (y) e 1,8 mm (z), para as detecções interfractionais, Figura 4 (b), dentre todas projeções.

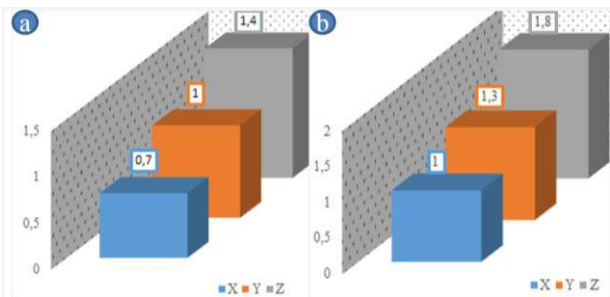


Figura 4: Em (a) e (b) média global dos deslocamentos translacionais intrafração e interfração, respectivamente.

Nas comparações individualizadas dos sistemas de aquisição, os métodos de imagens que denotaram melhor acurácia para detecção dos deslocamentos translacionais foram observados intrafractionalmente com os sistemas de radioterapia guiada por ultrassom e sistema CBCTMV, como demonstrados em destaque na Figura 5.

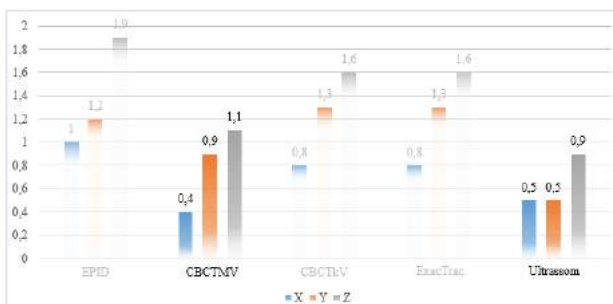


Figura 5: Menores médias ponderadas para os deslocamentos translacionais pela observação intrafração.

Os valores de deslocamentos translacionais de 0,5 mm, 0,5 mm e 0,9 mm foram quantificados com o uso do ultrassom e os deslocamentos translacionais de 0,4 mm, 0,9 mm e 1,1 mm foram quantificados com o sistema de CBCTMV nas projeções (x), (y) e (z), respectivamente.

Resultados dos estudos comparativos em objeto simulador pélvico

O *ImageJ*® [17] demonstrou precisão na utilização de suas ferramentas de processamento. A primeira ferramenta utilizada para ambas imagens foi (*enhance contrast*), notou-se que o nível de contraste não foi significativamente ajustado de forma a melhorar a qualidade visual para correlações ósseas e de isocentro do alvo, então optamos pela utilização de (*filters Median*) com raio de 3,0 *pixels* e (*filters Mean*) com raio de 2,0 *pixels* e os níveis de contraste da imagem se ajustaram de forma que pudesse visualizar as informações anatômicas de relevância. Para conclusão do processamento de ambas as imagens foram aplicadas as ferramentas de processamento (*window/level*) e (*smooth*).

Posteriormente a realização dos processamentos das imagens adquiridas com o objeto simulador pélvico, foi

analisada a média da distribuição de tons de cinza gerados a partir dos histogramas. No histograma (d) da Figura 6 do *EPID* anterior 0°, notou-se uma acentuada diminuição de 196.145 para 163.329 pixels em comparativo com o histograma (b) da mesma figura. Na análise da média da distribuição de tons de cinza do histograma (d) da Figura 6 gerada a partir do *EPID* em perfil direito 270° (a) da Figura 7, também notou-se uma acentuada diminuição de 202.638 para 158.120 pixels em comparativo com o histograma (b) da mesma figura.

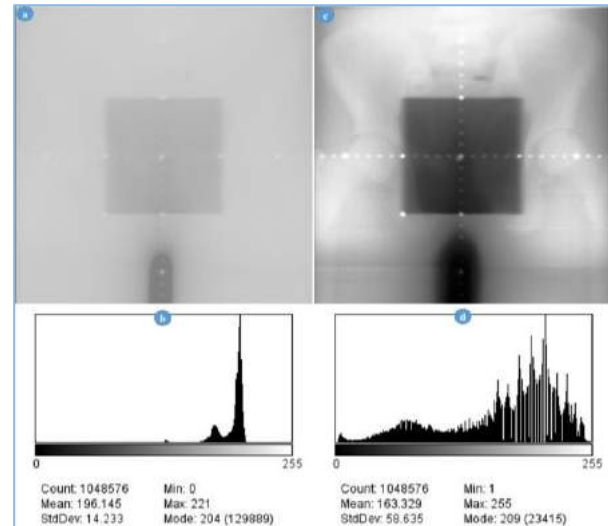


Figura 6: Sistema de imageamento *EPID* 0°. Em (a) imagem não processada. (b) histograma da imagem não processada. (c) radiografia processada. (d) histograma gerado a partir da imagem pós-processada para análise.

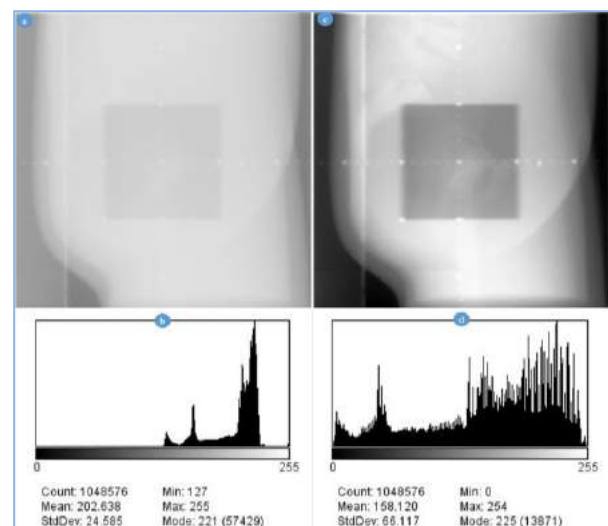


Figura 7: Sistema de imageamento *EPID* 270°. (a) imagem não processada. (b) histograma da imagem não processada. (c) radiografia processada. (d) histograma gerado a partir da imagem pós-processada para análise.

Discussão

O principal fator relatado encontrado para justificar as variações de deslocamentos translacionais entre os diferentes sistemas de aquisição em radioterapia foi a baixa qualidade das imagens que são adquiridas por megavolts e produzem baixo contraste.

As aplicações do sistema de imageamento por ultrassom na radioterapia foram estabelecidas porque

não é invasivo, não produzem radiação ionizante e por ser ideal para aquisição de imagens de tecido mole, pode determinar a forma, tamanho e principalmente a localização do alvo para o tratamento preciso da próstata [18]. Assim como o sistema CBCTMV, o uso do ultrassom para detecção de movimentos intrafração da próstata ofereceu benefícios diferenciados no que diz respeito ao IGRT para rotina clínica, com este sistema é possível potencializar significativamente a frequência de aquisição de imagens durante a ação terapêutica sem a preocupação de uma possível indução de câncer secundário radioinduzido [19].

Houve significativo aumento da radiopacidade de estruturas de maior número atômico, possibilitando interpretar os detalhes anatômicos para referência de comparação entre imagens com EPID e Radiografia Digitalmente Reconstruída (DRR) de simulação de maneira a identificar com maior precisão a necessidade da realocação do isocentro através dos deslocamentos translacionais.

Conclusão

Os dados apresentados através análise retrospectiva de deslocamentos translacionais justificaram que a monitorização diária, principalmente com sistemas de imageamento guiado por ultrassom ou CBCTMV de pacientes oncológicos acometidos pelo câncer de próstata e submetidos a sessões de radioterapia, pode reduzir significativamente a magnitude dos erros sistemáticos e permitirem a minimização das margens para preservar o limiar de dose de radiação ionizante nos órgãos sadios adjacentes, pois demonstraram melhor acurácia para detecção de desvios de posicionamento.

O Software *ImageJ*® [17] demonstrou precisão na utilização de suas ferramentas de processamento, além de sugerir melhor eficiência no método comparativo das imagens não processadas com as processadas. A avaliação da verificação do posicionamento e localização de isocentro de tratamento através da anatomia óssea das imagens processadas, pode diminuir incertezas na decisão para efetuar o deslocamento translacional de correção.

Referências

- [1] Salvajoli JV, Souhami L & Farias SL. Radioterapia em Oncologia. 2. ed. São Paulo: Atheneu, 2013.
- [2] Greer PB, Jose CC, Matthews JHL. Set-up variation of patients treated with radiotherapy to the prostate measured with an electronic portal-imaging device. *Australas Radiol.* 1998; 42:207-12.
- [3] Bollet MA, Mcnair HA, Hansen VN, Norman A, O'doherty U, Taylor H. Can digitally reconstructed radiographs (DRR) replace simulation films in prostate cancer conformal radiotherapy? *Int J Radiat Oncol Biol Phys.* 2003 Nov 15; 57(4):1122-30.
- [4] Kuban DA, Dong L, Cheung R, Strom E, and Crevoisier RD. UltrasoundBased Localization. *Semin Radiat Oncol.* Elsevier, 2005.15:180-191.
- [5] Poli ME. Definição do volume de planejamento do alvo (ptv) e seu efeito na radioterapia. 2007. 191 f. [doutorado em tecnologia nuclear] Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares (IPEN), São Paulo, 2007.p 29-37;59-62.
- [6] Santos JDL, Popple R, Agazaryan N, Bayouth JE, Bissonnette JP, Bucci MK, Dieterich S, Dong L, Forster KM, Indelicato D, Langen K, Lehmann J, Mayr N, Parsai I, Salter W, Tomblin M, William YTC, And Chetty IJ. Image Guided Radiation Therapy (IGRT) Technologies for Radiation Therapy Localization and Delivery *Int J Radiation Oncol Biol Phys.* 2013.Vol. 87, No. 1, pp. 33-45.
- [7] Langen KM, Jones, DT. Organ motion and its management. *Int J Radiat Oncol Biol Phys.* 2001 May 1; 50(1):265-78.
- [8] Yan D, Lockman D, Martinez A, Wong J, Brabbins D, Vicini F. Computed tomography guided management of interfractional patient variation. *Semin Radiat Oncol.* 2005; 15(3):168-179.
- [9] Graf R, Wust P, Budach V, Boehmer D. Potentials of on-line repositioning based on implanted fiducial markers and electronic portal imaging in prostate cancer radiotherapy. *Radiation Oncology*, 2009, Volume 4, Number 1, p. 13.
- [10] Simões AR, Eiras M, Grillo IM. Desvio de posicionamento em radioterapia para patologias de cabeça e pescoço e próstata: [revisão de literatura] saúde & tecnologia. São Paulo, 2012 p. 24-30.
- [11] GOMES E. Verificação dos desvios de setup e cálculo de margem de PTV em tumores de próstata com 3DCRT. Escola Superior de Tecnologia da Saúde de Lisboa. Dissertação de mestrado em radioterapia. Instituto Politécnico de Lisboa, Lisboa, 2013.
- [12] Langmack KA, and Goss V. Characterization of new Portal film systems for radiotherapy verification. *British Journal of Radiology* 72, 479-484, 1999.
- [13] Fiorino C, Reni M, Bolognesi A, Bonini A, Cattaneo GM, And Calandrino R. Set-up error in supine positioned patients immobilized with two different modalities during conformal radiotherapy of prostate cancer. *Radiother Oncol.* 1998; 49 (2): 133-41.
- [14] Hanley J, Lumley MA, Mageras GS, Jerry S, Zelefsky MJ, Leibel SA, Fuks Z, and Kutcher GJ. Measurement of patient positioning errors in three-dimensional conformal radiotherapy of the prostate. *Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys.*, Vol. 37, 1997. No. 2, pp. 435-444.
- [15] Wratten CR, Denham JW, Kron T, O'Brien P, And Hamilton CS. When measurements mean action' decision models for portal image review to eliminate systematic set-up erros. *Australasian Radiology* (2004) 48, 272–279.
- [16] Sobrosa ART. Registo Deformável de Imagem em Planejamento de Radioterapia usando o Software Velocity AI – CT versus CBCT. Serviço de Física Médica, IPOCFG, EPE, [Dissertação de mestrado] Universidade de Aveiro. Coimbra, Portugal, 2013.
- [17] Rasband WS. *ImageJ*®. U. S. National Institutes of Health, Bethesda, Maryland, USA, Disponível em <<http://imagej.nih.gov/ij/index.html>>, 2011.
- [18] Feigenberg SJ, Paskalev K, Mcneeley S, Horwitz EM, Konski A, Wang L, Ma C, Pollack A. Comparing computed tomography localization with daily ultrasound during image-guided radiation therapy for the treatment of prostate cancer: a prospective evaluation. *J Appl Clin Med Phys.* 2007 Jul 23; 8(3):2268.
- [19] Falco MLAT. Intrafractional prostate motion management with the clarity autoscans system. Elekta Ltd., Montréal, Québec, Canada. *Medical Physics International Journal*, 2013. vol.1, No.1. p. 72-78.

ANÁLISE DA PROPAGAÇÃO ACÚSTICA EM MEIO MULTICAMADAS CONTENDO CIMENTO ÓSSEO

R. L. R. Ferreira*, L. L. De Matheo*, R.J. Simões**, G. A. Costa*, J. G. Silva***, T. P. Omena***,
W.C.A. Pereira* e M. A. von Krüger*

*Programa de Engenharia Biomédica - COPPE, Universidade Federal do Rio de Janeiro, Rio de Janeiro, Brasil

**Centro de Informatica e Sistemas, Polo II, Universidade de Coimbra, Portugal

***Departamento de Fisioterapia, Faculdade de Medicina, Universidade Federal do Rio de Janeiro, Rio de Janeiro, Brasil.

e-mail: rafaellalrf@gmail.com, thaisomena@gmail.com

Resumo: O cimento ósseo consiste em um material composto por duas substâncias: um polímero em pó e um monômero líquido que formam uma substância de Polimetilmetacrilato, muito utilizado em diferentes tipos de cirurgias ortopédicas. A literatura apresenta controvérsias sobre a possibilidade de utilização do ultrassom fisioterapêutico em pacientes que possuem próteses cimentadas. O objetivo do trabalho é mensurar propriedades acústicas do cimento pelo método de transmissão-recepção e simular numericamente em Comsol® a propagação do feixe acústico em um meio multicamadas de tecidos moles/osso/cimento/prótese metálica. Os resultados sugerem que o cimento e o implante metálico não sofrem superaquecimento, para a dose terapêutica de ultrassom aplicada.

Palavras-chave: cimento ósseo, propriedades acústicas, ultrassom, atenuação, velocidade de propagação.

Abstract: *Bone cement is a material composed a polymer powder and liquid monomer forming a substance Polymethylmethacrylate, widely used in various types of orthopedic surgery. Literature is controversial about the possibility of using the physical therapy ultrasound in patients who have cemented prosthesis. The objective of this work is to measure the acoustic properties of the cement by the method of transmission-reception and simulate in Comsol the spread of the acoustic beam in a multilayer medium soft tissue / bone / cement / metal prosthesis. Results suggest that the cement and the metallic prosthesis do not suffer overheating for the therapeutic dose applied.*

Keywords: *Bone cement, acoustic properties, ultrasound, attenuation, propagation speed.*

Introdução

Quando o feixe ultrassônico se propaga pelas camadas de tecidos biológicos: pele, gordura, músculo e osso, ocorre uma interação da onda com os tecidos, gerando efeitos térmicos e mecânicos. O efeito térmico está relacionado à produção de calor, decorrente da atenuação da energia acústica no meio [1].

Ultrassom fisioterapêutico (UST) é amplamente

utilizado em protocolos de tratamento de quadros clínicos tais como controle da dor na inflamação crônica, cicatrização de feridas, suporte a medicação (fonoforese), aumento da extensibilidade do tecido colágeno, redução do espasmo muscular e liberação de pontos-gatilhos. Embora utilizado há décadas, não há uma formalização para a dosagem ideal em cada caso [2].

Pacientes submetidos a cirurgias de artroplastias relatam dor, contraturas nas articulações, aderência na cicatriz, prejudicando a qualidade de vida. Usualmente fisioterapeutas não empregam UST em pós-operatório de artroplastia cimentada, pois a literatura é controversa neste tema. Alguns autores indicam precaução em áreas com próteses metálicas [3, 4], outros informam que não há problemas em aplicá-lo sobre implantes metálicos [5], enquanto outros autores informam que o feixe ultrassônico pode danificar o cimento e superaquecer próteses plásticas [6].

Em áreas com a presença de cimento ósseo, as condutas terapêuticas são usualmente baseadas em informações empíricas, sem embasamento científico, portanto, pesquisas sobre propagação ultrassônica em meios multicamadas são necessárias.

O estudo de propagação do feixe ultrassônico nos meios depende das propriedades acústicas e térmicas. As propriedades acústicas incluem a velocidade de propagação e o coeficiente de atenuação do meio. As propriedades térmicas incluem a capacidade térmica e a condutividade térmica.

O objetivo do presente trabalho está dividido em duas partes: (a) estimar a velocidade de propagação e o coeficiente de atenuação ultrassônico no cimento ósseo e (b) realizar uma simulação numérica da aplicação do ultrassom terapêutico sobre multicamadas (tecidos moles/ osso compacto/ cimento ósseo e prótese metálica), a fim de analisar o impacto desse tipo de terapia sobre o cimento ósseo.

Materiais e Métodos

A metodologia foi dividida em etapas: (a) Confeção do corpo de prova de cimento ósseo; (b) Medição das propriedades acústicas do cimento ósseo; (c) Medição

da densidade (d) Simulação em plataforma Comsol® da propagação de ondas ultrassônicas em multicamadas contendo cimento ósseo e de seu aquecimento.

(a) **Confeção do corpo de prova de cimento ósseo** – O corpo de prova foi confeccionado de acordo com o fabricante (*Stryker Howmedica Osteonics*). O molde utilizado foi cilíndrico com dimensões: altura 7,5mm e diâmetro 90,40mm. Após a mistura, a solução solidificou-se no molde em, aproximadamente, 1 minuto.

(b) **Medição das propriedades acústicas do cimento ósseo** – Os instrumentos utilizados para a medição foram: Gerador de funções, modelo AFG 3021 (Tektronix; Beaverton, OR, EUA); Osciloscópio, modelo DSO 5012A (Agilent Technologies; Santa Clara, CA, EUA); Computador para análise e processamento dos sinais; Dois transdutores de 1 MHz (Panametrics – NDT- Olympus) com largura de banda de 0,70 a 1,30 MHz; Termômetro digital MTH 1362W (Minipa) com sensibilidade de 0,1°C; Paquímetro analógico (SOMET) para a avaliação da espessura do corpo de prova; Programa em LabVIEW® (National Instruments, Austin, Texas, EUA) para armazenar os dados.

As propriedades acústicas das amostras foram obtidas pelo método de transmissão-recepção com temperatura monitorada durante todo o experimento, permanecendo a $25,0 \pm 1^\circ\text{C}$. Os dois transdutores foram fixados em cilindros de alumínio como suporte para alinhá-los, em uma montagem experimental onde a face de um fica voltada para a face do outro (Figura 1).

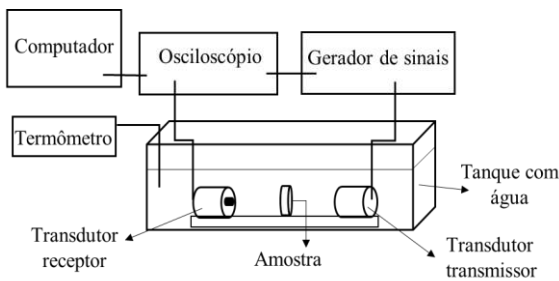


Figura 1: Montagem experimental com os equipamentos para medição das propriedades acústicas.

O transdutor transmissor é excitado com um sinal produzido por um gerador de funções, composto por uma salva de senóides (*burst*), com 10 ciclos, frequência central de 1 MHz, amplitude de 10Vpp (volts de pico-a-pico) e frequência de repetição de pulso 1kHz. O sinal transmitido é coletado pelo transdutor receptor e exibido em um osciloscópio digital. Os dados coletados são armazenados e processados por um programa em LabVIEW®. Foram realizadas 15 medições do sinal de referência (água) e do sinal com a interposição do corpo de prova entre os transdutores. Os valores de velocidade de propagação da água e do corpo de prova foram calculados por meio das equações 1 e 2.

$$c_{ref} = 1402,38 + 5,03T - 0,05T^2 + 3,34 \cdot 10^{-4}T^3 - 1,47 \cdot 10^{-6}T^4 + 3,14 \cdot 10^{-9}T^5 \quad (1)$$

Onde: c_{ref} é a velocidade da onda acústica da referência (água) em função da temperatura (T) [7].

A velocidade da onda acústica na amostra (c_a), expressa em m/s, é dada pela seguinte equação:

$$c_a = \left(\frac{1}{c_{ref}} - \frac{\Delta t}{x} \right)^{-1} \quad (2)$$

Onde: x representa a espessura da amostra e Δt representa a diferença temporal entre os tempos de voo do pulso com e sem amostra [8].

O coeficiente de atenuação (α) foi estimado usando a equação 3, onde A é a amplitude pico a pico do sinal da amostra, A_0 , a amplitude pico a pico do sinal de referência e x a espessura da amostra.

$$\alpha = -20 \frac{\log_{10} \frac{A}{A_0}}{x} \quad (3)$$

(c) **Medição da densidade** – O estudo da densidade do cimento ósseo foi realizado no laboratório de ultrassom (LUS/UFRJ) com picnômetro DG de 257 ml e balança de precisão Adventurer modelo ARA520 (Ohaus, São Bernardo do Campo, SP, Brasil).

A medição da densidade das amostras foi realizada conforme descrito por Sampaio e Silva (2007).

(d) **Simulação teórica em Comsol® da propagação de onda ultrassônica em meio multicamadas** – Foi realizada uma simulação em 2D na plataforma multifísica Comsol® (COMSOL multiphysics Inc., MA, USA). A propagação da onda é simulada por uma membrana que vibra como um transdutor *piston-like*, no domínio da frequência e as condições de contorno foram feitas utilizando a fronteira *impedance* entre os meios, *pressure* para a vibração do transdutor, para a dispersão da onda *perfect matched layer* e para transferência de calor a opção *heat source* para os domínios adequados. Nas fronteiras externas foi usada a opção *temperature* que insere os valores de temperatura do local pretendido.

A simulação esquematizou um modelo de artroplastia de quadril cimentada na região femoral com camada de tecidos moles, osso compacto, cimento ósseo e prótese em aço inoxidável que foram representadas em esquemas nomeados de domínio 1, domínio 2, domínio 3 e domínio 4, respectivamente. Na simulação as propriedades do transdutor foram: Frequência de 1 MHz, e amplitude de deslocamento 10-40 nm. A espessura de cada camada é: Tecido mole: 15mm; Osso: 10mm; Cimento Ósseo: 5mm; Prótese Metálica: 15mm.

A propagação é feita no domínio da frequência usando o módulo acústico e a equação da onda é definida pela Equação 4, a seguir.

$$\nabla \cdot \left(\frac{1}{\rho c} (\nabla p_t - q_d) \right) - \frac{K_{eq}^2 p_t}{\rho c} = Q_m \tag{4}$$

onde, ρ é massa específica (kg/m³), c (m.s⁻¹) é a velocidade média do ultrassom, p_t (Pa) é a pressão do meio, K é o número de onda, q_d (N.m⁻³) é a fonte dipolar, Q_m (1.s⁻²) é a fonte monopolar.

A equação biotérmica de transferência de calor é dada pela Equação 5, a seguir.

$$C_t \frac{\partial T}{\partial t} = \nabla \cdot (d_z k \nabla T) + \omega_b \rho_b C_b (T_a - T) + Q + q_m \tag{5}$$

onde: ρ é a densidade, C_t é o calor específico, k_t é a condutividade térmica do tecido, ω_b é a taxa de perfusão, ρ_b é a massa específica do sangue, C_b é o calor específico do sangue, T_a é a temperatura arterial, T é a temperatura no instante t , Q é a fonte de calor (no caso, calor gerado pela atenuação ultrassônica) e q_m é o aquecimento metabólico.

Resultados

O corpo de prova de cimento ósseo confeccionado (Figura 2) possui espessura de 6,07mm e densidade de 1,2 g.cm⁻³.



Figura 2: Corpo de prova de Cimento ósseo.

A Tabela 1 apresenta as propriedades acústicas e térmicas dos materiais usados na simulação.

Tabela 1: Propriedades acústicas e térmicas dos domínios da geometria: 1) Tecido mole, 2) Osso, 3) Cimento Ósseo, 4) Prótese Metálica [2, 9]

	Velocid. (m/s)	Densidade (kg/m ³)	Atenuação (dB/cm MHz)	Condutivid. Térmica (W/(m.K))	Capacidade Térmica (J/(kg.K))
1	1540	1050	0,07	0,58	3800
2	2924	1700	6,15	0,47	1256
3	1930	1119	8,20	0,18	1450
4	5790	8238	0,0028	13,4	466

A Tabela 2 apresenta os valores da média, desvio-padrão (DP) e coeficiente de variação (CV) da velocidade de propagação e do coeficiente de atenuação do cimento ósseo.

Tabela 2: Média, desvio-padrão (DP) e coeficiente de variação (CV) da velocidade de propagação e coeficiente de atenuação do cimento ósseo.

	Velocidade de Propagação [m.s ⁻¹]	Atenuação [dB.cm ⁻¹ .MHz ⁻¹]
Média	1930	8,2
DP	11,6	0,5
CV	0,006	0,063

A Figura 3 apresenta a geometria do modelo de simulação, a Figura 4, a propagação do feixe acústico e a Figura 5, o mapa de temperatura nas camadas simuladas no Comsol®.

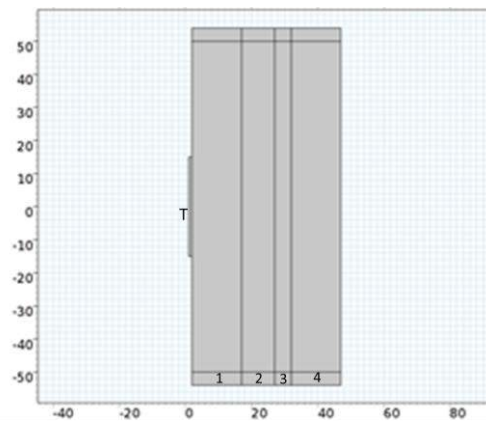


Figura 3: Geometria do modelo da simulação - T) Transdutor, 1) Tecido mole, 2) Osso, 3) Cimento Ósseo, 4) Prótese Metálica, obtida no Comsol®.

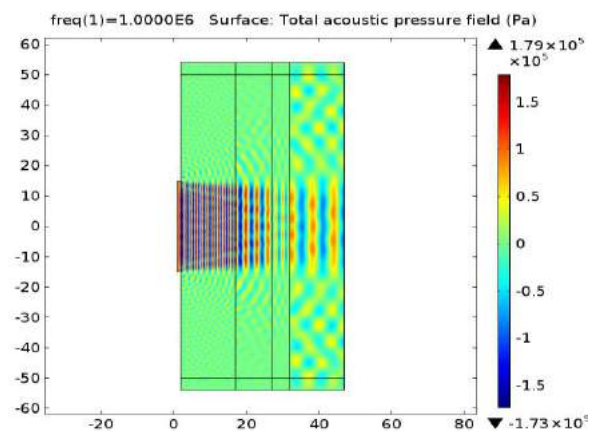


Figura 4: Propagação do feixe acústico respectivo à geometria em estudo, obtida no Comsol®.

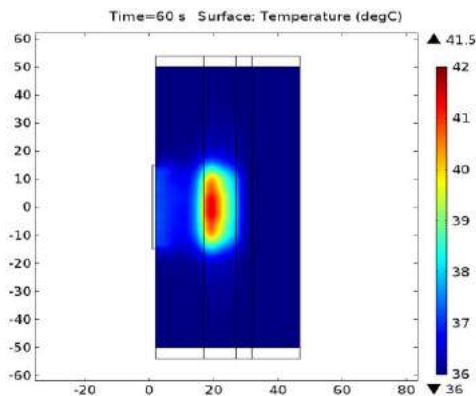


Figura 5: Mapa de temperatura respectivo à geometria em estudo, obtida no Comsol®.

A Tabela 3 apresenta o valor de temperatura atingido em cada camada.

Tabela 3: Valores de temperaturas máximas, após a irradiação por 60 segundos

Camada	Temperatura (°C)
Domínio 1	36,81
Domínio 2	40,28
Domínio 3	36,55
Domínio 4	36,01

Discussão

O presente trabalho apresenta a confecção e avaliação das propriedades acústicas do cimento ósseo comumente utilizado em cirurgias ortopédicas para fixação de próteses metálicas. Foi observado, no preparo desse material, que a cura ocorre rapidamente (cerca de 1 min), além da formação de algumas bolhas durante a mistura dos ingredientes, o que podem ter contribuído para aumento do espalhamento no interior do material.

De acordo com as Tabelas 1 e 2, foi verificado que o coeficiente de atenuação do cimento ósseo é de 8,2 dB/cm.MHz e a do osso cortical 6,15 dB/cm.MHz, ou seja, é maior do que a do osso, o que caracteriza esse material com alta capacidade de absorção e aquecimento. Porém, como observado na simulação numérica (Figura 5), a propagação do feixe atinge primeiramente tecidos moles, em seguida osso cortical, cimento e por último a prótese metálica. O maior aquecimento ocorreu na camada de osso cortical (Tabela 3), porém não atingiu temperaturas lesivas (acima de 45°C), enquanto que no cimento o aquecimento foi reduzido. Isso pode ser devido ao fato de que o osso atenua grande quantidade da energia acústica, fazendo com que essa chegue em pouca quantidade à camada de cimento ósseo, e não promova um aquecimento vigoroso. A partir dessa primeira análise, o cimento ósseo não seria danificado por superaquecimento, e portanto, a irradiação ultrassônica seria possível, divergindo das informações na literatura que contraindicam o uso do ultrassom terapêutico em áreas de tratamento que possuem cimento ósseo [3,4,10]. Além disso, o aço é um dissipador de energia, devido à

elevada condutividade térmica (Tabela 1), portanto, essa camada praticamente não é aquecida, conforme pode ser observado na Fig 4.

Conclusão

Este trabalho apresenta o estudo das propriedades acústicas de um molde de cimento ósseo comercial (geralmente empregado em cirurgias ortopédicas) que foi confeccionado no Laboratório de Ultrassom. Foi observado que o coeficiente de atenuação do cimento é maior do que do osso compacto. Entretanto, conforme observado nas simulações numéricas, para o tempo de aplicação utilizado (que é comum em terapia) essa camada praticamente não foi aquecida devido à atenuação da energia acústica na camada antecedente de osso, o que reduz a intensidade de energia que atinge o cimento. Sendo assim, é possível que irradiação ultrassônica não danifique o cimento ósseo, contradizendo a literatura existente. Entretanto, mais estudos são necessários para esclarecer essa questão. Os próximos passos são: comparar as propriedades acústicas do cimento oriundo de diferentes fabricantes, analisar as propriedades acústicas do cimento após o seu aquecimento em diferentes temperaturas, e reproduzir experimentalmente o modelo de aquecimento de multicamadas com termopares para avaliar a temperatura nas interfaces.

Agradecimentos

À CAPES, CNPq e FAPERJ pelo apoio financeiro.

Referências

- [1] Dalecki D, Mechanical bioeffects of ultrasound. Annual Review of Biomedical Engineering. 2004; 6 (1): 229–248.
- [2] Omena TP. Estudo calorimétrico do aquecimento em phantom de tecidos moles irradiados por ultrassom fisioterapêutico. COPPE, Universidade Federal do Rio de Janeiro, 2015.
- [3] Cameron M. Agentes físicos na reabilitação. 3 ed. São Paulo: Elsevier, 2009. p. 176-206.
- [4] Prentice, WE. Modalidades terapêuticas para Fisioterapeutas. 2. ed. São Paulo: Artmed, 2004. p. 245-279.
- [5] Starkey, C. Recursos terapêuticos em Fisioterapia. São Paulo: Manole, 2001. p. 277-313.
- [6] Garavello I. Efeitos térmicos do ultrassom terapêutico sobre os tecidos ósseo e muscular e sobre placa metálica implantada :Estudo experimental termográfico em coelhos. Revista Brasileira de Ortopedia. 1997; 32(6): 473-9.
- [7] IEC 62127-2 - Ultrasonics - Hydrophones - Part 2: Calibration for ultrasonic fields up to 40 MHz. IEC Publication, 2007.
- [8] Zell K. Acoustical properties of selected tissue phantom materials for ultrasound imaging. Physics in medicine and biology. 2007; 52(20): 475.
- [9] Briscoe A, New A. Polymerisation stress modelling in acrylic bone cement. Journal of biomechanics. 2010; 43(5): 978-983.
- [10] Bélanger A. Ultrasound Therapy. In: Therapeutic electrophysical agentes. 2a ed, cap 20, Philadelphia, EUA: Lippincott Williams & Wilkins; 2010.

ANÁLISE TERMOGRÁFICA DE PHANTOMS DE MAMA ULTRASSÔNICOS EM CORTE TRANSVERSAL APÓS APLICAÇÃO DE ULTRASSOM TERAPÊUTICO

D.S. Piva¹, R.R.Ramalho¹, F. R. A. Matias¹, K.S. da Cruz², L.L. de Matheo³, L. E. Maggi² e W. C. A. Pereira³

¹ CCSD, UFAC, Rio Branco - AC, Brasil

² CCBN, UFAC, Rio Branco - AC, Brasil

³ Programa de Engenharia Biomédica - COPPE, UFRJ, Rio de Janeiro - RJ, Brasil
e-mail: danielapiva@live.com

Resumo: O ultrassom tem sido amplamente empregado como agente terapêutico. Quando aplicado no tecido biológico, pode induzir respostas significativas e provocar aquecimento nas células, entretanto, erros na escolha da dosagem podem lesar o tecido. Este trabalho teve o intuito de verificar experimentalmente o aquecimento produzido por ultrassom terapêutico em phantom de tecido mamário com corte transversal. A confecção de um phantom com propriedades acústicas adequadas e a utilização de câmera infravermelha possibilitaram o registro das temperaturas alcançadas. A análise das imagens produzidas foi feita de três formas diferentes: 1) análise das superfícies; 2) áreas aquecidas e 3) análise dos pontos.

Palavras-chave: ultrassom, phantom, mama.

Abstract: *The ultrasound has been used as therapeutic agent. When applied in biologic tissue, it can bring on significant responses on cells and to induce to heating. However, doses or time of application bad chosen can lead to overheating or tissue damages. In Brazil, it were not found reports of breast engorgement treatments using therapeutic ultrasound, maybe owing to the lack of knowledge. The aim of this work was to verify de breast phantom heating after therapeutic ultrasound application using infrared camera. The images were analyzed by three different ways: 1) superficial areas, 2) heating areas and 3) heating points. The heating point technique was the best representative way.*

Keywords: *ultrasound, phantom, breast.*

Introdução

O ultrassom pode ser definido como uma onda mecânica com frequência superior a 20 kHz. Tem sido amplamente empregado para diferentes propósitos, incluindo diagnósticos, destruição tecidual [1] e como agente terapêutico [2]. Este encontrou sua aplicabilidade em pacientes com dor, lesão musculoesquelética e reparo tecidual [3] e suas ondas podem ser emitidas de duas formas: contínua e pulsada com frequências de 1 MHz e 3 MHz, podendo também ser encontrado 5 MHz [4]. O ultrassom terapêutico (UST), quando aplicado no tecido biológico, pode induzir respostas

clínicas significativas nas células e provocar aquecimento no tecido biológico, entretanto, erros na escolha da dosagem ou no tempo de aplicação podem levar a um superaquecimento e lesar o tecido. Há uma infinidade de possíveis combinações de frequência, intensidade, ciclo de trabalho e tempos de tratamento com evidências publicadas que apontam serem umas mais eficazes do que outras [5].

A mama é um órgão complexo, devido à sua composição glandular. Ingurgitamento mamário pós-parto é um problema comum e apesar de, na maioria dos casos, a dor ser leve e a condição de curta duração, as vezes se torna grave e dolorosa, com ductos de leite bloqueados, dificultando a amamentação. A aplicação de UST nestes casos tem gerado controvérsia, Shellshear (1981) relata dois casos clínicos onde os tratamentos empregando doses em torno de 2,0 a 2,75 W/cm² por 6 e 10 minutos, foram bem sucedidos [6], entretanto McLachlan et al. (1991) testaram os resultados aplicando em 109 mulheres e, apesar de terem obtido melhoras, não atribuíram o efeito ao ultrassom [7] porém, não deixaram claras as doses empregadas.

No Brasil, não foram encontrados relatos de tratamentos de ingurgitamento mamário empregando ultrassom, em geral, devido a receios com relação ao pouco conhecimento sobre a dosagem a ser empregada e a possibilidade de superaquecimento. A verificação desta afirmação depende muito do conhecimento da relação dose/efeito. Inicialmente esta relação é obtida em estudos *in-vitro* e posteriormente confirmada em ensaios clínicos, pois aquele permite maior nível de controle [8]. No caso da aplicação do ultrassom em tecido mamário, este tipo de ensaio pode ser desenvolvido empregando-se *phantoms*, que são corpos de prova com propriedades físicas semelhantes aos dos tecidos [9]. Alguns trabalhos têm sido feitos empregando *phantoms* devido ao seu maior controle de certas variáveis como, forma, tamanho, propriedades acústicas e térmicas, além de não ter que ser submetido a comitês de ética [10].

Este trabalho teve como principal objetivo verificar o aquecimento de *phantom* de mama em corte transversal, após aplicação de ultrassom terapêutico, em

diferentes protocolos, por meio da análise do campo térmico empregando-se câmera infravermelha a fim de avaliar o risco de superaquecimento.

Materiais e métodos

Confeção do *phantom* – Com o intuito de simular uma mama, um *phantom* foi confeccionado em forma cilíndrica com diâmetro de 9,5 cm, altura de 5 cm, com um corte medial que possibilitou a separação do *phantom* em duas partes e a obtenção das temperaturas alcançadas em seu interior. O material utilizado foi o PVCP (Cloroeto de Polivinil Plástico), com a média das propriedades acústicas presentes nas estruturas mamárias, no caso, seguindo o protocolo descrito por Carvalho, 2013[11]. O *phantom* foi confeccionado de modo a representar três estruturas da mama: A) Gordura, B) Ducto e C) Glândula mamária.

Aplicação do US - O aparelho de US (modelo Sonomed IV, Carci®), área de radiação eficaz (ERA) de 3,5 cm², foi utilizado nas frequências 1 e 3 MHz, e intensidades de 1 e 2 W/cm². Esses valores possibilitaram a criação de quatro protocolos de aplicação, sendo que cada um deles foi repetido três vezes para a posterior mensuração das temperaturas. Com o objetivo de se aproximar da temperatura do corpo humano que varia de 36,1°C a 37,2 °C [12], o *phantom* foi aquecido antes de cada aplicação, por dois minutos, em imersão em banho maria a 36,5 °C. Cada aplicação do UST foi feita por 5 minutos em modo estático, dentro do banho maria, sendo repetida três vezes (Figura 1).

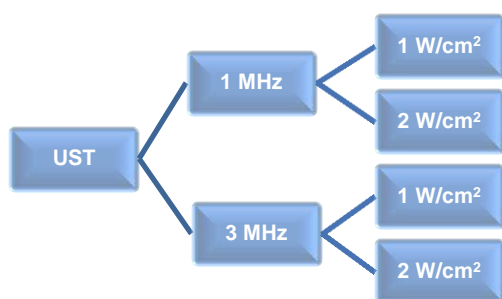


Figura 1: Esquema do protocolo de aplicação do UST no *phantom* de mama no modo contínuo por 5 minutos.

Registro de imagens e análise de dados - Para fins didáticos foi importante nomear as áreas analisadas do *phantom*. Neste caso, a referência foi a distância do transdutor ultrassônico: área próxima, correspondente a parte circular superior do cilindro, área intermediária, correspondente as duas áreas retangulares do corte medial do cilindro e área distante, correspondente a parte circular inferior do cilindro.

Foram registradas imagens das supracitadas áreas do *phantom* após cada aplicação de US empregando-se uma câmera térmica (modelo Flir Systems AB, Flyr®), que foi fixada a um suporte visando a obtenção de uma distância padrão nas fotografias de 40 cm, que foram analisadas pelo programa FLIR® tools, sendo os dados

exportados para uma planilha tipo Excel para o cálculo dos valores de média, mediana e desvio padrão (Figura 2).

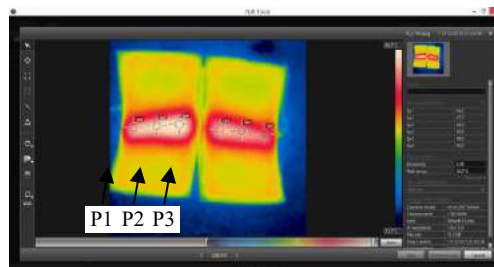


Figura 2: Programa Flir Tools com imagem térmica do *phantom*.

A análise das imagens foi feita de três formas diferentes: 1 - SUPERFÍCIES: os valores, máximo, média, mediana e desvio padrão, foram medidos a partir das superfícies do *phantom* próxima, intermediária e distante, levando-se em consideração sua área total analisada independentemente da formação de padrões pontuais de calor (Figura 3, 1 – ANÁLISE DAS SUPERFÍCIES); 2 - ÁREAS AQUECIDAS: os valores foram medidos a partir das áreas aquecidas das superfícies dos *phantoms*, levando-se em consideração somente as partes aquecidas das superfícies próxima, intermediária e distante (Figura 3, 2 – ANÁLISE DAS ÁREAS AQUECIDAS); 3 - PONTOS: o vetor de valores de temperatura gerado na área aquecida intermediária foi dividido em três partes e em cada parte foi coletado um ponto de temperatura de posição central. Esses pontos foram nomeados de acordo com a distância do transdutor: P1 – próximo, P2 – intermediário, P3 – distante (Figura 3– ANÁLISE DOS PONTOS) (Figura 6)

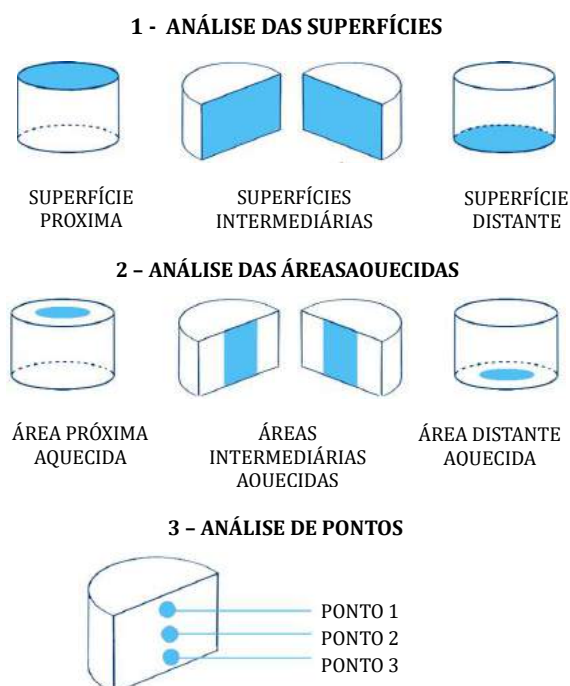


Figura 3: Esquema de análise das imagens térmicas do *phantom* de mama. 1 – Superfície, 2 – Áreas aquecidas e 3 – Pontos.

Resultados

As médias das temperaturas máximas obtidas nas superfícies próxima, intermediária e distante do phantom após 3 aplicações, seguindo os protocolos, podem ser vistas na Figura 4. Observa-se que na frequência de 1 MHz a face intermediária apresenta maior valor, tanto para 1 como 2 W/cm². Por outro lado, a frequência de 3 MHz apresenta um comportamento de aquecimento diferenciado em relação às duas intensidades. A análise dos picos de temperatura pode ser interessante quando se busca a possibilidade de lesão em algum tecido, fato que pode ocorrer quando a temperatura excede 45°C. Isso só não ocorreu na aplicação de 1 MHz e a 1 W/cm².

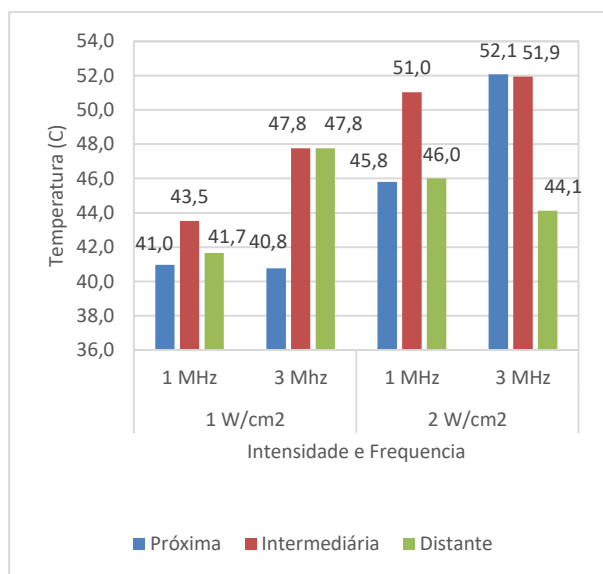


Figura 4: Médias das temperaturas máximas das faces aquecidas de acordo com os protocolos de aplicação.

Para uma análise mais detalhada do aquecimento, foi feita a média das áreas aquecidas acima de 36°C de cada superfície (Figura 6). Pode-se observar neste caso, um padrão de aquecimento para 1 MHz nas duas intensidades analisadas e a 3 MHz este padrão se torna mais homogêneo. Nota-se que, quando se emprega a média espacial de aquecimento das áreas, em nenhum caso ocorre superaquecimento, ou seja, temperaturas acima de 45° C (Figura 5).

Pela análise das médias dos pontos de aquecimento é possível observar que os padrões de aquecimento são mais homogêneos para qualquer intensidade, tanto de 1 MHz como a 3 MHz (Figura 6). Observa-se que a 3 MHz o ponto próximo (P1) é a de maior temperatura enquanto que a 1 MHz o distante (P3) é sempre mais quente. Assim, pode-se observar tanto o comportamento da distribuição térmica ao longo da profundidade como os pontos de superaquecimento. Digno de nota também que em ambas as frequências o P2 apresenta temperaturas intermediárias.

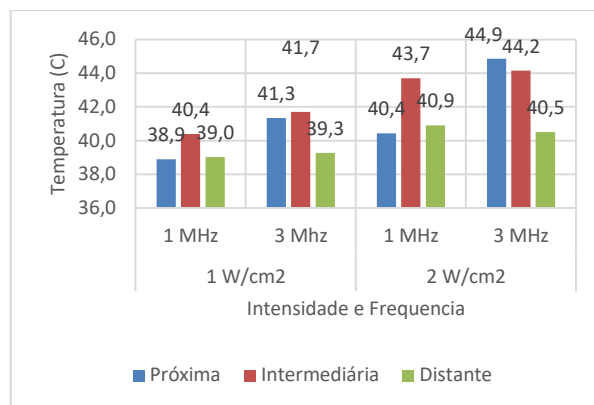


Figura 5: Médias das temperaturas das áreas aquecidas das superfícies do phantom.

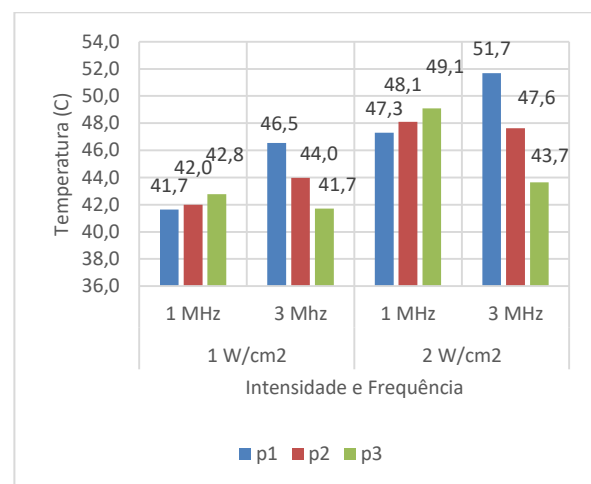


Figura 6: Gráfico da temperatura dos pontos próximo (P1), intermediários (P2) e distante (P3).

Para melhor avaliação dos resultados foi construído um gráfico com a diferença de temperatura em módulo entre os pontos mais quentes e mais frios de acordo com o protocolo de aplicação (Figura 7). É possível perceber que as aplicações de 3 MHz a 2 W/cm² produzem uma diferença de temperatura de mais de 8°C.

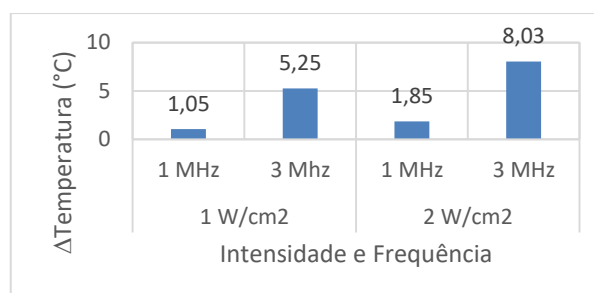


Figura 7: Diferença de temperatura entre os pontos P1 e P3 de acordo com o protocolo de aplicação.

Discussão

No que diz respeito aos efeitos térmicos relacionados a frequência ultrassônica, os resultados corroboram os de Robertson e Backer (2001) [3]. O uso de ultrassom de 3 MHz implica a absorção mais intensa da energia

nas camadas superficiais enquanto a frequência de 1 MHz penetra mais profundamente no tecido.

Tais observações estão em consonância com Santos et al. (2012) e complementam os resultados obtidos na análise anterior sobre as temperaturas máximas na superfície [10].

Sabe-se que quanto maior a intensidade acústica, maiores as temperaturas alcançadas. Shellshear (1981) relata dois casos clínicos onde os tratamentos empregam doses em torno de 2,0 a 2,75 W/cm² por 6 e 10 minutos respectivamente. Em nosso estudo, estas doses e tempos podem trazer riscos de superaquecimento, entretanto, sabe-se que os tratamentos não são feitos com o transdutor estático, o que pode gerar temperaturas inferiores as apresentadas neste estudo.

Sendo o objetivo do artigo colher dados para melhor compreender o efeito térmico do uso do ultrassom terapêutico em mamas, é imprescindível delimitar protocolos de segurança. Em tese, para que se alcance os efeitos clínico térmicos e não térmicos do ultrassom é necessário que o tecido atinja uma temperatura entre 40°C e 45°C por no mínimo 5 minutos, para evitar a possibilidade de lesões. Apenas o ultrassom aplicado de maneira estática de 1 MHz a 1 W/cm² se manteve nos padrões pré-estabelecidos.

Conclusão

Pôde-se observar que a análise por pontos foi mais representativa do que as demais técnicas. É possível afirmar que os dados apresentados nesta pesquisa contribuíram de forma relevante para um melhor conhecimento da distribuição de energia nas camadas de tecido mamário. Contudo, sabe-se que a aplicação estacionária é viável apenas em condições restritas devido a questões de segurança.

Por conseguinte, deve-se considerar que um aquecimento mais uniforme aumentaria as possibilidades de aplicação sem perder a segurança, é indicado que se investigue a utilização do ultrassom em modo dinâmico.

Agradecimentos

Ao CNPq, CAPES e FAPERJ pelo apoio financeiro.

Referências

- [1] U. Technology and F. O. R. Hyperthermia, Review Article Ultrasound Technology for Hyperthermia,” vol. 25, no. 6, pp. 871–887, 1999.
- [2] E. E. A. N. Lioce, M. Novello, G. Durando, A. Bistolfi, M. V. Actis, G. Massazza, C. Magnetto, and C. Guiot, “Therapeutic Ultrasound in Physical Medicine and Rehabilitation: Characterization and Assessment of Its Physical Effects on Joint-Mimicking Phantoms,” *Ultrasound Med. Biol.*, vol. 40, no. 11, pp. 2743–2748, 2014.
- [3] K. G. Baker, V. J. Robertson, and F. a Duck, “A review of therapeutic ultrasound: biophysical effects,” *Phys. Ther.*, vol. 81, no. 7, pp. 1351–1358, 2001.
- [4] J. E. Agnes, *Eu sei eletroterapia*. Santa Maria, 2009.
- [5] T. Watson, “Ultrasound in contemporary physiotherapy practice,” *Ultrasonics*, vol. 48, no. 4, pp. 321–329, 2008.
- [6] M. Shellshear, “Therapeutic Ultrasound in Post-Partum Breast Engorgement,” *Aust. J. Physiother.*, vol. 27, no. 1, pp. 15–16, 1981.
- [7] Z. McLachlan, E. J. Milne, J. Lumley, and B. L. Walker, “Ultrasound treatment for breast engorgement: A randomised double blind trial,” *Aust. J. Physiother.*, vol. 37, no. 1, pp. 23–28, 1991.
- [8] V. J. Robertson, “Dosage and treatment response in randomized clinical trials of therapeutic ultrasound,” *Phys. Ther. Sport*, vol. 3, pp. 124–133, 2002.
- [9] L. M. Cannon, A. J. Fagan, and J. E. Browne, “Novel tissue mimicking materials for high frequency breast ultrasound phantoms,” *Ultrasound Med. Biol.*, vol. 37, no. 1, pp. 122–135, 2011.
- [10] T. Q. Santos, L. C. Reis, A. M. M. Fantinati, J. F. S. C. Júnior, A. Pereira, M. A. Von Krüger, C. M. Borba, L. E. Maggi, and W. C. A. Pereira, “Análise do Campo Térmico do Ultrassom Terapêutico em Phantom de Mama Utilizando Protocolos de 1 e 3 MHz,” in *CBEB2012*, 2012, pp. 3–6.
- [11] I. M. de Carvalho, “Desenvolvimento e Caracterização de Phantoms para Simulação de Lesões de Mama com Aspectos Ultrassonográficos Benignos E Malignos,” UFRJ, 2013.
- [12] T. P. Omena, R. M. Costa, W. Coelho, D. A. Pereira, and M. A. Von Krüger, “Artigo Original Calorímetro diferencial para estudo do padrão de aquecimento gerado por feixes ultrassônicos terapêuticos Materiais e Métodos,” *Rev. Bras. Eng. Biomed.*, vol. 28, no. 4, pp. 355–363, 2012.

INATIVAÇÃO FOTODINÂMICA *in vitro* DO FUNGO PATOGÊNICO *Paracoccidioides brasiliensis*

J. A. Silva Jr.; R. S. Navarro; G. M. P. Guirado; R. B. S. Jacinto; D. I. Kozusny-Andreani; L. S. Feitosa

Instituto de Engenharia Biomédica, UNICASTELO / Associação Cidade da Ciência Tecnologia e Educação – CITÉ, São José dos Campos
e-mail: josealexandre000@hotmail.com; lsantosfeitosa@uol.com.br

Resumo: A paracoccidioidomicose (PCM) é uma doença provocada pelo fungo *Paracoccidioides brasiliensis* (Pb), manifestando-se como uma micose sistêmica, podendo levar o paciente ao óbito. Este trabalho avaliou a ação da Inativação Fotodinâmica (PDI) *in vitro* em células leveduriformes de Pb através da fonte de luz LED (LEC Prime WL – MMO: 455nm, 0,8W/cm² e 0,2W com ponteira de 6mm) associada ao fotossensibilizador (Fs) curcumina 98%. A ação fotodinâmica foi realizada com 4 grupos e 6 ciclos de aplicação da técnica, fracionados de 5 em 5 minutos, totalizando um ciclo de 30 minutos. Os ensaios foram realizados em quintuplicata e os grupos foram divididos em: grupo 1 – sem Fs na sua composição e sem irradiação LED (L-F-); grupo 2 – sem Fs e com exposição à irradiação (L+F-); grupo 3 – com Fs e sem exposição à irradiação LED (L-F+); e grupo 4 – composto com Fs e exposto à irradiação LED (L+F+). Os resultados demonstraram que a redução de Pb, medida através das médias de Log das UFC's, foi significativamente maior no grupo 4 (0,78 ± 0,18) quando relacionados com o grupo 1 (2,39 ± 0,09) (p<0,001), grupo 2 (2,18 ± 0,08) (p<0,001) e grupo 3 (1,82 ± 0,09) (p<0,001). Houve eliminação do fungo *P. brasiliensis* a partir do 20º minuto de irradiação no grupo exposto ao LED associado à presença do Fs (p<0,001). Concluímos que PDI associada à administração da curcumina 98% é capaz de promover a eliminação *in vitro* do fungo patogênico *Paracoccidioides brasiliensis*.

Palavras-chave: Inativação Fotodinâmica; *Paracoccidioides brasiliensis*; LED; curcumina.

Abstract: *Paracoccidioidomycosis (PCM) is a disease caused by the fungus Paracoccidioides brasiliensis (Pb), manifests as a systemic mycosis and may lead the patient to death. This study evaluated the action of Photodynamic Inactivation in vitro in yeast cells of Pb using LED light source (LEC WL Prime – MMO: 455nm, 0.8 W/cm², 0.2W with a nozzle 6 mm) associated with the photosensitizer (Ps) 98% curcumin. The photodynamic action was carried out using a completely randomized design with four groups and six technical application cycles, fractionated of 5 in 5 minutes, totaling a 30-minute cycle. The assays were performed in groups of five. The groups were divided in*

the following way: Group 1 - without the presence of Ps in its composition and without irradiation LED (L-P-); Group 2 - without the presence of Ps and with irradiation exposure (L+P-); Group 3 - with Ps in its composition and without exposure to irradiation LED (L-P+); and Group 4 - compound with Ps and exposed to LED irradiation (L+P+). The results showed that the reduction of P. brasiliensis measured through the averages of CFU's log was significantly higher in group 4 (0.78 ± 0.18) when compared to group 1 (2.39 ± 0.09) (p<0.001), to group 2 (2.18 ± 0.08) (p<0.001) and to group 3 (1.82 ± 0.09) (p<0.001). There was elimination of the fungus P. brasiliensis after 20 minutes irradiation in the group exposed to the associated LED of the presence of Ps curcumin 98% (p<0.001). It was concluded that the Photodynamic Inactivation associated with 98% curcumin photosensitizer administration is able to promote the elimination in vitro of the pathogenic fungus Paracoccidioides brasiliensis.

Key-words: Photodynamic Inactivation; *Paracoccidioides brasiliensis*; LED; curcumin.

Introdução

Paracoccidioides brasiliensis é um fungo termodimórfico que se apresenta sob a forma de micélio à temperatura ambiente, 25°C, e de leveduras à temperatura de 37°C^[1]. Este fungo é o agente etiológico da Paracoccidioidomicose (PCM), considerada como uma infecção fúngica que se manifesta como uma micose sistêmica que compromete especialmente os tecidos pulmonares e mucocutâneo, o sistema linfático e por extensão qualquer outro órgão, podendo levar o paciente ao óbito^[2].

Assim como outras doenças fúngicas, a PCM depende da interação entre o fungo e a resposta imunológica do hospedeiro para evoluir para a cura espontânea ou disseminar-se pelo organismo causando granulomatose crônica^[2]. O diagnóstico confirmatório da patologia depende da demonstração do agente etiológico em materiais biológicos associada aos testes sorológicos e micológicos^[3], e o tratamento consiste nas fases de ataque e manutenção, através da administração de drogas específicas, consolidando-se como um tratamento usualmente longo, podendo atingir dois anos

de terapia^[4].

Diante da necessidade de implementação de outras terapias para infecções fúngicas, a Inativação Fotodinâmica (PDI) têm sido considerada uma alternativa promissora. A técnica baseia-se na administração tópica ou sistêmica de um corante fotossensível e atóxico seguida da irradiação em baixas doses de luz visível com comprimento de onda adequado^[5]. Esse corante (fotossensibilizador) é capaz de absorver a luz e sofrer reações eletroquímicas, podendo ocorrer dois mecanismos diferentes: no mecanismo tipo I há uma transferência de elétrons ou hidrogênio do Fs para as estruturas da célula em contato, induzindo a produção de radicais livres; e no mecanismo tipo II há uma transferência de energia do Fs para o oxigênio da célula, levando à produção de oxigênio singlete (1O_2). Os dois mecanismos podem levar à apoptose e à destruição do tecido doente^[6,7].

Materiais e métodos

Linhagem do fungo e meios de cultura - Para determinação da atividade antifúngica da PDI foi utilizada a cepa do isolado 18 de *Paracoccidioides brasiliensis* (Pb18) originária de camundongo Balb/c da Micoteca do Centro Especializado em Micologia Médica da Universidade Federal de São Paulo – UNIFESP, campus Diadema, cultivado em meio Ágar Sabouraud-Dextrose e meio líquido Triptecaseina de Soja, preparados de acordo com as recomendações do fabricante.

Cultivo do *P. brasiliensis* - A cepa de Pb foi cultivada em meio ASD, incubada a 28°C em estufa de cultura por sete dias para verificar a viabilidade celular. Da colônia de Pb foi removido parte do micélio e cultivado em meio líquido TSB.

Preparo do *P. brasiliensis* para ensaios *in vitro* - Após o cultivo de Pb em meio TSB foi realizada a lavagem das células fúngicas e, posteriormente, realizadas três diluições do fungo ($1x - 10^3$) e feita a contagem do número de células viáveis através do espectrofotômetro com comprimento de onda de 530nm, observando a concentração de 10^3 células/mL viáveis de Pb.

Fotossensibilizador - Foi avaliada a ação fotodinâmica do fotossensibilizador curcumina 98%, de origem comercial (empresa PDT Pharma, Cravinhos, SP – Brasil). O Fs foi armazenado em ambiente seco e ao abrigo da luz evitando a possível decomposição e, posteriormente, dissolvido em dimetilsulfóxido (DMSO – marca Dinâmica) na concentração de 1mg/mL^{-1} . Desta solução foi removido 0,05mL e adicionado em microtubos contendo 1,1mL de suspensão de células leveduriformes de Pb em meio TSB.

Fonte de luz - Como fonte de luz foi utilizado um Diodo Emissor de Luz (LED - LEC Prime WL, MM Optics) com comprimento de onda de 455nm, densidade de potência de $0,8\text{W/cm}^2$ e potência de 0,2W com ponteira de 6mm.

Estudos da Ação Fotodinâmica - A ação fotodinâmica foi realizada utilizando-se delineamento experimental

inteiramente casualizado com quatro grupos e seis ciclos, realizados em quintuplicata.

Os grupos foram divididos em grupo 1 (grupo controle negativo) – não exposto ao LED e sem a presença de Fs na composição (L-F-); grupo 2 (grupo LED) – exposto à irradiação e sem a presença de Fs (L+F-); grupo 3 (grupo Fs) – sem exposição ao LED e com Fs na sua composição (L-F+); grupo 4 (grupo tratamento) – exposto à irradiação LED e composto com Fs (L+F+).

Para receber a irradiação as amostras foram preparadas em eppendorf's. A concentração final de cada amostra contida no eppendorf foi equivalente a 1150µL, dessa forma, os grupos 1 e 2 foram constituídos de uma composição de 1050µL de TSB e 100µL da terceira diluição (10^3) do fungo Pb, e os grupos 3 e 4 foram constituídos de 1000µL de TSB, 100µL do fungo Pb (10^3) e 50µL do Fs.

Após a preparação, as amostras permaneceram por quinze minutos incubadas, obedecendo ao tempo de pré-irradiação, necessário para que o Fs pudesse aderir à parede celular e viabilizar a entrada da luz no interior da célula fúngica. Posteriormente, as amostras foram irradiadas com a fonte de luz LED com 455nm. A irradiação ocorreu por períodos de cinco minutos contínuos, perfazendo seis ciclos, totalizando trinta minutos de irradiação.

Os grupos 1 e 3 foram submetidos ao mesmo tratamento, onde foram retirados 50µL de cada amostra e plaqueados em meio líquido ASD, repetindo o procedimento por mais cinco vezes a cada cinco minutos, totalizando seis tempos equivalentes a trinta minutos finais.

Os grupos 2 e 4 foram submetidos ao tratamento com irradiação LED, onde as amostras foram expostas a irradiação durante trinta minutos, sendo que a cada cinco minutos desse período, foram retirados 50µL de cada amostra plaqueados em meio líquido ASD.

As placas de Petri semeadas foram incubadas à 28°C na BOD por sete dias para posterior contagem das Unidades Formadas de Colônias (UFC/mL). Os números foram transformados em logaritmos (Log) para serem analisados estatisticamente através do software estatístico GraphPadPrism, versão 5.0, utilizando a análise de variância (*Two-way ANOVA*) para comparação entre a contagem de UFC's em função do tempo e adotando o teste de *Bonferroni* como teste complementar, considerando o nível de significância de 95% ($p < 0,05$).

Resultados

O grupo 1 (L-F-) obteve uma média de UFC/mL de 2,39 e desvio padrão (DP) de 0,09; o grupo 2 (L+F-) obteve média de 2,18 com DP de 0,08; e o grupo 3 (L-F+) obteve média de 1,82 e DP de 0,09. Os três grupos foram comparados com o grupo 4 (L+F+), que obteve média de UFC's de 0,78 com DP de 0,18.

A tabela 1 evidencia que os três grupos experimentais são estatisticamente diferentes do grupo 4, onde os grupos 1, 2 e 3 apresentaram $p < 0,001$ em relação ao grupo 4.

Tabela 1: Comparação entre as médias (Log UFC/mL) dos 3 grupos experimentais utilizados nos ensaios com fungo *P. brasiliensis* em relação ao grupo 4

Grupo	Média ± Desvio Padrão	Teste ANOVA
G1	2,39 ± 0,09	p < 0,001 vs G4
G2	2,18 ± 0,08	p < 0,001 vs G4
G3	1,82 ± 0,09	p < 0,001 vs G4
G4	0,78 ± 0,18	-

Na tabela 2 observa-se a redução das médias de UFC's ocorrendo em função do tempo de exposição. O tempo inicial de 0 minuto foi padronizado em todos os grupos com o valor correspondente ao 5° minuto do grupo controle negativo, equivalente a 2,54UFC/mL.

O grupo 1 obteve uma redução de 2,54 para 2,31UFC/mL; o grupo 2 de 2,54 para 2,03UFC/mL; e o grupo 3 de 2,54 para 1,73UFC/mL após o período de aplicação do protocolo proposto.

No grupo 4 percebeu-se que após 5 minutos de irradiação a média contabilizada foi de 1,82UFC/mL, após 10 minutos foi 1,49UFC/mL, e com 15 minutos foi de 0,57UFC/mL. A partir do 20° minuto de irradiação LED verificou-se a eliminação das UFC's, chegando a 0UFC/mL, mantendo-se até o 30° minuto de irradiação.

Tabela 2: Valores das médias de Log UFC/mL por grupo experimental e por tempo de exposição ao LED

Tempo de exposição	Grupos experimentais (Média do Log UFC/mL)			
	Grupo 1	Grupo 2	Grupo 3	Grupo 4
0 minuto	2,54	2,54	2,54	2,54
5 minutos	2,54	2,37	1,93	1,82
10 minutos	2,43	2,29	1,85	1,49
15 minutos	2,39	2,20	1,82	0,57
20 minutos	2,37	2,13	1,80	0
25 minutos	2,36	2,04	1,78	0
30 minutos	2,31	2,03	1,73	0

No gráfico 1 observa-se a evolução da redução logarítmica nos quatro protocolos experimentais, desconsiderando o tempo de aplicação da PDI. A redução é mais acentuada no grupo 4 que possui diferença estatisticamente significativa dos outros três grupos, onde o grupo 1 (L-F-), o grupo 2 (L+F-) e o grupo 3 (L-F+) apresentaram p<0,001 em relação ao grupo 4 (L+F+). Não houve diferença estatística apenas na comparação entre os grupos 1, 2 e 3 entre si.

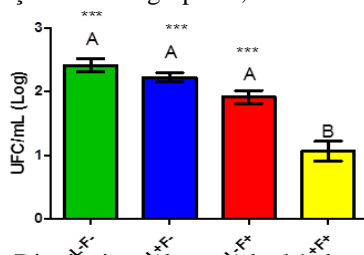


Gráfico 1: Distribuição dos resultados logarítmicos de UFC/mL segundo os grupos experimentais. Os asteriscos representam a significância na comparação com o grupo 4 (L+F+)(*** p < 0,001)

No gráfico 2, observa-se a evolução da redução logarítmica em função do tempo de exposição nos 4 protocolos experimentais, verificando que a redução é mais acentuada no grupo 4 a partir de 15 minutos, chegando a 0 nos tempos de 20, 25 e 30 minutos.

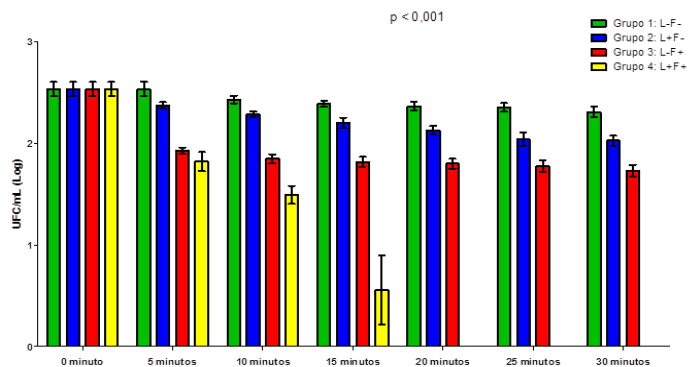


Gráfico 2: Distribuição dos resultados logarítmicos de UFC/mL segundo os grupos experimentais em função do tempo de exposição ao LED

De acordo com as tabelas 1 e 2 e os gráficos 1 e 2, observou-se a eliminação de UFC's a partir de 20 minutos de irradiação LED associada ao fotossensibilizador curcumina 98% para inativação do fungo *Paracoccidioides brasiliensis*.

Discussão

Partindo do princípio que descreve a ação da PDI em diversos microrganismos, neste estudo com Pb foi utilizado o Fs curcumina 98%, que de acordo com o estudo de Martins et al., (2009)^[8], o Pb é mais suscetível à ação da curcumina quando comparado com outros fungos, como algumas espécies de *Candida*, dados também confirmados nesta pesquisa.

Ramos (2014)^[9] realizou um estudo a fim de verificar a ação fotodinâmica de seis Fs derivados de protoporfirina IX dissolvidos em DMSO na concentração de 1mg/mL⁻¹ associados com emissão de luz LED na redução do fungo *Trichophyton rubrum*, e observou que a maioria dos Fs provocou redução das UFC's, corroborando com os resultados obtidos neste estudo, haja vista que o fotossensibilizador curcumina 98% também foi dissolvido em DMSO na concentração de 1mg/mL⁻¹. No estudo de Sales (2006)^[10], verificou-se que a PDI inibiu o crescimento de leveduras de *C. albicans* em 90% das amostras quando utilizado o fotossensibilizador azul de metileno nas concentrações de 0,05mg e 0,1mg/mL⁻¹. Todavia, não houve inativação total do fungo, o que difere do estudo de Ramos (2014)^[9], que observou redução completa do fungo *T. rubrum* utilizando fotossensibilizadores na concentração de 1mg/mL⁻¹, concordando com os resultados deste estudo.

Em nosso estudo verificou-se que no grupo 3, grupo tratado sem irradiação LED e que continha fotossensibilizador em sua composição, houve uma redução muito discreta das UFC's, que em Log expressa uma redução de 2,54 para 1,73 UFC/mL, evidenciando que apenas o uso do Fs sem a associação do LED não

promove a inativação do fungo. Assim como no grupo 2, grupo tratado com irradiação LED sem apresentar Fs em sua composição, que também apresentou uma redução muito discreta das UFC's, de 2,54 para 2,03 UFC/mL, denotando que sem Fs a irradiação LED não provoca a inativação do fungo.

Estes resultados são semelhantes com os observados no estudo de Almeida et al. (2012)^[11], que enfatizam que a PDI apenas apresenta efeito quando há interação de luz de comprimento de onda adequado com a presença de Fs para intermediar a penetração da luz na célula.

Nowotny et al. (2011)^[12] realizaram um estudo que verificaram a influência da PDI através de laser associada ao Fs azul de metileno na respiração do fungo *P. brasiliensis* e verificam que a terapia associada ao fotossensibilizador produz efeito inibitório na respiração do fungo, o que induz a morte celular. Estes dados se assemelham com os achados da presente pesquisa, uma vez que a PDI na presença de curcumina 98% também resultou na redução do *P. brasiliensis*.

Neste estudo foi observado que o grupo irradiado com LED e com presença de curcumina 98%, grupo 4, houve eliminação das UFC's ao final de sete dias após incubação, denotando que o fungo *P. brasiliensis* foi inativado pela terapia. Este resultado está relacionado ao fato de que pode ter ocorrido a transferência de elétrons entre o fotossensibilizador ativado pela irradiação LED e os componentes da célula, promovendo a formação de radicais livres. Outra possibilidade também é que pode ter havido a formação de oxigênio singlete, o qual reage e agride os componentes da célula como lipídeos, proteínas e DNA. Ambos os mecanismos são capazes de induzir a inativação do microrganismo^[6, 11 e 12].

Verificou-se neste estudo que houve crescimento fúngico nos três grupos que não receberam a PDI, e que o grupo irradiado com LED na presença de curcumina 98% não houve proliferação fúngica, denotando que apenas na interação do fotossensibilizador com a luz visível é possível reduzir o crescimento microbiano.

Diante destes achados é possível inferir que a curcumina 98% como fotossensibilizador e Diodo Emissor de Luz (LED) são eficientes na eliminação *in vitro* do fungo *Paracoccidioides brasiliensis* na sua forma patogênica.

Conclusão

Partindo da análise dos resultados encontrados neste estudo, pode-se concluir que a Inativação Fotodinâmica associada à administração do fotossensibilizador curcumina 98% é capaz de promover a eliminação *in vitro* do fungo patogênico *Paracoccidioides brasiliensis*. Outro ponto observado é que a aplicação isolada da irradiação LED ou do fotossensibilizador não é capaz de promover a inativação do fungo *P. brasiliensis*.

Portanto, este trabalho abre novas perspectivas para o estudo com PDI em ensaios *in vivo*, buscando terapias alternativas para o tratamento de pacientes com PCM.

Referências

- [1] SAN BLAS, G.; NINO-VEGA, G.; ITURRIAGA, T. *Paracoccidioides brasiliensis* and paracoccidioidomycosis: Molecular approaches to morphogenesis, diagnosis, epidemiology, taxonomy and genetics. *Medical Mycology*, v. 40, pp. 225-242, 2002.
- [2] VALLE, A. C. F.; COSTA, R. L. B. Paracoccidioidomycose. *Medicina Tropical: abordagem atual das doenças infecciosas e parasitárias*. Rio de Janeiro: Cultura Médica, pp. 943-958, 2001.
- [3] SANDHU, G. S.; ALEFF, R. A.; KLINE, B. C.; LACAZ, C. D. S. Molecular detection and identification of *Paracoccidioides brasiliensis*. *Journal of Clinical Microbiology*, v. 35, pp. 1894-1896, 1997.
- [4] BISINELLI, J. C.; FERREIRA, M. L. S. Doenças infecciosas: paracoccidioidomycose (blastomycose sul-americana). In: Tommasi AF. *Diagnóstico em patologia bucal*. 3ª ed. São Paulo: Pancast, p. 202-209, 2002.
- [5] GAD, F.; ZAHRA, T.; HASAN, T.; HAMBLIN, M. R. Effects of growth phase and extracellular slime on photodynamic inactivation of gram-positive pathogenic bacteria. *Antimicrobial Agents and Chemotherapy*, v. 48, pp. 2173-2178, 2004.
- [6] LAMBRECHTS, S. A.; AALDERS, M. C.; VAN MARLE, J. Mechanistic study of the photodynamic inactivation of *Candida albicans* by a cationic porphyrin. *Antimicrobial Agents and Chemotherapy*, v. 49, pp. 2026-2034, 2005.
- [7] CAMPOS, M. L. G.; BARBOSA, V. S.; RUIZ, K. G. S.; SALLUM, E. A.; SALLUM, A. W. Curcumina como promissor agente fotossensibilizador para uso em periodontia. *Perionews*, v.7, n.4, pp. 376-382, 2013.
- [8] MARTINS, C. V. B. et al. Curcumin as a promising antifungal of clinical interest. *Journal of Antimicrobial Chemotherapy*, v. 63, pp.337-339, 2009.
- [9] RAMOS, R. R. Atividade antifúngica de fotossensibilizadores derivados de protoporfirina IX sobre *Trichophyton rubrum*. 2014. 50p. Dissertação (Mestrado em Engenharia Biomédica) – Programa de Pós-Graduação em Engenharia Biomédica, UNICASTELO, São José dos Campos, São Paulo.
- [10] SALES, M. B. G. Efeito da terapia antimicrobiana, utilizando o azul de metileno como agente fotossensibilizante sobre o crescimento de *Candida albicans*. 2006. 43f. Dissertação (Mestrado em Engenharia Biomédica) – Instituto de Pesquisa e Desenvolvimento, Universidade Vale do Paraíba, São José dos Campos.
- [11] ALMEIDA, L. M.; ZANOELO, F. F.; CASTRO, K. P.; BORISSEVITCH, I. E.; SOARES, C. M. A.; GONÇALVES, P. J. Cell Survival and Altered Gene Expression Following Photodynamic Inactivation of *Paracoccidioides brasiliensis*. *Photochemistry and Photobiology*, v.88, n. 4, pp. 992-1000, 2012.
- [12] NOWOTNY, J. P. Influência da Terapia Fotodinâmica e azul de metileno na respiração do fungo patogênico *Paracoccidioides brasiliensis*. 2011. 62p. Dissertação apresentada ao programa de pós-graduação em Bioengenharia do Instituto de Pesquisa e Desenvolvimento da Universidade do Vale do Paraíba, São José dos Campos, São Paulo.

COMPARAÇÃO ENTRE AS TÉCNICAS BOLSA COM ÁGUA E CONTATO DIRETO DE APLICAÇÃO DE ULTRASSOM TERAPÊUTICO

L.S.Lima*, K.A.Coelho*, T.P.Omena**, M.A.von Krüger*, W.C.A.Pereira*

* Programa de Engenharia Biomédica/ COPPE-UFRJ, Rio de Janeiro, Brasil

** Curso de Fisioterapia – Faculdade de Medicina/UFRJ, Rio de Janeiro, Brasil

e-mail: wagner.coelho@ufrj.br

luciodlsalustiano@hotmail.com

Resumo: Devido à escassez de estudos na literatura sobre a técnica “bolsa com água” de aplicação de Ultrassom Terapêutico (UST), resolveu-se estudá-la com o intuito de verificar sua influência no aquecimento da região a ser tratada. Para isso um protocolo de irradiação foi desenvolvido e utilizado em um *phantom* de tecidos moles (IEC 60601-2-37 (2007)) em duas situações: com uma luva de látex preenchida com água e sem a mesma, para comparação das técnicas bolsa com água e contato direto. Um equipamento de UST comercial foi utilizado na frequência 1 MHz, feixe contínuo por um minuto e o aquecimento foi verificado com uma câmera térmica. Os resultados apontam que entre as técnicas há diferença considerável de aquecimento na superfície do *phantom*, sugerindo perda de energia na técnica bolsa com água. Assim sendo, a intensidade efetiva de tratamento é menor que a pretendida quando esta técnica é utilizada, podendo não gerar o aquecimento desejado.

Palavras-chave: ultrassom, bolsa com água, contato direto, aquecimento.

Abstract: *There are only a few studies on the application of Therapeutic Ultrasound (UST) with the help of a water bag. This work aims to study the influence of this technique on the heating of the treated region. An application protocol was developed and used in a soft tissue phantom (IEC 60601-2-37 (2007)) in two situations: with a latex glove filled with water and without it to compare the techniques with and without the water bag. A commercial device UST was used at 1MHz frequency, continuous mode for one minute, and heating was observed with a thermal imaging camera. The results show that between the techniques there is considerable difference of heating at surface of the phantom, suggesting loss of energy in water bag technique. Thus, the effective intensity is less than the desired when this technique is used and the intended heating may be compromised.*

Keywords: *Ultrasound, water bag, direct contact, heating.*

Introdução

O ultrassom (US) é uma onda mecânica de alta frequência (acima de 20 kHz) que, em medicina para diagnóstico e terapia, costuma ter frequências entre 1 MHz e 20 MHz [1].

Um equipamento de ultrassom consiste em um gerador de corrente elétrica de alta frequência, conectado a uma cerâmica piezoelétrica, que se deforma na presença de um campo elétrico, gerando, assim, a onda ultrassônica [2]. Esta cerâmica encontra-se acoplada a uma peça metálica no interior do transdutor.

O ultrassom terapêutico (UST) é um recurso tecnológico que gera calor profundo (aquece os tecidos entre 3 e 6 cm de profundidade), é amplamente usado por fisioterapeutas em todo o mundo e os resultados comumente pretendidos são: analgesia, diminuição de espasmos musculares e rigidez articular, aumento da permeabilidade da membrana celular e do metabolismo local, entre outros [3,4,5, 6].

Alguns pesquisadores consideram importante a temperatura absoluta, ou seja, que o tecido deva atingir uma faixa entre 40-45 °C para haver efeitos terapêuticos. Outros pesquisadores preconizam que o mais importante é o aumento de temperatura, ou seja, a cada grau de aquecimento já haveria algum benefício terapêutico e estes se somam a cada grau de temperatura acrescido. Estes benefícios seriam: aumento de 1 °C, aceleração do metabolismo local e estímulo à cicatrização; aumento de 2 a 3 °C, redução da dor e do espasmo muscular; e de 4 °C ou mais, diminuição da rigidez articular e aumento da extensibilidade do colágeno [5,7].

As três técnicas de aplicação do UST preconizadas pela literatura são: contato direto, onde é aplicado gel hidrossolúvel sobre a região a ser tratada e o transdutor fica em contato com a pele; submerso, onde a região a ser tratada e o transdutor ficam submersos em um recipiente com água, ficando este alinhado axialmente à região de interesse desejada, porém sem tocá-la; e bolsa com água, na qual é usada uma luva com água para servir de meio de transmissão e melhorar o acoplamento com a anatomia da região a ser tratada [3,6].

As últimas duas técnicas citadas são indicadas para regiões irregulares e/ou pequenas em relação à área de irradiação do transdutor, como tornozelo, dedos e cabeça dos metatarsos [3,8].

Dessas duas, a técnica bolsa com água apresenta algumas vantagens, tais como os materiais usados são baratos e facilmente encontrados em qualquer unidade de saúde, o preparo da luva é simples e rápido, além de ser mais versátil para o acoplamento do transdutor em regiões irregulares.

Na literatura, há escassez de informação sobre o efeito térmico gerado pela técnica bolsa com água e os fisioterapeutas acreditam ser uma técnica atérmica, pois a luva pode diminuir a intensidade da radiação efetiva que atinge os tecidos, reduzindo os objetivos terapêuticos desejados.

Assim, este estudo visa averiguar se há interferência da bolsa com água no aquecimento provocado pela aplicação de UST. Para tal, foi desenvolvido um protocolo que foi aplicado em um *phantom* que apresenta propriedades médias dos tecidos moles (IEC 60601-2-37 (2007)) para melhor comparar os resultados simulando as condições clínicas.

O estudo se deu em duas situações: sem a luva, simulando a técnica contato direto (controle) e com a luva, simulando a técnica bolsa com água (intervenção).

Materiais e métodos

Foram utilizados: um transdutor de 1 MHz de um equipamento de UST (Avatar III, KLD Biosistemas), uma câmera térmica infravermelha (FLIR, série E6), uma luva de látex (Cremer, tamanho P), água destilada e degaseificada (PureLab, Option Q), um *phantom* com propriedades médias de atenuação e velocidade da onda ultrassônica similar aos tecidos moles (IEC 60601-2-37 (2007)), gel hidrossolúvel (Gel Condutor, Mercur), uma placa absorvedora (APTflex) e um termômetro digital (MTH-1362W, Minipa).

A luva de latex foi preenchida com 282,00 g de água (Ohaus Adventurer, Toledo Modelo ARA520). A luva foi lavada antes de ser preenchida com água para retirar o talco presente na de luva de látex.

O equipamento de UST foi previamente calibrado. A ERA aferida em tanque acústico foi de 3,36 cm², contrastando com os 5cm² informados pelo fabricante, já a potência estava dentro das especificações da Norma IEC 61689-9 (2013). Assim sendo, verificou-se que a intensidade emitida era maior que a nominal. Assim, para que a intensidade emitida fosse de 1,0 W/cm², a intensidade nominal foi ajustada para 0,7 W/cm².

A Tabela 1 mostra os valores das propriedades mecânicas, acústicas e térmicas do *phantom*, tais como atenuação, massa específica, velocidade acústica, condutividade térmica e calor específico.

Tabela 1: Propriedades do *phantom* TMB (IEC 60601-2-37, 2007)

TMB	
Atenuação (α)	0,5 [dB.cm ⁻¹ a 3MHz ⁻¹]
Impedância(Z)	1,6
[MRays]	
Massa específica (ρ)	
[g.cm ⁻³]	1,05
Velocidade(v) [m.s ⁻¹]	1540,00
Condutividade térmica(k) [W.m ⁻¹ .°C ⁻¹]	0,58
Calor específico	
[J/kg.k]	3800

A água destilada foi degaseificada em câmara de vácuo, submetida a -760 mmHg por dez minutos, para retirar os gases dissolvidos.

Por se tratar de um experimento térmico, a temperatura ambiente foi medida ao longo de todo o estudo, com um termômetro digital de resolução 0,1 °C.

O arranjo experimental (Figura 1) foi composto por: mesa nivelada, placa absorvedora de US, sobre a placa foi colocado o *phantom* de tecidos moles. Uma camada de gel hidrossolúvel faz o acoplamento entre o *phantom* e a luva, que repousa sobre o mesmo. Outra camada de gel hidrossolúvel foi colocada sobre a luva, para fazer acoplamento entre esta e o transdutor.

A câmera térmica foi fixada em um tripé e posicionada perpendicularmente a 18 cm da placa absorvedora.

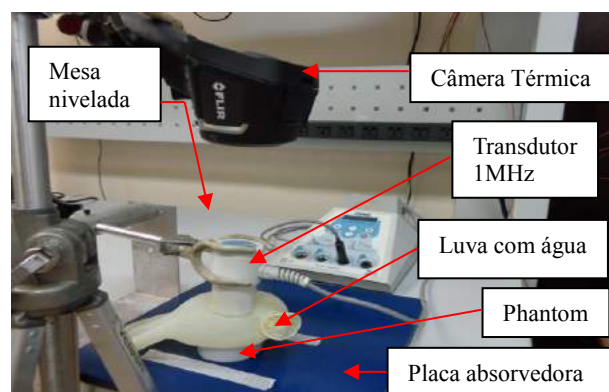


Figura 1: Arranjo experimental. O *phantom* repousa sobre a placa absorvedora. Nota-se a luva em contato com a superfícies do *phantom* e transdutor de 1 MHz. Após cada aquecimento, a câmera térmica registra o mapa de temperatura.

Após cada irradiação, a luva e o gel hidrossolúvel eram imediatamente retirados para fotografar a

superfície superior do *phantom* e assim registrar o aquecimento nele. Após a obtenção da foto, resfriaram-se as superfícies da luva e do *phantom*, garantindo maior controle e confiabilidade do estudo.

A intensidade real de $1,0 \text{ W/cm}^2$ foi irradiada por dois minutos em modo contínuo, em duas situações: sem a luva (controle) e com luva (intervenção), com dez repetições para cada situação. Além disso, para fins de comparação, uma foto térmica foi adquirida imediatamente antes e depois da irradiação, para evitar perda de calor após a irradiação.

A câmera térmica foi programada da seguinte forma: escala de temperatura: fixa ($19 - 29 \text{ }^\circ\text{C}$); escala de cores: arco-íris; Medição: ponto quente (busca e exibe a maior valor de temperatura, mesmo que não esteja no centro da imagem); tipo da imagem: MSX (sobreposição das imagens térmica e digital, preservando os contornos da imagem digital).

Resultados

A Tabela 2 resume os dados obtidos e o gráfico da Figura 2 exemplifica os resultados obtidos pela câmera térmica. A Figura 3 mostra a diferença de aquecimento gerada pelas técnicas em cada medição.

Tabela 2: Média e desvio-padrão dos resultados experimentais com a câmera térmica, em graus Celsius

Experimento	Média \pm desvio-padrão	Temperatura ambiente
Com Luva	$4,6 \pm 0,83$	$22,5 \pm 2$
Sem Luva	$12,63 \pm 1,41$	$22,4 \pm 2$

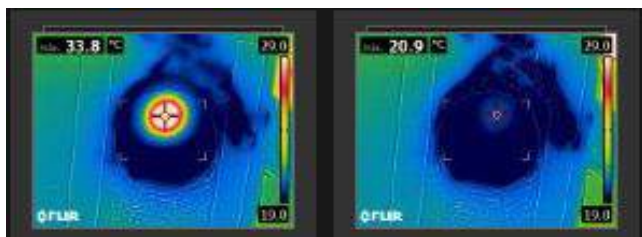


Figura 2: Exemplos de fotos térmicas obtidas. À esquerda tem-se uma imagem térmica após a irradiação, e à direita, uma imagem térmica antes da irradiação. Os valores máximos de temperatura são mostrados no canto superior esquerdo das imagens.

Aquecimento do phantom, em graus Celsius

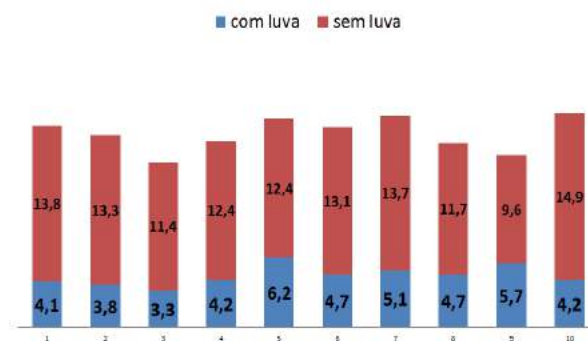


Figura 3: Comparação experimento a experimento do aquecimento na superfície do *phantom*. Dados em graus Celsius.

Discussão

Neste artigo foi considerado o aumento de temperatura (definido como a diferença entre a temperatura máxima e a temperatura inicial do *phantom*) e não a temperatura absoluta.

Inicialmente seriam usadas as intensidades nominais de $0,7$ e $1,2 \text{ W/cm}^2$, que reproduzem respectivamente 1 e 2 W/cm^2 de intensidade real, porém, ao realizar o experimento com 2 W/cm^2 sem luva, notou-se que o *phantom* aquecia vigorosamente (aquecimento de $18,3 \text{ }^\circ\text{C}$). Tal aumento em um tecido biológico cuja temperatura fisiológica está em torno de $36 \text{ }^\circ\text{C}$, resultaria em uma temperatura absoluta de $54,3 \text{ }^\circ\text{C}$, o que provocaria lesão tecidual. Assim, esta última intensidade foi descartada por cautela: devido ao risco de queimar o *phantom*.

O resultado da calibração do equipamento de UST está em acordo com outros artigos, que mostram a calibração dos mesmos fora dos padrões estabelecidos pela norma IEC 61689 (2013) em pelo menos um item [9, 10].

Embora esta técnica seja aplicada, na clínica, com movimentos circulares, neste estudo o transdutor foi mantido estático por todo o tempo de irradiação, para que a situação mais propícia ao aquecimento fosse testada, pois se nessas situações o *phantom* não for aquecido com a luva, então não será quando for aplicado com movimentos circulares.

As imagens térmicas são obtidas na superfície do *phantom* pela câmera infravermelha. Assim, é razoável afirmar que a diferença de temperatura registrada se dá por influência da luva.

Foi necessário usar a intensidade nominal de $0,7 \text{ W/cm}^2$, para que a intensidade efetiva fosse de $1,0 \text{ W/cm}^2$.

Houve uma diferença de aquecimento entre as duas técnicas estudadas, em média $8,03 \text{ }^\circ\text{C}$, o que é considerável [5,7].

Portanto, o maior aquecimento se deu sem a presença da luva, mesmo assim, a técnica bolsa com água não foi considerada puramente atérmica, já que

houve em média 4,6 °C de aquecimento com ela, o suficiente para atingir os objetivos terapêuticos, conforme já mencionado na Introdução.

É possível que a quantidade de gel hidrossolúvel aplicado sobre o *phantom* tenha influenciado na temperatura medida pela câmera, já que o mesmo tem elevada capacidade térmica por ter sua composição à base de água.

A quantidade de gel utilizada não foi mensurada, foi utilizado tanto quanto necessário para o acoplamento. Isso significa que a quantidade usada para a luva foi aproximadamente o dobro da sem luva, pois haviam duas interfaces, ao invés de uma. Porém isto não deve afetar a atenuação da onda ultrassônica, pois a água tem atenuação tão baixa que pode ser desprezada.

O gel e a água no interior da luva estavam à temperatura ambiente no início do experimento, pois após a montagem do arranjo experimental, este foi deixado por 20 min em repouso, com os equipamentos ligados para estabilização tanto dos equipamentos quanto da temperatura.

Após cada irradiação

A temperatura ambiente do laboratório se manteve em $22,5 \pm 2$ °C em todo o curso do experimento. Entre uma irradiação e outra, para acelerar o processo de resfriamento da luva, foi utilizado um ventilador por três minutos, ficando o gel resfriado até cerca de 21 °C, para nova irradiação.

Conclusão

Foi investigada a técnica de aplicação de ultrassom terapêutico com luva, quando comparada à técnica de contato direto com a área a ser tratada.

A técnica de contato direto gera maior aquecimento, indicando que a luva pode causar atenuação da energia. Esta pode ser explicada por uma possível absorção da luva e pela reverberação entre as interfaces internas da luva (o que “aprisiona” parte da energia ultrassônica).

Importante também notar que o feixe ultrassônico que penetra no tecido biológico através da luva, não é o mesmo que quando em contato direto, pois há os fenômenos de propagação do feixe (reflexão, refração e absorção) na interface transdutor/luva/pele.

São necessários mais estudos para se reproduzir as condições observadas na aplicação desta técnica em clínicas, como por exemplo, o movimento do transdutor durante a irradiação, testar maior número de equipamentos e diferentes marcas de luvas para que as conclusões aqui indicadas possam ser consolidadas.

Agradecimentos

À CAPES, CNPq e FAPERJ, pelo apoio financeiro.

Referências

- [1] Shung KK. Diagnostic Ultrasound: Imaging and Blood Flow Measurements, 1st ed. Boca Raton: CRC Press; 2006.
- [2] Guirro, E.C.O., Guirro, R.R., 2004, “Ultra-som”. In: Fisioterapia dermato - funcional - Fundamentos - recursos - patologias, 3° ed., capítulo 7, Barueri, São Paulo, Brasil, Editora Manole.
- [3] Cameron MH, Agentes físicos na reabilitação, da pesquisa à prática. 3ª edição, editora Elsevier, 2012.
- [4] Delforge G. Musculoskeletal Trauma: Implications for Sports Injury Management, 1st ed. Champaign: Human Kinetics; 2002.
- [5] Prentice WE. Therapeutic modalities in rehabilitation, 3rd ed. Nova York: McGraw-Hill Medical; 2004.
- [6] Robertson V, Ward A, Low J, Reed A. Electrotherapy Explained: Principles and Practice, 4th ed. Oxford: Butterworth-Heinemann Elsevier; 2006.
- [7] Merrick MA, Bernard KD, Devor ST, Williams MJ. “Identical 3 MHz ultrasound treatments with different devices produce different intramuscular temperatures”. Journal of Orthopedics and Sports Physical Therapy. 2003, v.33, n.7 (Jul), pp. 379-385.
- [8] Kenyon K, Kenyon J. Fisioterapia essencial. 2ª edição, editora Elsevier, 2011.
- [9] Lima LS, Costa Júnior JFS, Costa RM, Omena TP, von Krüger MA e Pereira WCA. “Exatidão da potência acústica de equipamentos comerciais de ultrassom fisioterapêutico”. In: Anais do XXIII Congresso de Engenharia Biomédica, Porto de Galinhas, vol.1, pp 2443-2447, 2012.
- [10] Ishikawa NM, Alvarenga AV, Paes LFC, Pereira WCA, Machado JC. “Avaliação de equipamentos de ultra-som para fisioterapia segundo a Norma NBRIEC 1689 da Associação Brasileira de Normas Técnicas”, In: Anais do XVII Congresso de Engenharia Biomédica, Florianópolis, v. 1, p. 326-330, 2000.
- [11] IEC 60601-2- 37 (2007) - Medical electrical equipment – Part 2-37: Particular requirements for the basic safety and essential performance of ultrasonic medical diagnostic and monitoring equipment.
- [12] IEC 61689 (2013), “Ultrasonics – Physiotherapy systems – Field specifications and methods of measurement in the frequency range 0,5 MHz to 5 MHz”. IEC– The International Electrotechnical Commission.

AFERIÇÃO DA INTENSIDADE DE DOIS APARELHOS DE ULTRASSOM FISIOTERAPÊUTICO PÓS-MANUTENÇÃO

A. R. A. Martins***, A. A. S. Junior***, T. P. Omena***, J. F. S. Costa Júnior*, K. A. Coelho*, M. A. von Krüger*, W. C. A. Pereira*

* Programa de Engenharia Biomédica/ COPPE-UFRJ, Rio de Janeiro, Brasil

** Departamento de Fisioterapia – Faculdade de Medicina/UFRJ, Rio de Janeiro, Brasil

e-mail: augustorobson10@hotmail.com, thaisomena@gmail.com

Resumo: Equipamentos de ultrassom são frequentemente utilizados em protocolos de tratamento de Fisioterapia e sabe-se que diferenças entre as doses de irradiação real e nominal interferem no tratamento do paciente. A potência acústica de saída, a ERA (*Effective Radiation Area*) e a intensidade efetiva são importantes para a dosagem de irradiação. A norma IEC 61689 (2013) preconiza que valores de potência acústica, ERA e intensidade eficaz dos equipamentos estejam dentro da faixa de $\pm 20\%$, $\pm 20\%$ e $\pm 30\%$, respectivamente. Apesar disso, alguns autores têm observado que a maioria dos equipamentos opera fora dessa faixa. Em geral, fisioterapeutas acreditam que, após a manutenção dos equipamentos, tais aparelhos operam corretamente. O objetivo deste trabalho foi avaliar, por meio dos testes de exatidão da potência de saída, da ERA e da intensidade eficaz dois aparelhos de ultrassom pós-manutenção corretiva. Para isso, utilizou-se uma balança de radiação acústica, tanque acústico com motor de passo, hidrofone e os transdutores ultrassônicos dos equipamentos de 1 e 3 MHz. O estudo demonstrou que um dos aparelhos não deveria ser usado em clínica, pois apresentou valores de intensidade eficaz fora da faixa recomendada de $\pm 30\%$.

Palavras-chave: Ultrassom, intensidade eficaz, Fisioterapia, manutenção.

Abstract: *Ultrasound devices are frequently applied to physiotherapeutic treatment protocols and it is well known that differences between real and nominal irradiation dosages interfere on the patient recovery. Acoustic power, effective radiation area (ERA) and effective intensity are important for irradiation dosage. The standard IEC 61689 (2013) determines an acceptable output power, ERA and effective intensity variations of $\pm 20\%$, $\pm 20\%$ and $\pm 30\%$, respectively. However, some authors have observed that the majority of the equipments work out of the acceptable range. In general, physiotherapists believe that after equipments maintenance they work properly. The goal of the present work is to evaluate the acoustic power, ERA and effective intensity of two physiotherapeutic devices after maintenance. A radiation force balance and acoustic field mapping by hydrophone inside an acoustic tank with a step motor, and equipment transducers at 1 and 3 MHz were applied. The results demonstrated that one*

of the devices could not be used in clinical applications as its effective intensity values fell out of the recommended range of $\pm 30\%$.

Keywords: *Ultrasound, effective intensity, physiotherapy, maintenance.*

Introdução

A termoterapia por ultrassom é uma das técnicas mais utilizadas na prática clínica de fisioterapia. A absorção da energia acústica pelos tecidos biológicos promove efeitos fisiológicos tais como: diminuição de dor, diminuição da inflamação e aceleração da regeneração tecidual. Para que ocorram tais efeitos térmicos é necessário que a temperatura do tecido seja mantida na faixa de 40 a 45°C, por pelo menos 5 minutos [1, 2].

Os equipamentos de ultrassom fisioterapêutico (UST) são relativamente baratos dentre os equipamentos terapêuticos, utilizados na área da saúde e o seu grande uso em clínicas torna-se um fator econômico significativo para os serviços de fisioterapia. Entretanto, pouca atenção é dada ao estado de funcionamento dos aparelhos. As diferenças entre as doses de irradiação real e nominal (indicada no mostrador do equipamento) podem interferir no resultado do tratamento e/ou comprometer a segurança do paciente, já que a potência pode estar mais elevada, causando hiperaquecimento local, ou reduzida, não promovendo nenhum benefício para a região de tratamento [3]. Este fator deve servir de alerta aos fisioterapeutas para a busca de informação sobre calibração e manutenção adequada de equipamentos para que estes operem com eficácia e não comprometam a segurança do paciente [4, 5].

Normalmente quando um fisioterapeuta desconfia do mau funcionamento do aparelho, realiza um teste simples chamado de “método de cavitação” [2], porém este teste verifica apenas o funcionamento do aparelho de forma subjetiva e isso não garante a eficácia do equipamento. Na literatura, alguns autores confirmaram a disparidade entre os valores nominais e reais de potência, ERA e intensidade de equipamentos de ultrassom fisioterapêutico [4,6,7, 8].

As prescrições de segurança para equipamentos de ultrassom terapêutico são ditadas pela Norma internacional IEC 61689 [9]. A Norma relata métodos

de medições e caracterização do feixe ultrassônico, além de recomendar faixas aceitáveis para os parâmetros ultrassônicos usados em fisioterapia. Um dos parâmetros definidos é a potência acústica, a qual deve ser determinada empregando-se uma balança de força de radiação. O princípio de medição da força de radiação ocorre quando um alvo disposto no trajeto do feixe acústico está sob ação de uma força devido à pressão acústica gerada pela onda ultrassônica, com isso o alvo é deslocado. Esse deslocamento é utilizado no cálculo da potência acústica da onda ultrassônica. Outro parâmetro é a Área de radiação efetiva (ERA), importante para o cálculo da intensidade eficaz, resultante da razão entre a potência acústica de saída e a ERA.

Em geral, o fisioterapeuta em sua prática clínica confia na manutenção corretiva do equipamento de ultrassom realizada pelo fabricante. Sendo assim, o objetivo deste trabalho foi verificar os valores de potências acústicas de saída, ERA e intensidade eficaz de dois aparelhos de ultrassom, nas frequências de 1 e 3 MHz, que voltaram da manutenção, a fim de analisar se os valores obtidos estavam de acordo com a norma IEC 61689 [9].

Materiais e métodos

Dois equipamentos de ultrassom terapêutico (Avatar III/ KLD, São Paulo) do Laboratório de Ultrassom do Programa de Engenharia Biomédica da COPPE/UFRJ foram selecionados para este estudo. Esses aparelhos foram avaliados de acordo com a norma IEC 61689 [9] assim que foram adquiridos pelo laboratório. Após 6 meses foram encaminhados para a manutenção corretiva (para a assistência técnica do fabricante KLD), em São Paulo, pois apresentaram os seguintes problemas: a) as teclas do display do equipamento A estavam com mau funcionamento e o transdutor com frequência de 3 MHz estava com cerâmica piezoelétrica solta; e b) o equipamento B exibia mensagem de que o transdutor com frequência de 1 MHz estava sem contato e os valores de potência obtidos com o transdutor de 3 MHz estava oscilando em $\pm 50\%$ dos valores nominais.

De acordo com a IEC 61689 [9], as faixas aceitáveis de variação para potência acústica, ERA e intensidade eficaz são de $\pm 20\%$, $\pm 20\%$ e $\pm 30\%$, respectivamente

Potência Acústica de saída - Para a aferição das potências emitidas pelos 2 equipamentos de UST (A e B) foram selecionados os seguintes parâmetros: frequências 1 e 3 MHz, modo contínuo, e faixa de potência emitida pelo equipamento de 0,5 a 10 W. A potência foi obtida usando-se uma balança de força de radiação refletora (UPM-DT-1; Ohmic Instruments, Easton, MD, EUA). O transdutor do equipamento de UST, foi fixado em um suporte da balança, ficou parcialmente submerso e foi posicionado a 3 cm do cone metálico. A temperatura ambiente foi medida com um termômetro digital (MTH 1362W; Minipa, São Paulo, Brasil) (Figura 1)

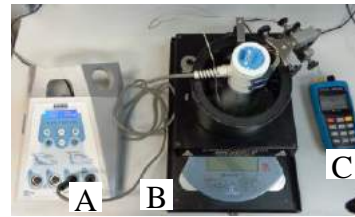


Figura 1: Montagem experimental: A) equipamento de ultrassom, B) balança de força de radiação e C) termômetro digital.

A potência de saída foi medida 5 vezes para cada transdutor. Em seguida, foi realizado o teste de exatidão da potência de saída, o qual consiste em calcular o erro relativo (%) entre cada média da potência medida e a potência nominal usando a Equação (1).

$$\text{Erro} = \left(\frac{V_{\text{médio}} - V_{\text{no min al}}}{V_{\text{no min al}}} \right) \times 100 \quad (1)$$

onde V_{medido} é o valor medido e V_{nominal} é o valor informado no display e/ou manual do equipamento.

ERA - O campo acústico gerado pelos dois transdutores dos equipamentos A e B foram mapeados conforme a norma IEC 61689 [9]. Em um tanque acústico foram realizados mapeamentos da área da seção transversal do feixe acústico com um hidrofone do tipo agulha de diâmetro 0,5 mm e sensibilidade 200,7 mV/MPa (1 MHz) e 185,5 mV/MPa (3 MHz) (HPM05/3, Precision Acoustics LTD, Dorset, Reino Unido), posicionado a uma distância de 0,3 cm do transdutor, movimentado por motor de passo em 3 eixos com passos de 0,174 mm, controlado por um microcomputador. Em seguida, a área estimada foi multiplicada por um fator adimensional de 1,354, a fim de prover a área próxima ao cabeçote que contém 100% da média do quadrado da pressão acústica total. Foram utilizados um gerador de funções (AFG 3021, Tektronix, Beaverton, OR, EUA) para gerar o sinal de excitação do transdutor, um osciloscópio (TDS3014B; Tektronix, Beaverton, OR, EUA) e um microcomputador, onde um programa implementado em LabView® (V.8.2; National Instruments, Austin, TX, EUA) foi usado para calcular a ERA. A Equação (1) calcula o erro relativo da ERA.

Intensidade eficaz - Este parâmetro foi calculado dividindo-se a potência acústica de saída pela ERA estimada. A Equação (1) foi empregada para calcular o erro relativo da intensidade.

Resultados

As Figuras 2 e 3 exibem gráficos da média e do desvio padrão das potências medidas em relação à potência nominal, dos aparelhos A e B nas frequências de 1 e 3 MHz, respectivamente.

A Figura 4 apresenta gráficos dos mapeamentos a 0,3 cm da face do transdutor necessários para o cálculo da ERA dos quatro transdutores analisados.

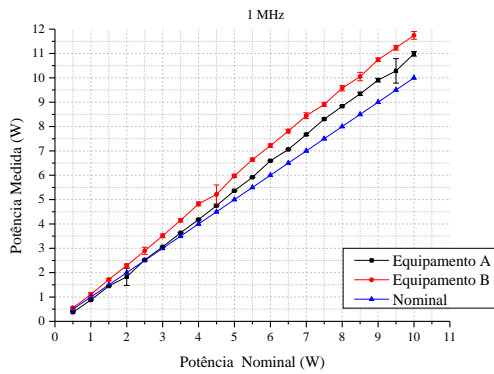


Figura 2: Média e desvio padrão das potências medidas usando os equipamentos A e B, em relação à potência nominal na frequência de 1 MHz.

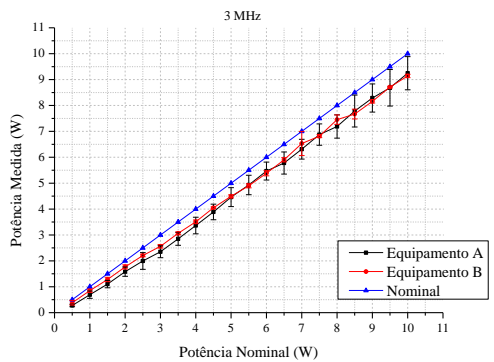


Figura 3: Média e desvio padrão das potências medidas usando os equipamentos A e B, em relação à potência nominal, na frequência de 3 MHz.

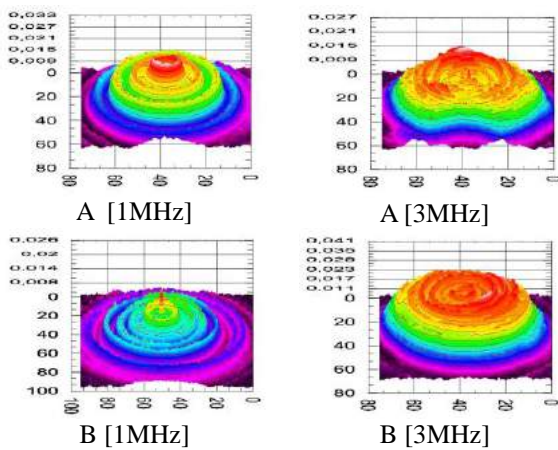


Figura 4: Gráfico em 2D do mapeamento da ERA dos equipamentos A e B a 1 e 3 MHz.

A Tabela 1 exibe o valor estimado (VE) da ERA para cada equipamento em função da frequência do transdutor e o erro relativo (ER) correspondente, para a ERA nominal de 5 cm². Na Tabela 2 o erro relativo (%) obtido com a realização do teste de exatidão da potência de saída, em função da potência nominal (A e B). Os valores em negrito sinalizam que o erro está acima do valor recomendado pela IEC.

Tabela 1: Valor estimado (VE) da ERA e o erro relativo (ER) correspondente em função do equipamento e da frequência do transdutor

	Equipamento A		Equipamento B	
	VE (cm ²)	ER (%)	VE (cm ²)	ER (%)
1 MHz	3,1	-37,2	6,3	26,2
3 MHz	3,5	-31,0	3,9	-22,6

Tabela 2: Erro relativo (%) obtido com o teste de exatidão da potência de saída dos equipamentos A e B.

Potência Nominal (W)	Erro Relativo (%)			
	Equipamento A		Equipamento B	
	1 MHz	3 MHz	1 MHz	3 MHz
0,5	-25,1	-44,5	10,9	-23,5
1,0	-12,6	-30,6	10,4	-15,0
1,5	-3,2	-26,5	14,2	-14,6
2,0	-8,6	-20,8	14,6	-11,6
2,5	1,0	-20,1	15,8	-11,7
3,0	2,0	-21,6	17,1	-14,6
3,5	4,0	-18,6	18,6	-12,5
4,0	4,4	-15,9	20,6	-12,3
4,5	5,6	-13,6	15,8	-10,0
5,0	7,3	-10,8	19,5	-10,2
5,5	7,5	-10,4	20,7	-10,9
6,0	9,9	-8,9	20,2	-10,3
6,5	8,6	-11,1	20,2	-9,2
7,0	9,6	-9,8	20,7	-6,7
7,5	10,8	-8,3	18,8	-9,1
8,0	10,4	-10,1	19,7	-6,8
8,5	9,9	-8,4	18,3	-9,8
9,0	10,1	-7,9	19,4	-9,3
9,5	8,3	-8,6	18,3	-8,3
10,0	9,9	-7,5	17,4	-8,6

O erro relativo (%) da intensidade eficaz, em função da intensidade nominal e dos equipamentos (A e B) pode ser visualizado na Tabela 3.

Tabela 3: Erro relativo (%) da intensidade eficaz dos equipamentos A e B.

Intensidade Eficaz (W/cm ²)	Erro Relativo (%)			
	Equipamento A		Equipamento B	
	1 MHz	3 MHz	1 MHz	3 MHz
0,1	19,2	-19,5	-12,1	-1,2
0,2	39,2	0,5	-12,5	9,8
0,3	54,1	6,5	-9,5	10,3
0,4	45,5	14,7	-9,2	14,2
0,5	60,8	15,7	-8,2	14,1
0,6	62,3	13,6	-7,2	10,3
0,7	65,5	18,0	-6,1	13,1
0,8	66,3	22,0	-4,4	13,3
0,9	68,1	25,2	-8,2	16,3
1,0	70,9	29,3	-5,3	16,1
1,1	71,2	29,9	-4,4	15,1
1,2	75,0	32,1	-4,7	15,9
1,3	72,9	28,8	-4,8	17,3
1,4	74,5	30,7	-4,4	20,6
1,5	76,4	32,9	-5,9	17,4
1,6	75,8	30,2	-5,2	20,4
1,7	75,0	32,7	-6,3	16,6
1,8	75,3	33,5	-5,4	17,1
1,9	72,4	32,5	-6,3	18,5
2,0	74,9	34,0	-7,0	18,1

Discussão

Embora os equipamentos tenham sido submetidos à manutenção corretiva, para alguns valores de potências e intensidades, o erro relativo foi superior ao valor recomendado pela IEC 61689 [9]. Além disso, os valores da ERA estimados para os quatro transdutores se encontravam fora da faixa recomendada por [9], de $\pm 20\%$. Apesar da falta de acurácia da potência de saída emitida pelos equipamentos, os erros apresentados neste trabalho são inferiores a outros encontrados na literatura [10-12]. Apenas para a potência nominal de 0,5 W, o erro relativo ficou fora da faixa de $\pm 20\%$, tanto para o transdutor com frequência de 1 MHz do equipamento A, quanto para o transdutor de 3 MHz do equipamento B.

Na maioria dos casos, a potência emitida é inferior a potência nominal (representada pelo sinal negativo na Tabela 2), isso pode comprometer os efeitos térmicos desejados. Não obstante, a ERA estimada foi menor que a ERA nominal para 3 dos 4 transdutores e o menor erro relativo foi de 22,6%. Observa-se, na Figura 2, que as médias da potência dos transdutores A e B a 1 MHz são superiores aos valores nominais, enquanto que a 3 MHz, as médias da potência dos transdutores A e B são inferiores aos valores nominais. Os valores de potência de saída obtidas com o transdutor de 3 MHz do equipamento A apresentou maior dispersão. Talvez isso tenha ocorrido por causa de algum problema na troca da cerâmica piezoelétrica.

Com relação à intensidade eficaz, pode ser observado na Tabela 3, que o erro relativo do equipamento A, a 1 MHz foi superior a 30% praticamente em toda faixa de intensidade emitida (sendo o erro máximo de 76,4% a $1,5\text{W}\cdot\text{cm}^{-2}$), o que poderia superaquecer uma região tecidual em tratamento. A 3MHz este equipamento apresentou alguns valores fora da faixa recomendada pela norma, estando um pouco acima de 30%. Quanto ao equipamento B, a intensidade eficaz se encontrou dentro da faixa de $\pm 30\%$ para todos os valores (Tabela 3).

Conclusão

Este estudo com dois equipamentos de UST recém-saídos de manutenção corretiva pelo fabricante mostrou que o erro relativo da ERA, e de alguns valores da potência acústica de saída e da intensidade eficaz se encontram fora da faixa recomendada pela IEC 61689 (2013), que são de $\pm 20\%$, $\pm 20\%$ e $\pm 30\%$, respectivamente. Sendo assim, o equipamento A deveria retornar à manutenção, enquanto o equipamento B, estando com os valores de intensidade eficaz dentro da faixa de $\pm 30\%$ poderia ser usado para tratamento.

Este fato demonstra uma deficiência importante no sistema (tecnologia-manutenção-fisioterapeuta) como um todo, pois os fisioterapeutas têm que confiar na manutenção corretiva. Por sua vez, estas manutenções só têm como verificar a potência (e ainda de forma deficiente, como se pôde observar). Levando-se em conta que o protocolo de tratamento emprega a intensidade eficaz e o tempo de irradiação, a eficácia do

aparelho e a segurança do paciente estão comprometidas na prática clínica, considerando-se o equipamento A.

Agradecimentos

Ao CNPQ, CAPES e FAPERJ pelo apoio financeiro.

Referências

- [1] Cameron MH, Agentes Físicos Na Reabilitação. 3ª ed. São Paulo: Elsevier; 2009.
- [2] Prentice WE, Modalidades Terapêuticas Para Fisioterapeutas. 2ª ed. Porto Alegre: Editora Artmed; 2004.
- [3] Shaw A, Hodnett M, Calibration and Measurement Issues for Therapeutic Ultrasound. *Ultrasonics*. 2008; 48(4): 234-252.
- [4] Johns LD, Straub SJ, Howard SM, Variability in Effective Radiating Area and Output Power of New Ultrasound Transducers at 3 MHz, *Journal of Athletic Training*. 2007; 42(1): 22-28.
- [5] Pye SD, Milford C. The Performance of Ultrasound Physiotherapy Machines in Lothian Region, Scotland, 1992, *Ultrasound in Medicine and Biology*. 1994; 20(4): 347-359.
- [6] Ferrari CB, Andrade MAB, Adamowski JC, Guirro RRJ. Evaluation of Therapeutic Ultrasound Equipments Performance. *Ultrasonics*. 2010; .50: 704-709.
- [7] Straub S, Johns LD, Howard SM. Variability in Effective Radiating Area at 1 MHz Affects Ultrasound Treatment Intensity. *Physical Therapy*. 2008; 88(1): 50-57.
- [8] Lima LS, Costa Júnior JFS, Costa RM, Omena TP, von Krüger MA, Pereira WCA. Exatidão da Potência Acústica de Equipamentos Comerciais de Ultrassom Fisioterapêutico. In: *Proceedings of the XXIII Congresso Brasileiro em Engenharia Biomédica*; 2012 Out 01-05; Porto de Galinhas, Brasil. p. 2443-7.
- [9] International Electrotechnical Commission (IEC), IEC 61689 – Ultrasonics – Physiotherapy Systems – Field Specifications and Methods of Measurement in the Frequency Range 0,5 MHz to 5 MHz. 2013.
- [10] Pye SD, Milford C. The Performance of Ultrasound Physiotherapy Machines in Lothian Region, Scotland, 1992. *Ultrasound in Medicine and Biology*. 1994; 20(4): 347-359.
- [11] Thompson SM, Fyfe MC. A Survey of Output Characteristics of Some New Therapeutic Ultrasound Instruments Manufactured in Australia. *The Australian Journal of Physiotherapy*. 1983; 29(1): 10-13.
- [12] Schabrun S, Walker H, Chipchase L. How Accurate are Therapeutic Ultrasound Machines? *Hong Kong Physiotherapy Journal*. 2008; 26: 39-44.

AVALIAÇÃO DE DOSES PERIFÉRICAS EM OBJETO SIMULADOR ANTROPOMÓRFICO UTILIZANDO FILMES RADIOCRÔMICOS

B. S. SOUZA*, D. S. SOBOLL*, T. S. LOURENÇO*, M. FUNCHAL**, V. G. L. ALVES***

* Universidade Tecnológica Federal do Paraná (UTFPR), Curitiba, Brasil

** Hospital Erasto Gaertner, Curitiba, Brasil

***INCA-MS, Programa de Qualidade em Radioterapia, Rio de Janeiro, Brasil
e-mail: biasalabai@hotmail.com

Resumo: A radioterapia emprega radiações ionizantes no tratamento de lesões, o que traz o risco de surgirem tumores radioinduzidos. Desta forma, é importante conhecer as doses que o restante do corpo recebe quando determinada região é irradiada. Este trabalho se propõe a estudar doses periféricas em um objeto simulador antropomórfico, com a utilização de filmes radiocrômicos. Foram utilizados filmes EBT3 Gafchromic, um objeto simulador antropomórfico Alderson Rando Phantom, câmaras de ionização PTW Farmer Freiburg e Exradin A12 Farmer calibradas, e aceleradores lineares Varian Clinac 2100 e Varian Clinac 600C/D, com feixes de 6 MV. Os feixes foram aplicados com o gantry a 0°, com um campo facial frontal de 10 cm x 10 cm, limitado pelos colimadores X e Y, mas com MLC retraído, depois campo de 10 cm x 10 cm limitado por MLC, mas com o colimador secundário aberto e ângulo do colimador a 0° e 90°. Os filmes foram posicionados em 6 regiões anatômicas. As que mais apresentaram dose foram as de glândula parótida e tireóide em ambos os aparelhos. A diferença maior na dose recebida foi a comparação com o MLC das 2 máquinas o que pode ser sugerido como diferença na construção dos equipamentos e da transmissão de radiação entre as lâminas. Ao girar o colimador 90° uma maior dose em glândula parótida é observada, o que pode levar à hipótese de que a disposição interna do colimador contribui para a diferença do valor.

Palavras-chave: Dose periférica, Dosimetria, Radioterapia, objeto simulador antropomórfico.

Abstract: Radiotherapy applies ionizing radiations for the treatment of lesions, which brings the risk of appearing radioinduced tumors. Thus, it is important to know the doses that the rest of the body receives when a region is irradiated. This work aims to study peripheral doses using an anthropomorphic phantom and radiochromic films. It was used the film EBT3 Gafchromic, an anthropomorphic Alderson Rando Phantom, ionization chambers Freiburg PTW Farmer and Exradin A12 Farmer calibrated and the linear accelerators Varian Clinac 2100 and Clinac 600C/D with 6 MV. Beams were applied with the gantry at 0 degree, with a frontal facial field 10 cm x 10 cm limited by the collimator X and Y, but MLC retracted, then field 10 cm x 10 cm was limited by MLC, but open secondary

collimator at the angles 0° and 90°. Films were positioned on 6 anatomical regions. The higher doses was found at the parotid gland and thyroid, for both machines. The greater difference in dose received was found when compared MLCs of the two machines, which can be suggested as the difference in construction of equipment and the radiation transmission through the spacing of the leaf. When the collimator was rotated 90° it was observed a higher dose in parotid gland, which can lead to the hypothesis that the internal arrangement of the collimator contributes to the value difference.

Keywords: Peripheral dose, Dosimetry, Radiotherapy, Phantom.

Introdução

A melhoria contínua da taxa de cura e diagnóstico do câncer aumentou a atenção sobre o risco de indução de tumores secundários devidos à irradiação [1]. Assim, a indução de tumores secundários é um problema relativamente significativo, uma vez que o paciente realiza o tratamento, sobrevive ao tumor primário e tem tempo suficiente para que ocorra uma lesão secundária [1]. Estudos demonstraram que o aparecimento de alguns carcinomas radioinduzidos, como o de próstata, de fato ocorre em um a cada setenta pacientes, para sobreviventes de tumores primários, a longo prazo [2]. Além disso, a maioria destas lesões foram observadas dentro da região de margem do volume de tratamento, entre aproximadamente 2,5 cm e 5 cm da margem do volume-alvo planejado (PTV) [3].

Na radioterapia, além da dose prescrita entregue ao PTV, uma parcela de dose impacta órgãos fora do campo de radiação. Esses órgãos podem estar perto do campo de radiação, ou em regiões distantes dele [4]. Esta quantidade de dose é denominada dose periférica, definida na radioterapia como a dose fora do limite geométrico do volume alvo clínico ou campo de irradiação [5]. Apesar da porcentagem da dose recebida pelas regiões fora do campo ser pequena em comparação com a dose administrada ao PTV, ela pode causar anormalidades celulares secundárias, o que possivelmente pode induzir lesões metaplásicas secundárias [4]. Isto será de preocupação clínica se quaisquer estruturas radiosensíveis ou críticas não envolvidas no campo de tratamento receberem doses próximas de seus níveis de tolerância [6].

Uma medição prévia dessas distribuições de dose pode ser útil no planejamento dos tratamentos para esses pacientes e para determinar a necessidade de alguma blindagem adicional [7].

Como o espectro da radiação na periferia é diferente do encontrado no feixe [8], a independência energética supostamente oferecida em filmes radiocrômicos [9] pode trazer uma vantagem ao se descartar a necessidade de correções de valores quando tais filmes forem utilizados.

Assim, não só conhecer a dose mínima para a eficácia do tratamento radioterápico, mas também a dose periférica proveniente desse tratamento é essencial para a correlação de um possível dano tardio [10]. Por isso, é de suma importância conhecer as doses recebidas pelos tecidos periféricos em relação ao alvo, para avaliar o maior benefício ao paciente na realização da radioterapia. Este trabalho se propõe a avaliar as doses periféricas em um objeto simulador antropomórfico Alderson Rando Phantom (ARP) com a utilização de filmes radiocrômicos.

Materiais e métodos

Foram utilizados filmes radiocrômicos Gafchromic EBT3 (Ashland, Covington, EUA) e foram verificados os seus respectivos enegrecimentos. Os filmes foram cortados em pedaços de 3 cm x 2 cm e enumerados no canto superior direito, de forma a respeitar uma padronização, para que as faces ficassem sempre do mesmo lado, tanto na irradiação quanto no escaneamento. Depois disso, com as câmaras de ionização PTW Farmer (Freiburg, Alemanha) e Exradin A12 Farmer (Standard Imaging Inc, Middleton, EUA) calibradas, foi confirmada em dois aceleradores lineares (ALs) a relação que 100 unidades monitoras (UM) produzem 100 cGy na profundidade de máximo em um campo 10 cm x 10 cm, quando se atende aos requisitos do protocolo TRS 398 da Agência Internacional de Energia Atômica (AIEA) [11] e usando um objeto simulador cúbico preenchido com água, como o da Figura 1.

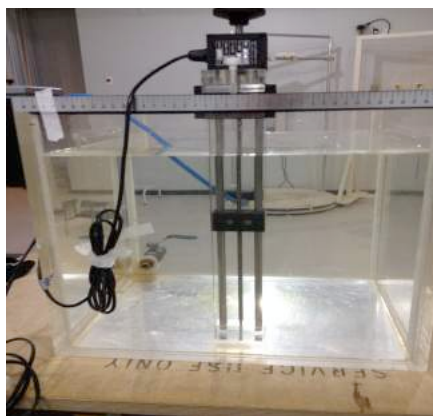


Figura 1: Phantom cúbico com água, para a calibração de feixes em aceleradores lineares.

Para a constituição da curva de calibração dos filmes, foram irradiados 3 filmes para cada valor de dose, posicionados em placas de água sólida na profundidade de máximo, segundo o protocolo 398 da AIEA [11], com as seguintes UM: 2, 4, 6, 8, 10, 15, 20, 30, 50, 100, 200 e 300.

Para a simulação das irradiações, foi utilizado como paciente o ARP, que corresponde a um padrão masculino como definido pela ICRP [12], de peso de 73,5 kg e altura de 173 cm. Ele contém estrutura óssea equivalente à de um esqueleto humano e é cercado por material equivalente ao de tecidos moles, de 0,985 g/cm³. O ARP foi desenvolvido para medições em radioterapia com energias elevadas de fótons e reproduz com confiabilidade o tecido humano [13].

ARP é composto de 35 fatias transversais com 2,5 cm de espessura cada uma e os filmes dosimétricos foram posicionados entre fatias consecutivas. Foram 6 as estruturas anatômicas onde houve posicionamento dos dosímetros: glândula parótida, tireóide, coração, mama, abdômen e gônadas, respectivamente entre as fatias 6 e 7; 9 e 10; 16 e 17; 25 e 26; 34 e 35.

Para as irradiações foram utilizados ALs Varian Clinac 2100 e Clinac 600C/D, com feixes de 6 MV, emitindo 5000 UM. O único campo incidido sobre o ARP foi facial frontal 10 cm x 10 cm, como observado na Figura 2, com o ARP em decúbito dorsal. Desta forma, as respectivas distâncias dos pontos de interesse à borda do campo foram parótida 2 cm, tireóide 12 cm, coração e mama 30 cm, abdôme 53 cm e gônadas 77 cm. A borda de campo em questão é a que pela inspeção da Figura 2 pode ser identificada por sua posição entre o nariz e o lábio superior.



Figura 2: Campo 10 cm x 10 cm no objeto simulador antropomórfico ARP.

Sempre com o *gantry* a 0°, primeiramente o campo foi limitado pelos colimadores secundários X e Y, mantendo o colimador terciário *multileaf collimator* (MLC) retraído. Depois, o campo de 10 cm x 10 cm foi limitado pelo MLC de 52 lâminas no 2100 e pelo MLC de 120 lâminas no 600C/D, mas com o colimador secundário aberto com as dimensões X = 35,0 cm; Y1 = 11,5 cm; Y2 = 12,5 cm. Além disso, no 600C/D ainda

foi realizada uma irradiação com o colimador rotacionado 90°. Por fim, os filmes passaram por um scanner Epson 750 Pro e as análises, tanto dos filmes da curva de calibração quanto dos filmes de dosimetria, consideraram os canais verde, azul e vermelho, no *software* de leitura desenvolvido em MATLAB por Alves [14].

Resultados

Os filmes posicionados em glândula parótida e tireóide revelaram as doses mais altas nos dois aceleradores, como mostra a Tabela 1, que apresenta as medidas em cada uma das 6 estruturas nos dois aparelhos e nas 2 conformações de campos.

A última coluna ainda mostra as medidas para a irradiação no 600C/D com o colimador a 90°. As demais irradiações foram realizadas com o colimador a 0°.

Tabela 1: Medidas das doses (em cGy) nas estruturas.

Local	XY	XY	MLC	MLC	MLC 90°
	600	2100	600	2100	600
Parótida	84,83	98,10	15,53	145,95	126,90
Tireóide	46,65	20,95	42,86	94,80	41,53
Coração	11,70	7,00	12,30	22,85	1,66
Mama	6,03	7,85	3,70	27,40	2,36
Abdome	2,76	4,95	0	10,25	0
Gônadas	3,76	2,15	0	3,80	0

Pode-se observar que no AL 2100 as doses em parótida e tireóide foram respectivamente 145,95 cGy e 94,80 cGy, no campo formado pelo MLC. Quando o campo foi limitado pelos colimadores secundários, esses valores diminuíram consideravelmente: 98,10 cGy na parótida e 20,95 cGy na tireóide. Já para o acelerador 600C/D as doses em parótida e tireóide foram maiores com o campo limitado somente pelos colimadores secundários sendo respectivamente 84,8 cGy e 72,25 cGy. Em relação ao campo formado com o MLC os valores foram de 15,5 cGy para parótida e 42,8 cGy para tireóide.

Quando foi virado o colimador a 90 graus no aparelho 600C/D as doses continuaram sendo maiores em parótida com 126,75 cGy e tireóide com 41,5 cGy. Em ambas configurações de campos e aparelhos, os produtos finais apontaram uma dose baixa na região de abdome e gônadas, na faixa de 1 a 10 cGy.

Discussão

Autores deste trabalho haviam estudado anteriormente que somente 500 UM emitidas por feixe não eram adequadas para produzir suficiente dose periférica mensurável pelos dosímetros [15] e foi por isto que se decidiu aumentar uma ordem de grandeza na intensidade do feixe. Tem sido verificado que a quantidade de UM total em um curso de radioterapia é

variável e que o advento da utilização da intensidade modulada (IMRT) aumentou-a consideravelmente [8], aumentando a radiação periférica. Sendo assim, o que importa para o planejador do tratamento é possuir informação sobre a relação da quantidade emitida com a distância do ponto de interesse à borda de campo e por fim com o tamanho do campo utilizado [8, 16], para então tomar decisões acerca da geometria da aplicação dos feixes e da blindagem adicional para a proteção do paciente. O campo 10 cm x 10 cm abordado aqui é um ponto de partida importante para isto e novos levantamentos de informações prosseguem, para serem apresentados em breve.

Como esperado, as doses periféricas confirmaram o caráter exponencial da queda de dose com o aumento da distância da região irradiada [16], o que aumenta o risco de carcinogênese radioinduzida nas proximidades do campo de tratamento [3].

Na comparação das 2 máquinas no campo 10 cm x 10 cm formado somente pelo colimador secundário com MLC retraído ocorreu similaridade nas doses. Com relação ao campo do MLC com o campo X e Y no 600C/D, houve menor dose principalmente em estruturas perto do campo da irradiação, como a glândula parótida e a tireóide.

Para o equipamento 2100, o MLC em comparação com o campo limitado pelo colimador secundário não se mostrou tão eficiente na atenuação, como a literatura apresenta [15]. Uma das suspeitas das causas desse resultado é a própria construção das máquinas: MLC do 600C/D estudado possui uma quantidade maior de lâminas e estas são mais compridas por ser uma tecnologia mais recente, o que pode ter refletido em uma menor dose, comparado-se ao 2100. Por essa razão o espaçamento das lâminas merece ser investigado, pois talvez fosse natural de se pensar que com menos lâminas existam mais espaços entre estas, o que causaria mais dose.

Quando girado o colimador 90° no 600C/D com os campos limitados com MLC, as doses foram praticamente similares, exceto em parótida. Talvez a disposição interna das partes do colimador tenha contribuído para isso, e a divergência do feixe tenha se aproveitado do fato dos espaços entre lâminas estarem paralelos ao eixo crânio caudal do objeto simulador, o que fortuitamente permitiu que a transmissão entre as lâminas atingisse os filmes com radiação. Estas suspeitas salientam que a configuração interna das máquinas, associada à utilização da versatilidade delas em seus eixos de liberdade apontam para uma complexidade que exige atualização das conclusões alcançadas anteriormente [16], que indicavam que o acréscimo do colimador terciário no AL (no caso do MLC) supostamente eliminaria a necessidade de blindagem adicional para atenuar radiações periféricas no pacientes, especialmente as oriundas da radiação de fuga e de espalhamento do colimador.

Referências

- [1] Sulieman A, Theodorou K, Kappas C. (2011), Entrance and Peripheral Doses Measurements During Radiotherapy. *Journal of Science and Technology*, 12 (1), p.20-28.
- [2] Brenner, D. J., Curtis, R. E., Hall, E. J., & Ron, E. (2000). Second malignancies in prostate carcinoma patients after radiotherapy compared with surgery. *Cancer*, 88(2), 398-406.
- [3] Dörr, W., & Herrmann, T. (2002). Cancer induction by radiotherapy: dose dependence and spatial relationship to irradiated volume. *Journal of radiological protection*, 22(3A), A117.
- [4] Charalampos, P. (2009). *Measurements of peripheral dose in five clinical radiotherapy cases with Mosfet detectors in anthropomorphic phantom*. PhD thesis. Faculty of Medicine, Interdepartment Program of Postgraduate Studies In Medical Physics. University of Patras, Greece.
- [5] Balasubramanian, R., Sellakumar, P., Bilimagga, R. S., Supe, S. S., & Sankar, B. N. (2006). Measurements of peripheral dose for multileaf collimator based linear accelerator. *Reports of Practical Oncology & Radiotherapy*, 11(6), 281-285.
- [6] McParland, B. J. (1990). Peripheral doses of two linear accelerators employing universal wedges. *The British journal of radiology*, 63(748), 295-298.
- [7] Mutic, S., Esthappan, J., & Klein, E. E. (2002). Peripheral dose distributions for a linear accelerator equipped with a secondary multileaf collimator and universal wedge. *Journal of Applied Clinical Medical Physics*, 3(4), 302-309.
- [8] Mansur, D. B., Klein, E. E., & Maserang, B. P. (2007). Measured peripheral dose in pediatric radiation therapy: a comparison of intensity-modulated and conformal techniques. *Radiotherapy and oncology*, 82(2), 179-184.
- [9] Chiu-Tsao, S. T., Ho, Y., Shankar, R., Wang, L., & Harrison, L. B. (2005). Energy dependence of response of new high sensitivity radiochromic films for megavoltage and kilovoltage radiation energies. *Medical physics*, 32(11), 3350-3354.
- [10] Podgorsak, E.B. (2005). Radiation oncology physics. *A handbook for teachers and students*. Vienna: International Atomic Energy Agency, 657.
- [11] AIEA (2000). Absorbed Dose Determination in External Beam Radiotherapy. International Atomic Energy Agency, TRS No. 398, Vienna.
- [12] ICRP. Reference Man: Anatomical, physiological and metabolic characteristics. Publication 23. Pergamon Press, Oxford 1975.
- [13] Shrimpton, P. C., Wall, B. F., & Fisher, E. S. (1981). Tissue-equivalence of the Alderson Rando anthropomorphic phantom for x-rays of diagnostic qualities. *Physics in medicine and biology*, 26(1), 133
- [14] Alves, V.G.L., Cardoso, S.C., Silva, A.X., (2013). Gafchromic EBT2 dosimetry via robust optimization. *Computer Physics Communications*. Vol. 184(7), p. 1708-1716.
- [15] Soboll, D.S., Von Wolter, B., Nascimento, J.Q., Viamonte, A., Alves, V.G.L. (2016). Avaliação do uso de filmes radiocrômicos ao lado de câmara de ionização e TLDs na mensuração de doses periféricas. *Brazilian Journal of Radiation Sciences*, v. 4, n. 1A, 01-05.
- [16] Mutic, S. and Klein, E.E. (1999). A reduction in the AAPM TG-36 reported peripheral dose distributions with tertiary multileaf collimation. *Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys.*, Vol. 44, No. 4, pp. 947–953.

DESENVOLVIMENTO DE SOFTWARE PARA O GERENCIAMENTO DE EQUIPAMENTOS MÉDICO-HOSPITALARES

Patricia S. Piccinini¹, Frieda Saicla Barros², Percy Nohama³

¹UTFPR-PPGEB, Universidade Tecnológica Federal do Paraná, Curitiba, Paraná, Brasil

³ PUC - PR, Pontifícia Universidade Católica do Paraná, Curitiba, Paraná, Brasil

e-mail: patricia@utfpr.edu.br

Resumo: Os equipamentos médico-hospitalares compreendem todos os equipamentos de uso em saúde com finalidade médica, odontológica, laboratorial ou fisioterápica. Os softwares destinados à área hospitalar existente estão voltam-se essencialmente ao prontuário dos pacientes e a gestão de leitos. O objetivo deste trabalho é o desenvolvimento de um sistema de gerenciamento de equipamentos médico-hospitalar, utilizando a linguagem de programação PHP, framework frontend Bootstrap, e banco de dados PostgreSQL. Com esta ferramenta informatizada de manutenção, qualquer pessoa que trabalhe com gerenciamento dos equipamentos médico-hospitalares (independente do seu local de trabalho) consegue agilizar os serviços de manutenção preventiva e corretiva, com base em informações obtidas no sistema, alimentados por manutenções já executadas e registradas dentro do SIGEMH (Sistema de Gerenciamento de Equipamentos Médico-hospitalares). Além disso, propicia acesso a uma base de dados crescente que propicia pesquisa e recuperação de informação sobre equipamentos e sua manutenção.

Palavras-chave: equipamentos médico-hospitalares, software, manutenção.

Abstract: *The medical equipment include all health equipment use for medical purposes, dental, laboratory and physiotherapy. The software for the existing hospital area are back mainly to the medical records of patients and bed management. The objective of this work is the development of a management medical and hospital equipment system using the PHP programming language, framework frontend Bootstrap, and PostgreSQL database. With this computerized tool maintenance, anyone working with management of medical equipment (regardless of their place of work) can streamline the preventive and corrective maintenance services, based on information from the system, powered by maintenance already performed and registered within the SIGEMH System (Medical and hospital equipment management). Also, it provides increased access to a database that provides search and retrieval of information on equipment and maintenance.*

Keywords: *medical equipment, software, maintenance.*

Introdução

A Engenharia clínica vem atuando no desenvolvimento, gerenciamento, incorporação e capacitação dos equipamentos médico-hospitalares (EMH) dentro do hospital - visando contribuir com a qualidade de vida dos equipamentos [1]. Os profissionais da área relatam que um dos principais problemas enfrentados é o mau uso dos equipamentos e a falta de manutenção preventiva, influenciando diretamente na qualidade da assistência oferecida [2]. Os consertos dos EMH são realizados quando não há mais condições de uso. Assim sendo, podem demorar mais tempo na manutenção e às vezes não ter mais conserto e entrar em desuso [2]. Segundo Bronzino [3], a complexidade de um programa de gerenciamento de tecnologia depende das habilidades do engenheiro clínico, mas deve conter no mínimo [3]:

- O envolvimento em todos os aspectos das decisões de aquisição e troca de equipamentos;

- Um programa para controlar e monitorar o desempenho do equipamento, incluindo testes de desempenho de rotina, inspeção inicial, manutenção preventiva, calibração e verificação de desempenho, reparo, entre outros;

- Um programa que monitore e compute o custo total de manutenção do equipamento, incluindo custos de serviços *in house*, assim como contratos de serviços de fabricantes e terceiros;

- Armazenamento de resoluções e manutenções dos problemas;

- Desenvolvimento de programas de treinamentos para todos os usuários e técnicos em equipamento e

- Um programa de garantia de qualidade e gestão de risco relacionado ao uso da tecnologia.

Na grande maioria dos casos, a falta de sistemas para dar subsídios ao setor de engenharia clínica determina os atrasos e o esquecimento das informações dessas manutenções anteriores. Um sistema capaz de gerar indicadores para tomada de decisões, agilidade na manutenção proporcionando orientações ao pessoal que faz manutenção é de suma importância para a área [4]. A informática aliada à engenharia clínica e à gestão hospitalar, na atualidade, é cada vez mais utilizada como ferramenta indispensável na saúde. Os sistemas informatizados facilitam a análise e o processamento dos dados, proporcionando uma ampla visão, rápida e precisa do estado do parque tecnológico que está sendo

gerenciado [5]. Os dados podem ser representados por meio de relatórios ou gráficos que possibilitam a análise e a tomada de decisão mais ampla e rápida. A internet possibilita gerar e acessar dados de qualquer computador, sendo um grande facilitador para o trabalho. A disponibilização dos dados de forma eletrônica abre a possibilidade da análise, não somente para a geração de relatórios e gráficos, mas também para a previsão de falhas do equipamento com base no histórico de funcionamento [6]. O tempo e o custo destinado à manutenção da grande variedade de EMH justifica a importância de um sistema de gerenciamento. Com o desenvolvimento de um sistema de manutenção esperase que qualquer pessoa que trabalhe com gerenciamento dos EMH consiga agilizar os serviços de manutenção preventiva e corretiva dos equipamentos, com base em informações obtidas no sistema, alimentados por serviços já executados e nele registrados no mesmo. Desta forma, o software poderá ser uma ferramenta útil para tomada de decisão dentro do setor de Engenharia Clínica. Dentre algumas funcionalidades, pode-se citar: alerta sobre manutenções preventivas, acesso as normas técnicas e aos manuais de cada equipamento, lotação de cada equipamento, custo de cada manutenção, valor hora/homem para o conserto, formulários padronizados para a finalização de cada manutenção, recuperação dos dados de cada equipamento, desde fotos até o histórico e detalhamento das manutenções.

Pretende-se comparar o software proposto com alguns softwares encontrados na internet.

Materiais e métodos

O software denominado SIGEMH (Sistema de Gerenciamento de Equipamentos Médico-hospitalares) foi desenvolvido usando a linguagem de programação PHP, utilizando um *framework frontend Bootstrap*, e um banco de dados PostgreSQL, o qual foi gerenciado pelo software pgAdminIII. Foram elaboradas 34 tabelas, via programação desenvolvida no pgAdminIII. Por meio do uso do PHP foi possível criar e alimentar todas as tabelas. No SIGEMH a parte mais importante são os formulários padronizados, onde para a criação do modelo foi utilizado como referência o projeto Saúde & Cidadania [7] e formulários padronizados de manutenção referentes aos EMH, os modelos utilizados foram retirados de duas teses: o de desfibriladores-cardioversores [8] e o de Laser [9].

Para o repositório de manutenções mostrada na Figura 1, foi desenvolvida uma página de pesquisa separada do SIGEMH, em PHP utilizando como banco de dados o PostgreSQL, o qual foi gerenciado pelo software pgAdminIII. Para cada manutenção finalizada e alimentada no software SIGEMH, será armazenada o formulário preenchido com o desfecho da manutenção, no banco de dados do hospital e em um repositório universal. Este repositório guardará todas as informações de todas as manutenções que forem realizadas e finalizadas de cada equipamento. Assim, será possível analisar quais as anormalidades que acometeram o

equipamento, bem como as causas e qual a melhor forma de manutenção preventiva e corretiva dos equipamentos, agrupando manutenções de todos os hospitais sem conter dados sigilosos. Pretende-se disponibilizar este sistema na web para utilização de todos os hospitais cadastrados no sistema.

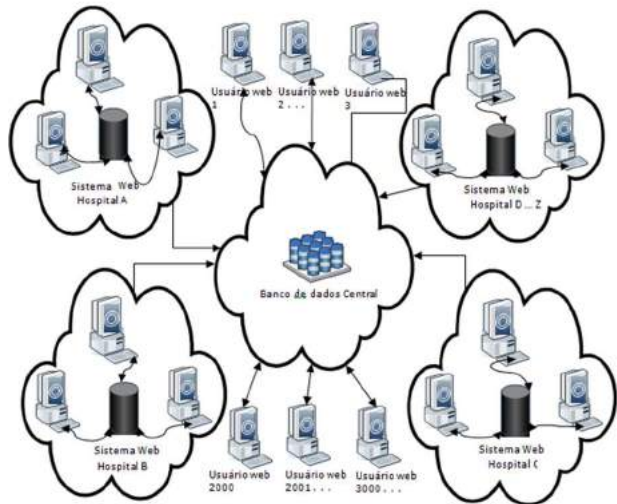


Figura 1: Repositório de Manutenções.

Foi realizada uma comparação de outros softwares com o SIGEMH. Para esta comparação foi efetuada uma busca sobre o tema de sistema de gerenciamento de equipamentos médicos-hospitalares. Foram utilizados os sistemas comerciais que estão em funcionamento nos últimos 20 anos (1996,2016), na língua portuguesa. A busca foi realizada no período de 15 de janeiro de 2016 a 30 de janeiro de 2016, nas bases: foi realizada uma pesquisa no Google para retorno dos sistemas comerciais e no Google Acadêmico todos os artigos relacionados a esses softwares comerciais. As palavras chaves utilizadas em busca por assunto foram: sistema para gerenciamento de equipamento médico-hospitalar, sistema hospitalar, sistema para manutenção hospitalar. Conforme a busca, todo o conteúdo retornado foi analisado. Para a inclusão dos softwares neste artigo foram utilizados os seguintes critérios: artigos que discutissem sistemas hospitalar e no caso dos sistemas comerciais possuíssem à documentação ou demonstração do software; não se tratar de software somente para gestão de pacientes.

Resultado

O software desenvolvido possui duas funcionalidades diferentes:

É uma interface destinada ao setor de Engenharia Clínica, na qual haverá o gerenciamento de todos os EMH de um hospital X - e poderá ser replicada para vários hospitais onde cada um terá seu repositório de banco de dados. A Figura 2 é uma tela de cadastro dos equipamentos existentes no hospital e na Figura 3 é a tela onde são parametrizados os formulários para cada tipo de equipamento. O formulário que é preenchido quando há manutenção de um equipamento pelo setor de engenharia clínica está representado nas Figuras 4.

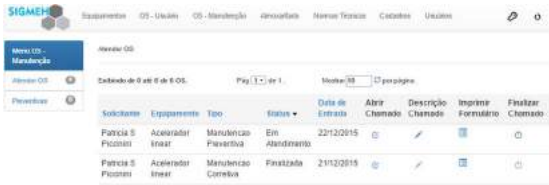


Figura 2: Tela de Ordem de Serviço.

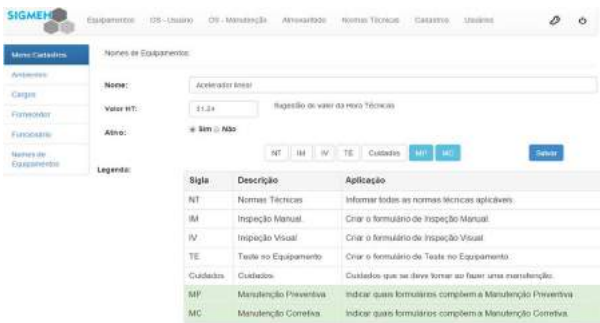


Figura 3: Tela de configuração dos formulários.



Figura 4: Banco de Dados: Formulário parte 1.

O segundo é uma interface de pesquisa de conteúdo, onde se consegue buscar na base de dados unificada as manutenções efetuadas, tomadas como referências para futuras manutenções em qualquer hospital, mesmo que não seja usuário do SIGEMH. Ele será livre na internet, sem custo e sem revelar qual hospital e o autor da manutenção. Esta página de pesquisa está demonstrada na Figura 6

Discussão

Para efetuar comparações com relação a vantagens e desvantagens entre o SIGEMH, foram analisados outros 4(quatro) de 10(dez) softwares retornados na pesquisa realizada levando em consideração as palavras chaves e critérios de inclusão, dentre eles estão os sistemas já com as referências que serão utilizadas como referência: R1 - SIGEMH; R2 – ENGEMAN [10][15][16]; R3 - E-SUS [11][14]; R4 – GIS[12][17]; R5 – SYSTEMAH2005[13];

Tabela 1: SIGEMH X Softwares
S= apresenta no sistema e N= não consta no sistema

	Sistemas				
	R1	R2	R3	R4	R5
1) Gerenciamento de EMH	s	s	N	s	s
2) Software livre	s	N	s	N	N
3) Software multi-plataforma	s	s	s	s	s
4) Manutenção preventiva/corretiva	s	s	N	s	s
5) ferramenta de busca on-line	s	s	s	s	s
6) Armazenar dos manuais	s	N	N	N	N
7) Padronização dos formulários	s	N	N	N	N
8) Patrimônio	N	s	N	s	s
9) Método de priorização dos equipamentos	s	N	N	N	N
10) Interoperabilidade com outros módulos ou sistemas	N	s	N	s	s
11) Controle das empresas prestadoras de serviço	N	s	N	s	s

Fonte: Autoria própria.

Analisando a Tabela 1 verificou-se que todos os softwares tratam de sistemas hospitalares com módulos desenvolvidos para gerenciamento de EMH. Com referência a Software Livre, o R1 é 100% livre, apesar do R3 ser disponibilizados sem custo para os hospitais públicos, mas para que seja executado necessitam de outros softwares que são pré-requisitos para que funcionem com êxito, e esses softwares são comerciais. Com relação ao parâmetro "Software multi-plataforma" os softwares todos possibilitam o acesso através de outros dispositivos (*notebook, tablet, celular*).

Com relação a “Manutenção preventiva/corretiva” o sistema R3 é o único que não possui este módulo acoplado as suas funcionalidades

Com relação ao item “Gerenciamento de EMH” segundo Priscilla[16] o “Controle de Equipamentos facilitou o acompanhamento de forma dinâmica dos bens patrimoniais, além de permitir melhor alocação e uso dos equipamentos, evitando a perda de material por extravio ou roubo” utilizando o R2.

Uma ferramenta de busca das informações on-line é muito importante para os usuários. Nela é importante colocar a pesquisa nos manuais, problemas já solucionados, não importando o local que o usuário esteja. Fazendo *login* no sistema os usuários têm acesso a todos os dados (R1, R4 e R5). Todos esses dados vão auxiliar o técnico na análise para detecção de falhas, no conhecimento sobre a urgência da realização do serviço, no estabelecimento de uma rotina de manutenção preventiva e na obtenção do nível de confiabilidade exigido. Quanto a “Armazenar dos manuais” somente o R1 possibilita este item. A manutenção corretiva e preventiva todos os softwares apresentam, e a padronização dos formulários visando facilitar o gerenciamento dos testes dos equipamentos e armazenamento dos dados de uma forma que todos os envolvidos estejam familiarizados. Também é interessante observar que a “padronização dos formulários” e o “Método de priorização dos

equipamentos” são funcionalidades encontradas apenas no R1.

Outras funcionalidades não implementadas em R1 forma encontradas em nos sistemas R2, R4 e R5. São eles o “Patrimônio” onde em R1 é guardado somente o código do patrimônio para uma futura ligação com outros módulos; “Interoperabilidade com outros sistemas ou módulos” começou-se a implantar o sistema em um hospital como teste, a ideia caso necessite é conectar com os sistemas existentes no hospital; e “Controle das empresas prestadoras de serviços”.

Conclusão

Ao desenvolver um sistema de manutenção de equipamentos, é necessário considerar a importância do serviço a ser executado e, principalmente, a forma de gerenciar a realização desse serviço. Não basta uma equipe de manutenção consertar um equipamento. É preciso conhecer o nível de importância do equipamento nos procedimentos clínicos ou nas atividades de suporte a tais procedimentos.

O SIGEMH foi desenvolvido utilizando as práticas de um ramo da Engenharia de Software, que é a Engenharia Web. Aproveitou-se desenvolver um software para ambiente web com interface clara, concisa, responsiva, consistente, atrativa e de fácil usabilidade, dando liberdade para usuário escolher o dispositivo de onde irá acessar.

Conforme foi se desenvolvendo este trabalho, foi percebida a importância de existir uma ferramenta onde pudesse parametrizar os seus formulários deixando-os mais parecidos com os formulários do dia a dia.

Oferecer ao setor de engenharia clínica uma ferramenta que propicia acesso a uma base de dados crescente, e que propicia pesquisa e recuperação de informação sobre equipamentos e sua manutenção é a maior contribuição deste trabalho.

Agradecimentos

Agradeço a Deus, a minha família, a minha orientadora, amigos e a UTFPR por me proporcionar pelo ambiente criativo e amigável.

Referências

- [1] A.E.Margotti and R. Garcia, “Ferramenta de avaliação de tecnologia em saúde para equipamento médico-assistencial em hospitais,” XXIII Congresso Brasileiro em Engenharia Biomédica - XXIII CBEB, vol. ., pp. 533–537, 2012.
- [2] S. D. GarciaI, M. do Carmo Lourenço HaddadII, M. S. G. DellarozzaII, D. B. da CostaIII, and J. M. de Miranda, “Gestão de material médico-hospitalar e o processo de trabalho em um hospital público,” revista Brasileira de Enfermagem - REBEn, vol. 65, pp. 339–346, 2012.
- [3] J. M. P. Ferreira, F. S. Barros, and P. Nohama, “Estado atual dos sistemas de informação para gerenciamento de equipamentos médico-hospitalares” XXIII Congresso Brasileiro em Engenharia Biomca - XXIII CBEB, vol. ., pp. 1–6, 2012.
- [4] M. da Silva and M. Rodrigues, “Sistema de informação para gestão em engenharia clínica,” XXIII Congresso Brasileiro em Engenharia Biomédica - XXIII CBEB, vol. ., pp. 1233–1237, 2012.
- [5] V. Vigolo, G. R. Scolaro, F. M. de Azevedo, D. L. F. Scolaro, L. M. Brasil, S. L. Hinrichsen, and M. A. B. Rodrigues, “Sistema de informática na web para unidades hospitalares-projeto sentinela,” VI Workshop de Informática Mca - WIM2006, vol. 1, pp. 113–122, 2006.
- [6] X. Zhang, H. Yu, and T. Mu, “Design of equipment health management information system,” in 2011 International Conference on Management and Service Science, 2011, pp. 1–4.
- [7] CALIL, S.J. Gerenciamento de Manutenção de Equipamentos Hospitalare. Série F. Comunicação e Educação em Saúde. Serie F.[S.1.], 2002.
- [8] P. Nohama, “Analisador de desfibriladores/cardioversores,” Master’s thesis, Unicamp / Ministo da Ciia e Tecnologia, 1992.
- [9] G. R. Bertolini, “Proposta de ensaios e avalia de equipamentos laser de baixa potência empregados em fisioterapia,” Master’s thesis, CEFETPR / Ministério da Ciência e Tecnologia, 2003.
- [10] E. E. de Sistemas. (2015, 2) Engeman. [Online]. Available:<http://engeman.com.br/pt-br/demonstrativos/hospitalar/>.
- [11] M. da Saúde. (2015, 2) E-sus. [Online]. Available: <http://www2.datasus.gov.br>
- [12] W. T. em saúde. (2015, 2) Gis. [Online]. Available: <http://www.wareline.com.br/wareline/gestao-hospitalar>.
- [13] S. LTDA. (2015, 2) Systemah2005. [Online]. Available: <http://www.systemaonline.com.br/>.
- [14] BITTENCOURT, S. CAMACHO, L. LEAL, M. d. C. O sistema de informação hospitalar e sua aplicação na saúde coletiva. Cad. Saúde Pública, Rio de Janeiro, v. 22, p. 19—30, 2006.
- [15] LIMA, E. A. GEM - HOS - Sistema de Gerenciamento de Informações de Equipamentos Hospitalares - "O Caso do Universitário de Brasília - HUB". Dissertação (Mestrado) —Universidade de Brasília, 2008.
- [16] SEBBE, P. F.; ZÂNGARO, R. A. Estudo e implementação de um sistema de gerenciamento para rede de equipamentos em ambientes hospitalares. IX Encontro Latino Americano de Iniciação Científica e V Encontro Latino Americano de Pós-Graduação ? Universidade do Vale do Paraíba, 2005.
- [17] RAMOS, D. F. S. Sistema de informação web para gerência dos equipamentos médicos de estabelecimentos assistenciais de saúde. Dissertação (Mestrado) - UNIPLAC, 2012.

SISTEMA PORTÁTIL BASEADO EM OSCILAÇÕES FORÇADAS E TELEMEDICINA VISANDO O MONITORAMENTO DE PACIENTES RESPIRATÓRIOS CRÔNICOS

N. V. de Oliveira, M. H. N. dos Santos, L. M. Aligleri e P. L. de Melo

Laboratório de Instrumentação Biomédica – LIB – Instituto de Biologia e Faculdade de Engenharia
Universidade do Estado do Rio de Janeiro (UERJ) - Rio de Janeiro, Brasil
Tel. (0XX21) 2334-0705, FAX: (0XX21) 2587-7760

e-mail: plopes@uerj.br

Resumo: O presente trabalho descreve um instrumento baseado em telemedicina para monitoramento residencial de indivíduos com doenças respiratórias crônicas. O instrumento mede a impedância respiratória e conecta-se à Internet através de um notebook. O desenvolvimento do hardware e do software utilizado no instrumento é descrito, assim como resultados iniciais de testes *in vivo* obtidos em um indivíduo normal e um asmático. Estes resultados são consistentes com a fisiologia envolvida, confirmando o elevado potencial científico e clínico deste sistema. Testes de Transmissão mostraram resultados adequados. Concluiu-se que o sistema proposto pode ser uma ferramenta útil para a implementação de serviços de telemedicina, contribuindo para reduzir os custos da assistência oferecida aos pacientes com doenças respiratórias crônicas.

Palavras-chave: Instrumentação Biomédica, sistema respiratorio, Telemedicina.

Abstract: *Home telemonitoring is of great interest in respiratory medicine where a large number of people have long term conditions. We developed a telemedicine instrument for home monitoring of subjects with chronic respiratory diseases. The instrument measures respiratory impedance and connects to the Internet through a notebook. The development of the hardware and software used in the instrument is described, as well as initial in vivo results obtained in a normal and an asthmatic subject. These results were in close agreement with the physiology, confirming the high scientific and clinical potential of this system. Internet transmission tests showed adequate results. We concluded that the developed system could be a useful tool for the implementation of telemedicine services, contributing to reduce the costs of the assistance offered to patients with chronic respiratory diseases.*

Keywords: *Biomedical Instrumentation, respiratory system, Telemedicine.*

Introdução

A elevada prevalência de distúrbios respiratórios tem levado a uma demanda crescente de serviços de assistência nos últimos anos. Este aumento também vem resultando em uma progressiva elevação na admissão de

pacientes, o que é particularmente importante no caso das doenças respiratórias crônicas, cuja prevalência deve crescer em um futuro próximo [1, 2]. Os exames de provas de função respiratória são usualmente realizados em centros especializados, muitas vezes distantes dos locais de moradia e de trabalho dos pacientes.

Nas últimas décadas foram observados contínuos avanços nas áreas de telecomunicações e informática que resultaram em uma importante redução de custos, proporcionando uma oportunidade significativa de aprimorar a eficiência dos serviços de saúde. Assim, de modo a amenizar os problemas citados anteriormente, vem sendo desenvolvidos serviços de saúde utilizando os conceitos de *home care* e telemedicina. A qualidade destes serviços depende diretamente do uso de instrumentos portáteis, o que projeta uma demanda crescente por novos instrumentos que permitam uma análise detalhada de parâmetros respiratórios fora do ambiente hospitalar. Visando contribuir neste sentido, nosso grupo de pesquisa vem desenvolvendo sistemas portáteis para monitoramento de parâmetros respiratórios via Internet [3-6].

Neste contexto, o presente trabalho descreve o desenvolvimento de um sistema para monitoramento da impedância respiratória via Internet por meio da técnica de oscilações forçadas.

Materiais e métodos

Desenvolvimento do sistema - A Figura 1 descreve o diagrama simplificado do instrumento. A primeira etapa consiste em um oscilador senoidal na frequência de 6 Hz com aproximadamente 1V_{pp} baseado no PIC16F84A. O oscilador é controlado pelas saídas digitais do módulo de aquisição de dados. O sinal senoidal resultante é adaptado a um amplificador de potência com ganho de tensão de 47 desenvolvido em torno do CI LM3886 (*Texas Instruments*) acoplado a um dissipador de calor com resistência térmica de 1,72 °C/W (HS12643, HS Dissipadores). A saída do amplificador, por sua vez, é adaptada a um alto-falante de 8" (Selenium, 140W) que converte os sinais elétricos em pressão. As pressões produzidas pelo alto-falante são direcionadas aos sistemas de medida de vazão e de pressão. O sistema de medida de vazão é composto por um pneumotacômetro de tela associado a um transdutor diferencial de pressão

(Honeywell 176PC). O sinal é amplificado empregando um amplificador de instrumentação AD620 (*Analog Devices*) e posteriormente processado por um filtro passa-baixas (Butterworth, 4a. ordem, 6 Hz) antes de ser adaptado ao sistema de aquisição de dados. O sistema de medida de pressão é composto por um transdutor idêntico ao empregado na medida de vazão, que é adaptado diretamente ao tubo que conduz as oscilações à boca do indivíduo. O processamento de sinal é idêntico ao utilizado no sistema de medida de vazão. O sistema de conversão A/D (NI USB-6009, *Analog Devices Inc.*, Austin, Texas, EUA) apresenta uma resolução de 14 bits e permite uma frequência de amostragem (fs) máxima de 48 kHz. No presente projeto a fs utilizada foi de 1024 Hz.



Figura 1: Diagrama em blocos simplificado do sistema. GS: gerador senoidal, AP: amplificador de potência, AI: amplificador de instrumentação, FPB: filtro passa-baixas.

Os programas foram desenvolvidos em ambiente LabVIEW 2012 (*National Instruments*, Austin, TX). Como plataforma de Hardware, foi empregado um notebook touch screen Dell Inspiron série 137000 (Intel, Core i5 com 4G de RAM, disco rígido de 456 GB). O programa é composto por dois módulos principais, um deles dedicado à aquisição, processamento, apresentação, controle de qualidade, salvamento dos dados e envio do mesmo para um servidor, sendo voltado para uso remoto. O painel frontal deste programa é descrito na Figura 2.

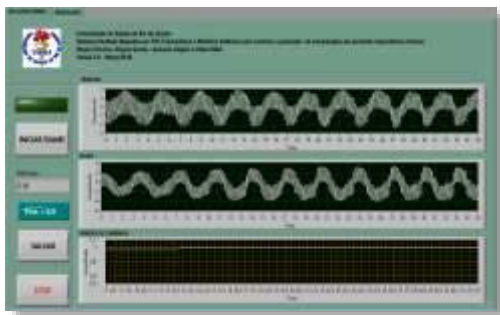


Figura 2: Painel frontal do instrumento virtual desenvolvido para a aquisição de dados.

Após o acionamento do botão "iniciar exame" o exame tem início, tendo duração de 35 segundos. Os sinais são digitalizados a uma frequência de amostragem de 1024 Hz. Os sinais de pressão e vazão podem ser visualizados no painel frontal (Figura 2, indicadores superior e do meio, respectivamente), de modo a identificar erros na medida. Ao término do ensaio, o sistema oferece a possibilidade de salvar um arquivo no formato txt com os dados de pressão e vazão respiratória ao longo do tempo.

A qualidade do exame é avaliada por meio da função de coerência (γ^2) (Figura 2, indicador na parte inferior do painel), que avalia a interferência do sinal respiratório nos sinais de pressão e vazão, e por conseguinte, no resultado das análises. Exames sem interferência resultam em uma $\gamma^2 = 1$, sendo que valores mais reduzidos refletem maiores interferências do sinal respiratório. No presente projeto, a γ^2 mínima utilizada foi de 0,9. Com o atendimento deste critério o programa permite enviar o arquivo salvo para um servidor, disponibilizando para o profissional de saúde os dados do exame. O painel frontal permite a visualização dos sinais de vazão, pressão e função de coerência obtidos durante os ciclos de inspiração e expiração ao longo do exame, assim como o valor da γ^2 mínima ao longo do exame. Um indicador muda da cor (verde para a vermelha) caso o valor mínimo do exame se encontre abaixo do valor estipulado. Adicionalmente, uma mensagem é mostrada para o paciente solicitando que ele refaça o exame.

O segundo módulo foi desenvolvido para uso no ambiente médico. O programa permite o cadastramento do paciente (nome, sexo, registro, telefone, data de nascimento etc), assim como o armazenamento de observações específicas sobre o paciente. Este módulo contém sub-rotinas de recebimento de dados e de envio de resposta ao paciente. A rotina de recebimento de dados permite a comunicação entre o notebook utilizado pelo paciente e o PC utilizado no ambiente médico via TCP/IP, o armazenamento dos dados no formato ASCII e a importação de arquivos com exames salvos anteriormente no computador.

O processamento de sinal é similar ao descrito anteriormente [7]. Basicamente, os sinais são separados em blocos de 1s, incluindo blocos com *overlapping* de 50%, multiplicados por uma janela de Hanning e processados por meio da Transformada de Fourier. O programa permite a estimativa da resistência e da reatância respiratória em 6 Hz (R6 e X6, respectivamente). O programa também permite a obtenção dos valores médios de R6 e X6 relativos às fases inspiratórias e expiratórias. As impedâncias do filtro biológico e do bocal utilizados entre o equipamento e os voluntários durante a medição são compensadas de maneira a reduzir os erros. O sistema também permite identificar valores incorretos (R6 ou X6 maiores ou menores que a média ± 5 SD) decorrentes de deglutições, fala ou tosse durante o ensaio, assim como erros decorrentes da saturação da entrada do módulo de conversão A/D e valores negativos de resistência.

A calibração do sistema foi efetuada usando uma carga mecânica de referência (7100R5, 5,0 cmH₂O/L/s, *Hans Rudolph Inc.*, Coleparkway, Kansas, EUA).

Testes *in vitro* – Antes da utilização do sistema em humanos, seu adequado funcionamento foi avaliado em cargas mecânicas simulando condições normais (Rn= 2,70 cmH₂O/L/s, In=12,82 mcmH₂O/L/s²) e obstrução respiratória (Robs=6,42 cmH₂O/L/s; Ipac=5,49 mcmH₂O/L/s²) [8].

Testes *in vivo* em normais e em asmáticos - A capacidade do sistema em identificar alterações

associadas às doenças respiratórias, foi avaliada por meio de uma análise comparativa dos resultados obtidos em um indivíduo sadio que não apresentavam histórico de distúrbio respiratório ou tabagismo (sexo masculino, idade: 53 anos, 70kg, 171cm, volume expiratório forçado no primeiro segundo - $VEF_1\%=104,4$) e um paciente asmático com obstrução respiratória leve ($VEF_1\%=65,6\%$, sexo masculino, idade: 44 anos, peso: 65 kg, altura: 171 cm). Durante a realização dos exames, os indivíduos permaneceram sentados, com a cabeça em uma posição neutra. Os estudos envolvendo a FOT foram aprovados pelo Comitê de Ética em Pesquisa do Hospital Universitário Pedro Ernesto. O consentimento pós-informado do voluntário foi obtido antes da realização dos ensaios.

Análise Estatística - Os resultados são apresentados como média±desvio padrão. A comparação entre os resultados foi efetuada empregando o programa ORIGIN versão 8.0 por meio do teste de Wilcoxon. Valores de $p<0,05$ foram considerados significativos para todas as análises em questão.

Testes de transmissão/recepção de dados - O monitoramento remoto e intercâmbio de informações foi testado com medições típicas, simulando condições clínicas de forma realista. O sistema foi utilizado durante oito dias, empregando uma medida por dia, pela parte da manhã (8:00-9:00hs), o que resultou na produção de oito arquivos típicos. O voluntário estava localizado em uma casa particular no Rio de Janeiro. Os arquivos de medições foram enviados ao nosso laboratório no Rio de Janeiro e recomendações médicas simuladas foram enviadas para este voluntário.

Resultados

A Figura 3 ilustra o sistema desenvolvido, descrevendo o painel frontal do programa, controlado por meio de toques na tela, e a caixa contendo os circuitos, transdutores e sistemas pneumáticos. São também descritos os elementos usados durante as medidas, o filtro biológico, bucal e o clip nasal.

Testes *in vitro* – A Tabela 1 descreve os resultados destes testes. Foram observados erros menores que 7%.

Testes *in vivo* em normais em asmáticos - A Figura 4 mostra traçados típicos de vazão, resistência e reatância respiratória medidos em um indivíduo normal. A Figura 5 apresenta os resultados obtidos no indivíduo normal e no paciente asmático. Foram avaliados vinte e um ciclos respiratórios no indivíduo normal e vinte ciclos no asmático. A R_{exp} foi significativamente mais elevada que a R_{insp} no indivíduo normal ($p<0,05$), enquanto os valores de X_{insp} e X_{exp} não foram significativamente diferentes. No asmático, a R_{exp} não foi significativamente diferente da R_{insp} , assim como os valores de X_{insp} e X_{exp} . O asmático apresentou valores mais elevados que o voluntário normal em termos de R_{insp} ($p<0,0001$) e R_{exp} ($p<0,05$). Por outro lado, a $R_{exp}-R_{insp}$ foi mais elevada no indivíduo normal ($p<0,01$). A X_{insp} foi mais negativa no asmático ($p<0,02$),

enquanto X_{exp} e $X_{exp}-X_{insp}$ não foram diferentes das observadas no indivíduo normal.

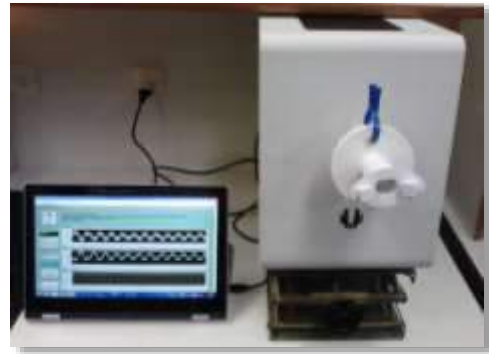


Figura 3: Instrumento portátil para monitoramento de pacientes respiratórios por Oscilações Forçadas.

Tabela 1: Erro percentual em relação à estimativa da impedância de cargas mecânicas simulando indivíduos normais e pacientes.

	Referência	Medido	Erro (%)
R_{normal} (cmH ₂ O/L/s)	2,70	2,77	2,6
I_{normal} (mcmH ₂ O/L/s ²)	12,82	13,53	5,5
$R_{pacientes}$ (cmH ₂ O/L/s)	6,42	6,17	-3,9
$I_{pacientes}$ (mcmH ₂ O/L/s ²)	5,49	5,83	6,2

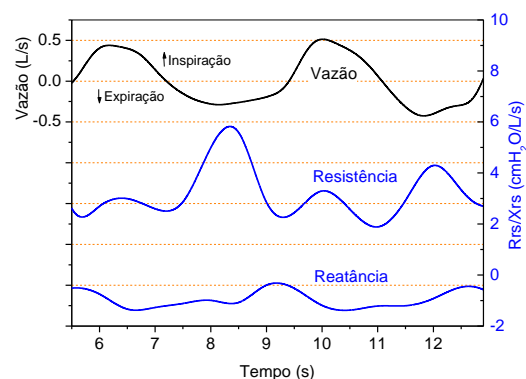


Figura 4: Traçados típicos de vazão, resistência e reatância respiratória em indivíduo normal.

Testes de transmissão/recepção de dados - Nestes testes, 7 dos 8 exames transcorreram adequadamente. No exame em que ocorreu falha de transmissão, os dados foram recuperados no sistema portátil. Nas formas de onda recebidas adequadamente, foi possível executar as análises e obter os parâmetros sem erros (Figura 6). As comunicações simuladas entre médico e paciente foram enviadas e recebidas adequadamente.

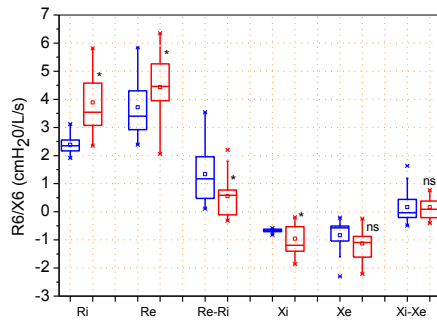


Figura 5: Box-plot dos valores obtidos no indivíduo normal (a esquerda e em azul) e no paciente asmático (a direita e em vermelho). A parte superior e a parte inferior da caixa representam os percentuais de 25% e 75% da amostra, enquanto o círculo representa o valor médio. A barra representa o valor de 50%, enquanto os marcadores fora da caixa representam os percentuais de 10% e 90%. * $p < 0,05$; ns=não significativo.

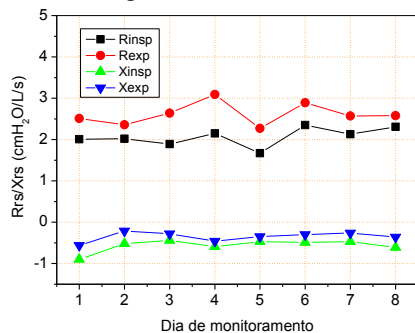


Figura 6: Valores de impedância obtidos durante a simulação de oito dias de monitoramento remoto.

Discussão

Testes *in vitro* – Foram observados erros adequados à aplicação visada, tanto em cargas mecânicas simulando condições normais quanto obstrução respiratória (Tabela 1).

Testes iniciais *in vivo* – A observação de Rexp mais elevada que a Rinsp no indivíduo normal, assim como a presença de valores similares de Xinsp e Xexp, é consistente com trabalhos anteriores [9]. As características fisiopatológicas relacionadas à asma, incluindo inflamação das vias aéreas e hiperreatividade brônquica, resultam em obstrução ao fluxo aéreo, com consequente alteração das propriedades resistivas e elásticas do sistema respiratório [10]. Estas alterações são coerentes com os resultados descritos na Figura 5, assim como em trabalhos publicados previamente [9]. Cabe ressaltar que o indivíduo asmático estudado apresenta asma leve e se encontra sob uso de medicação, o que ressalta a sensibilidade das medidas de impedância na identificação das alterações de mecânica respiratória destes pacientes.

Testes de transmissão/recepção de dados – A falha na transmissão de arquivos (impedância: 3,1 MB; recomendações $\approx 1,0$ kB) em um dos exames ocorreu devido a problemas de conexão com a internet. O arquivo de medições, no entanto, encontrava-se salvo no HD do

netbook. Este problema será resolvido criando uma lista de pendências e enviando todos os arquivos que não foram transmitidos adequadamente ao servidor no início de cada exame.

Conclusão

Foi desenvolvido um novo instrumento portátil para aquisição e transmissão dos exames de pacientes com doenças respiratórias. O sistema permite o envio dos resultados a um servidor, assim como a troca de informações entre o profissional de saúde e os pacientes, contribuindo para aprimorar a assistência oferecida aos indivíduos com doenças respiratórias.

Agradecimentos

Os autores agradecem a UERJ, ao CNPq e a FAPERJ pelo apoio financeiro.

Referências

- [1] Anonymous, "The juggernaut of respiratory diseases gains momentum," *The Lancet Respiratory Medicine*, vol. 1, 2013.
- [2] GOLD. (2016). *Global Initiative For Chronic Obstructive Lung Disease – UPDATE (2016)*. "Global Strategy for the Diagnosis, Management, and prevention of Chronic Obstructive Pulmonary Disease."
- [3] E. P. da Silva Junior, G. P. Esteves, K. K. Dames, and P. L. Melo, "A telemedicine instrument for Internet-based home monitoring of thoracoabdominal motion in patients with respiratory diseases," *Rev Sci Instrum*, vol. 82, p. 014301, 2011.
- [4] E. P. Silva Junior, G. P. Esteves, A. C. Faria, and P. L. Melo, "An internet-based system for home monitoring of respiratory muscle disorders," *Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc*, vol. 2010, pp. 5492-5, 2010.
- [5] G. P. Esteves, E. P. Silva Junior, L. G. Nunes, C. S. Greco, and P. L. Melo, "Configurable portable/ambulatory instrument for the analysis of the coordination between respiration and swallowing," *Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc*, pp. 90-3, 2010.
- [6] R. C. P. Faria, T. P. Nunes, J. G. Santos, and P. L. Melo, "Instrumentação para monitoramento do pico de fluxo expiratório em pacientes asmáticos via internet," presented at the XXIII Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica, 2012.
- [7] I. A. Miranda, A. C. D. Faria, A. J. Lopes, J. M. Jansen, and P. L. de Melo, "On the Respiratory Mechanics Measured by Forced Oscillation Technique in Patients with Systemic Sclerosis," *Plos One*, 8, 2013.
- [8] A. N. Lima, A. C. Faria, A. J. Lopes, J. M. Jansen, and P. L. Melo, "Forced oscillations and respiratory system modeling in adults with cystic fibrosis," *Biomed Eng Online*, 14, p. 11, 2015.
- [9] P. Paredi, M. Goldman, A. Alamen, P. Ausin, O. S. Usmani, N. B. Pride, *et al.*, "Comparison of inspiratory and expiratory resistance and reactance in patients with asthma and chronic obstructive pulmonary disease," *Thorax*, vol. 65, pp. 263-267, 2010.
- [10] W. H. O. World Health Organization. (2015, 04-07-2015). GINA – Global Initiative for Asthma.

DATA WAREHOUSING PARA GESTÃO DE INFORMAÇÕES E TOMADA DE DECISÃO NA SAÚDE PÚBLICA

S. Z. Oliva¹, J. C. Felipe^{1,2}

¹Programa de Pós-Graduação Interunidades em Bioengenharia - Universidade de São Paulo, Brasil

²Departamento de Computação e Matemática - Faculdade de Filosofia, Ciências e Letras de Ribeirão Preto – Universidade de São Paulo, Brasil
e-mail: samuel.oliva@usp.br, jfelipe@ffclrp.usp.br

Resumo: A área de gestão em saúde pública carece de recursos que auxiliem de maneira efetiva a análise de dados e o processo de tomada de decisão. Assim, com a finalidade de sanar esta lacuna na gestão da saúde, especificamente em relação às informações e indicadores contidos no Mapa de Saúde, foi projetado e implementado um ferramental para suporte à decisão, baseado na construção de um ambiente de *data warehousing*, visando integrar bases de dados legadas da saúde, oriundas de documentos gerados pelos departamentos regionais de saúde, munindo, assim, gestores de saúde com ferramentas necessárias para gerar consultas ad hoc complexas sobre os dados de saúde de maneira eficiente e flexível. De acordo com avaliação aplicada a gestores de saúde locais e regionais, o sistema cumpre satisfatoriamente o objetivo de auxiliar estes gestores, tornando o processo de tomada de decisão mais efetivo, flexível, e produtivo.

Palavras-chave: Gestão de Informação em Saúde; Banco de Dados; Sistemas de Suporte à Decisão; *Data Warehouse*.

Abstract: *The public health management area lacks resources that effectively assist on data analysis and decision-making process. Thus, in order to solve this gap we intend to contribute with the development of a toolset based on health indicators databases. This toolset was assembled through the implementation of a data warehousing environment aiming integrate legacy data sources from healthcare system, derived from documents generated by the regional health departments, providing health managers with tools required to generate complex ad hoc aggregative queries on health data in a flexible and efficient way. According to an evaluation procedure performed on a group of local and regional health managers, the system fulfills successfully the purpose of helping these managers, transforming the decision-making process more effective, flexible and productive.*

Keywords: *Health Information Management; Databases; Decision Support Systems; Data Warehouse.*

Introdução

O Mapa de Saúde (MS), criado pelo Ministério da Saúde do Brasil por meio do decreto nº 7.508 de 28 de junho de 2011, dispõe sobre a organização, o

planejamento, a assistência à saúde e a articulação interfederativa do Sistema Único de Saúde (SUS). Consiste de um conjunto de documentos, elaborados pelos departamentos regionais de saúde, que descreve a distribuição geográfica de recursos humanos, ações, e serviços da área da saúde, considerando o desempenho aferido baseado nos indicadores do sistema de saúde público e privado brasileiro. É organizado em capítulos, cada um representando um conjunto de indicadores de saúde. As informações contidas nestes capítulos estão divididas em seções e/ou subseções, nas quais estão especificadas tabelas contemplando os indicadores de saúde. Os capítulos que compõem o MS são: I. Condições Geográficas, Demográficas e Socioeconômicas; II. Perfil de Morbimortalidade; III. Atenção Básica como Ordenadora do Sistema; IV. Vigilância em Saúde; V. Estrutura – capacidade instalada, equipamentos e assistência; VI. Redes Temáticas; VII. Regulação; VIII. Controle Social; IX. Gestão do Trabalho e Educação na Saúde; X. Financiamento do Sistema; XI. Judicialização; XII. Transporte Sanitário; XIII. Recursos Humanos.

Apesar da importância de tal iniciativa, o processo de aquisição dos dados contemplados no MS é lento e ineficiente, pois exige reuniões dos departamentos regionais de saúde para que o documento seja elaborado junto aos gestores e secretários de municípios. A análise dos dados, por sua vez, só é possível de forma precária, por meio da busca manual de indicadores espalhados em tabelas estáticas. Deste modo, faz-se necessário o desenvolvimento de ferramentas para auxílio da análise, visando tornar os dados efetivos para o trabalho de tomada de decisão em saúde pública.

Neste contexto, a arquitetura de *Data Warehousing* (DWing) é um importante recurso computacional para sanar esta carência a respeito do MS. O DWing é uma arquitetura de componentes computacionais que realizam os processos de aquisição de dados de sistemas de banco de dados legados e transacionais, bem como o de transformação destes dados em informação organizada e estruturada em um formato amigável para encorajar análises de dados e auxiliar no processo de tomada de decisão [1]. Nesta arquitetura, o repositório de Data Warehouse (DW) é o componente central e pode ser definido como uma base de dados integrada, orientada a assunto, não volátil e variável em relação ao tempo [2]. A construção desta arquitetura fornece uma

visão abrangente de toda a organização fornecendo acesso a dados históricos, confiáveis para facilitar a tomada de decisão, com o mínimo possível de sobrecarga nos sistemas transacionais [3].

Diversos estudos, nos últimos anos, têm sido conduzidos com diferentes objetivos, no que diz respeito à utilização de DWing para a saúde. De Mul *et al.* [4] relatam o desenvolvimento de parte de um DW específico para as unidades de terapia intensiva (UTIs) do Centro Médico Erasmus, na Holanda. Essa parte do DW coleta dados dos sistemas de informação clínica instalado nas UTIs, bem como dados do sistema de informação do hospital. Wyllie e Davies [5] apresentam uma discussão das vantagens e desvantagens de projetos recentes de DWing e seu potencial no que concerne o monitoramento de resistência antimicrobiana. Além disso, Lam, Sahama e Randike Gajanayake [6] propõem um modelo de DWing baseado na estrutura de registros eletrônicos, para aumentar a efetividade e durabilidade no que concerne o aumento continuado de dados clínicos do sistema de saúde da China. Narra, Sahama e Stapleton [7], por sua vez, descrevem uma arquitetura de DW que permite processos de tomada de decisão baseados em evidência, por meio da integração e da organização de depósitos de dados distintos, em apoio à melhoria dos serviços da saúde, com foco nos níveis de atividade física, nutrição, sexo, e idade.

A proposta de um ambiente de DWing motiva-se pela melhoria na disponibilidade e acessibilidade das informações contempladas pelo MS, as quais estão atualmente dispersas em diversos documentos de saúde e sistemas fontes de informações legados. Neste sentido, um conjunto de ferramentas analíticas pode tornar estas informações estáticas acessíveis com flexibilidade, facilidade e rapidez. Esse ambiente de DWing visa habilitar gestores a nível local e regional a construir consultas ad hoc complexas de forma dinâmica por meio de uma ampla variedade de visões no que diz respeito à agregação e ao refinamento de dados de saúde.

Portanto, com finalidade de fornecer apoio aos objetivos do MS em relação a integração, monitoramento e análise de grande quantidade de dados da saúde, neste projeto foi desenvolvido um ambiente de DWing, denominado Gestão Dinâmica do Mapa de Saúde (GDMS), baseado em indicadores de saúde que são contemplados pelos documentos do MS. Este ambiente constitui-se de um repositório DW específico que pode ser acessado por meio de ferramentas analíticas. O DW-GDMS fornecerá suporte à integração de dados de bases de dados legadas e de registros gerados pelos departamentos regionais de saúde. As ferramentas analíticas do GDMS permitirão que gestores de saúde construam seus relatórios e suas consultas ad hoc complexas sobre os indicadores de saúde.

Materiais e métodos

Data Warehousing – tipicamente, consiste de um ambiente que apresenta uma combinação de elementos,

os quais trabalham em conjunto para fornecer um ambiente rico para armazenamento e análise de dados em grande quantidade. Estes elementos consistem de: sistemas operacionais fontes; área de preparação de dados; área de apresentação de dados; ferramentas de acesso e análise dos dados.

O primeiro elemento do ambiente de DWing compreende as fontes operacionais, que inclui diversas fontes de dados heterogêneas com estruturas e formatos distintos, tais como: bases de dados relacionais e não relacionais, arquivos de textos, planilhas e outros. O segundo elemento do ambiente é a área de preparação dos dados, a qual engloba as tarefas de pré-processamento dos dados, por exemplo: serviços de limpeza, combinação e padronização, armazenamento de dados e processamento sequencial e de ordenação. O terceiro elemento é a área de apresentação de dados onde os dados são arranjados em *data marts* (subconjuntos de um DW) baseado em um único processo de negócio; além disso, os *data marts* são criados seguindo um procedimento padronizado de modo que possam ser futuramente integrados. O último elemento representa as ferramentas de acesso e análise dos dados, as quais incluem: ferramentas de consulta *ad hoc*, construtores de relatórios, aplicações analíticas, aplicações de mineração de dados, e outras.

Entre o primeiro, segundo e terceiro elemento há o conjunto de processos de extração, transformação e carga, chamado de ETL (*extract, transform and load*). Primeiro, o processo de extração consiste da obtenção de dados a partir de diversas fontes e a cópia deles para um outro repositório de dados, para futura preparação. Após isso, o processo de transformação implica na correção de inconsistências, limpeza e combinação dos dados de múltiplas fontes e a eliminação de redundâncias. Por fim, o processo de carga é o transporte dos dados preparados para o repositório DW.

Um outro elemento importante do ambiente de DWing é o ODS (*operational data store* – armazém de dados operacionais) que consiste de uma extensão da arquitetura de DW e contém dados operacionais que são integrados de sistemas fontes de dados legados. Diferentemente de um DW, o ODS tem a característica de poder ser atualizado [8].

Um dos elementos mais importante em um ambiente de DWing é o DW. A abordagem mais conhecida para o projeto de um DW é por meio da modelagem dimensional dos dados, a qual consiste da criação de esquemas estrelas, tabelas de fatos, e tabelas de dimensões [2]. O esquema estrela consiste em uma tabela central, denominada tabela de fato, que contém uma medida de um determinado evento. Atributos contextuais que descrevem o requisito de processamento são normalizados para tabela dimensões, as quais contêm descrições textuais tais como atributos de textos e números discretos além do campo de chave primária, chamado de chave substituta. As chaves substitutas em cada tabela dimensão são pareadas com chaves estrangeiras correspondentes na tabela de fato. Ademais, tabelas de dimensões mais complexas podem apresentar

mais de uma estrutura de hierarquia implícita. Assim, se uma dimensão é normalizada, as hierarquias geram uma estrutura conhecida como esquema floco de neve [2].

O acesso a dados no DW, geralmente, é realizado por meio de um servidor OLAP (*on-line analytical processing* – processamentos de consultas analíticas) [9]. OLAP compreende o processamento de consultas complexas sobre grande quantidade de registros. Servidores OLAP podem ser sistemas do tipo relacionais ou do tipo multidimensionais. Um OLAP do tipo relacional é um sistema relacional estendido que mapeia operações sobre dados dimensionais para uma operação relacional padrão. Geralmente, os dados OLAP são representados como um cubo de dados multidimensional.

Ferramentas de Desenvolvimento – Para a implementação dos componentes do ambiente GDMS, foi utilizado o seguinte conjunto de ferramentas: (a) *MySQL Workbench* – ferramenta de modelagem do diagrama entidade relacionamento das bases de dados do GDMS e dos esquemas estrelas; (b) *PostgreSQL* – sistema gerenciador de banco de dados (SGBD); (c) *Pentaho Data Integration* – implementação do processo ETL entre as bases de dados do GDMS; (d) *Pentaho Schema Workbench* – criação e testes dos esquemas dos cubos OLAP; (e) *Pentaho Business Analytics* – servidor *web* que fornece a interface principal de análise e visualização dos dados do DW por meio de ferramentas de consultas avançadas e relatórios básicos.

Resultados

Sistema de Gestão Dinâmica do Mapa de Saúde: O GDMS contém elementos que fornecem as funções necessárias para obtenção, preparação, e integração dos dados para um DW. Além disto, ele fornece ferramentas de acesso para geração de análises sobre esses dados.

A Figura 1 apresenta a arquitetura do GDMS, onde podemos observar como os elementos são organizados, como os dados são transportados das fontes de dados para o repositório de DW, e como gestores de saúde pode acessar os dados.

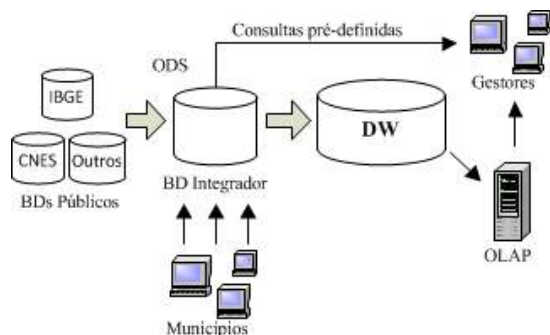


Figura 1: Arquitetura do GDMS.

O primeiro elemento no ambiente GDMS representa os sistemas fontes de dados da saúde pública. Essas fontes de dados são referenciadas pelos documentos do

MS por meio de tabelas. Cada uma dessas fontes de dados provêm dados em diferentes formatos e estruturas, por exemplo, planilhas, arquivos semi-estruturados, bases de dados relacionais, etc.

O segundo elemento é o BD integrador, cujos dados são integrados a partir de um formato comum e estruturado. O BD integrador foi modelado seguindo conceitos de modelagem entidade relacionamento e apresenta características de um ODS. Ademais, essa base disponibiliza consultas pré-definidas a usuários.

O terceiro elemento do GDMS é o DW. Ele foi projetado utilizando a modelagem dimensional, ou seja, esquemas estrelas foram implementados por meio da definição de tabelas dimensões e tabelas de fatos.

O último elemento do GDMS é o servidor OLAP, o qual permite a gestores acessarem dados dimensionais armazenados no DW. Esse acesso é fornecido por meio de operações OLAP, tais como: *drill-down* (detalhamento de dados), *roll-up* (agregação dos dados), *slice-and-dice* (projeção e filtragem de dados), e *pivot* (reorientação da visão dos dados).

Para implementar o ambiente GDMS, seguimos um conjunto de passos que nos guiaram durante a construção de todos os componentes, a saber: (1) análise das informações do MS; (2) criação do BD integrador; (3) modelagem dimensional do DW; (4) Implementação do processo ETL; (5) configuração do servidor OLAP; (6) construção das análises; e (7) validação.

Estudo de caso: Como estudo de caso, foi feita uma adaptação do ambiente GDMS ao contexto do sistema de saúde brasileiro, mais especificamente aos dados relativos ao Estado de São Paulo.

Primeiro, projetamos o banco de dados (BD) integrador baseado nos indicadores de saúde apresentados nos documentos do MS. A modelagem do BD integrador resultou em 38 tabelas com o total de 702 atributos mapeados.

Após isso, desenvolvemos todos os esquemas estrelas do DW baseado nas tabelas mapeadas no BD integrador. Um total de 27 esquemas estrelas foram criados no DW do GDMS. Em termos de capítulos dos documentos do MS, há capítulos que possuem um único esquema estrela e outros que possuem mais de um.

Posteriormente, criamos todas as transformações necessárias para realizar a tarefa de preparação e carga dos dados, o processo ETL, do BD integrador para os esquemas estrelas do DW.

Em seguida, por meio do *Pentaho Schema Workbench*, implementamos os cubos de dados dos esquemas estrelas criados na modelagem do DW. Esses cubos consistem de um modelo de metadado XML de estrutura do tipo cubo.

Depois de desenvolvidos os esquemas estrelas e seus respectivos cubos, o modelo XML foi publicado no servidor *Pentaho Business Analytics*, o qual possui bibliotecas Web desenvolvidas em Java com uma série de aplicações que fornecem suporte para a criação de relatórios e de consultas analíticas. Como um exemplo de consulta analítica, podemos realizar uma consulta

sobre o cubo “Profissional”, e selecionar a quantidade de profissionais por estabelecimentos nos anos de 2012 e 2013, sendo os estabelecimentos organizados de acordo com uma hierarquia de seus níveis. Dentro desta hierarquia, no nível região de saúde, foram selecionadas mais de uma região e do mesmo modo foi feito para o nível municípios. Ademais, aplicamos dois filtros, o primeiro condicionando a consulta para exibir somente profissionais da família “médicos clínicos” e o segundo filtrando somente profissionais do SUS. A Figura 2 apresenta a análise construída do cubo “Profissional”.



Estabelecimento	Measures	
	Qtde Profissionais	
	Ano	
	●2012	●2013
RRAS13	7.942	7.962
DRS RIBEIRÃO PRETO	3.414	3.430
VALE DAS CACHOEIRAS	380	380
HORIZONTE VERDE	733	749
AQUÍFERO GUARANI	2.301	2.301
Serrana	73	72
Serra Azul	16	11
São Simão	32	31
Santa Rosa de Viterbo	57	61
Santa Rita do Passa Quatro	96	110
Ribeirão Preto	1.914	1.903
Luís Antônio	20	20
Jardinópolis	37	37
Guatapar	14	13
Cravinhos	42	43

Slicer: [Familia=Mdicos Clínicos] [SUS=SUS]

Figura 2: Análise constrida do cubo “Profissional”.

Avaliao: A fim de avaliar o sistema GDMS, foi aplicado um questionário de usabilidade a 10 gestores de saúde. Destes, a maioria eram gestores locais (Ribeirão Preto), com exceo de uma coordenadora, que já desempenhou funo em categoria regional. O questionário adotado foi adaptado de CSUQ [10] e  composto de 12 questões. Cada questão corresponde a uma assero e uma escala de classificao entre 1 (“discordo fortemente”) e 7 (“concordo fortemente”). A média geral, considerando todas as questões, foi de 6.07, demonstrando que o GDMS foi muito bem aceito pelos gestores de saúde.

Discussão e Conclusão

Por meio da implementao deste sistema, podemos dizer que a proposta do GDMS provê suporte para os gestores responsáveis pelo planejamento e organizao dos recursos para tomar decisões baseadas em informaes consistentes, de maneira rápida e flexível. Segundo os resultados da avaliao aplicada aos gestores de saúde, podemos concluir que eles aprovaram as ferramentas fornecidas pelo GDMS.

Este projeto apresentou certa dificuldade no que diz respeito  aquisio de dados para carregamento no sistema, devido ao fato de que as informaes apresentadas pelo MS estão distribuídas de maneira não padronizadas, em diferentes formatos, e em fontes

distintas do sistema de saúde público. Portanto, o ambiente de DWing serviu como um padrão inicial para estabelecer uma organizao sobre essas informaes.

Podemos concluir que o objetivo deste projeto, de construir um arcabouço computacional para apoiar análises complexas e melhorar o processo de tomada de decisão, foi alcançado de maneira efetiva e satisftoria, uma vez que o GDMS fomenta a integrao de dados, facilita e torna flexível a atividade de análise da informao no contexto de gestão da saúde.

Agradecimentos

Agradecemos  CAPES pelo apoio financeiro fornecido durante o desenvolvimento deste projeto.

Referências

- [1] Kimball R, Caserta J. The data warehouse ETL toolkit. John Wiley & Sons; 2004.
- [2] Inmon WH. Building the data warehouse. 4th ed. John Wiley & Sons; 2005.
- [3] Poe V, Brobst S, Klauer P. Building a data warehouse for decision support. Prentice-Hall, Inc.; 1997.
- [4] De Mul M, Alons P, Van Der Velde P, Konings, I, Bakker J, Hazelzet J. Development of a clinical data warehouse from an intensive care clinical information system. *Computer Methods and Programs in Biomedicine*. 2012; 105(1):22-30.
- [5] Wyllie D, Davies J. Role of data warehousing in healthcare epidemiology. *Journal of Hospital Infection*. 2015; 89(4):267-270.
- [6] Lam W, Sahama T, Gajanayake R. Constructing a traditional chinese medicine data warehouse application. *Australasian Conference on Information Systems*. 2015.
- [7] Narra L, Sahama T, Stapleton P. Clinical data warehousing: A business analytics approach for managing health data. *8th Australasian Workshop on Health Informatics and Knowledge Management*. 2015; 164(2015):101-104
- [8] Gray P, Watson, HJ. Present and future directions in data warehousing. *ACM SIGMIS Database*. 1998; 29(3):83-90.
- [9] Chaudhuri S, Dayal, U. An overview of data warehousing and OLAP technology. *ACM Sigmod record*. 1997; 26(1), 65-74.
- [10] Lewis JR, IBM computer usability satisfaction questionnaires: psychometric evaluation and instructions for use. *International Journal of Human-Computer Interaction*. 1995; 7(1):57-78.

MODELAGEM E IMPLEMENTAÇÃO DE BANCO DE DADOS PARA O GERENCIAMENTO DE PROPOSTAS EM INOVAÇÃO TECNOLÓGICA EM SAÚDE

L. R. Nóbrega*, A. O. Andrade* e S. T. Milagre*

*Núcleo de Inovação e Avaliação Tecnológica em Saúde (NIATS), Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica e Biomédica, Faculdade de Engenharia Elétrica, Universidade Federal de Uberlândia, Uberlândia, Brasil
e-mail: rn.ligia@hotmail.com

Resumo: Trabalhar com projetos possibilita ao estudante aprimorar diferentes competências, pois traz uma nova perspectiva no processo de ensino e aprendizagem. Durante a formação de um Engenheiro Biomédico, o estudante deve assimilar diversos tipos de conhecimento técnico e prático. Por essa razão, em várias disciplinas do curso de Engenharia Biomédica é necessário criar projetos voltados à saúde, como equipamentos médicos, biomédicos e odontológicos, programas, próteses, órteses, entre outros. Como a maioria dos estudantes não participa da rotina de um hospital, muitas vezes os trabalhos que são desenvolvidos não são úteis e práticos em situações reais. Diante dessa realidade, esse trabalho apresenta a modelagem e implementação de um banco de dados para gerenciar propostas em inovações tecnológicas que integram as demandas concretas do Hospital de Clínicas de Uberlândia da Universidade Federal de Uberlândia (HCU-UFU) com a Engenharia Biomédica. O método proposto é baseado na coleta de dados por meio de um questionário. Esses dados estão armazenados em um banco de dados e disponíveis para os docentes e discentes em um software web, chamado BIODATA, que possui uma interface de fácil entendimento e manuseio. Essa parceria é vantajosa tanto para o hospital, quanto para os estudantes, uma vez que os projetos elaborados terão aplicações práticas depois de concluídos, incentivando assim o estudante a se dedicar mais ainda em sua preparação.

Palavras-chave: Banco de dados, Inovação Tecnológica em Saúde, Engenharia Biomédica, Biodata.

Abstract: *When working with projects students may develop different skills, as it brings a new perspective in the process of teaching and learning. During the degree in Biomedical Engineering, the student must assimilate several types of technical and practical knowledge. For this reason, for some subjects of Biomedical Engineering it is necessary to develop health-oriented projects, such as medical equipment, medical and dental equipment, software, prosthetics, orthotics, and others. Most students do not participate in the hospital's routine, so the projects that are developed for them has no further application. Given this reality, this work proposes a simple tool that promotes the interaction of real demands of the Clinical Hospital of the*

Federal University of Uberlândia (HCU-UFU) with the Biomedical Engineering course. The proposed method is based on a questionnaire for data collection. These data are stored in a database and it is available to teachers and students through a web software, called BIODATA, which has an interface easy to understand and handle. This partnership is beneficial both for the hospital and for the students, as the developed projects will have practical application after conclusion. This encourages the students to engage further in its development.

Keywords: *Database, Healthy Technology, Biomedical Engineering, Biodata.*

Introdução

Durante a graduação em Engenharia Biomédica, vários projetos devem ser desenvolvidos como requisito parcial em algumas disciplinas, para que, além do conhecimento teórico, haja também um conhecimento prático sobre determinado assunto. Trabalhar por meio de projetos possibilita ao estudante evoluir em diferentes competências. A universidade transforma-se num espaço vivo de interações, aberto ao mundo real e às suas múltiplas dimensões. Dessa forma, aprender deixa de ser memorizar e, ensinar não apenas transmitir conteúdos aleatórios.

Como a maioria dos estudantes não participa do cotidiano de um hospital, muitas vezes os projetos que são finalizados ficam sem aplicação posterior.

Por essa razão, foi elaborado um questionário para fazer um levantamento de ideias de novas tecnologias sugeridas pelos funcionários do HCU-UFU. Esse questionário foi desenvolvido juntamente com a Gerência de Risco do hospital direcionado à formulação exata do objetivo da pesquisa, que é coletar propostas que resolveriam problemas reais da rotina dos funcionários do HCU-UFU e repassá-las para os estudantes de graduação da Engenharia Biomédica. Com ele foi possível perceber que os profissionais do HCU-UFU têm muitas sugestões de tecnologias que os auxiliaria no dia-a-dia.

As propostas coletadas foram armazenadas em uma aplicação criada, denominada BIODATA, um software web que é uma ferramenta livre de

gerenciamento e armazenamento de dados biomédicos e fica disponível aos usuários cadastrados por meio da internet. O cadastro de usuário é feito no próprio software web. O banco de dados utilizado para armazenar as sugestões coletadas no hospital foi o MySQL, um sistema de gerenciamento de banco de dados usado para armazenar informações [1] e a linguagem PHP (*Hypertext Preprocessor*) foi usada para codificar o sistema online, o código PHP é executado no servidor e permite o sistema interagir com bancos de dados e aplicações existentes no servidor.

O acesso às ideias propostas pelos profissionais do HCU-UFU por meio do BIODATA tem inúmeras vantagens: (i) a introdução de novas tecnologias ao hospital; (ii) o incentivo ao estudante a se dedicar no projeto que será usado após concluído; (iii) a utilização de informações de estudos já realizados em novas pesquisas; (iv) usuários pertencentes a um grupo de trabalho podem compartilhar informações; (v) funcionários do HCU-UFU que propuserem algum trabalho podem auxiliar no progresso do mesmo, aperfeiçoando ainda mais o resultado final; (vi) disponibilidade dos dados em tempo real e sem necessidade de instaladores em computadores locais. O objetivo principal desta iniciativa é integrar o curso de Engenharia Biomédica da UFU com o HCU-UFU.

Materiais e métodos

Para a realização do presente estudo, inicialmente foi elaborado um questionário. Ele contém uma breve explicação sobre o curso de Engenharia Biomédica, abrange perguntas como “Para você, existe algum projeto que se fosse desenvolvido melhoraria sua atuação profissional?” e solicita que o respondente descreva a ideia, caso exista. Além disso, o questionário tem espaço para que a pessoa disponibilize voluntariamente seu contato e escolha participar de uma aula presencial ou participar ativamente do desenvolvimento do trabalho proposto.

A aplicação do questionário foi presencial. Isso é vantajoso pois o pesquisador pode explicar conceitos desconhecidos, motivar o respondente a cooperar e diminuir a probabilidade de erro em seu preenchimento [2]. É válido ressaltar que as perguntas foram elaboradas considerando o nível de entendimento dos respondentes.

Ao todo, seis setores do hospital foram abordados. São esses: Unidade de Terapia Intensiva de Queimados, Setor de Hemodiálise, Clínica Cirúrgica II, Agência Transfusional, Clínica Médica e Enfermaria de Pediatria.

Posteriormente, realizou-se a modelagem do banco de dados para armazenar os dados coletados. Essa modelagem foi feita usando o DIA, um software gratuito e livre usado para criação e edição de gráficos vetoriais, que permite aos usuários criar fluxogramas e diagramas [3]. A Figura 1 mostra a modelagem do banco de dados.

Na modelagem foram definidos os tipos de permissões para os usuários do BIODATA: administrador geral (que tem acesso a todas as informações e pode realizar qualquer alteração dentro do esperado pelo sistema), administrador secundário (aquele que pode alimentar o banco de dados, mas não tem acesso ao sistema como um todo, como o administrador geral) e usuário comum (aquele que pode apenas visualizar as tabelas). Cada usuário possui um login e senha; para realizar o cadastro é necessário informar o nome, e-mail e a função que exerce na Universidade (aluno, professor ou pesquisador). A tabela de demandas possui a descrição da ideia, palavras-chave, setor solicitante, a pessoa solicitante e o status. Cada demanda tem um código único.

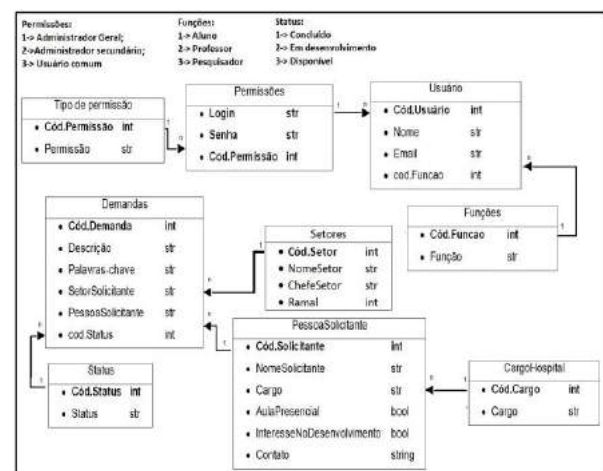


Figura 1: Modelagem do banco de dados.

Além disso, existe a tabela setor solicitante, com o nome do setor, ramal e seu enfermeiro-chefe. E a tabela pessoa solicitante, que contém informação sobre o funcionário que sugeriu o projeto (nome, cargo no hospital e contato), como nenhum campo do questionário é de preenchimento obrigatório, algumas informações dessa tabela aparecem como 'não-informado'.

O banco de dados utilizado para armazenar as sugestões coletadas no hospital foi o MySQL [4], um Sistema de Gerenciamento de Banco de Dados (SGBD) seguro e consolidado.

A apresentação desse projeto deveria ser gratuita, online, que disponibilize informações em tempo real, interface amigável, suportar vários acessos de uma vez e ser composto por um SGBD íntegro e seguro. A partir dessas características, foi selecionado um software web que já pertence a pesquisadores da Engenharia Biomédica, o BIODATA [5]. Esse software foi adaptado, adicionando uma nova aplicação no sistema, para atender sua nova função: disponibilizar uma tabela com a descrição das demandas e demais informações coletadas no questionário para que professores, alunos e pesquisadores tenham acesso.

Dessa maneira, o usuário ao entrar no link <biodata.feelt.ufu.br> deve escolher qual serviço do site deseja acessar. A modelagem das páginas web do BIO-

DATA foi baseada nas heurísticas de Nielsen [6], que são procedimentos que objetivam evitar potenciais problemas da interface.

Resultados

A equipe do hospital mostrou-se receptiva à pesquisa. De 07 (sete) setores abordados, apenas 02 (dois) não puderam responder ao questionário. Até a data de submissão deste trabalho, 22 (vinte e duas) demandas e 09 (nove) solicitantes foram cadastrados no BIODATA. O que indica que cada respondente possui mais de uma ideia para sugerir aos estudantes.

O banco de dados ficou bem estruturado e sua implementação foi realizada de forma organizada e objetiva, seguindo fielmente o que foi coletado com o questionário.

A interface do software web é mostrada na Figura 2, trata-se de uma interface simples e intuitiva, os dados ficaram dispostos de forma que todas as informações ficam disponíveis para os pesquisadores. O sistema terá informações adicionais sobre os solicitantes: o setor em que trabalha, ramal e contato pessoal. Desta forma, os interessados podem entrar em contato com o funcionário e delimitar ainda mais o resultado final do projeto. Além disso o solicitante tem a oportunidade de desenvolver o projeto em conjunto com os estudantes e também participar de uma aula presencial para esclarecimento de dúvidas.

ID	Status	Descrição	Sector	Status
101	Disponível	Desenvolvimento de um sistema de controle de acesso para o setor de radiologia.	Setor de radiologia	Disponível
102	Em desenvolvimento	Desenvolvimento de um sistema de controle de acesso para o setor de radiologia.	Setor de radiologia	Em desenvolvimento
103	Disponível	Desenvolvimento de um sistema de controle de acesso para o setor de radiologia.	Setor de radiologia	Disponível
104	Disponível	Desenvolvimento de um sistema de controle de acesso para o setor de radiologia.	Setor de radiologia	Disponível
105	Disponível	Desenvolvimento de um sistema de controle de acesso para o setor de radiologia.	Setor de radiologia	Disponível
106	Disponível	Desenvolvimento de um sistema de controle de acesso para o setor de radiologia.	Setor de radiologia	Disponível
107	Disponível	Desenvolvimento de um sistema de controle de acesso para o setor de radiologia.	Setor de radiologia	Disponível
108	Disponível	Desenvolvimento de um sistema de controle de acesso para o setor de radiologia.	Setor de radiologia	Disponível
109	Disponível	Desenvolvimento de um sistema de controle de acesso para o setor de radiologia.	Setor de radiologia	Disponível
110	Disponível	Desenvolvimento de um sistema de controle de acesso para o setor de radiologia.	Setor de radiologia	Disponível

Figura 2: Interface do BIODATA

Na Figura 2 estão dispostas algumas das solicitações feitas pelos funcionários do HCU-UFU. As ações, liberadas para o Administrador Geral, são: ver, editar, excluir e copiar. Ao lado está a coluna dos códigos de cada demanda, sua descrição, as palavras-chave, o setor solicitante, a pessoa solicitante e o status do projeto (Disponível, Em desenvolvimento, Concluído).

Discussão

Os temas dos projetos desenvolvidos pelos estudantes nas disciplinas do curso de Engenharia Biomédica são sugeridos pelos professores ou, em sua maioria, pelos estudantes. Na primeira situação, quando o professor da

disciplina define o tema, geralmente ele tem planos futuros para o projeto e orienta os estudantes ao longo do semestre. Na segunda situação, quando os alunos propõem o tema, uma das dificuldades é definir um assunto relacionado à saúde e que seja útil para a sociedade. Mesmo com uma boa proposta de projeto, a falta de um usuário final limita a ação do desenvolvedor e após finalizar o semestre, a produção fica sem real aproveitamento.

O HCU-UFU é um hospital público ligado ao SUS voltado para assistência, pesquisa e ensino dos cursos de atenção à saúde da UFU. Entretanto quando se trata da Engenharia Biomédica, sabe-se que é preciso fazer crescer cada vez mais essa integração que é fundamental para todos, uma vez que essa área da engenharia está voltada para concepção, projeção e montagem de equipamentos médicos, biomédicos e odontológicos, assim como para o desenvolvimento de programas e equipamentos eletrônicos que otimizam o uso das máquinas pelos profissionais de saúde.

É necessário estabelecer um sistema de gerenciamento de propostas em inovação tecnológica em saúde para o curso de Engenharia Biomédica. Isso ajuda a criar um vínculo entre o curso de Engenharia Biomédica e o HCU-UFU e quando o estudante ou professor (ou demais interessados na área) precisarem de tema para algum trabalho, várias demandas e sugestões de funcionários do Hospital de Clínicas de Uberlândia estarão disponíveis.

Conclusão

A iniciativa do presente estudo beneficia os alunos e professores da graduação em Engenharia Biomédica, os profissionais de saúde do HCU-UFU que sugeriram projetos e também os pacientes e os demais funcionários que irão utilizar as tecnologias implantadas.

Usando o BIODATA, o pesquisador terá oportunidade de começar um trabalho desde o início ou dar continuação a um projeto. Por essa razão, não é interessante excluir nenhuma proposta da tabela, mesmo que o projeto já tenha sido finalizado. Além disso, existem algumas ideias que quanto mais forem produzidas, melhor para o hospital. Como é o caso do carrinho de remédio, andador de material alternativo, entre outros.

A praticidade desse sistema somada à simplicidade de sua estruturação será capaz de atender as necessidades dos estudantes de Engenharia Biomédica no momento de escolha de tema de trabalhos. Assim como, garantir a qualidade dos projetos a serem desenvolvidos nas disciplinas do curso.

Agradecimentos

Os autores agradecem à Universidade Federal de Uberlândia, por disponibilizar meios para que essa pesquisa fosse realizada, ao Hospital de Clínicas de Uberlândia e ao setor de Gerência de Risco, por permitir que o estudo fosse feito dentro da instituição e às agências FAPEMIG, CAPES e CNPq.

Referências

- [1] KORHONEN, K. et al. GEOMAGIA50: an archeointensity database with PHP and MySQL. *Geochemistry, Geophysics, Geosystems*, v. 9, n. 4, 2008.
- [2] DA CONCEIÇÃO COSTA, Andreia Rubina. Práticas e comportamentos de liderança na gestão dos recursos humanos escolares. 2011. Tese de Doutorado. Universidade da Madeira.
- [3] FREITAS, Elidiana et al. ICC - DIA: Manual do uso.
- [4] SUEHRING, Steve. Mysql: a bíblia. In: *MySQL: a bíblia*. Campus, 2002.
- [5] DANTAS, Adilmar C.; ANDRADE, Adriano O. Biodata: Arquitetura e organização de um software web para gerenciamento de coleta de dados biomédicos.
- [6] MACIEL, Cristiano et al. Avaliação heurística de sítios na Web. *Escola de Informática do SBC-Centroeste*, v. 7, 2004.
- [7] VARGAS, Eduardo. Innovation in hospitals and the service-dominant logic. *Revista de Gestão em Sistemas de Saúde*, v.3, 2014.
- [8] OLIVEIRA, Eduardo Jorge Valadares et al. Engenharia clínica aplicada à definição e implementação de uma proposta desenvolvimentista para o sistema nacional de inovação de produtos médicos. 2010.
- [9] FONG, Hildy; HARRIS, Eva. Technology, innovation and health equity. *Bulletin of the World Health Organization*, v. 93, n. 7, p. 438-438, 2015.
- [10] BROWN, D. Levin; LANDMAN, Adam. Interoperable Application Programming Interfaces Can Enable Health Information Technology Innovation. *Annals of emergency medicine*, v. 66, n. 2, p. 213-214, 201

DESENVOLVIMENTO DE UM SISTEMA WEB PARA GESTÃO DE EQUIPAMENTOS MÉDICO-HOSPITALARES

Antonio Domingues Neto * e José Felício da Silva*

*Programa de Pós Graduação em Engenharia Biomédica da Universidade de Brasília (UnB)
Faculdade Gama (FGA), Brasil
e-mail: antoniodn@gmail.com

Resumo: Com base nos grandes desafios que os Estabelecimentos Assistenciais de Saúde (EAS) encontram na gestão do parque de Equipamentos Médico-Hospitalares (EMH), é proposto um sistema *WEB* que viabiliza e simplifica a implantação de procedimentos de controle nas instituições. O sistema é uma plataforma na qual os EAS registram as informações do parque tecnológico de equipamentos médico-hospitalares, que pode ser acessada de qualquer terminal conectado à internet. O sistema seguirá os mesmos princípios de um serviço *WEB*, como os *webmails*, onde a instituição cria uma conta e passa a ter acesso a todos os recursos de gestão. O sistema foi desenvolvido utilizando as tecnologias *HTML*, *CSS* e *JavaScript*, para implementação da interface do cliente. É utilizado o banco de dados *PostgreSQL*, *Node.js* como servidor de requisições e *JavaScript* para o desenvolvimento da lógica de controle do serviço. A implementação de um sistema de gestão de EMH como um serviço *WEB*, se mostra viável e acessível para os mais diversos EAS.

Palavras-chave: Equipamentos Médico-Hospitalares, Engenharia Clínica, Gestão de Equipamento, Sistema *WEB*.

Abstract: *Based on the great challenges that the Health Care Facilities (HCF) have in the management of Medical Equipments (ME), a Web system was proposed that would enable and simplify the deployment of control mechanisms in these institutions. The system is a platform to register the information about medical equipment of a HCF, and it can be accessed from any terminal connected to the internet. The system follows the same principles of a Web service, such as the webmails, allowing the Health Care Facility create an account and have access to all management resources. The system was developed using HTML, CSS and JavaScript technologies to implement the client's interface. It is used PostgreSQL database, Node.js for server requests and JavaScript to control logic development of the service. The implementation of a System Management of Medical Equipments as a Web service is feasible and accessible for all different types Health Care Facilities.*

Keywords: *Medical Equipments, Clinical Engineering, Equipments Management, WEB System.*

Introdução

A Agência Nacional de Vigilância Sanitária (ANVISA), por meio da RDC n. 02, de 25 de janeiro de 2010, define que todos os estabelecimentos de saúde devem realizar o gerenciamento das tecnologias em saúde utilizadas na prestação de seus serviços, desde sua entrada no estabelecimento até seu destino final, incluindo o planejamento dos recursos físicos, materiais e humanos [1].

O departamento de engenharia tem papel importante na gestão das tecnologias de saúde dentro das instituições, sendo que o sua atuação não se limita somente às intervenções das instalações ou reparo dos equipamentos, abrangendo funções de inventário, monitoramento do parque, treinamento, controle das manutenções, reposição de materiais e peças, incorporação de novas tecnologias, controle das calibrações, entre outras [2].

Segundo o Cadastro Nacional de Estabelecimentos de Saúde (CNES), o Brasil possuía em março de 2016 a quantidade de 287.750 estabelecimentos cadastrados [3]. Essa significativa quantidade de estabelecimentos levanta a questão de como é feita a gestão do parque tecnológico dos Equipamentos Médico-Hospitalares (EMH) no país, principalmente ao se imaginar o diferente perfil dos diversos tipos Estabelecimentos Assistenciais de Saúde (EAS) existentes.

Um parâmetro que descreve bem a dimensão e importância do mercado de equipamentos e produtos médico-hospitalares é a estimativa de movimentação financeira em torno de US\$ 11 bilhões no ano de 2014, entre importações e exportações, segundo dados da Associação Brasileira de Indústria de Alta Tecnologia de Produtos para Saúde (ABIMED) [4].

Durante a elaboração deste trabalho foi possível observar algumas iniciativas isoladas de desenvolvimento de sistemas de apoio à gestão de EMH, principalmente em algumas instituições de maior porte, como por exemplo, o Sistema de Gerenciamento de Equipamentos (SGE) do Hospital de Clínicas de Uberlândia da Universidade Federal de Uberlândia (HC-UFU) [5] e o Sistema de Gerenciamento de Informações de Equipamentos Médico-Hospitalares (GEM-HOS) desenvolvido no Hospital Universitário de Brasília (HUB) [6], além de algumas soluções comerciais, como o *Philips Tasy* Sistema de Gestão em Saúde e o TOTVS Hospitais, que englobam a gestão do ambiente

hospitalar e apresentam módulos de apoio para gestão de equipamentos médico-hospitalares. Existem ainda alguns softwares de código aberto para a gestão da manutenção de equipamentos em geral, como o GLPI, que mesmo não sendo específico para a gestão de equipamentos médico-hospitalares e não contemplando todas as características desse tipo equipamento, mesmo assim é utilizado por alguns EAS. Estes sistemas nem sempre se mostram acessíveis ou adequados, principalmente para os EAS de menor porte, pois geralmente necessitam a aquisição e implantação de recursos de infraestrutura dedicados e que podem apresentar um custo elevado.

Neste contexto, a motivação deste trabalho foi desenvolver um sistema que permita a gestão dos EMH que possa ser utilizado pelos profissionais de engenharia clínicas dos mais diversos tipos de EAS, de pequenos a grandes, que esteja disponível via internet, sem a necessidade da implantação de qualquer infraestrutura auxiliar, que mantenha a segurança e integridade dos dados e seja de fácil operação.

Materiais e métodos

O desenvolvimento do sistema foi dividido basicamente em duas partes: cliente *WEB* (com a interface do usuário) e o servidor (que recebe todas as requisições do serviço e armazena os dados).

Cliente WEB – A interface do cliente WEB foi desenvolvida utilizando-se HTML, CSS e a linguagem *JavaScript*. A adoção dessas tecnologias permite que o sistema seja utilizado da mesma forma a partir de qualquer navegador internet, nos vários sistemas operacionais como: *Microsoft Windows, Android, Linux, iOS e Mac OSX*.

Um recurso importante da interface cliente é a capacidade de adaptação automática às características dos dispositivos a partir dos quais o sistema está sendo acessado, isso permite a mesma experiência quando se opera o sistema a partir de computadores *desktop, tablets* ou *smartphones*.

Servidor – O servidor de aplicação utiliza como sistema gerenciador de banco de dados (SGBD) o *PostgreSQL*, que é um projeto de código aberto multiplataforma, que apresenta como principais características: segurança, flexibilidade, escalabilidade e alta performance [7].

Para atendimento das requisições foi utilizado o *Node.js*, que é um interpretador *JavaScript* capaz de manipular dezenas de milhares de conexões simultâneas. O *Node.js* é baseado no interpretador V8, desenvolvido e mantido pelo Google, e está disponível para vários sistemas operacionais [8]. Uma vantagem na opção do *Node.js*, como servidor de requisições, é utilizar *JavaScript* para desenvolvimento do cliente e do servidor, padronizando a escrita de código e permitindo que uma parte dele seja compartilhada entre os dois lados.

O armazenamento dos dados pode ser dividido em grupos funcionais, que descrevem informações

relacionadas. A Tabela 1 apresenta os grupos funcionais básicos que compõem o sistema.

Tabela 1: Detalhes dos grupos funcionais de armazenamento de dados.

Grupo	Funcionalidade
Grupo 01 – Controle de Acesso	Instituição e Usuário.
Grupo 02 – Estrutura das instituições	Unidade, Setor, Sala e Centro de Custo.
Grupo 03 – Fabricantes e Prestadores	Fabricante, Modelo, Princípio de funcionamento e Prestadores de Serviço.
Grupo 04 – Detalhes dos Equipamentos	Equipamento, Forma de Aquisição, Tipo de Manutenção, Ordem de Serviço.

O projeto do banco de dados seguiu a modelagem relacional, sendo aplicadas todas as regras inerentes, além da implementação de todas as integridades referenciais, de forma a evitar qualquer inconsistência no armazenamento e recuperação das informações [9].

Arquitetura – A arquitetura do sistema seguiu o padrão de desenvolvimento MVC, que consiste em separar a estrutura dos programas em três camadas, conforme a Figura 1, que são: *Model* – camada de manipulação de dados, responsável pela escrita, leitura e validação dos dados; *View* – camada de interação com o usuário, responsável pela exibição dos dados; e *Controller* – camada que recebe as requisições do usuário e estabelece o a ligação entre o *Model* e o *View* [10].

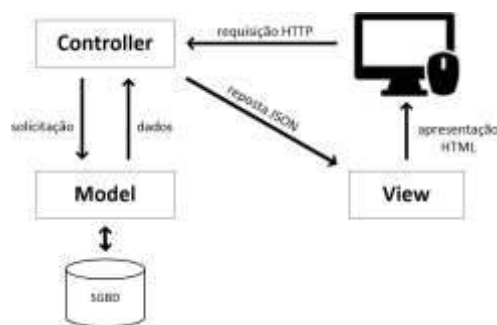


Figura 1: Arquitetura MVC adotada pelo do sistema.

Fonte: Adaptado de Broski, C. [10]

Resultados

O sistema foi implantado em fase de teste em uma EAS de médio porte, com cerca de dois mil aparelhos geridos. Esta instituição utilizava o *software* livre GLPI, com algumas adaptações, para gestão do parque de equipamentos médico-hospitalares.

Durante os testes foram verificadas algumas diferenças cruciais entre o sistema proposto e o GLPI, tais como: obrigatoriedade de um cadastro detalhado dos equipamentos (com dados dos fabricantes e modelos), controles sobre calibração e manutenções

preventivas, alertas para término da vida útil e descarte dos equipamentos, conforme descrito na legislação estabelecida pela ANVISA. Outra característica importante foi o acesso ao sistema a partir de dispositivos móveis, que agilizou o atendimento das ordens de serviços, reduziu a utilização de formulário impressos e permitiu que os gestores pudessem acompanhar as atividades da engenharia clínica, mesmo quando não estão presentes no EAS.

O sistema proposto disponibiliza um conjunto de recursos para cadastrar as informações necessárias para gestão dos EMH. Inicialmente é necessário criar uma conta no serviço, a partir dessa conta são cadastrados os dados que descrevem a estrutura da instituição, como: usuários, unidades que compõem a instituição, setores das unidades, salas dos setores e centro de custos. A interface de cadastramento segue o padrão conforme Figura 2 (*smartphones*) e Figura 3 (*desktop e tablets*).

Figura 2: Interface de cadastramento de Unidade para *smartphones*.

Figura 3: Interface de cadastramento de Unidade para *desktop e tablets*.

Para o cadastramento dos equipamentos é necessário informar os dados dos fabricantes e dos modelos. Após o registro de todas as informações básicas é possível cadastrar os equipamentos e a localização dos mesmos dentro da estrutura da instituição. A partir do cadastro

de equipamentos torna-se disponível a abertura das ordens de serviço, onde são informadas as intervenções técnicas que podem ocorrer para cada equipamento.

Existe um conjunto de relatórios, que permite que o departamento de engenharia clínica da instituição extraia diversas informações, que vão desde o histórico de cada um dos equipamentos a uma visão geral da quantidade de manutenção, quantidades de equipamentos por setor, equipamentos que apresentam maior índice de defeito por fabricante e modelo, entre outros.

Outra possibilidade é a visualização sumarizada das informações em gráficos, conforme Figura 4 e Figura 5, que oferece uma visão geral de forma rápida.

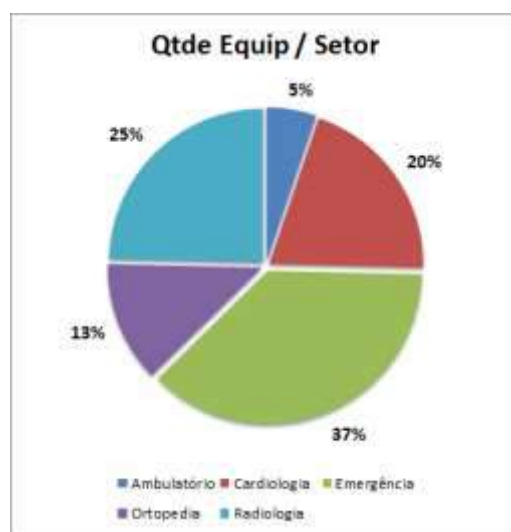


Figura 4: Gráfico da quantidade de equipamentos por setor.

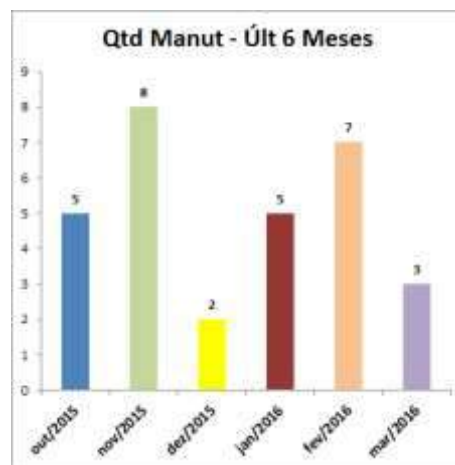


Figura 5: Gráfico da quantidade de manutenções nos últimos seis meses.

Discussão

A gestão do parque tecnológico dos equipamentos médico-hospitalares é uma necessidade dos EAS, estabelecida pela legislação em vigor. Com isso, sistemas de gestão informatizados se revelam uma

ferramenta importante para implementação desta gestão.

Atualmente sistemas *WEB* têm se consolidados como uma opção viável para implementação de sistemas informatizados, reduzindo os custos de implantação e infraestrutura, além de permitir o acesso a partir de qualquer dispositivo conectado a internet, se adaptando automaticamente as características dos dispositivos.

Neste trabalho é proposto um sistema que oferece uma ferramenta para a gestão dos EMH, onde qualquer instituição, independente do seu porte e sem a necessidade de investimento em infraestrutura, pode controlar seu parque tecnológico.

Para o desenvolvimento do sistema foi gerada uma base de dados de teste com: 250 instituições, cada instituição com 10 unidades e cada unidade com 300 equipamentos cadastrados, gerando uma base de dados com o total de 1.250.000 equipamentos. Para esse volume de dados os tempos de reposta do servidor se mantiveram abaixo de 1s, para uma velocidade de conexão 15 MB/s no cliente, o que demonstra que é viável o desenvolvimento do sistema como um serviço *WEB*.

Com a possibilidade do uso do sistema a partir de dispositivos móveis os departamentos de engenharia clínica ganham agilidade e mobilidade na manipulação das informações dos EMH, como no processo de inventário do parque tecnológico e na consulta de relatórios e dados estatísticos.

O sistema está em fase de teste fechado, para validar as funcionalidades e o desempenho do sistema, sendo que poderá se proposto melhorias e novas características. Após a fase de teste a intenção é liberar o sistema para o uso das instituições de saúde em geral.

Uma das novas funcionalidades que estão sendo avaliada para futura implementação é o uso de etiquetas RFID (Identificação por Radiofrequência), conforme proposto por Cavalcante et.al. [11], simplificar e automatizar a localização dos equipamentos no ambiente hospitalar.

Conclusão

Considerando a importância da gestão dos EMH para as instituições de saúde, constata-se a necessidade de se automatizar este processo, principalmente devido ao grande volume de dados envolvidos e a agilidade que um sistema pode proporcionar aos departamentos de engenharia clínica dos EAS. Com o uso e validação do sistema, por algumas instituições, uma visão mais abrangente do impacto da automatização da gestão dos EMH estará disponível em publicações futuras.

Referências

- [1] ANVISA, 2010. Disponível em: <<http://www20.anvisa.gov.br/segurancadopaciente/index.php/legislacao/item/rdc-2-de-25-de-janeiro-de-2010>>. Acesso em: 01 março 2016.
- [2] ANTUNES, E. et al. **Gestão da Tecnologia Biomédica: Tecnovigilância e Engenharia Clínica**. Paris: Acodess, 2002.
- [3] CNES, 2016. Disponível em: <http://cnes2.datasus.gov.br/Lista_Tot_Es_Estado.asp>. Acesso em: 02 abril 2016.
- [4] ABIMED, 2015. Disponível em: <<http://intranet.abimed.org.br/noticia.asp?id=435>>. Acesso em: 01 março 2016.
- [5] FARIA, V. et al. **Desenvolvimento de software auxiliar à gestão de Equipamentos Médico-Hospitalares utilizando Indicadores de Desempenho**. IN: XXIV Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica - CBEB 2014. Uberlândia: Anais do CBEB 2014. v. 1. 2014. p. 2353-2356.
- [6] LIMA, E. **GEM-HOS - Sistema de Gerenciamento de Informações de Equipamentos Médico-Hospitalares. O caso do Hospital Universitário de Brasília (HUB)**. Brasília: ENE/FT/UnB, 2008. 99 p. Dissertação de Mestrado - Universidade de Brasília, Faculdade de Tecnologia. Departamento de Engenharia Elétrica.
- [7] DAR, U. et al. **PostgreSQL Server Programming**. 2nd Revised. ed. [S.l.]: Packt Publishing, 2015.
- [8] HERRON, D. **Node.JS Web Development**. 3rd Revised. ed. [S.l.]: Packt Publishing, 2016.
- [9] DATE, C. J. **Projeto de Banco de Dados e Teoria Relacional**. 1ª. ed. São Paulo: Novatec Editora, 2015.
- [10] BROSKE, C. **RESTful MVC**. Berkley: Apress, 2016.
- [11] CAVALCANTE, E. L. et al. **Sistema de Localização Informatizada de Equipamentos Médico-Hospitalares**. IN: XXIV Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica - CBEB 2014. Uberlândia: Anais do CBEB 2014. v. 1. 2014. p. 2432-2435.

DESENVOLVIMENTO DE APLICATIVO PARA ACOMPANHAMENTO EM TEMPO REAL DO P.A. PEDIÁTRICO EM DISPOSITIVO MÓVEL

Glaucio Erlei de Souza*, Gilson Yukio Sato*

Programa de Pós-Graduação em Engenharia Biomédica (PPGEB) - Universidade Tecnológica Federal do Paraná(UTFPR)*, Curitiba, Brasil
e-mail: glauciopr@hotmail.com

Resumo: Este trabalho apresenta o desenvolvimento de um aplicativo multiplataforma para dispositivos móveis, aplicado a uma unidade de pronto atendimento pediátrico em um hospital de Curitiba. Esse aplicativo informa o tempo estimado de espera para uma consulta e quantas crianças aguardam o atendimento, podendo ainda realizar uma “Pré-Reserva” para a fila de espera, com a sugestão do melhor momento para o usuário ir para o hospital. Para que a “Pré-Reserva” fosse implementada, foi necessário o redesenho de processos de recepção, triagem e atendimento médico. O aplicativo foi desenvolvido em sete etapas de projeto para utilização em *smartphones* com sistemas operativos Android e iOS, por meio das linguagens de programação *HTML5*, *SQL*, *PHP*, *JavaScript* e *Cascading Style Sheets (CSS3)*. É apresentada também uma análise inicial dos resultados obtidos no período de 90 dias após a disponibilização do aplicativo. Foram realizados mais de 2.800 *downloads*, que indicam a aceitação do aplicativo entre os usuários do pronto atendimento do hospital analisado.

Palavras-chave: Aplicativo Móvel, Tempo de Espera, Pronto Atendimento Pediátrico.

Abstract: *This paper aims at presenting the development of a multi platform app for mobile phones, applied to a pediatric emergency unit in a hospital in Curitiba. The app provides the estimated waiting time for an appointment, as well as how many children are waiting for care. It is even possible to perform a 'Check In' to the queue, with a suggestion of the best time for the user to arrive to the hospital, in order to reduce the waiting time. For the application of the 'Check In,' it was necessary to redesign front desk, risk classification, and consultation processes. The app was developed in seven steps for use in smartphones with Android and iOS operating systems, using HTML5, SQL, PHP, JavaScript e Cascading Style Sheets (CSS3). This paper presents initial results on the usage of the application collected in 90 days. It was downloaded 2,800 times, an indication that it was accepted by the users of the service.*

Keywords: *s Mobile App, Waiting Time, Pediatric Emergency Department.*

Introdução

O Conselho Federal de Medicina (CFM), na resolução nº 2.077/14 [1], dispõe sobre a normatização do funcionamento dos serviços hospitalares de urgência e emergência, bem como do dimensionamento das equipes médicas e do sistema de trabalho desse serviço. A recomendação da resolução é de uma equipe médica de três pacientes por hora/médico. No Hospital Nossa Senhora das Graças (HNSG), em 2009 foram 35.637 atendimentos anuais no Pronto Atendimento Pediátrico (PA-Ped), sendo 2.970 atendimentos/mês, com 99 atendimentos/dia, ou aproximadamente 4,13 atendimentos/hora. Assim, seriam necessários apenas dois médicos por turno, realizando aproximadamente uma consulta a cada 20 minutos. Todavia, ao longo dos anos, o número de atendimentos teve crescimento de 50 por cento em relação ao ano de 2009, apoiada pela relação entre a melhoria do poder aquisitivo da população com maior oferta de empregos e demanda de seguro de saúde [2], principalmente em 2012 com 54.764 atendimentos/ano, ou seja, aproximadamente 6,3 atendimentos/hora, 53,60% maior em comparação a 2009. Em 2015, o ano encerrou com 7,5 atendimentos/hora, o que exigiu que o HNSG aumentasse o número de médicos para três nos turnos com maior procura pelos pacientes em sua unidade de PA-Ped, número este que contempla a quantidade máxima permitida em sua capacidade física instalada.

Mesmo estando em conformidade com as diretrizes do CFM, o acolhimento do paciente sofre atrasos, o que é evidenciado pela superlotação e pelo tempo de espera para os atendimentos superando facilmente 1h30 min. A superlotação e o tempo excessivo de espera fazem com que o paciente, que espera um “pronto atendimento”, o que remete a rapidez e agilidade no atendimento, fique insatisfeito. No HNSG somente em 2013 o descontentamento ocasionou 2.622 evasões e desistências, 2.235 em 2014 e 1.600 em 2015.

Para os pacientes, a superlotação e o tempo excessivo de espera potencializam o risco de eventos adversos no hospital, complicações não planejadas ou naturais da doença base em decorrência da exposição do paciente à riscos desnecessários (p.ex. transporte, condições da sala de espera com exposição à doenças infectocontagiosas do grupo adenovirus, como conjuntivite e bronquite) [3]. Em um caso extremo, podem ocorrer epidemias em função da interação

forçada entre crianças contaminadas e saudáveis, em função do tempo de espera [4].

Nesse contexto, para minimizar as evasões e desistências, os transtornos causados aos médicos e principalmente o risco e a insatisfação dos pacientes do PA-Ped, assim como os riscos aos quais o HNSG está exposto, foi desenvolvido um aplicativo para dispositivos móveis de modo que os pais possam consultar, em tempo real, quantas crianças aguardam o atendimento no PA-Ped e qual o tempo estimado de espera para uma consulta.

O aplicativo permite ainda, caso o tempo de espera estimado seja superior a 1h30, a utilização de um novo conceito de *Check-in*, chamado de “Pré-Reserva” para a fila de espera, sugerindo o melhor horário de vinda do cliente para o PA-Ped. Ainda por meio de estatísticas coletadas em intervalos pré-definidos de tempo *versus* demanda, o aplicativo mostra em tempo real o gráfico com a tendência de redução e/ou aumento do tempo de espera da unidade de PA-Ped, facilitando e orientando os usuários quanto ao horário no qual o tempo de espera pode ser diminuído.

Materiais e métodos

Priorizando a rápida disponibilização do aplicativo móvel aos pacientes, foram utilizadas para seu desenvolvimento soluções tecnológicas prontamente disponíveis:

A primeira etapa foi a criação e desenvolvimento do protótipo do aplicativo que teve duração de 60 dias. Nesta etapa, o desenvolvimento das páginas estáticas do aplicativo foi realizado com o construtor de aplicativos da Fábrica de Aplicativos, versão paga com pacote “empresas” que possui templates básicos prontos para smartphones que utilizam as plataformas Android e iOS.

As principais funcionalidades do aplicativo, ou seja, as páginas dinâmicas, associadas às páginas estáticas, foram desenvolvidas utilizando-se o Adobe Dreamweaver versão de avaliação gratuita. O código fonte das funcionalidades foi escrito nas linguagens de programação HTML5, *Java Script* e CSS3.

A segunda etapa foi a dos testes preliminares. Nela foram utilizados, além do ambiente emulador do construtor da Fábrica de Aplicativos, aparelhos LG G3 com o Sistema Operacional (SO) versão Android Lollipop 5.0, Samsung Galaxy S4 SO Android KitKat 4.4, iPhone5S SO iOS 8.3 ao SO 9.1.2 e iPhone6 SO iOS 9 ao SO 9.1.2. Ainda nessa etapa foram definidos o design e a interface do aplicativo.

Após ser aprovado nos testes preliminares, definiu-se pela disponibilização do aplicativo apenas na loja do Google Play, o canal oficial de distribuição para *smartphones* que utilizam a plataforma Android, embora o aplicativo possa ser utilizado em *smartphones* que utilizam tanto a plataforma Android quanto a iOS. Isso foi feito em função do menor custo apresentado por este canal em comparação ao canal AppStore da Apple, canal oficial para plataforma iOS.

Na terceira etapa, a etapa administrativa, o conceito do aplicativo passou pela aprovação da direção do HNSG, assim como pela autorização para sua aplicação no PA-Ped. O setor jurídico do hospital foi consultado quanto aos termos a serem adotados e abrangência das responsabilidades de utilização e aos textos padrões a serem utilizados no aplicativo. Por fim, foram realizadas as adaptações e mudanças necessárias no sistema de gestão do hospital e a homologação final do fluxograma dos recursos estáticos do aplicativo (Figura 1), assim como dos recursos dinâmicos com a funcionalidade de “Pré-Reserva” no aplicativo e acompanhamento das mídias sociais do hospital (Figura 2).

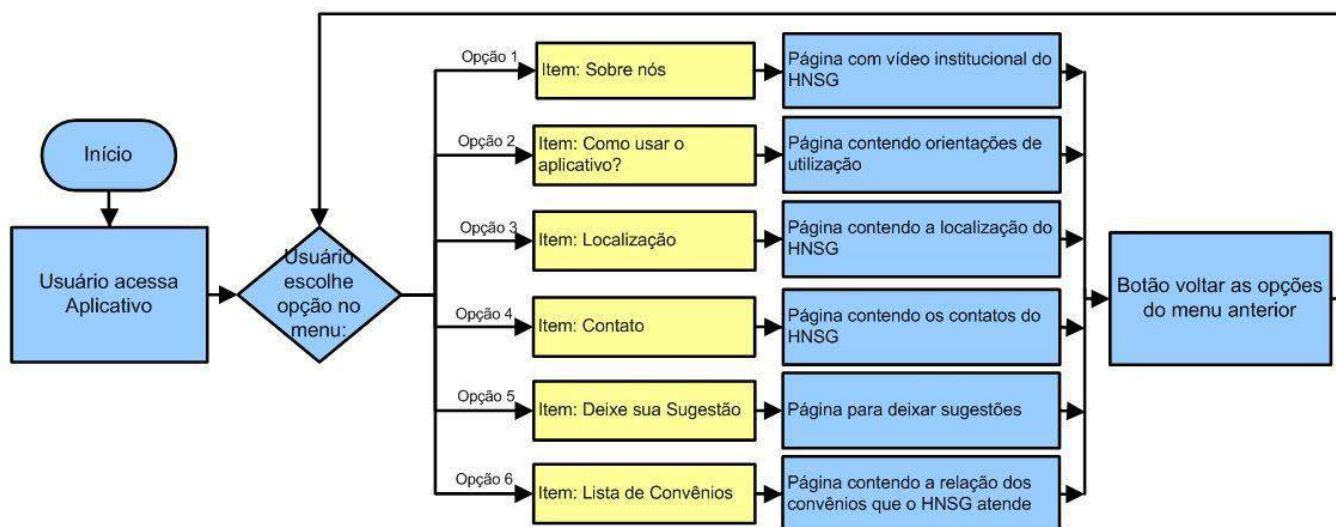


Figura 1: Fluxograma das funções estáticas do aplicativo.

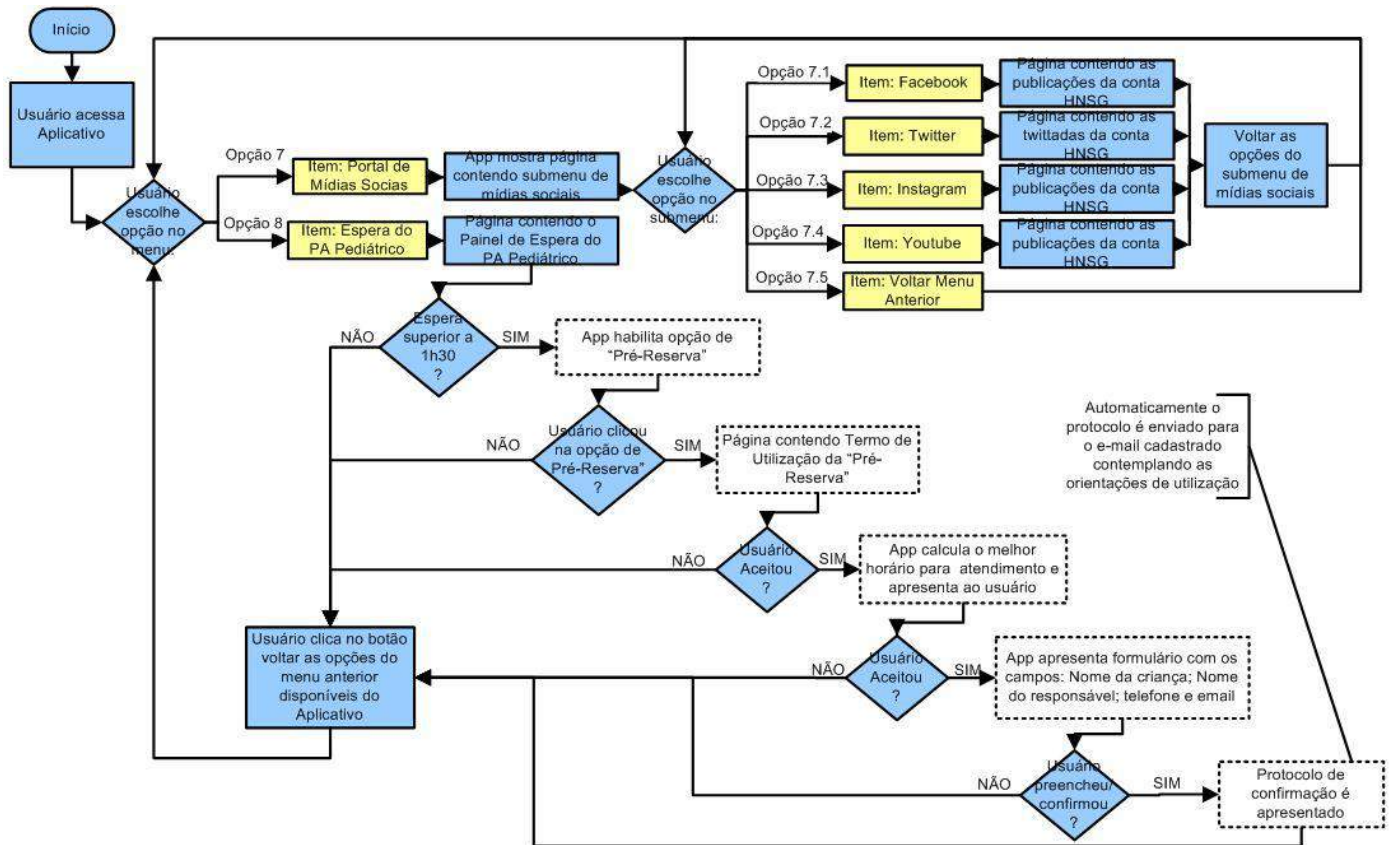


Figura 2: Fluxograma das funções dinâmicas do aplicativo.

Na quarta etapa, foram realizados testes utilizando a plataforma Google Play Developer Console. 32 usuários, durante um período de 25 dias, utilizando dispositivos móveis com versões distintas do SO Android, realizaram simulações realísticas de *download* e utilizaram os recursos disponíveis do aplicativo e a “Pré-Reserva”, com teste de esforço do aplicativo na versão beta teste.

A quinta etapa consistiu no redesenho dos processos de algumas rotinas da recepção, de triagem e dos médicos, bem como a criação de manuais dessas rotinas e o desenvolvimento de treinamentos sobre os processos alterados. Além disso, foram criadas diretrizes de utilização do aplicativo, sendo que a funcionalidade de “Pré-Reserva” era liberada somente quando o tempo de espera fosse superior a 1h30min. Por meio dessa funcionalidade, o aplicativo indica um horário no qual o paciente terá seu tempo de espera diminuído para comparecer ao PA-Ped. O horário é calculado pela Equação 1.

A Equação 1 calcula a Indicação de Horário (IH), considerando a informação em minutos do Tempo de Espera Atual (TEA), que representa o tempo de espera real da ocorrência do atendimento ao primeiro paciente aguardado na fila de espera. Ao TEA é somado o dividendo Quantidade de Pacientes na Fila de Espera (PFE) pelo divisor Quantidade de Médicos plantonistas atendendo na unidade PA-Ped no horário da consulta ao aplicativo (QM), divididos pela Produtividade/Hora

(PH) e atendimentos de cada profissional médico, isto é o valor quatro para um atendimento a cada 15 min. O resultado é multiplicado por 60 (T) para que seja fornecido em minutos. Após a somatória dos dois tipos de cálculo de tempo, a equação é dividida por 2 para obtenção da média. A média será acrescida de 15 minutos de tolerância à atrasos (A).

$$IH = \left\{ \frac{TEA + \left[\frac{(PFE)}{QM} * T \right]}{2} \right\} + A \quad (1)$$

Na sexta etapa, após a aprovação da versão 34 do aplicativo, assim como das alterações das rotinas dos setores envolvidos, ele foi publicado na loja Google Play e disponibilizado para *download*.

A sétima e última etapa, ainda em andamento é a avaliação do efeito da utilização do aplicativo nos tempos de espera e na superlotação do PA-Ped.

Resultados

Durante o período de 90 dias foram realizados 2.835 *downloads* e instalações em dispositivos móveis com diversas versões do SO Android, com 542 desinstalações, totalizando 2.293 dispositivos ativos conforme o gráfico com o número de dispositivos ativos nos quais o aplicativo está instalado no momento

(Figura 3), extraído da console de administração Google Play Developer.



Figura 3: Número de dispositivos ativos.

Nos primeiros cinco dias após a disponibilização, o aplicativo foi o segundo aplicativo mais baixado na categoria *Medical*, na posição 171 na categoria *Applications* e na posição 366 na *Overall*.

Discussão

O aplicativo (versão 34) foi disponibilizado no dia 16/12/2015 com sua publicação na loja Google Play. Durante os 90 dias foram realizados 2.835 *downloads* e instalações em dispositivos móveis. Constatou-se que para o SO Android, 83% são para dispositivos móveis com o Android na versão 4.4 ou superior. Destes 26,43% foram baixados para smartphones com a versão 5.1, 22,07% com a 4.4 e 20,80% com a 5.0, e fechando com 14,22% versão 6.0.

A loja Google Play permite que aqueles que realizam *download* de aplicativos, os avaliem exibindo sua opinião e experiência de utilização, variando as notas de classificação de 1 (Muito Ruim) até 5 (Excelente). O aplicativo obteve 28 avaliações espontâneas, das quais 27 com nota 5 e 1 com nota 1. Deste modo a classificação parcial foi de 4,9.

Além da classificação e comentários da loja Google Play, durante o período dos 90 dias, o aplicativo também dispunha do menu “Deixe sua Sugestão”. Neste os usuários puderam deixar suas opiniões e expressar suas experiências na utilização do aplicativo. As mensagens registradas pelos utilizadores foram classificadas em três categorias: “Elogio”, subentendido como nota 5; “Crítica” subentendido como nota 1; “Dúvidas e/ou Sugestão” determinado sem efeito para o cálculo. Por meio deste recurso foram obtidas 59 manifestações espontâneas, das quais apenas 39 foram utilizadas para os cálculos, pois as demais 20 foram dúvidas e/ou sugestões. Foram registrados 29 elogios (nota 5), porém foram feitas 10 críticas (nota 1), deste modo a nota média obtida diretamente do aplicativo é de 4,0 na escala de 1 a 5.

Ambas formas de avaliação e os comentários demonstraram que o aplicativo está alinhado às necessidades e expectativas dos pais quanto à transparência das informações da unidade de PA-Ped. Além disso, pode-se considerar significativa a procura por informações do tempo de espera, pois foram 11.390 acessos registrados em dezembro de 2015, mês de seu lançamento. Já em 2016, em janeiro foram 9.037 acessos, em fevereiro 8.849 e em março até o

encerramento do período dos 90 dias, foram 45.334 acessos. Portanto, a média de acessos por dia ao aplicativo é de 507. Considerando que o hospital possui média de 140 atendimentos médicos por dia na unidade de PA-Ped, os acessos superam em pelo menos 3,6 vezes o número de atendimentos realizados.

Ainda neste período de utilização do aplicativo, o recurso de “Pré-Reserva” foi acionado 227 vezes. Esse resultado preliminar indica que os usuários aderiram ao novo conceito de *Check-in*, para a fila de espera do PA-Ped. Atualmente está sendo avaliado o efeito da utilização do aplicativo nos tempos de espera e na superlotação do PA-Ped.

Conclusão

No desenvolvimento desse aplicativo para dispositivos móveis multiplataformas disponibilizou-se, com interface amigável e de forma rápida e segura, aos pais e clientes do hospital uma forma de interagir com a unidade de PA-Ped de qualquer local que estejam. Disponibilizando o tempo estimado de espera para uma consulta e quantas crianças aguardam o atendimento nesta unidade, foi dada aos pais a liberdade para decidirem se devem trazer imediatamente seus filhos ou aguardar um melhor horário para levá-los ao hospital. Isso aumenta a humanização no atendimento e o respeito ao tempo dos clientes do hospital. O desenvolvimento descrito aqui apresentou a utilização do aplicativo para dispositivos móveis com SO Android, porém, como houve várias sugestões com demanda de usuários possuidores de iPhone, as novas versões do aplicativo também serão disponibilizadas na loja AppStore da Apple, facilitando o *download* dos usuários que utilizam este modelo de dispositivo móvel. As avaliações da funcionalidade “Pré-Reserva” para a fila de espera, que calcula automaticamente o melhor horário sugerido para a vinda do cliente ao PA-Ped, serão realizadas na continuidade do projeto.

Referências

- [1] Conselho Federal de Medicina. Dispõe sobre a normatização do funcionamento dos serviços hospitalares de urgência e emergência. Resolução n. 2.077, Publicado do D.O.U. de 16 set. 2014, Seção I, p. 80. Legislação Federal e marginália.
- [2] Andrade MV, Maia AC. Demanda por planos de saúde no Brasil. XXXIV Encontro Nacional de Economia, ANPEC, Salvador, 2006.
- [3] Paris FD. Epidemiologia dos vírus respiratórios e avaliação das características genéticas do vírus sincicial respiratório entre crianças atendidas no Hospital de Clínicas de Porto Alegre. [tese de doutorado]. Porto Alegre: Ciências Médicas, UFRGS; 2012.
- [4] Costa SPC. Modelação estatística da evolução da epidemia da gripe: aplicação de modelos de duração. [tese de doutorado]. Bragança: Instituto Politécnico de Bragança; 2015.

VISUALIZAÇÃO DO SINAL DE ECG COM SMARTPHONE E ARMAZENAMENTO EM NUVEM PARA MONITORAMENTO REMOTO

Alexis Miyaoka Garcia * , Miguel Antonio Sovierzoski **

* Curso de Engenharia Eletrônica

** Departamento Acadêmico de Eletrônica (DAELN_CT)

** Programa de Pós-Graduação em Engenharia Biomédica (PPGEB)

*, ** Universidade Tecnológica Federal do Paraná (UTFPR), Curitiba, Brasil

e-mail: miguelaso@utfpr.edu.br

Resumo: Este trabalho apresenta o desenvolvimento de uma solução integrada de informática e de engenharia biomédica para visualizar o sinal de uma derivação de eletrocardiografia em aparelho smartphone. O sinal de um canal de ECG transmitido por dispositivo bluetooth e recebido pelo smartphone é visualizado na tela e também é enviado para um servidor web para armazenamento em nuvem. Visualizando-se os últimos registros armazenados em nuvem, tem-se o monitoramento remoto do sinal de ECG. Os dispositivos envolvidos no projeto, kit com microcontrolador e módulo bluetooth, são de baixo custo. Utiliza-se o aparelho smartphone android do usuário, instalando o aplicativo do projeto. Para o armazenamento em nuvem foi utilizado o servidor Parse da Facebook, que disponibiliza serviços sem custos, com determinadas limitações de uso. A solução desenvolvida mostrou-se viável para monitoramento de sinais biomédicos. Com o desenvolvimento de protocolos adequados e a otimização do hardware de aquisição do sinal biomédico, o projeto pode ser utilizado em soluções *home care*.

Palavras-chave: ECG com smartphone, monitoramento de ECG, armazenamento em nuvem de sinal biomédico.

Abstract: *This paper presents the development of an integrated solution of informatics and biomedical engineering to display the signal of the derivation of an electrocardiography on a smartphone device. The signal of an ECG derivation, which is transmitted by a bluetooth device and received by a smartphone, is displayed on the screen and is also sent to a web server to cloud storage. The signal stored in the cloud can be accessed, and by viewing the latest records stored, a remote ECG signal monitoring can be done. The devices used in this project, a kit with a microcontroller and a bluetooth module, have a low cost. The smartphone can be the user's device where the project application is installed. For the cloud storage, it was used the Facebook Parse server, which is provided to the server free of charge, with certain limitations of use. The developed solution proved to be feasible for monitoring biomedical signals. With the development of appropriate protocols and optimized hardware for biomedical signal acquisition, the project can be used for home care solutions.*

Keywords: *ECG smartphone, ECG monitoring, cloud storage of biomedical signal.*

Introdução

Doenças cardiovasculares representam uma das principais causas de morte no mundo ocidental. Dentre as causas destacam-se a angina instável e às síndromes coronarianas agudas, que são representados pelo infarto no miocárdio. Segundo informações do DATASUS de 1999, ocorrem no Brasil uma média de 500 mil casos de infarto no miocárdio por ano com uma média de 56 mil óbitos.

Para diminuir a estatística de óbitos é preciso urgência no menor tempo possível desde a detecção do evento até o início do tratamento, para que se tenha um diagnóstico correto e a eficácia do tratamento.

Um instrumento necessário pelos médicos nesse tipo de situação é o eletrocardiograma (ECG) que auxilia no processo de leitura bioelétrica do sinal do coração aplicando eletrodos adesivos no tórax do paciente. O ECG exige uma adequada interpretação do médico ao ler os dados apresentados para estabelecer um diagnóstico e de sua presença física para algum eventual procedimento.

Trabalhos nessa área já foram desenvolvidos utilizando computação móvel e tecnologias associadas com smartphone para monitoramento de sinal de ECG em tempo real e detecção de arritmias, destacando-se [1, 2].

O objetivo do trabalho é o desenvolvimento de uma solução de informática integrada com engenharia biomédica onde o sinal de ECG possa ser monitorado no local com um smartphone android e/ou com acompanhamento remoto do sinal de ECG através de conexão com a internet com dados sendo armazenados em nuvem. Com o armazenamento em nuvem do sinal de ECG, pode ser realizado o acesso aos últimos registros, sendo o monitoramento remoto, sabendo-se dos atrasos de tempo dos sistemas envolvidos. Dessa forma, o médico ou o profissional de saúde é capaz de acompanhar o estado do paciente a longas distâncias podendo oferecer um suporte que ache necessário e garantindo uma melhor qualidade nos serviços prestados a saúde.

Materiais e Métodos

Circuito de monitoramento de ECG – A solução implementada é composta pelos circuitos clássicos de condicionamento de sinais bioelétricos [3, 4, 5]. O sinal de ECG captado na superfície da pele é da ordem de milivolts, sendo necessário amplificadores para elevar o nível do sinal para a faixa de centenas de milivolts.

O primeiro circuito é o amplificador de instrumentação com ganho, com nível médio de ruído de modo comum amplificado, fase invertida, injetado como referência no eletrodo da perna direita, provocando uma interferência destrutiva das componentes de artefatos de modo comum. Os dois eletrodos de sinal vão para as entradas do amplificador de instrumentação.

O segundo estágio consiste no filtro passa-altas com frequência de corte inferior a 0,5 Hz, para atenuar as variações de linha de base geradas pelos potenciais de meia célula dos eletrodos e diferentes metais utilizados e principalmente para atenuar o sinal eletromiográfico do músculo diafragma, responsável pela respiração.

O estágio de limitação em frequência foi implementado com um filtro passa-baixas de quarta ordem topologia Sallen-Key, função de aproximação de Butterworth, frequência de corte de 40 Hz, para atenuar artefatos provocados pela rede elétrica, evitando a necessidade de filtro *notch* de 60 Hz. Especificação de um ECG de monitoramento, não de ECG clínico.

É necessário ainda um nível de grampeamento (*offset*) e um circuito somador para elevar o sinal de ECG em 1,65 volts, com uma faixa útil entre 0 e 3,3 volts, correspondendo à faixa de tensão aceitável como sinal de entrada pelo conversor analógico-digital.

Os circuitos de condicionamento do sinal de ECG são alimentados por baterias de 9 volts.

Kit com microcontrolador MSP430 da TI – Foi utilizado no projeto a arquitetura MSP430 da Texas Instruments (TI). O microcontrolador utilizado foi o MSP430F5529, RISC de 16 bits, baixo consumo de energia, 128 KB de memória flash, 8 KB de memória RAM, velocidade de até 25 MHz, com *timers*, interface UART, conversores analógico-digital de 12 bits, alimentação de 1,8 a 3,6 volts.

O microcontrolador é disponível no módulo de baixo custo, o *MSP430F5529 LaunchPad™ Development Kit* [6] que foi utilizado para avaliação da funcionalidade do projeto. Este módulo inclui uma interface USB acoplada ao ambiente integrado de desenvolvimento de software (*IDE - Code Composer Studio*) para agilizar o desenvolvimento, *download* e depuração do programa.

A figura 1 apresenta o kit do microcontrolador.

Este microcontrolador possui diversos periféricos, sendo de interesse para o projeto: o conversor analógico-digital com resolução de 12 bits, além de circuito temporizador para gerar a interrupção de tempo, gerando a frequência de amostragem de 200 amostras por segundo do sinal de ECG.

Os *ports* do periférico P3.3 e P3.4 foram utilizados para interfacear o canal de comunicação serial com o módulo de comunicação bluetooth.

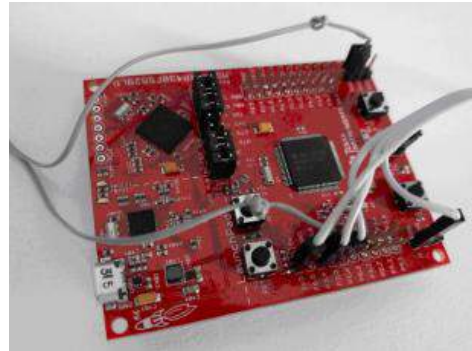


Figura 1: *MSP-EXP430F5529LP Development Kit* contendo o microcontrolador MSP430F5529 [6].

Módulo Bluetooth EGBT-046S da e-Gizmo – O módulo EGBT-046S é um dispositivo bluetooth escravo (*slave*). Com antena integrada no circuito impresso do módulo, a potência de sinal é de -4 a +6 dBm, sendo classificado como classe 2, com alcance de 10 metros. A figura 2 apresenta o módulo.



Figura 2: Módulo bluetooth EGBT-046S da e-Gizmo [7].

A comunicação entre o microcontrolador e o módulo bluetooth é por interface serial UART caracter *full-duplex* (TXD e RXD), sem *handshake*.

O firmware do módulo assume uma configuração inicial de comunicação de 9600 bps, 8 bits de dados, 1 stop bit, sem paridade, com uma chave (*Passkey - PIN Code*) e um nome de dispositivo (*device name*). Estes parâmetros podem ser alterados com comandos AT. O módulo bluetooth implementa 35 comandos AT [7].

Comunicação bluetooth com o aplicativo android – A comunicação bluetooth de um dispositivo escravo com um dispositivo mestre (aparelho android) é feita em etapas. Primeiramente é necessário que o aplicativo do mestre faça uma varredura de reconhecimento de dispositivos bluetooth no alcance. Feito o reconhecimento é necessário o registrado no dispositivo mestre do reconhecimento com aquele dispositivo escravo, é o denominado pareamento. Após o pareamento pode iniciar o protocolo de troca de dados, conforme apresenta a tela da figura 3.

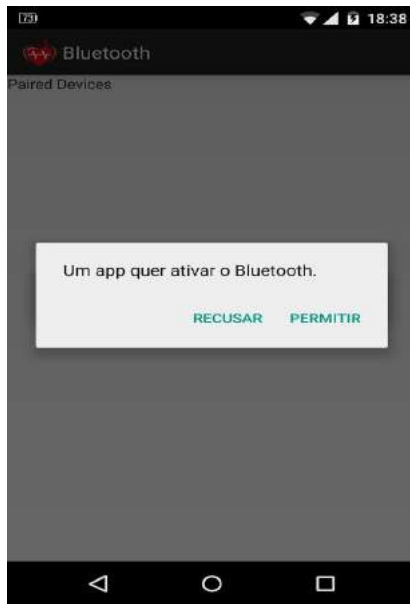


Figura 3: Aplicativo android pedindo permissão para habilitar a comunicação bluetooth do aparelho smartphone do projeto. (obs. figura distorcida da tela *portrait* para melhorar a visualização)

Transmissão do sinal de ECG para o aplicativo android - No aplicativo de ECG no android a comunicação com o dispositivo bluetooth é comunicação assíncrona com frequência de 200 amostras de sinal de ECG por segundo, enquanto o gráfico do sinal é desenhado na tela. Para cada dado que é coletado, são registrados duas categorias de informação em buffer: o identificador da amostra e o seu valor de tensão. Após coletadas com amostras essas informações são passadas em tempo real para o banco armazenado no servidor na nuvem para outra tarefa assíncrona.

Armazenamento em nuvem – Com o sistema básico do eletrocardiógrafo funcionando, ou seja, desde a etapa em que se adquire o sinal de ECG até a visualização dos gráficos no aparelho smartphone do usuário, os dados são também enviados via internet em tempo real para um servidor web para armazenamento em nuvem. Foi utilizado o serviço do Parse, um *backend* da Facebook, oferecido sem custos com disponibilidade de até 30 requisições por segundo.

Foi desenvolvido outro aplicativo para smartphone, que se comunica diretamente com o servidor web do Parse, recebendo os dados de ECG armazenados na nuvem. Esse segundo aplicativo, com acesso remoto aos dados armazenados em nuvem, justifica o que seria o médico em local remoto, consultório, clínica, pronto socorro ou hospital, prestando serviços de telemedicina.

A estrutura dos aplicativos android é apresentada pela figura 4. O fluxograma do lado esquerdo representa o aplicativo que se comunica com o bluetooth e de forma assíncrona envia os dados para o servidor web Parse. O fluxograma do lado direito representa o aplicativo que faz a leitura dos dados do servidor web Parse e de forma assíncrona mostra os dados de ECG para o outro usuário.

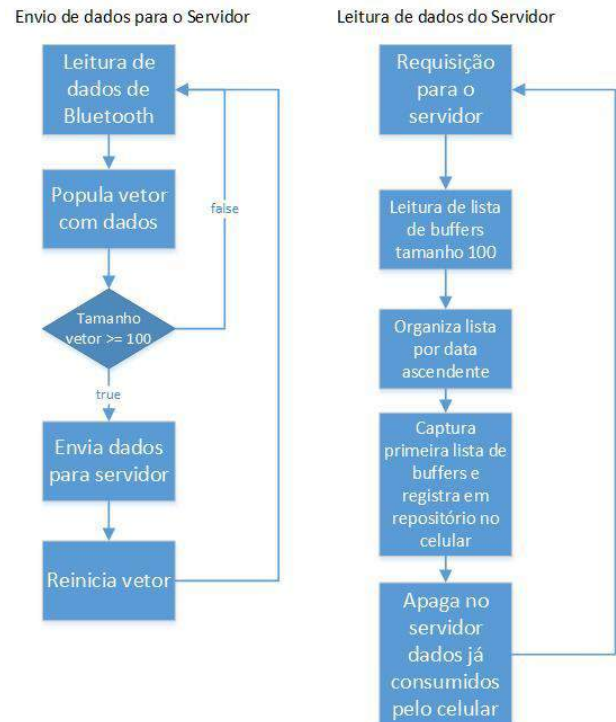


Figura 4: Protocolos de comunicação de dados com o servidor web Parse. (a) Envio *online* dos dados do smartphone para o servidor web Parse. (b) Leitura dos últimos dados armazenados no servidor web Parse pelo smartphone remoto.

Resultados

Os resultados apresentados com telas de sinais, no caso, os sinais foram obtidos de um circuito simulador de sinais de ECG. A figura 5 apresenta a tela do osciloscópio com o sinal na saída do circuito de ECG.

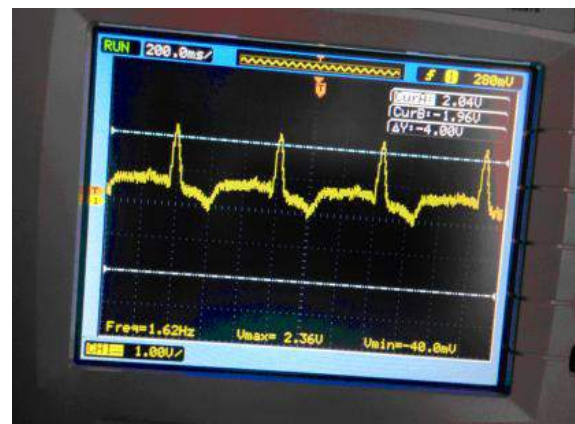


Figura 5: Forma de onda de ECG adquirida com o osciloscópio na saída do eletrocardiógrafo, antes do conversor analógico-digital.

A figura 6 apresenta o sinal da tela do smartphone que está recebendo o sinal do eletrocardiógrafo via bluetooth. No mesmo aplicativo android, em outra *thread*, os dados são encapsulados e enviados via conexão internet para o servidor web Parse.

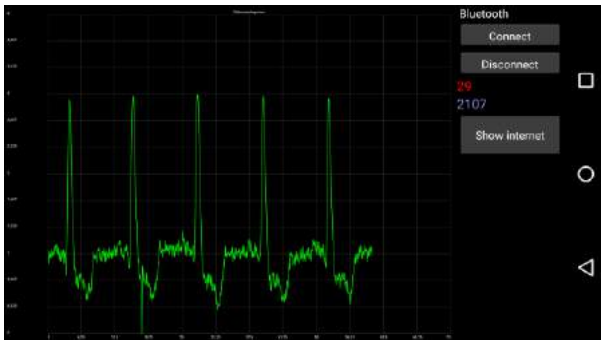


Figura 6: Tela do smartphone no monitoramento local em tempo real do sinal de ECG, visualização em modo *landscape*, recebendo sinal de ECG via interface bluetooth e apresentando na tela.

O painel de administração dos dados do servidor web Parse é apresentado pela figura 7. Esta tela contém os dados que são enviados pelo aplicativo android para o armazenamento em nuvem. Nessa interface utiliza-se a conta criada pelo administrador do projeto e com isso é possível fazer vários tipos de manipulações com os dados. Ambiente semelhante a gerenciadores de banco de dados com tabelas e colunas de dados.

Role	User	BufferPoints	Data
0	0	637	[0, 0, 3812, 2351, 0, 1282, 3417, 0, 0, 3824, 0, 0, 3816, 0, 0, 3813, 0, 0, 3486, ...]
0	0	637	[0, 0, 3812, 2351, 0, 1282, 3417, 0, 0, 3824, 0, 0, 3816, 0, 0, 3813, 0, 0, 3486, ...]
0	0	637	[0, 3842, 3808, 0, 0, 3822, 0, 0, 3805, 0, 0, 3809, 1119, 0, 2568, 599, 0, 359, 2, ...]
0	0	637	[3839, 3792, 0, 0, 3818, 0, 0, 3806, 0, 0, 3805, 0, 0, 3815, 3671, 0, 2528, 3557, ...]
0	0	637	[3807, 0, 0, 3820, 0, 0, 3806, 49, 0, 1732, 0, 0, 3817, 0, 0, 3816, 0, 0, 3823, ...]
0	0	637	[0, 3808, 915, 0, 3482, 3829, 0, 966, 3823, 0, 0, 3813, 0, 0, 3816, 0, 0, 3811, 2, ...]
0	0	637	[0, 0, 3812, 0, 0, 3823, 0, 0, 3815, 2409, 0, 1197, 1231, 0, 0, 3815, 0, 0, 3815, ...]
0	0	637	[3818, 0, 3857, 3816, 0, 0, 3807, 0, 0, 3812, 0, 0, 3819, 276, 0, 3882, 2546, 0, ...]
0	0	637	[3816, 0, 0, 3817, 2802, 0, 2974, 3561, 0, 0, 3807, 0, 0, 3807, 0, 0, 3883, 124, ...]
0	0	637	[0, 3809, 0, 0, 3807, 0, 0, 3803, 0, 0, 3242, 2803, 0, 1074, 3734, 0, 0, 3818, 0, ...]
0	0	637	[0, 3824, 3806, 0, 1311, 3818, 0, 0, 3806, 0, 0, 3814, 0, 0, 3821, 0, 0, 2723, 38, ...]
0	0	637	[0, 0, 3821, 1590, 0, 3819, 3440, 0, 1716, 3819, 0, 0, 3814, 0, 0, 3809, 0, 0, 38, ...]

Figura 7: Detalhe da tela principal de administração do Parse, contendo os registros (pacotes de dados) enviados pelo aplicativo android. (obs. figura distorcida para melhorar a visualização)

Os protocolos de comunicação, apresentados na figura 4, foram otimizados para uso com um número de amostras de ECG, para não gerar muito *overhead* devido aos serviços de rede, e com um número não muito grande de amostras de ECG, para não perder a ideia de tempo real quando conectado ao servidor web na visualização dos dados de ECG.

A figura 8 apresenta a tela do smartphone remoto conectado via internet no servidor web Parse, e recebendo dados de ECG de forma a apresentar como se fosse em tempo real, com um atraso constante devido as transmissões (*upload* e *download*) e liberações dos dados pelo servidor web.

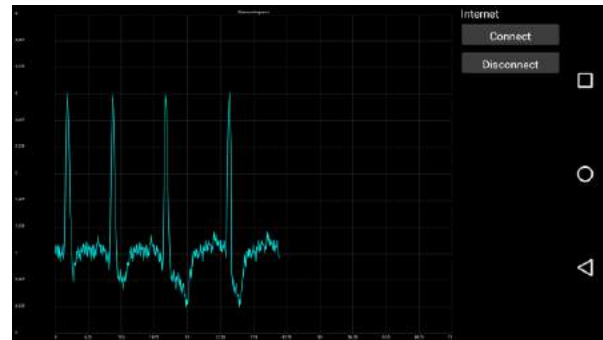


Figura 8: Tela do smartphone em monitoramento remoto do sinal de ECG, visualização em modo *landscape*, recebendo os últimos registros do sinal de ECG armazenados no servidor web Parse.

Discussão

Foram apresentados resultados funcionais do projeto. As telas dos equipamentos demonstram o funcionamento do projeto, podendo a ideia ser aperfeiçoada e otimizada, melhorada as interfaces, adequadas as características do hardware de aquisição do sinal de ECG para atender as especificações de um ECG clínico, podendo ser utilizado em casos reais, tornando-se produto ou ferramenta de trabalho para auxiliar a telemedicina em serviços de emergência móvel e de *home care*.

Conclusão

O projeto mostrou que tecnologias da informação e comunicação integradas a recursos de engenharia biomédica para assistência médica a pacientes em locais remotos incrementam as ferramentas e recursos da telemedicina, do *home care* e do *e-health*.

Referências

- [1] Gradl S, Kugler P, Lohmüller C, Eskofier B, Real-time ECG monitoring and arrhythmia detection using Android-based mobile devices. In: 2012 Annual International Conference of the IEEE EMBS. IEEE, 2012. p. 2452-2455.
- [2] Yi W-J, Jia W, Saniie J, Mobile sensor data collector using Android smartphone, In: 2012 IEEE 55th International MWSCS, 2012. p.956-959.
- [3] Webster JG (ed), Medical Instrumentation Application and Design, Wiley, 1992.
- [4] Malmivuo J, Plonsey R, Bioelectromagnetism, Principles and applications of bioelectric and biomagnetic fields, Oxford University Press, 1995.
- [5] Tompkins WJ (Ed.), Biomedical Digital Signal Processing: C Language Examples and Laboratory Experiments for the IBM PC, Prentice Hall, 1993.
- [6] MSP430F5529 USB LaunchPad Evaluation Kit, Texas Instruments, disponível em: <http://www.ti.com/tool/msp-exp430f5529lp>, acesso em 15abr2016.
- [7] e-Gizmo EGBT-04 Bluetooth Module, disponível em: <http://www.e-gizmo.com/KIT/egbt-04.htm>, acesso em 15abr2016.

LOCALIZAÇÃO DE EQUIPAMENTOS ELETROMÉDICOS EM AMBIENTE FECHADO UTILIZANDO TECNOLOGIA WI-FI

W. K. Souza*

*Hospital Moinhos de Vento, Porto Alegre, Brasil
e-mail: w.knob@yahoo.com.br

Resumo: Este artigo busca mostrar um método de localização de equipamentos eletromédicos em uma rede sem fio baseada no padrão IEEE 802.11. O trabalho faz uso de um sistema existente para evidenciar as maneiras de localizar um dispositivo em uma edificação. Ao decorrer do artigo, procura-se mostrar o sistema de localização em funcionamento. Sequencialmente, a partir de uma pesquisa exploratória, faz-se a introdução de um micro controlador com módulo wireless, com a finalidade de apresentar uma solução para localização de equipamentos médicos.

Palavras-chave: localização, equipamento, wireless.

Abstract: *This article seeks to show an way of locating electromedical equipment in a wireless network based on IEEE 802.11 standard. The work makes use of an existing system to highlighting the ways to find an object in a building. Throughout the article seeks to show the locating system in operation. In sequentially from an exploratory research, became the introduction of a micro controller with wireless module with the purpose of presenting a solution for location of medical equipment.*

Keywords: *location, equipment, wireless.*

Introdução

O presente artigo tem como objetivo apresentar o funcionamento da tecnologia de identificação de objetos e pessoas em tempo real (RTLS - Real Time Location System). Através do uso de etiquetas fixadas a objetos, os leitores recebem sinais sem fio a partir desses identificadores para determinar suas localizações. Por fim, será apresentado o uso deste sistema baseado no aumento da utilização de redes sem fio, aproveitando o uso de uma rede Wi-Fi de infraestrutura para equipe de manutenção de um hospital.

Os sistemas de localização em tempo real (RTLS) são sistemas capazes de rastrear e identificar a localização de objetos ou pessoas em tempo real. RTLS é normalmente utilizado em áreas internas, tais como edifícios, e não fornecer uma cobertura global como o GPS.

A tecnologia consiste na aplicação de identificadores acoplados nos itens rastreados e leitores fixos em pontos estratégicos que coletam dados das *tags*. O mecanismo permite a determinação do local exato e possui recursos de detecção de presença para dispositivos com base nas tecnologias de RFID ativo, infravermelho, ultrassom, rede sem fio (Wi-Fi) e UWB (Ultra wide-band). O RTLS pode ser facilmente implantando, depende apenas do *tag*

identificador, de uma rede Wi-Fi e de um computador para visualizar a localização da pessoa ou item rastreado, além da interface entre o sistema de rastreamento e o sistema de gestão (programa aplicativo) do cliente.

Os principais benefícios de se utilizar esta tecnologia são reduzir erros de operação, agilidade na busca de objetos e ativos, redução com perdas e roubos de ativos. Graças à flexibilidade do sistema, é possível implantá-lo em múltiplos setores, desde lojas, indústrias de manufatura, estacionamentos e operadores logísticos até grandes redes varejistas, indústrias de processos, hospitais e usinas.

Um grande desafio para os hospitais, hoje, é a gestão de equipamentos hospitalares móveis. Um hospital de médio porte tem milhares de equipamentos e com isso um grande esforço para gestão e manutenção deste inventário. Os dispositivos médicos são sujeitos a procedimentos de manutenção preventiva sistemática, recomendado pela Organização Mundial de Saúde, e exigido pelas autoridades. Para lidar com a necessidade de manutenção e assegurar a total disponibilidade, o departamento responsável precisa ter um sistema para encontrar estes equipamentos para limpeza e calibração.

Sinais de Rádio Frequência

Sinais de Rádio Frequência são sinais eletromagnéticos que se propagam por um condutor de cobre e são irradiados no ar através de uma antena. Na prática uma antena converte um sinal cabeado em um sinal wireless e vice-versa. Esses sinais são então irradiados no ar livre na forma de ondas de rádio e se propagam em linha reta e em todas as direções.

Atualmente, o Wi-Fi (Wireless Fidelity), baseado nos protocolos de comunicação IEEE 802.11x, é o mais utilizado para redes sem fio devido a sua velocidade de transmissão e popularização. O padrão 802.11x utiliza técnicas de SSP (Spread Spectrum Transmission) que foi a base para o desenvolvimento de comunicação sem fio por RF.

Técnicas de Localização Sem Fio

As técnicas mais utilizadas de localização de dispositivos podem ser divididas em três grupos que dependem de como os sinais são analisados.

Ângulo de Chegada do Sinal (AOA) – Para estimar a posição de um dispositivo esta técnica utiliza sistemas de triangulação dos sinais das antenas transmissoras. A

triangulação consiste em calcular o ângulo e o tamanho das arestas do raio de acesso ao dispositivo que formam o triângulo [1]. As técnicas de triangulação funcionam melhor em ambientes abertos, porém em ambientes internos, que é a finalidade deste projeto, o sinal sofre problemas devido aos efeitos de propagação e reflexão do sinal provocado por materiais como paredes, objetos e até mesmo pessoas. Deste modo, as medições podem ser afetadas, comprometendo o resultado da localização do objeto. [2]

Potência do Sinal RF – A técnica que se baseia na potência do sinal de RF, conhecida como RSSI (Received Signal Strength Indicator). O ambiente é mapeado onde são realizadas medições da potência do sinal em vários pontos do ambiente e o resultado é armazenado em um banco de dados. Posteriormente, os resultados gravados são comparados com as medições em tempo real, onde os valores mais aproximados determinam o posicionamento do objeto.

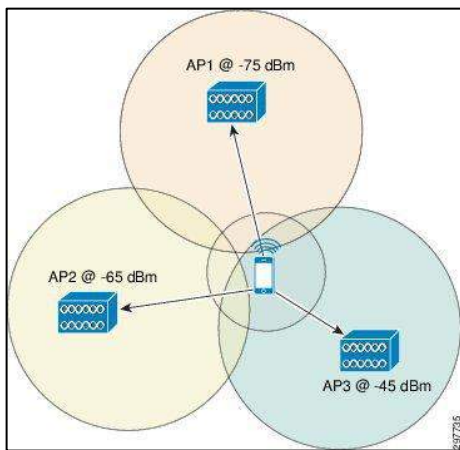


Figura 2: Representação da técnica de potência do sinal recebido. [3]

Mapeamentos mais extensos podem causar problemas de determinação da distância e mesmo com três transmissores a confiabilidade do posicionamento é de 90%. [3]

Técnica da Diferença de Tempo de Chegada – Esta técnica utiliza a medição da diferença de tempo de propagação do sinal de RF até o objeto para estimar a sua posição. Geralmente, através de sinais de três transmissores vizinhos.

A precisão da técnica TDOA (Diferença de Tempo de Chegada) é melhor quando existe uma maior separação entre os receptores, já que múltiplos receptores distribuídos proximamente podem dar origem a um grande número de sinais recebidos que não podem ser separados. Outro fator que afeta a precisão da técnica TDOA é a sobreposição de sinais devido aos diferentes caminhos de percurso. [2]

Problema de Pesquisa

Atualmente a equipe de manutenção de equipamentos biomédicos de um hospital, localizado na capital do

estado do Rio Grande do Sul, é responsável por mais de 1500 equipamentos utilizados pelas equipes assistências nos cuidados aos pacientes. Estes equipamentos são totalmente gerenciados por esta equipe de manutenção. Para garantir a qualidade e confiabilidade do uso destes dispositivos, esta equipe deve localizar os equipamentos periodicamente para realizar manutenções preventivas que envolvem troca de peças, ajustes e inspeções visuais e funcionais.

O problema para esta equipe começa quando o período de revisão de um determinado equipamento chega e este deve ser localizado. Um determinado equipamento pode estar localizado em um de 33 possíveis setores que compõem o cenário atual. E se o dispositivo for designado para um setor específico este local ainda contém outras inúmeras possibilidades de locais que o equipamento biomédico pode estar armazenado ou em uso. A figura 3 exemplifica esta situação, mostrando que para localizar um equipamento é uma tarefa que consome uma quantidade grande de tempo e deve ter abrangência total.

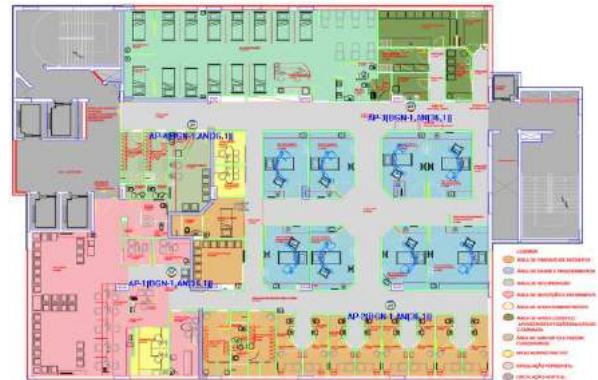


Figura 3: Visualização em planta baixa de um setor qualquer

Solução Proposta

A instituição consta com um amplo sistema de gerenciamento e solução de mobilidade da Cisco®. A infraestrutura de rede local e wireless atual baseiam-se na arquitetura proposta pela solução Cisco® [4]. A arquitetura é descrita como sendo composta por Cisco Wireless Location Appliance em conjunto com o sistema Cisco Wireless Control (WCS), controladores Cisco Wireless LAN, e pontos de acesso. Os dispositivos finais da arquitetura tratam-se dos aparelhos telefônicos voz sobre IP (VOIP), computadores móveis, ou qualquer outro dispositivo com comunicação wireless IEEE 802.11.

A solução “Cisco Wireless Location Appliance” provém como um dos principais recursos o rastreamento de localização. Assim que os mapas de pontos acesso são adicionados, as previsões de RF e mapas de calor podem ser gerados para exibir graficamente o local de dispositivos em plantas baixa do local. A aplicação Cisco WCS exibe essa informação de localização visualmente,

proporcionando uma imediata localização dos dispositivos/ativos conectados à rede WLAN.

O projeto de um sistema de localização em ambiente fechado normalmente deve levar em conta a área de cobertura, a tecnologia de comunicação sem fio, o número de dispositivos fixos, e a estratégia de estimação da localização. A utilização das aplicações mencionadas anteriormente facilitaria o uso para localização dos dispositivos e equipamento médicos, além de tratar-se de um aproveitamento de recursos já existentes na instituição.

Todo o trabalho que envolve pesquisa de site de localização das antenas transmissoras e cobertura total do ambiente físico já foi realizado para implementação do sistema de acesso wireless tanto para intranet e internet. Este trabalho já está concluído e os mapas de calor dos pontos de acesso já estão criados, como pode ser visto na visão de andar na figura 4 abaixo. Esta imagem também evidencia que a cobertura do sinal de rede sem fio é bastante abrangente.

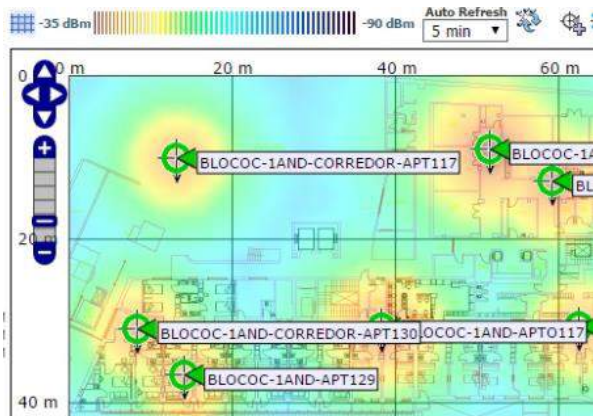


Figura 4: Mapa de calor de cobertura do sinal Wi-Fi na visão de planta baixa.

A partir destes conceitos, e tomando como base o mapa da figura 3, observa-se que existem 4 pontos de acesso que provém uma cobertura total de sinal Wi-Fi ao setor. Logo, se no caso de a equipe de manutenção necessitar localizar um dispositivo ou equipamento neste setor, sua busca poderá ser mais rápida e efetiva. Os testes realizados a seguir mostram as informações de localização já disponíveis nos dispositivos de telecomunicação utilizados pela instituição.

O dispositivo foi posicionado perto do ponto de acesso denominado “AP-2” como mostra a figura 5 (representado pelo desenho de um triângulo vermelho). Na figura 6 pode-se observar o retorno de informação de localização. O dispositivo móvel telefônico está localizado em uma região do setor denominado “4AND-SAL” como mostra o detalhamento de informações da antena com sinal mais forte na figura 6.

Após estes testes, é possível afirmar que o sistema Cisco®, utiliza a técnica RSSI (Indicação de Potência do Sinal Recebido) para determinar a localização e qual ponto de acesso o dispositivo está conectado.

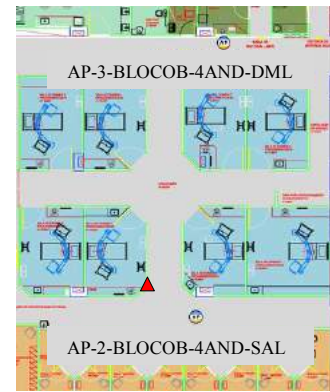


Figura 5: Localização do ponto de acesso e do dispositivo móvel em um segundo momento.

SSID: Moinhos_Voz				Detalhes	
Can.	Nome de AP	RSSI	CU	Nome de AP: BLOCOC-4AND-SAL	
167	..4AND-SAL	-30	0	SSID: Moinhos_Voz	
161	..4AND-DML	-63	2	Canal: 157	
01	..4AND-SAL	-34	63	BSSID: 20:bb:c0:67:54:6a	
11	..4AND-DML	-46	7	RSSI: -32	
01	..5ANDAR_3	-64	98	CU:5	
06	..5ANDAR_F	-65	40	Lista vizinha	

Figura 6: Ponto de acesso com sinal mais forte em destaque no dispositivo móvel na segunda situação.

Localizar Equipamento Médicos

Como foi visto nos itens anteriores, já é possível e está disponível a localização dos dispositivos conectados à rede Wi-Fi. Para que a equipe de manutenção desta instituição possa localizar seus equipamentos com facilidade existe apenas um requisito necessário para que esta localização possa ser feita: o equipamento biomédico deve estar conectado a uma rede Wi-Fi disponível e dentro da rede interna gerenciada pelo sistema Cisco®. Entretanto, muitos equipamentos eletro médicos não possuem placa de rede para conexão sem fio. Para isto, há no mercado, hoje, uma placa com conexão Wi-Fi que carrega consigo um micro controlador nomeado ESP8266 que também é capaz de carregar consigo aplicações. Esta placa pode se tornar o identificador (tag) Wi-Fi dos equipamentos médicos que não possuem conexão sem fio.

Micro controlador ESP8266 – O ESP8266 é o nome de um micro controlador desenvolvido pela companhia Espressif Systems. Este pequeno dispositivo anuncia-se como uma ponte entre uma rede Wi-Fi e um micro controlador existente e contido em si. Foi montado um circuito para comunicação e configuração do micro controlador ESP8266. Na figura 7 mostra o diagrama esquemático que representa a montagem. O circuito foi projetado para maior estabilidade na comunicação entre o terminal e o módulo Wi-Fi. Note que foi utilizado um conversor USB-Serial FTDI, o qual permite uma comunicação mais fácil entre o terminal do computador e o micro controlador ESP-12.

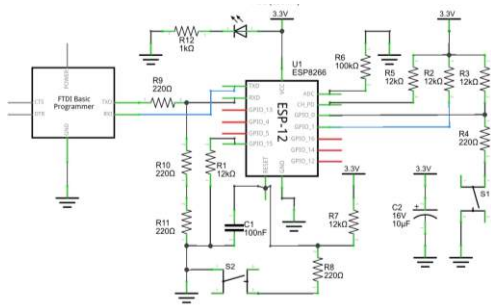


Figura 7: Circuito esquemático de montagem para comunicação com terminal.

Micro controlador ESP8266 – Com o micro controlador ESP8266 já programado e configurado, pretende-se fixá-lo ao equipamento médico para que possa se tornar uma *tag* e o equipamento médico possa ser localizável. Todo equipamento médico deve sofrer uma manutenção preventiva, que consiste em uma manutenção estabelecida em intervalos pré-determinados de tempo com a finalidade de evitar falhas. [5]

A figura 8 abaixo sugere um modelo de placa de circuito impresso (PCB) no tamanho de 68x35mm.

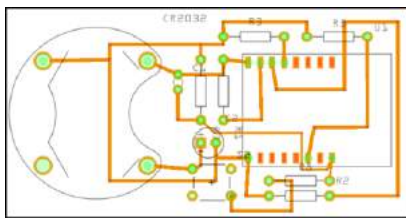


Figura 8: Placa de circuito impresso da tag wireless

Durante os testes deste circuito, observou-se que o consumo de corrente com o ESP-12 programado e com todas as funções ativas é de aproximadamente 70 mA. Este valor de consumo é muito elevado se o circuito for alimentado por uma bateria tipo moeda.

Para solucionar esta situação, deve-se fazer uso de uma função intrínseca do módulo ESP-12, denominada modo deep-sleep, que por sua vez coloca o micro controlador em um sono profundo por um determinado período de tempo selecionado pelo usuário. Neste modo, o chip desconectará todas as conexões Wi-Fi e as conexões de dados e entrará em um modo de sono profundo. Apenas o clock de tempo real (RTC) ficará funcionando. O RTC é responsável pela contagem do tempo que despertará o chip. Durante o sono profundo, o consumo de corrente do projeto fica aproximadamente de 20 μ A. [6]

Ao fazer o uso deste recurso e com o consumo de corrente baixíssimo, estima-se uma autonomia da bateria do projeto de mais de 15 meses. Este recurso é útil, pois os equipamentos médicos não necessitam ficarem visíveis a todo instante no sistema de localização Cisco®. O período programado para despertar o chip ESP-12 pode ser configurado para os intervalos de tempo pré-

determinados nas rotinas de manutenção preventiva (MP) dos equipamentos eletro médicos. O tempo máximo pré-estabelecido que um equipamento possa ficar sem sofrer MP é de 12 meses.

Discussão e Conclusão

O trabalho apresentado utiliza uma topologia de rede totalmente composta com dispositivos Cisco®. Desta maneira, pode surgir a indagação se é possível desenvolver um sistema de posicionamento baseado em redes híbridas de Wi-Fi, com equipamentos de diversos fabricantes. Para que se tenha uma resposta positiva deste questionamento, a infraestrutura da rede deve ser composta por um conjunto de dispositivos (base de dados, servidores e pontos de acessos), que irão gerar e armazenar dados, e uma aplicação (software) para tratar os dados e devolver ao operador informações de localização e posicionamento a partir das técnicas de localização presentes na literatura.

A partir das pesquisas realizadas sobre localização de dispositivos em ambientes fechados pode-se notar que existem várias técnicas e que a maioria demanda inúmeros recursos para sua implementação. Entretanto, este trabalho procurou e apresentou maneiras possíveis para aproveitar um sistema e uma rede de internet Wi-Fi já existente em uma instituição para localização de dispositivos e equipamentos. O reuso de uma rede sem fio já existente diminui o custo financeiro de implementação de um projeto de localização de objetos.

As pesquisas realizadas para apresentar uma proposta de tag/identificador wireless que funcione em uma rede no padrão IEEE 802.11 apontaram para um novo micro controlador que vem surgindo com bastante força no mercado. Este módulo Wi-Fi permite a conexão a pontos de acesso e rodar programações ao mesmo tempo. Por tratar-se de um módulo de baixo custo e de pequenas dimensões, mostrou-se versátil e muito promissor para ser utilizado como tag para equipamentos médicos sem placa de rede Wi-Fi.

Referências

- [1] FAGUNDES, Leonardo Peres. Localização de Dispositivos Móveis em Redes Wi-Fi – TDOA. 26p. Porto Alegre. Dez. 2008.
- [2] SILVA, Luis Filipe de Almeida. Desempenho de um Sistema Localizador de Sinais num Ambiente com Ruído. FEUP – Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto. 2012.
- [3] HALLOCK, Zeb; DESHPANDE, Suyong; SAVILLE, Roland; CHASTAIN, Stephenie. Cisco Connected Mobile Experiences (CMX). 2015.
- [4] CISCO. Cisco Wireless Location Appliance. 2007. Disponível em: <<http://zip.net/bdtq06>> Acesso em: 16 nov. 2015.
- [5] MORAIS, V. C. Metodologia de Priorização de Equipamentos Médicos Hospitalares em Programas de Manutenção Preventiva. Fevereiro 2004. Dissertação de Mestrado em Engenharia Elétrica – UNICAMP.
- [6] ESPRESSIF. ESP8266: Sleep Mode Function Description. 6p. Jun. 2015.

SUORTE AO ISOLAMENTO DE PACIENTES SUSPEITOS DE TUBERCULOSE PULMONAR POR COMITÊS DE REDES MLP

E. dos S. Alves*, J. B. O. Souza Filho**, R. M. Galliez*** e A. Kritski***

*LAPSI/PPEEL/CEFET-RJ, Rio de Janeiro, Brasil

** DEL/POLI/UFRJ, Rio de Janeiro, Brasil

*** PAT/FM/UFRJ, Rio de Janeiro, Brasil

e-mail: errison_alves@yahoo.com.br

Resumo: A tuberculose (TB) é uma das principais doenças que acomete a sociedade, principalmente em países em desenvolvimento. A mais recente estimativa apresenta 9,6 milhões de novos casos em 2014, e 1,5 milhões de mortes decorrentes da doença. Este trabalho discute a aplicação de métodos de comitê no projeto de sistemas computacionais para o suporte à decisão quanto ao isolamento respiratório de pacientes suspeitos de tuberculose, em nível hospitalar. Tais sistemas representam um esforço para se aumentar o percentual de pacientes corretamente isolados com relação aos critérios clínicos usualmente utilizados. Dessa forma, foi desenvolvido um sistema de comitê baseado em redes neurais artificiais (RNA) que se mostrou superior ao modelo neural simples, obtendo uma sensibilidade de 67,5% para uma especificidade de 95%.

Palavras-chave: Métodos de Comitê, Suporte ao Diagnóstico, Tuberculose Pulmonar, Redes Neurais Artificiais.

Abstract: Tuberculosis (TB) is a major disease affecting the society, especially in developing countries. The latest estimate reports 9.6 million new cases in 2014 and 1.5 million of deaths caused by the disease. This paper discusses the application of ensemble techniques in the design of computational systems to support the respiratory isolation of patients suspected of having tuberculosis in hospitals. Such systems represent an effort in improving the percentage of patients correctly isolated as compared to the clinical criteria usually employed. Thus, an ensemble system based on artificial neural networks (ANN) was developed, which performed better than a single neural model, exhibiting a sensitivity of 67.5 % and a specificity of 95 %.

Keywords: Ensemble Methods, Diagnosis Support, Pulmonary Tuberculosis, Artificial Neural Networks.

Introdução

A Tuberculose (TB) é uma das principais doenças infectocontagiosas que afetam, principalmente, os países em desenvolvimento. A doença, assim como sua transmissão, estão diretamente relacionadas às desigualdades sociais, às condições de higiene e de saúde pública. Estima-se que, mundialmente, uma a cada três pessoas possuem o bacilo causador da doença,

porém apenas 10% deste quantitativo desenvolvem a TB ativa [1].

O Brasil se encontra entre os 22 países de maior incidência de TB, apresentando em 2013 cerca de 80.000 casos notificados, e uma mortalidade anual de 4.000 casos. A tuberculose pulmonar (TBP) representa ainda cerca de 81% do total de casos notificados no estado do Rio de Janeiro [2].

A evolução desta doença é variável e, muitas vezes, os sintomas são ausentes ou leves. Segundo às diretrizes da Organização Mundial de Saúde (OMS), a baciloscopia do escarro deve ser o exame prioritário. Este teste é simples e possui baixo custo, porém apresenta uma baixa sensibilidade (50% - 80%). Outros testes laboratoriais mais eficientes, tais como a cultura e os modernos testes moleculares, são normalmente restritos a centros de referência e de pesquisa na área.

Recentemente, sistemas para o suporte ao isolamento respiratório em nível hospitalar baseados em técnicas de Inteligência Computacional (IC) vêm sendo propostos. A partir da mesma base de dados utilizada neste trabalho, um sistema composto por redes MLP especializadas em grupos de dados identificados como críticos [3] obteve uma sensibilidade de 83,3% e especificidade de 94,4%. Um estudo recente sobre a formação de comitês para este problema [4] avaliou o impacto dos principais parâmetros envolvidos no projeto de redes MLP na acurácia do sistema, considerando um processo de seleção incremental dos membros do comitê através de índices de diversidade, o qual atingiu um valor de área sob a curva ROC de 0,88.

Neste trabalho é proposto um método para a seleção conjunta de modelos para o comitê empregando técnicas de agrupamento. A estrutura do trabalho é a seguinte: inicialmente, tem-se uma breve descrição das técnicas de IC utilizadas e dos métodos de comitê considerados. Em seguida, são apresentados e discutidos os resultados. Por fim, têm-se as conclusões e os trabalhos futuros.

Materiais e métodos

Redes Neurais Artificiais – As redes neurais artificiais (RNA) [5] são modelos matemáticos bioinspirados, capazes de aprender através de exemplos. Tais modelos permitem a solução de problemas complexos, explorando relações não-lineares nos dados, e vem sendo aplicados a vários problemas da área

médica. A topologia mais típica é a rede neural multicamadas - *Multilayer Perceptron* (MLP) [5], formada por uma ou mais camadas de neurônios interconectados através de sinapses. Tais elementos estruturais são responsáveis por armazenar o conhecimento utilizado pela rede na solução do problema, sendo ajustadas através de um processo de treinamento supervisionado. Neste processo, através de pares de exemplos e saídas desejadas, tais sinapses são ajustadas iterativamente visando, em geral, minimizar uma dada figura de mérito, comumente, o erro médio quadrático [5]. Alguns algoritmos tipicamente utilizados para este fim são o *Resilient Backpropagation* (RPROP) [6], o *Levenberg-Marquardt* (LM) [7] e o *Broyden-Fletcher-Goldfarb-Shanno* (BFGS) [8].

Métodos de Comitê – Inspirados na teoria da “Sabedoria das Multidões”, os métodos de comitê [9] exploram estratégias para a produção, seleção e integração de modelos, buscando-se uma solução mais eficaz para problemas complexos. Quando aplicados ao suporte ao diagnóstico, tais técnicas mimetizam a estratégia de decisão coletiva, usualmente aplicada aos casos mais críticos pela área médica. Comitês de modelos, quando apropriadamente projetados, costumam apresentar um maior desempenho que modelos simples.

Um comitê é eficiente quando seus membros atuam de forma complementar, isto é, quando apresentam erros independentes [9]. Face à dificuldade intrínseca de se produzir e identificar tal complementariedade, normalmente é explorado o conceito de diversidade [10].

As redes MLP envolvem vários parâmetros de projeto que impactam no seu desempenho, os quais podem ser utilizados para a geração de modelos diversos. Entre estes, podem ser destacados a escolha dos pesos iniciais, do número de neurônios e de camadas empregados na rede, bem como a utilização de diferentes algoritmos de treinamento. Outra estratégia comum consiste em se utilizar diferentes subconjuntos de dados para o treinamento, os quais podem ser gerados através de diferentes técnicas de reamostragem [11].

Dado um conjunto de classificadores candidatos à formação de um comitê, busca-se a seleção de modelos que contribuam para um melhor desempenho do sistema, processo que geralmente ocorre através da identificação daqueles mais diversos [9]. Tradicionalmente, utiliza-se a seleção incremental, que realiza esta avaliação entre pares de modelos através de índices de diversidade [4]. Face às deficiências associadas à este procedimento [9], neste trabalho é proposto um método que seleciona os modelos de forma conjunta, explorando técnicas de agrupamentos, conforme discutido a seguir.

Considere, a título de exemplo, um conjunto de modelos preditivos M_1, M_2, \dots, M_9 , projetados a partir de um mesmo conjunto de validação, para os quais são produzidos os seguintes vetores resposta R_1, R_2, \dots, R_9 . Inicialmente, emprega-se uma técnica de agrupamento de dados [11], a fim de identificar modelos de resposta similar, conforme ilustrado na Figura 1.

De posse dos grupos identificados, avalia-se a diversidade dos modelos em cada grupo, relativamente aos demais grupos. Para este fim, a partir de uma métrica definida, é calculada a distância do vetor resposta associado a cada modelo de um grupo com relação àqueles pertencentes aos demais, procedendo-se a soma de todos os casos para se definir a diversidade total associada a cada modelo. Em seguida, identifica-se, para cada grupo, o modelo de maior diversidade, o qual será utilizado no comitê. Por fim, as saídas de tais modelos são combinadas para se formar a decisão do sistema [9]. Segundo este critério, no exemplo, os modelos selecionados seriam M_1, M_5, M_6 .

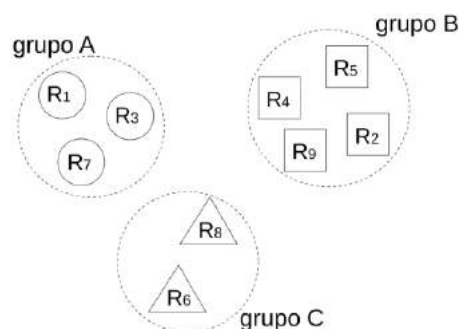


Figura 1: Resultado do agrupamento de vetores resposta dos modelos para o método de seleção proposto (vide texto).

Base de dados – A base de dados é composta por informações clínicas de pacientes internados no Hospital Universitário Clementino Fraga Filho (HUCFF), entre 2001 e 2008, contendo 972 pacientes divididos em doentes (210) e não-doentes (762), e caracterizados por meio de 36 variáveis sócio-demográficas, clínicas, laboratoriais e radiológicas. Todos os dados, excluindo a idade, indicam a presença ou ausência de determinado sintoma e/ou positividade ou não de dado exame.

Seleção de variáveis – Para o processo de seleção de variáveis, foi utilizada a técnica de regressão logística binomial, comumente utilizada na área médica para se relacionar um dado desfecho com uma ou mais variáveis através de um modelo não-linear simples [11]. Para tal procedimento foi utilizado o software *Statistical Package for Social Sciences* (SPSS), segundo o método iterativo *forward floating search* [11], sendo considerados valores de significância de inclusão e de exclusão de 25% e 30%, respectivamente.

Mineração dos dados – Técnicas de mineração de dados foram utilizadas para a identificação de casos que poderiam comprometer o aprendizado dos modelos. Em síntese, os procedimentos adotados foram: (i) exclusão de pacientes com dados incoerentes e com mais de 25% de dados faltantes; (ii) exclusão de pacientes com mesmos sintomas e desfechos distintos; (iii) classificação de pacientes remanescentes das etapas (i) e (ii) em grupos SAFE e DANGER [12, 13]. Eventos rotulados como DANGER são aqueles para os quais é identificada uma elevada similaridade com dados pertencentes a outras classes.

Conjuntos de desenvolvimento e teste – Diante das peculiaridades do problema, bem como as similaridades identificadas entre casos positivos e negativos, assim como o desbalanço existente entre as classes, os conjuntos de desenvolvimento e teste foram formados com base nas classificações SAFE e DANGER.

Assim, inicialmente, foram realizadas partições *hold-out* [11] nos grupos TB+ SAFE, TB+ DANGER e TB- SAFE, definindo-se um quantitativo adequado para os conjuntos de desenvolvimento e teste a partir de alguns ensaios experimentais. Os eventos TB-DANGER foram excluídos deste procedimento devido a sua baixa representatividade e por se tratar de pacientes de diagnóstico complexo, fora do escopo deste trabalho segundo especialistas. Para cada conjunto de desenvolvimento, utilizou-se a técnica *k-fold* [11], com um valor de *k* igual a 4, para a definição dos conjuntos de validação e treinamento.

Figura de mérito para a avaliação dos modelos – Este trabalho considerou a área sob a curva (*Area Under Curve* – AUC), que é uma medida baseada na curva ROC (*Receiver Operating Characteristic*), a qual representa o comportamento da sensibilidade e especificidade de um modelo mediante a variação do limiar de decisão [14].

Resultados

Como resultado do processo de seleção de variáveis, 19 destas foram identificadas como relevantes: **idade, sexo, escarro, hemoptise, hemoptico, sudorese noturna, dispneia, febre, desnutrição, laudo de RX (TB ativa, sequela, outra doença), tosse, dor torácica, HIV, alcoolismo, neoplasia maligna, tabagismo e dor de garganta.**

O processo de distribuição dos eventos nos conjuntos envolvidos no processo de *k-fold* foi repetido 100 vezes, com uma alocação aleatória de eventos, de forma que, para cada conjunto de teste, existem 4 conjuntos de treino e validação associados, totalizando 400 conjuntos. Em torno de 120, 30 e 40 pacientes TB+ foram utilizados nos conjuntos de treino, validação e teste. Com relação aos pacientes TB-, este quantitativo foi de 360, 90 e 160, respectivamente.

Para cada par de conjuntos de treino e validação, foram projetados modelos MLP com uma camada intermediária, um neurônio na camada de saída, utilizando a tangente hiperbólica como função de ativação. Como fontes de diversidade, foram experimentadas a variação dos parâmetros de projeto da rede (pesos iniciais e quantitativo de neurônios na camada intermediária), os conjuntos de treinamento, bem como diferentes algoritmos de treinamento. Produziram-se modelos neurais possuindo de 1 a 15 (com passo de 2) neurônios na camada intermediária, segundo 3 algoritmos de treinamento (RPROP, LM, BFGS), e considerando 25 inicializações distintas para cada caso. Empregou-se, também, o critério de parada antecipada para mitigar o efeito de *overtraining* [5]. Os modelos individuais de melhor desempenho que

foram identificados pelo teste de múltiplas comparações de Tukey HSD [16] possuíam 3 neurônios na camada intermediária e foram treinados pelo algoritmo LM. A técnica de agrupamento *k-means* [11] foi aplicada ao método de seleção de modelos proposto, e a integração das saídas dos modelos utilizou a média simples. Modelos candidatos foram desenvolvidos considerando a variação de diferentes parâmetros de projeto da rede.

A Tabela 1 resume os resultados obtidos, e incluiu os resultados comparativos do desempenho dos comitês em relação ao modelo individual e a técnica *Adaboost* [15], com até 250 modelos no sistema. Para cada sistema, a quantidade de membros no comitê foi definida de forma parcimoniosa, utilizando o teste estatístico citado.

Tabela 1: Estatísticas da AUC para o conjunto de validação.

Sistema - número de modelos	Média	I.C. 95% média		Melhor que individual?
		inferior	superior	
MLP individual	0,761	0,758	0,764	-
<i>Adaboost</i> - 10 modelos	0,706	0,702	0,711	Pior $p < 0,001$
Comitê 1 - 8 MLPs (variação de todos os parâmetros)	0,767	0,764	0,771	Melhor $p < 0,001$
Comitê 2 - 3 MLPs (diferentes algoritmos de treinamento)	0,779	0,777	0,782	Melhor $p < 0,001$
Comitê 3 - 5 MLPs (variação do número de neurônios)	0,811	0,808	0,814	Melhor $p < 0,001$
Comitê 4 - 3 MLPs (diferentes conjuntos de desenvolvimento)	0,835	0,828	0,842	Melhor $p < 0,001$

Da Tabela 1, nota-se que o comitê formado pela diversidade dos conjuntos obteve a maior AUC média, e apresentou resultados superiores aos demais comitês ($p < 0,001$). Curvas ROC associadas ao modelo MLP individual, a técnica de *Adaboost*, e ao Comitê 4 foram produzidas para os sistemas referentes à mediana dos valores de AUC obtidos, considerando o conjunto de teste, e são exibidas na Figura 2. Os valores de AUC associados a tais sistemas foram 0,879, 0,879 e 0,906, respectivamente. Adicionalmente, assumindo com ponto de operação uma especificidade de 95%, o Comitê 4 apresenta 67,5% de sensibilidade, valor superior aos demais sistemas avaliados.

Discussão

O comitê 4 obteve valores de especificidade superiores ao modelo individual e ao *Adaboost* na faixa de especificidades superiores a 80%, mostrando-se mais interessante para aplicação no suporte ao isolamento de pacientes suspeitos de TB. Para esta situação, os critérios clínicos usualmente utilizados isolam corretamente cerca de 25% do pacientes suspeitos [17]. Nesta proposta foi obtida uma especificidade superior àquela apresentada em [3]. Foi possível também atingir

uma AUC superior ao valor encontrado em [4].

Dado que um sistema com uma maior especificidade torna o isolamento mais criterioso, isto é, prediz com maior acurácia os pacientes que não necessitam permanecer internados, o comitê produzido pode auxiliar na racionalização dos recursos hospitalares destinados ao tratamento de pacientes com TB.

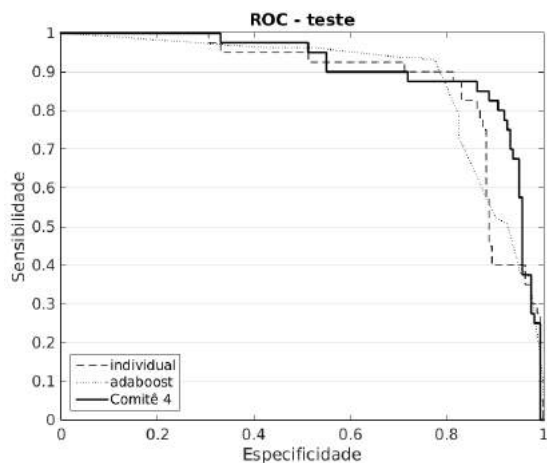


Figura 2: Curvas ROC do conjunto de teste para o modelo individual, o *Adaboost* e o comitê 4 (vide texto).

Conclusão

A TB é uma doença infectocontagiosa que demanda um diagnóstico rápido e eficiente, desafiador ainda no Brasil, em especial no que se refere a um isolamento eficiente de pacientes.

O método de seleção proposto representa um esforço quanto ao projeto de um sistema de apoio mais robusto, que permita um isolamento mais eficaz que os métodos usualmente utilizados. O comitê, composto por 3 modelos, produzido por meio da diversidade dos conjuntos de desenvolvimento, considerando a seleção baseada em agrupamentos e a integração pela média simples, pode atingir uma especificidade média de 95%, associada a uma sensibilidade de 67,5 %.

Como trabalhos futuros, pretende-se avaliar novos métodos para o projeto e a seleção de modelos, bem como utilizar sistemas híbridos, isto é, compostos por técnicas de IC diversas e considerar outros critérios de diversidade. Pretende-se ainda avaliar a eficácia dos métodos estudados na solução de problemas de outras áreas.

Agradecimentos

Ao Hospital Universitário Clementino Fraga Filho (IDT-HUCFF-UFRJ), pela disponibilização da base de dados e pelo suporte técnico. A CAPES, CNPq, FAPERJ e ao CEFET/RJ, pelo apoio financeiro e de infraestrutura concedido.

Referências

[1] WHO. In: Global tuberculosis report 2015. Geneva: World Health Organisation, 2015.

[2] Soares ECC, Oliveira MFM, Dias SMO, Pio JE, Oliveira JR, Lauria LM, Durovni B; Cavalcante SC. Situação epidemiológica da tuberculose no município do rio de janeiro: Revisão dos casos notificados de 1995 a 2000. *Pulmão RJ*, v.11, n.2. 2002. p. 51–56.

[3] Alves ES, Filho BJ, Galliez RM, Kritski A. Specialized MLP classifiers to support the isolation of patients suspected of pulmonary tuberculosis. In: *IEEE and 11th Brazilian Congress on Computational Intelligence*. 2013. p. 40–45.

[4] Alves ES, Filho BJ, Galliez RM, Kritski A. Estudo experimental do efeito de parâmetros de projeto de redes MLP na produção de comitês para o suporte ao diagnóstico de tuberculose. In: *XII Congresso Brasileiro de Inteligência Computacional*. 2015

[5] Haykin S. *Neural Networks: A Comprehensive Foundation*. 3rd ed., Prentice-Hall, 2007.

[6] Riedmiller M, Braun H. A direct adaptive method for faster backpropagation learning: The rprop algorithm. In: *IEEE International Conference on Neural Networks*. 1993.

[7] Hagan MT, Menhaj MB. Training feedforward networks with the marquardt algorithm. In: *Transactions on Neural Networks*. 1994. p. 989–993.

[8] Dennis John EJ, Schnabel RB. *Numerical methods for unconstrained optimization and nonlinear equations*. Philadelphia. Society for Industrial and Applied Mathematics, 1996.

[9] Rokach L, *Pattern Classification Using Ensemble Methods*. River Edge: World Scientific; 2010.

[10] Kuncheva LI. *Combining Pattern Classifiers: Methods and Algorithms*. Wiley Interscience; 2004.

[11] S. Theodoridis and K. Koutroumbas, *Pattern Recognition*, 4th ed. Academic Press; 2008.

[12] Bunkhumpornpat C, Sinapiromsaran K, Lursinsap C. Safe-level-smote: Safe-level-synthetic minority over-sampling technique for handling the class imbalanced problem. In: *Pacific Asia Conference on Advances in Knowledge Discovery and Data Mining*. Springer-Verlag, 2009. p. 475–482

[13] Han H, Wang WY, Mao BH. Borderline-smote: A new over-sampling method in imbalanced data sets learning. In: *International Conference on Advances in Intelligent*. Springer-Verlag, 2005.

[14] Zhou X, Obuchowski N, Mcclish D. *Statistical Methods in Diagnostic Medicine*. Wiley; 2011.

[15] Freund Y, Schapire RE, A decision-theoretic generalization of online learning and an application to boosting. In: *Journal of Computer and System Sciences*, v. 55, n. 1. 1997. p. 119 – 139.

[16] Sheskin DJ, *Handbook of Parametric and Nonparametric Statistical Procedures*. 4th ed. Chapman & Hall; 2007.

[17] Filho JBS, Vieira APP, Seixas JM, Aguiar FS, Mello FCQ, Kritski AL. An intelligent system for managing the isolation of patients suspected of pulmonary tuberculosis. In: *Intelligent Data Engineering and Automated Learning*. Springer Berlin Heidelberg. 2012. p. 818–825.

SISTEMA ELETRÔNICO PARA MONITORAMENTO DE ÚLCERAS DE PRESSÃO SOB O CONCEITO DE INTERNET OF THINGS

B.M. Pedroso, A.P. Silva, S.R.M.S. Boschi, T.A. Scardovelli

Universidade de Mogi das Cruzes, Mogi das Cruzes, Brasil
e-mail: brunomedina@umc.br

Resumo: Sistemas de telemedicina têm sido aplicados nos últimos anos em processos de monitoramento, intervenção e diagnóstico em sistemas de saúde. Uma área que se beneficia destes sistemas de monitoramento remoto é o controle de úlceras de pressão. Porém, atualmente no mercado, não existe um equipamento que efetue o monitoramento de pressão de superfície à distância e que envie os dados a um profissional de saúde. Com isso, foi desenvolvido um sistema composto por um dispositivo eletrônico que se conecta com a internet, utilizando o conceito da *Internet of Things* que apresenta troca de informações mais rápida devido ao fato de efetuar a conexão direta com o equipamento, sem necessidade de um servidor. Esse sistema monitora os níveis de pressão na região isquiática, possibilitando a prevenção do aparecimento das úlceras, juntamente com a temperatura corporal e frequência cardíaca. Foram realizados testes no sistema de sensoriamento que apresentou pouca variação em comparação com sensores calibrados, demonstrando boa estabilidade e confiabilidade na leitura das variáveis.

Palavras-chave: Telemedicina, úlceras de pressão, internet das coisas.

Abstract: *Telemedicine systems have been applied in the past years in monitoring processes, intervention and diagnostic of healthcare systems, an area that benefits from these remote monitoring systems is the control of pressure ulcers. Nowadays there is no equipment to monitor surface pressure by distance, and send this data to a healthcare professional. Therefore, a development possibility is to build a device that measures the surface pressure and physiological signals, sending this data to a healthcare professional through distance, making a real-time monitoring and preventing diseases. Thereby, was developed a system consisting of an electronic device that connects to the Internet over the concept Internet of things, which features faster data exchange due to the fact to make a direct connection to the equipment without the need of a server. This system monitors the pressure levels in the ischial region, body temperature and heart beating, preventing the onset of ulcers. Tests were conducted in the sensing system that presented less variation, compared with calibrated sensors, showing good stability and reliability in variables reading.*

Keywords: *Telemedicine, pressure ulcer, Internet of things.*

Introdução

Sistemas de telemedicina ou medicina a distância, têm sido alvo de muitas pesquisas nos últimos anos, sendo iniciada no ano de 1959. Durante a década de 1980 os esforços foram concentrados na expansão desta tecnologia, sendo que uma área com grande avanço tecnológico foi a da telereabilitação [1].

Devido ao fato do paciente permanecer acamado por um longo período, é provável que comece a desenvolver um quadro de úlceras de pressão, que são na grande maioria dos casos, observadas em protuberâncias ósseas na região inferior do corpo acarretando em aproximadamente 95% dos casos; podendo ocorrer também na região do cotovelo, cabeça, entre outros. As úlceras de pressão são lesões ocasionadas em tecidos devido à falta de irrigação sanguínea proveniente do comprometimento parcial ou total dos capilares ou vasos sanguíneos responsáveis pela nutrição e oxigenação dos tecidos por uma força externa ocasionada pelo fato de o paciente permanecer imóvel em uma única posição, ocasionando este comprometimento do tecido. Este comprometimento pode ir de uma pequena vermelhidão até os casos mais graves que acarretam na necrose completa do tecido podendo chegar a estrutura óssea, tornando o quadro irreversível [2].

Atualmente, estão dispostos no mercado uma gama de equipamentos que realizam o acompanhamento e transmissão de sinais vitais, como sistemas que enviam os sinais ECG (Eletrocardiograma) para um centro de tratamento via wireless em tempo real [3]. Outros dispositivos enviam os dados via internet através de um controlador e a resposta é visualizada na tela de um computador [4]. Tendo em vista a segurança das informações enviadas, foi criado um sistema de decodificação dos dados enviados pela internet através de uma transformada matemática [5].

Existem também sistemas que analisam a pressão e a temperatura em um ponto do paciente para verificar a possibilidade do desenvolvimento de úlceras de pressão, porém o monitoramento é feito apenas por um computador no próprio local [6]. Foi desenvolvido um sistema a base de sensores de pressão que enviam os dados a um *tablet* para quantificar os níveis de pressão, sendo esta comunicação via *bluetooth* [7].

Em relação ao conceito de comunicação da *internet of things*, esta tecnologia têm sido aplicada em programas de *Home Health* para veteranos nos Estados

Unidos para analisar desde doenças como diabetes até depressão, sendo aplicado em cerca de 17.000 pacientes, tendo uma diminuição de 19% de comparecimento aos hospitais [8].

Porém atualmente não existe equipamento que realize a função de monitoramento de sinais fisiológicos juntamente com o monitoramento de úlceras de pressão. Sendo assim o objetivo desta pesquisa é desenvolver e analisar a aplicação de um único equipamento para acompanhar os índices de pressão na região isquiática juntamente com alguns sinais vitais como temperatura corporal e frequência cardíaca, utilizando do conceito da *internet of things* para transmissão destes parâmetros a um profissional de saúde, diminuindo o tráfego de dados na rede, pois este tipo de tecnologia troca informações apenas quando solicitado.

Materiais e métodos

O sistema de monitoramento é composto por um dispositivo que permite a leitura dos sinais vitais (temperatura corporal e frequência cardíaca) juntamente com os índices de pressão na região isquiática. Estas informações são disponibilizadas em um *smartphone*, tablet ou computador a um profissional de saúde sob a tecnologia da *internet of things*. A Figura 1 exemplifica o esquema geral do projeto.

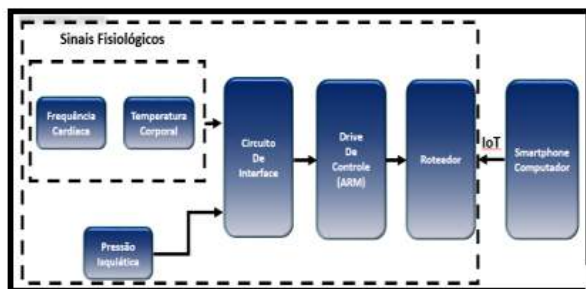


Figura 1: Esquema geral do sistema.

Sistema de Sensoriamento – Para leitura dos sinais de frequência cardíaca, utilizou-se o sensor da marca Pulse sensor, observado na Figura 2c, e os sinais são tratados no controlador. Seu funcionamento está baseado no princípio de sensores de infravermelho. Quando ocorre o batimento cardíaco os capilares aumentam seu volume devido a quantidade de sangue que é bombeada pelo coração, portanto este aumento volumétrico pode ser detectado por este tipo de sensor que emite um feixe de luz infravermelha sendo captado no outro lado do dedo; esta incidência de luz sofre variação quando o capilar aumenta seu tamanho, podendo assim medir o número de vezes que ocorre esta variação, consequentemente sendo possível medir a frequência cardíaca.

Para efetuarmos a leitura da temperatura corporal, foi utilizado o sensor *Melexis MLX90614ESF-BAA* com sistema de leitura infravermelho sem contato, com faixa de leitura de -70°C à 380°C com um controlador DSP (*Digital Signal Processor*) com resolução de 17 bits e saída de PWM (*Pulse Width Modulation*). Este sensor permite efetuar a leitura da temperatura corporal do

paciente. O sensor é representado na Figura 2a.

Para análise dos índices de pressão na região isquiática, utilizou-se um sensor modelo GML692, sendo este do tipo célula de carga, com capacidade para 50kg, com resistência fixa de 1kohm, tensão de alimentação entre 5V e 10V, conforme visto na figura 2b.

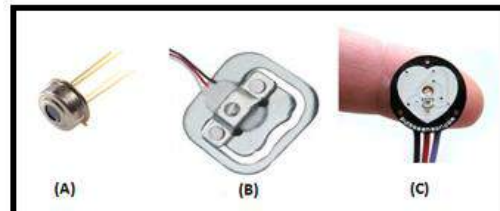


Figura 2: Sensores do sistema. a) Sensor de Frequência Cardíaca; b) Sensor de Temperatura Corporal; c) Sensor célula de carga.

Para tratamento do sinal do sensor de pressão foi utilizado um circuito a base de um divisor de tensão com um filtro *Butterworth* de 2ª ordem, para filtragem de interferências provenientes do circuito de aquisição de sinais do sensor, tendo um circuito final para amplificar o sinal a ser enviado ao controlador. O circuito é observado na Figura 3.

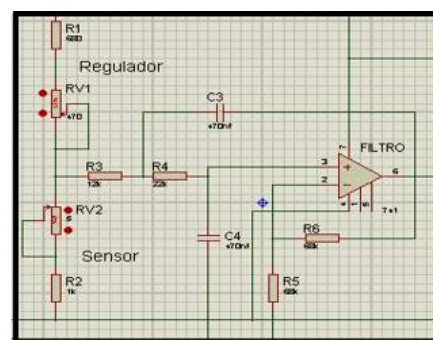


Figura 3: Filtro *Butterworth* de 2ª ordem.

A função de transferência deste filtro está compreendida a seguir:

$$G(s) = \frac{1}{\left(1 + \sqrt{2} \frac{s}{\omega_c} + \left(\frac{s}{\omega_c}\right)^2\right)} \quad (1)$$

Depois de realizada a etapa de filtragem do sinal foi aplicado um circuito amplificador para aumentar o sinal, permitindo a leitura pelo controlador, conforme visto na Figura 4.

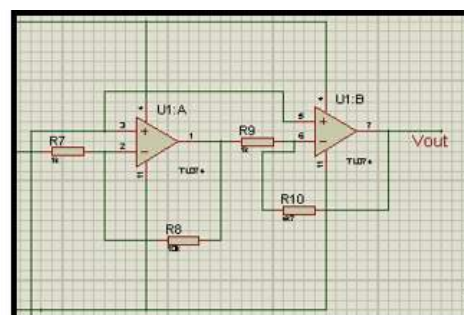


Figura 4: Circuito Amplificador

Com este circuito de condicionamento conseguiu-se uma variação de 1mV por kg aplicado no sensor.

$$A_v = \frac{-R_f}{R_i} \quad (2)$$

Sistema de Controle – Como *drive* de controle optou-se pelo módulo Arduino MEGA com processador Atmega 2560 empresa Atmel. Como interface de desenvolvimento foi utilizada a IDE do Arduino, que permite uma interface amigável de programação com funções pré-estabelecidas de alguns parâmetros, como por exemplo, bibliotecas para desenvolvimento de programas com comunicação via internet.

O programa desenvolvido está baseado na linguagem C com funções da linguagem HTML, pois as páginas da internet são criadas no próprio controlador, tendo como base o princípio da *Internet of Things*.

Para garantir a conexão com o roteador a placa controladora transmite via módulo Serial as informações respectivas a toda configuração para comunicação, como por exemplo, os parâmetros do roteador como o endereço de IP, etc. Depois de realizada a conexão com o roteador a placa fica disponível para acesso interno (LAN) ou externo pela internet para realização das leituras dos sensores.

Como a página é criada em HTML, qualquer computador, *tablet* ou *smatphone* pode se conectar para acessar as informações do paciente, desde que conheça os endereços do drive. Para conexão com roteador foi utilizado um *drive* de comunicação específico, placa para ethernet W5100, o qual fornece acesso a rede através do protocolo TCP/IP, sendo assim necessário utilizar bibliotecas específicas.

Os sinais dos sensores são processados pelo algoritmo e disponibilizados na página de internet. Os dados observados na tela são atualizados a cada 3 segundos, tempo este sendo configurável via software da placa controladora.

Resultados

Após a integração de todos os sensores no *drive* de controle, as informações foram transmitidas para a página de internet criada no próprio código fonte do Arduino (Figura 5). Onde é possível acompanhar a variação de cada sensor e a atualização dos dados a cada três segundos.

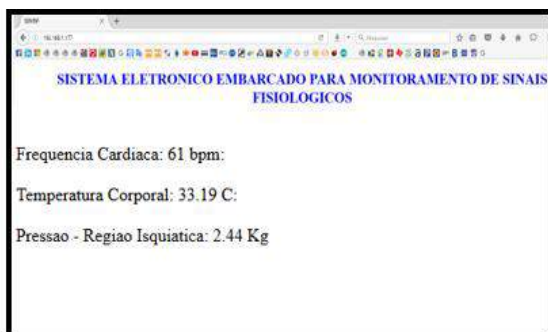


Figura 5: Página da internet construída pelo sistema de controle.

Para validação do sistema de monitoramento foram realizados protocolos de teste para o sensor de frequência cardíaca, sensor de temperatura e sensor de pressão.

Para os testes com o sensor de frequência cardíaca, o sensor foi posicionado na falange distal do dedo indicador do pesquisador. Para evitar interferências na leitura foi realizada a isolamento luminosa do sensor. Para comparação das leituras efetuadas foi utilizado um medidor de pressão arterial calibrado (TechLine Z-46). Para comparação dos valores foram realizadas dez leituras (Tabela 1).

Tabela 1: Ensaio do sensor de Frequência Cardíaca.

Medição	Medidor (bpm)	Sensor (bpm)	Tempo de estabilidade (seg)
1	66	65	15
2	68	65	19
3	67	62	25
4	65	65	23
5	65	63	28
6	73	62	20
7	67	63	25
8	66	59	20
9	74	66	28
10	70	62	27

Analisando o tempo para estabilidade do sensor observou-se que a média foi de 23 segundos. O sensor de frequência cardíaca apresentou um desvio padrão de 2,097. Para evitar que o sensor receba interferência da luz ambiente, os testes foram realizados com uma fita vinil, isolando o sensor.

Depois de realizado o experimento com o sensor de frequência cardíaca foi realizado o teste com o sensor de temperatura. Para comparação das leituras efetuadas foi utilizado um termômetro calibrado (TechLine Ts 101). Os resultados da comparação entre os sensores podem ser observados na Tabela 2.

Tabela 2: Ensaio do sensor de Temperatura.

Medição	Temp. termômetro (°C)	Temp. sensor (°C)	Tempo de estabilidade (min : seg)
1	34,9	34,8	02:21
2	34,8	33,7	03:59
3	35,0	35,2	03:38
4	35,2	35,4	02:35
5	35,2	35,5	03:54
6	35,4	34,4	03:47
7	34,4	35,3	03:56
8	35,2	35,4	02:37
9	35,5	35,0	02:53
10	35,5	34,7	03:14

A média do tempo de estabilidade para o sensor de temperatura foi de 3 minutos e 17 segundos. Esta variável foi comparada com um termômetro calibrado, onde a aquisição ocorreu ao mesmo tempo. O sensor de temperatura apresentou um desvio padrão de 0,56.

O monitoramento da temperatura torna-se importante devido ao fato de quanto maior for a temperatura na região passível de desenvolvimento de úlceras, maior é a probabilidade de atingir níveis mais profundos no tecido, sendo esta temperatura limite referenciada em torno de 35°C [6].

Os testes para o sensor de pressão foram baseados nas características da região isquiática, a qual o sensor será aplicado. Para os testes foi determinado um peso inicial para verificar o comportamento do sensor e o envio das informações à placa de controle. Para levantamento da equação do sensor foi utilizada carga de até 45kg com intervalos de 5kg (Figura 6), e para o teste de repetição, uma carga de 5kg (Tabela 3).



Figura 6: Equação do sensor.

Tabela 3: Ensaio de Repetição do sensor de Pressão.

Medição	Pressão na Região Isquiática (kg)
1	5
2	5.38
3	5.87
4	5.87
5	6.35
6	5.87
7	5.38
8	5.87
9	5.87
10	5.38
Média	5,68
Desvio Padrão	0,38

Discussão

De acordo com os resultados apresentados é possível observar que o sistema de sensoriamento apresenta estabilidade na leitura das variáveis. O sistema demonstra confiabilidade para que o profissional de saúde realize um melhor diagnóstico do estado atual do paciente acamado. O tempo de resposta da atualização dos dados via internet também se mostrou satisfatório, pois a atualização ocorre quase que de maneira instantânea a

atualização dos sensores. Para melhoria na leitura do sensor de pressão será aumentada a ordem do filtro *Butterworth*, ocasionando uma filtragem mais efetiva, diminuindo a possibilidade de geração de ruídos. Deve-se atentar que os trabalhos citados neste artigo [3, 4, 5] apresentam sistema de comunicação com a internet convencional, onde existe troca de informações a todo instante, já este trabalho utiliza-se de uma tecnologia nova de internet onde os dados trafegam somente quando solicitados. Algumas aplicações [3, 5] visam atender ao monitoramento de sinais fisiológicos como o ECG, já este trabalho apresenta a implementação de sistemas de telemedicina para monitoramento de UPPs. As aplicações que atendem à úlceras de pressão [6, 7], se baseiam em sistemas de comunicação “in loco”, sem acesso a rede.

Conclusão

Este sistema demonstrou confiabilidade no envio, tratamento e exibição das informações oriundas das medições dos sensores no paciente, portanto pode ser aplicado para um acompanhamento remoto por parte do profissional de saúde para verificação do estado clínico do paciente e a probabilidade de desenvolvimento de úlceras de pressão, de acordo com o tempo em que o indivíduo permanece no mesmo decúbito sem alteração de posição.

Agradecimentos

À FAEP (Fundação de Amparo ao Ensino e Pesquisa da Universidade de Mogi das Cruzes) pelo apoio financeiro.

Referências

- [1] Cooper RA, Fitzgerald SG, Boninger M, Brienza DM, Shapcott N, Cooper R, Flood K. Telerehabilitation: Expanding access to rehabilitation expertise. *Proceedings of the IEEE*. 2001; 89(8): 1174-1193.
- [2] Carvalho MJ. Úlceras por pressão: proposta de prevenção por meio de um colchão de látex natural (*Hevea Brasiliensis*) sensorizado [dissertação] Brasília. Universidade de Brasília. 2014.
- [3] Prakash S, Venkatesh V. Real time monitoring of ECG signal using PIC and web server. *International Journal of Engineering and Technology*. Int J Appl Sci Eng Tech. 2013; 5.
- [4] Liang J, Wu Y. Wireless ECG Monitoring System Based on OMAP. *International Conference on Computational Science and Engineering*. 2009; 1-5.
- [5] Ibaida A, Khalil I. Wavelet-Based ECG Steganography for Protecting Patient Confidential Information in Point-of-Care Systems. 2013; 1-9.
- [6] Dos Santos CLA. Sistema automático de prevenção de úlceras por pressão [dissertação] Iha da Madeira, Portugal. Universidade da Madeira. 2009.
- [7] Hayn D, Falgenhauer M, Morak J, Wipfler K, Willner V, Liebhart W, Schreier G. An eHealth System for Pressure Ulcer Risk Assessment Based on Accelerometer and Pressure Data. *Journal of Sensors*. 2015; 1-9.
- [8] Kvedar J, Coye M J, Everett W. Connected Health: A Review Of Technologies And Strategies To Improve Patient Care With Telemedicine And Telehealth; *Health Affairs*, 33, nº.2 2014;194-199.

ORIENTAÇÕES AO DESENVOLVIMENTO DE APLICAÇÕES INTERATIVAS PARA REABILITAÇÃO MOTORA: UM GUIDELINE

A.E.F. Da Gama*, T.M. Chaves **, L.S. Figueiredo** e V. Teichrieb**

* Departamento Engenharia Biomédica, UFPE, Recife, Brasil

** Centro de Informática, UFPE, Recife, Brasil

e-mail: {aefg, tmc2, lsf, vt}@cin.ufpe.br

Resumo: Apesar do número de estudos com aplicações interativas para reabilitação motora, o desenvolvimento de soluções completas com funcionalidades necessárias para uso terapêutico e domiciliar é restrito. Esse trabalho objetiva prover um *guideline* descrevendo passos e requisitos para auxiliar no desenvolvimento dessas aplicações. Com base no *design thinking* – equipe com 5 fisioterapeutas, 4 desenvolvedores e 1 design - e em experiência com desenvolvimentos foi realizada a lista de requisitos e um *guideline* de orientações de desenvolvimento de sistemas adequados à prática clínica. Espera-se com auxílio desse *guideline* o surgimento de soluções completas, com diversidade terapêutica, controle e adaptabilidade.

Palavras-chave: Interação, Reabilitação, *Guideline*.

Abstract: *Although the large number of interactive applications studies on motor rehabilitation area, the development of solutions with all required function to therapeutic and home care use is limited. This paper aims to provide a guideline describing the requirements and steps to develop such applications. Based on design thinking steps – a team of 5 physiotherapists, 4 developers and 1 design– and development experience, this paper brings a requirements list and guideline to advise on the development of clinical related systems. Through the help of this guideline, the advent of integrated solutions with therapeutic diversity, control and adaptability is expected.*

Keywords: *Interaction, Rehabilitation, Guideline.*

Introdução

A reabilitação motora envolve a recuperação de movimentos alterados ou perdidos por meio de repetição de exercício para fortalecer e recuperar o movimento. É muito importante que o movimento seja realizado de uma forma bem específica, planejada pelo terapeuta, caso contrário os ganhos serão mais lentos [1]. Além do caráter repetitivo, comumente o processo é longo, levando os pacientes a se desmotivarem e serem negligentes com os exercícios realizando-os de qualquer maneira, incorretamente ou até mesmo não fazendo.

Sistemas interativos de Realidade Virtual (RV) e Realidade Aumentada (RA) podem ajudar o processo de reabilitação, tendo sido inicialmente desenvolvidos com foco na motivação para execução dos exercícios [2]. Esses sistemas trazem vantagens adicionais como: (i)

distrair o paciente do caráter entediante e repetitivo dos exercícios [2]; (ii) distrair da dor que podem sentir durante o exercício [3] (iii) estimular movimento (iv) orientar e controlar o exercício [4, 5]. Além disso, podem ser desenvolvidos para uso domiciliar, com acompanhamento à distância [4], reduzindo a necessidade de encontros frequentes na clínica.

As possibilidades de interação e controle por movimento cresceu com o surgimento de novas tecnologias capazes de detectar o esqueleto humano de forma simplificada com um único sensor, como acelerômetros e câmeras de profundidade RGB-D (ex. Kinect) [6].

Diversos trabalhos vêm descrevendo sistemas interativos para reabilitação e seus benefícios [6]. Apesar do número elevado, pouca atenção tem sido dada à forma como esses movimentos são interpretados. É extremamente importante para o processo de reabilitação que esses sistemas interativos reconheçam e rastreiem movimentos do paciente e os classifique de acordo com características biomecânicas e terapêuticas [7]. Quanto mais relacionado com a prática e linguagem clínica, maior será a aplicabilidade desses sistemas.

Na área de tecnologias para reabilitação, um dos principais limitantes na aplicabilidade dos produtos está na falta de investigação das reais necessidades do paciente e planejamento do desenvolvimento [8]. Diante disso, esse trabalho objetiva prover um *guideline* descrevendo passos e requisitos para auxiliar no desenvolvimento de aplicações interativas na área de reabilitação motora.

Materiais e métodos

Ao desenvolver aplicações interativas para reabilitação motora, é importante considerar as necessidades terapêuticas [8, 9]. Esse artigo foca na apresentação de requisitos e orientações a serem consideradas quando desenvolvendo aplicações para esse fim. Para tal, foi composto uma equipe com cinco fisioterapeutas, incluindo especialidade em biomecânica e neurologia, quatro desenvolvedores e um profissional de design e os passos de desenvolvimento de *design thinking* [10] foi usado para listagem de requisitos.

A etapa do *design thinking* relacionada com a empatia com o problema [10] foi realizada por meio de encontros dos membros da equipe objetivando a contextualização acerca do problema pela equipe

desenvolvedora. Essas reuniões foram compostas de explicações de termos, conceitos biomecânicos, descrição da rotina clínica e necessidades terapêuticas. Foi discutida ainda a realidade prática acerca do uso de aplicações interativas nesta rotina clínica, possibilidades e limitações. Em paralelo, foi realizada uma revisão da literatura acerca do uso do Kinect para reabilitação [6] para analisar e relacionar a realidade e limitações da prática clínica com as possíveis soluções e barreiras técnicas.

Em seguida os fisioterapeutas realizaram uma atividade de exploração dos jogos comerciais que são comumente utilizados em reabilitação para motivar os pacientes na prática de exercícios [11]. Foram realizadas experiências com jogos da plataforma do Nintendo Wii e do Xbox 360. Os fisioterapeutas reportaram que a plataforma do Xbox 360, apesar do benefício de não requerer segurar nenhum acessório, tinham jogos que, em geral, exigiam habilidades difíceis para os pacientes. O Wii foi considerado mais adequado para exercícios terapêuticos, porém, devido à interação ser realizada por meio de controle com acelerômetro, não há muita especificidade e controle do movimento.

Na etapa de colaboração do processo do *design thinking* [10] foram realizadas sessões de brainstorming. Ideias foram geradas e então filtradas e selecionadas. Em seguida os requisitos foram levantados, onde as necessidades mínimas e opcionais para que as aplicações interativas sejam adaptadas à fisioterapia, e não o contrário como ocorre atualmente, foram listadas.

Após a definição de requisitos foi desenvolvida uma plataforma interativa para reabilitação motora que inclui análise de movimento, ligação com aplicações interativas, módulo de configuração e relatório [9]. Essas aplicações foram testadas em alguns grupos de usuários. As dificuldades encontradas no desenvolvimento e relatos dos testes de usuários serviram de auxílio na definição do *guideline*.

Com base nas informações obtidas das etapas acima e da experiência no desenvolvimento e aplicação, foi elaborado o *guideline* de desenvolvimento de aplicações interativas em reabilitação motora.

Resultados

Esse artigo apresenta informações para auxiliar no desenvolvimento futuro de aplicações interativas para reabilitação motora. Para tal, primeiro serão apresentados os requisitos listados de acordo com os processos de *design thinking* [10] descrito no método. Em seguida será apresentado o *guideline* desenvolvido.

Requisitos – A listagem traz requisitos básicos que devem conter em um sistema interativo para reabilitação motora. Como requisito inicial, que trouxe o interesse da reabilitação para a área de aplicações interativas, está a motivação do paciente por meio de interação. O objetivo é distrair o paciente da atividade repetitiva, do caráter entediante e até da dor sentida [2, 3]. Os requisitos serão apresentados seguindo a descrição de uma rotina clínica e fazendo suas equivalências.

A primeira etapa no processo de reabilitação é a avaliação do paciente. Dessa forma, uma característica essencial nas aplicações interativas é a execução de uma monitorização do paciente. De acordo com os fisioterapeutas, as principais formas de acompanhamento de ganhos são análise cinemática, cinética e funcional, com medidas básicas como amplitude de movimento, força e habilidade funcional do paciente, respectivamente. Dessas, a mais usual é a amplitude de movimento medida pela goniometria [12], devido à sua praticidade e relação com prognóstico.

Após a avaliação, o terapeuta planeja e escolhe o exercício de acordo com as necessidades do paciente. Em reabilitação, os exercícios costumam ser bem específicos e direcionados a recuperar uma função motora alterada ou perdida. No contexto prático, o principal questionamento dos fisioterapeutas se encontra na forma de interação com as plataformas interativas. Na forma atual, as aplicações são, em geral, limitadas a alguns movimentos genéricos [6]. Esse tipo de solução requer que, para usufruir dos benefícios motivacionais dessas tecnologias, o fisioterapeuta adapte sua terapia para conseguir incluir as ferramentas na reabilitação do paciente. Devido a isto, é requerido que o sistema forneça a possibilidade de interagir com a aplicação utilizando diferentes movimentos terapêuticos, de acordo com a necessidade de cada terapia. O ideal ainda é que permita que o fisioterapeuta configure o movimento que será realizado durante a interação com a aplicação de forma que essa esteja relacionada com a necessidade real do paciente. Para tal, é necessário que a plataforma reconheça esses diferentes movimentos e forneça formas para o fisioterapeuta configurar quais movimentos e limites serão utilizados para interação.

Durante a realização dos exercícios na reabilitação, o fisioterapeuta está constantemente observando o paciente para evitar execução errada dos mesmos. Diante disso nota-se a importância de que os sistemas interativos para reabilitação detectem performances erradas e orientem, por meio de *feedback*, como realizar corretamente [5]. Esse é um requisito importante visto que a execução de movimentos errados, além de atrasar a evolução terapêutica, pode provocar novas lesões [1].

Os dados que são acompanhados durante a execução dos exercícios podem ser usados para prover relatórios que permitam acompanhamento pelo fisioterapeuta. Esses relatórios podem conter informações semelhantes à avaliação do movimento, por exemplo, amplitude, além de incluir informação da qualidade dessas execuções, como número de acertos e erros.

Diferentes graus de movimento e limitações são encontrados nos pacientes, requerendo que os sistemas para reabilitação sejam capazes de se ajustar à habilidade motora do paciente [2, 9]. Além disso, visto que para alguns usuários a atividade de segurar o controle durante a interação não é viável, por limitações funcionais ou anatômicas, é interessante que as aplicações interativas de reabilitação motora façam uso de tecnologias de interação natural, como o sensor Kinect da Microsoft [6].

Para que as aplicações atinjam autonomia suficiente com expansão da terapia em ambiente domiciliar, é necessário que o paciente possa utilizar o sistema de forma independente e, portanto, que o sistema seja portátil e de fácil manuseio. Objetivando o uso domiciliar, torna-se importante também a comunicação em rede pelo sistema para acompanhamento à distância pela fisioterapeuta.

De forma sintética, temos os seguintes requisitos:

1. Motivação do paciente;
2. Avaliação do paciente – análise cinemática, cinética e/ou funcional;
3. Interação com movimentos terapêuticos diversos;
4. Configuração pelo fisioterapeuta;
5. Acompanhamento do exercício;
6. Orientação na execução do movimento;
7. Relatório;
8. Ajuste às limitações dos pacientes;
9. Portabilidade e fácil manuseio;
10. Comunicação em rede.

Guideline – Como descrito na metodologia, com base no processo de *design thinking* [10], na revisão da literatura [6], lista de requisitos e experiência no desenvolvimento de uma plataforma interativa em reabilitação motora [9], desenvolvemos o *guideline* descrito abaixo (Figura 1).

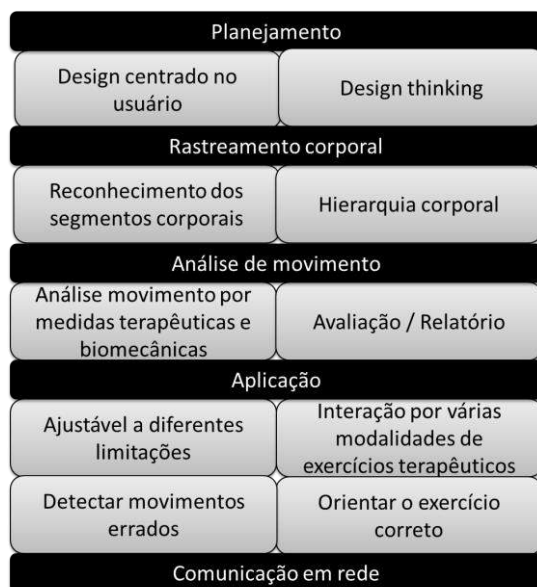


Figura 1: Organograma do *guideline*.

Ao desenvolver aplicações para área de reabilitação é extremamente importante o entendimento do problema e direcionamento específico para solução e público alvo [8]. Para tal esse *guideline* propõe uso dos passos do design thinking [10], incluindo as etapas de empatia acerca do problema, colaboração e prototipação. Na definição dos requisitos específicos para aplicação é importante considerar os requisitos de aplicações interativas para reabilitação listados anteriormente. Em caso de público alvo específico, levar em consideração

as necessidades particulares da população.

Na reabilitação motora, os exercícios terapêuticos são realizados por segmentos específicos do corpo buscando atingir ganhos em articulações ou musculatura alteradas. Os movimentos são planejados de forma direcionada, o segmento tem que mover de um jeito determinado para atingir o ganho almejado. Devido a isto, quando se tratando de rastreamento corporal em aplicações de reabilitação, é útil rastrear não somente pontos isolados, mas sim representar articulações e segmentos corporais, por exemplo, braço e antebraço. Nesse mesmo contexto, ao reconhecer um movimento é importante o uso de métricas biomecânicas relacionadas à terapia. Interações com uso exclusivo de posição 3D no espaço ou em relação à tela, sem relação com as demais posições do usuário, não levam em consideração a especificidade do movimento que é requerida na terapia. Análises de movimentos ideais incluem métricas terapêuticas como, por exemplo, amplitude de movimento, de preferência seguindo padronização biomecânica [7].

Ainda sobre o rastreamento corporal, para alguns pacientes segurar ou ter que afixar um sensor pode ser uma tarefa difícil ou impossível, dependendo da sua limitação. Devido a isso, se indica uso de sensores capazes de rastrear o esqueleto de forma simples, portátil e sem marcadores, como é o caso do Kinect, para aumentar a aplicabilidade do sistema [6].

A reabilitação motora trata de pacientes com diferentes limitações de movimento que vão reduzindo com o decorrer da terapia. Devido a isto, é extremamente importante que as aplicações interativas para reabilitação sejam adaptáveis aos diferentes níveis de movimentação. Além disso, o ideal é que possam ser ajustados de acordo com a melhora de desempenho do paciente. A nivelção às condições motoras do paciente é importante não somente para aumentar a aplicabilidade do sistema como também para evitar frustração dos pacientes por não atingirem as metas da aplicação devido às suas limitações físicas.

No âmbito da interação, é importante que as aplicações voltadas à reabilitação motora possam trabalhar com os movimentos terapêuticos e permita diferentes modalidades dos mesmos. Dessa forma, o terapeuta ao planejar uma reabilitação deve poder escolher quais dos exercícios serão realizados.

Como descrito anteriormente, em reabilitação é de extrema importância que o movimento seja executado corretamente sendo, portanto, essencial prover orientação ao exercício e evitar movimentos errados. É sugerido o uso de *feedback*, de preferência em mais de uma forma, por exemplo, visual e auditiva. A orientação do exercício deve ajudar no entendimento do movimento correto e, quando errado, de onde está esse erro e como se deve agir para concertá-lo.

A avaliação, sendo parte integrante da rotina clínica, é parte essencial em sistemas de reabilitação. É interessante o armazenamento dos dados de forma contínua para avaliação posterior como, por exemplo, por meio de gráficos em relatórios. As avaliações

podem conter diferentes variáveis clínicas, desde variáveis cinemáticas, qualitativas – percentagem de acerto -, subjetivas – dor - e até sinais biológicos capturados por outros sensores externos adicionais.

Discussão

Esse artigo apresentou um *guideline* para auxiliar no desenvolvimento de aplicações interativas para reabilitação motora. Apesar de muitos estudos trabalharem no desenvolvimento desse tipo de aplicação, não há uma uniformização nos desenvolvimentos [6]. É importante que comecemos a desenvolver com um olhar mais direcionado para a necessidade clínica do terapeuta e do paciente.

Com o surgimento da tecnologia é esperado diversidade de aplicações e estudos buscando explorar o uso das mesmas em aplicações. Essa fase de exploração é importante para se descobrir as vantagens e limitações na área. Diferentes aspectos abordados nesse *guideline* foram abordados separadamente em pesquisas como configuração [13], rastreamento corporal hierárquico [7], análise de movimento terapêutico [5, 9], orientação de exercício [4, 5], adaptação às limitações do paciente [2, 9, 13] e avaliação por relatório [9]. Com o número de estudos já desenvolvidos chegou-se ao ponto que é necessária uma uniformização e foco na resolução de um problema da sociedade. Objetivando auxiliar nesse processo, esse *guideline* fornece ferramenta base para orientar desenvolvimentos relacionados à necessidade terapêutica.

Um dos principais objetivos ao se desenvolver aplicações interativas para reabilitação, além de motivar o paciente, é aumentar a oportunidade terapêutica permitindo uso domiciliar [4, 6]. Para atingir esse objetivo, é importante o desenvolvimento de soluções completas, que sigam os diversos passos propostos nesse *guideline* para permitir sessões de fisioterapia domiciliar de forma variada, dinâmica e segura.

É importante ainda discutir a atenção que deve ser dada ao avaliar esses tipos de solução. Se o foco for o uso domiciliar, deve-se avaliar a autonomia do sistema, ou seja, a habilidade do paciente ou cuidador ligar e configurar a aplicação corretamente.

Conclusão

Apesar do número de estudos com aplicações interativas para reabilitação motora, o desenvolvimento de soluções completas com funcionalidades necessárias para uso domiciliar é restrito. Em reabilitação, vários aspectos têm que ser considerados e incluídos na hora do desenvolvimento. Esse artigo trouxe em forma de *guideline* os diferentes aspectos e requisitos necessários ao desenvolver aplicações interativas em reabilitação motora. Espera-se com auxílio desse *guideline* o surgimento então de soluções completas, que abranjam a diversidade terapêutica, provendo controle e ajuste necessário para terapia, para que o paciente possa otimizar seu tratamento em domicílio.

Agradecimentos

Agradecemos à FACEPE e a CAPES pelo apoio financeiro.

Referências

- [1] Ustinova KI, et al. Virtual reality game-based therapy for persons with TBI: A pilot study. In: International Conference on Virtual Rehabilitation (ICVR), 2013, p. 87-93.
- [2] Dukes PS, et al. Punching ducks for post-stroke neurorehabilitation: System design and initial exploratory feasibility study. In: IEEE Symposium on 3D User Interfaces (3DUI), 2013, p. 47-54.
- [3] De Bruin ED, et al. Use of virtual reality technique for the training of motor control in the elderly. *Zeitschrift für Gerontologie und Geriatrie*. 2010; 43: 229-234.
- [4] Brokaw EB, et al. Using the kinect to limit abnormal kinematics and compensation strategies during therapy with end effector robots. In: IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics (ICORR), 2013, p. 1-6.
- [5] Da Gama A, et al. Guidance and Movement Correction Based on Therapeutics Movements for Motor Rehabilitation Support Systems. In: IEEE Proceedings of XIV Symposium of Virtual and Augmented Reality, Niterói, 2012.
- [6] Da Gama A, et al. Motor Rehabilitation Using Kinect: A Systematic Review. *Games for Health Journal*, 2015, 4(2):123-135.
- [7] Da Gama AEF, et al. Markerless Gesture Recognition According To Biomechanical Convention. In: XXIV Brazilian Congress on Biomedical Engineering – CBEB 2014, Uberlândia, 2014, p. 2033-2036.
- [8] Cooper RA, et al. An Introduction to Rehabilitation Engineering. CRC Press, 2006.
- [9] Freitas D, et al. Development and Evaluation of a Kinect Based Motor Rehabilitation Game. In: XI Simpósio Brasileiro de Games e Entretenimento Digital, Brasília, 2012.
- [10] Roberts JP, et al. A design thinking framework for healthcare management and innovation. *Healthcare*, 2016, 4:11-14.
- [11] Tsekles E, et al. The Use of the Nintendo Wii in Motor Rehabilitation for Virtual Reality Interventions: A Literature Review. In: *Virtual, Augmented Reality and Serious Games for Healthcare 1*. 2014, 68: 321-344.
- [12] Hayes K, et al. Reliability of five methods for assessing shoulder range of motion. *Australian Journal of Physiotherapy*. 2001, 47:289-294.
- [13] Borghese NA, et al. An intelligent game engine for the at-home rehabilitation of stroke patients. In: IEEE 2nd International Conference on Serious Games and Applications for Health (SeGAH), 2013, p. 1-8.

HUMAN KNEE SIMULATION USING MULTILAYER PERCEPTRON ARTIFICIAL NEURAL NETWORK

I.J.A. Guimarães*, R.A Lima**, V. R. F. S. Marães **·*** and L.M. Brasil*·**

*University of Brasilia, Faculty Gama (UnB/FGA)

** MSc Program in Biomedical Engineering, University of Brasília, Faculty Gama (UnB/FGA)

*** Human Movement Laboratory, University of Brasília, Faculty Ceilandia (UnB/FCE)

e-mail: ithallojunior@outlook.com

Abstract: This work intends to show the usage of a Multilayer Perceptron Artificial Neural Network (MLP ANN) to simulate the human knee, more precisely, its angular velocities. The MLP was chosen due to its ability to converge in non-linear problems and, so, form more complex separating boundaries for the problems. This is an open source project and its source code is available at https://github.com/rob-nn/mlp_knee.

Keywords: MLP, ANN, Back-propagation.

Introduction

Artificial intelligence techniques are very common in modern days, and are even invisible most of time. They are used from websites, prediction making, cellphones up to medical purposes.

This paper is based on a previous paper, [1], which discusses about the use of a Cerebellar Model Articulation Control artificial neural network (CMAC ANN) in order to predict and simulate the behavior of the human knee. Here, the use of Multilayer Perceptron Artificial Neural Network (MLP ANN) is shown in order to simulate its angular velocities. As it suggests, the MLP comes from the perceptron, which, according to [2], mimics the basics of mammalian visual system and is an example of the simplest feedforward network, consisting of a single neuron. MLPs consist of at least three different layers of perceptrons, input layer, hidden layer and output layer.

The MLP is used due to the fact that the single perceptron cannot converge for non-linearly separable problems [2]. It has some features that, according to Haykin [3] should be highlighted, such as: the existence of one or more hidden layers from both input and output nodes; the fact that all the neurons contain a non-linear differentiable function and the high degree of connectivity present in this network (“fully connected”, each node in all the layers is connected to all nodes in the next layer [2]). Multilayer perceptrons shown in this paper use the back-propagation algorithm to set the weights of its nodes accordingly to the data fed into the network. This algorithm has its name because the computation of the error goes from the output layer back to the first hidden layer [4], the input does not enter in the calculation as it is just the features observed on the training set [4].

Thus, it can be seen as a very important machine

learning technique which may be used in applications of biomedical engineering, such as developing better and more precise active prostheses that would improve life quality for the ones that depend on them.

Materials and methods

The methods and materials for this paper were based in [1] and it comes as modified version of it. The Figure 1 was modified from [1] and shows the steps for the simulation suggested.

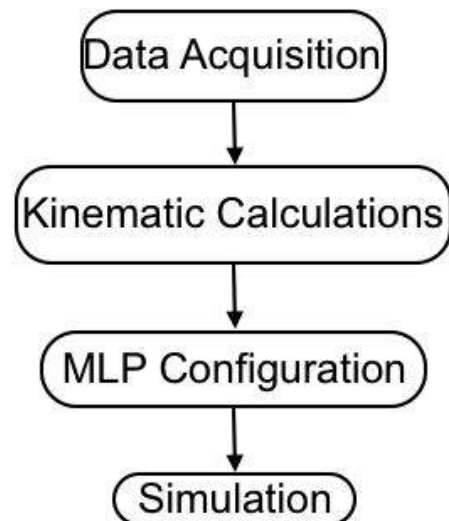


Figure 1: Steps for the simulation process.

Data Acquisition – The data used to train the MLP was obtained from a subject in the Human Performance Laboratory at Faculty UnB-Ceilandia. According to [1], the data was acquired using twelve cameras (Qualisys Qqus MRI), passive body markers and the Qualisys QTM 3.2 software package. Motion capture techniques were used here to obtain the data. A healthy female subject was selected and she repeated a walk of about five second for five times. The markers used were distributed along 40 positions on the inferior limbs of the subject. The data generated comes from one of the walks and had its beginning and ending cut in order to constitute a comfortable gait cycle [1].

The data acquisition process was approved by the Health Faculty Ethics Committee from UnB, protocol N11911/12 [1].

Kinematic Calculations – Octave was used on the computation processes. The data from the Qualisys QTM was exported to the MATLAB format, as it is possible [5]. MATLAB files can be read by Octave, as they are mostly compatible [6].

Equation (1) shows how to obtain the angles [7].

$$\theta = \cos^{-1}\left(\frac{u \cdot v}{\|u\| \|v\|}\right) \quad (1)$$

The angles came from malleolus, knee and trochanter from both legs. Then, the knee was set as origin of the system and the relative positions of the other elements were calculated. After this, the angles could be calculated using (1). Calculations were done separately for each limb.

The velocities and angular velocities were calculated, respectively, by the difference of an angle and its predecessor and the position in the space and its predecessor divided by a time t . The time t is fixed and given by the time between samples. For this case, as the sampling rate was 60 frames per second, so, t is about 17 milliseconds.

Angular accelerations were calculated using a similar fashion.

MPL Configuration- Nine input signals were used in order to predict one output signal. The used signals were the angular velocities, angles and angular accelerations from the left knee and the velocities from both knees (composed of three velocities for the planes x , y and z each).

The output signal (predicted one) was the angular velocities from the right knee. The implemented MLP use biases and is composed of two hidden layers of forty elements each, one input layer and one output layer, summing up four layers, these parameters were set based on a trial and error basis. This is a feedforward trained using the back-propagation algorithm. It used the hyperbolic tangent function, shown in (2), as activation function [8].

$$\tanh x = \frac{e^x - e^{-x}}{e^x + e^{-x}} \quad (2)$$

The learning parameters (learning rate and momentum constant [3]) were set using an external code to generate random number in a range between 0 and 1. Then the numbers were passed to the network and tried, the best fitted ones (the ones with the least error) were selected. This process was repeated for several times and resulted in the following values for learning rate and momentum (respectively) 0.043142 and 0.0033804.

The error function for this problem is given by the cost function. The cost function is said by [4] to be a generalization of the one used for linear regression.

Simulation Details – In order to implement this simulation the Octave software was used. Octave is a high-level interpreted language, primed for numerical computations and it comes as free software [6].

A MacBook Pro (mid 2014) running OS X El Capitan (version 10.11.5), processor 2.8 GHz Intel Core i5, RAM 8 GB was used to run the code, using Octave 4.0.0.

The data gotten from the subject is depicted below on Figure 2. This figure was generated from the data obtained from the subject by the software developed by [9]. Its parameters and separations were based on the work of [10].

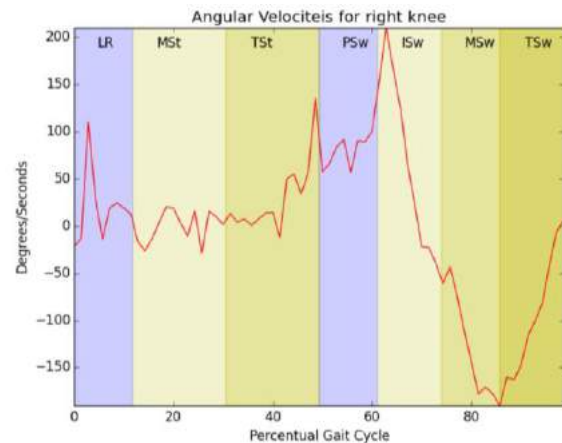


Figure 2: Angular velocities for the right knee of the subject.

Not all data gotten were used to train the network. After filtering the data that would be used as input (nine signals that were mentioned before), a process samples randomly about sixty percent of the original data and passes it to the network for training. After the training, the remaining forty percent is passed to the network-to plot the results and it is plotted alongside with that. Therefore, each time the network is trained it uses different data. Results shown here were made using this procedure.

The initial weights were set randomly in a range from -0.2 to 0.2.

The code was set to run for 200 iterations before its results were plotted. Two plots were generated; one that shows the error decreasing across the iterations and another for results, showing the predicted data (output of the neural network) and the randomly sampled data.

Results

The code developed was used to predict the angular velocities of a knee, based on its velocities and the data from the contralateral knee. The Figure 3 shows how the error decreases across the generations for the MLP. Figure 4 shows the desired output compared to the obtained one. The results were obtained for one patient and came from a small amount of initial data, considering that the original data were separated into two parts, one for training and another to get the results shown, these results can be considered relevant.

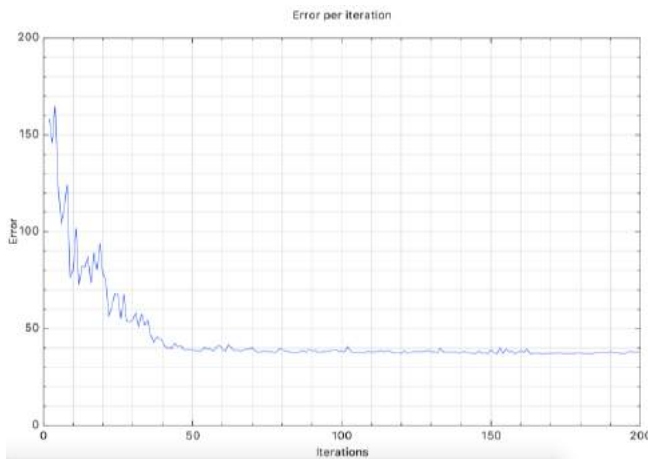


Figure 3: Error decreasing as the number of iterations increase.

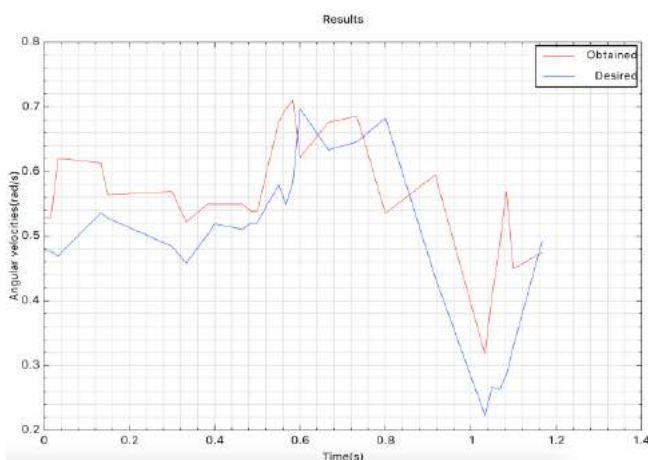


Figure 4: Results from the network.

Discussion

Figure 2, which shows the plot for angular velocities from the right knee of the subject using all the data can be compared to the plot on Figure 4. They show to be, somehow, different, it happens due to the fact that the training set of the network was a sample of the data gotten from the patient, as afore mentioned.

The results could be improved using bigger amounts of data (for instance, a greater sampling rate, a greater number of subjects, etc.) and it should be done for future works. Convergence of the ANN can be seen as it uses different data for training and obtaining results.

This work opens up possibilities for real world applications such as powered prosthesis and software for gait analysis. The technique could be used in order to get similar results as the ones gotten by MIT on its world's first powered ankle-foot prosthesis [12].

There is a current project on developing a powered transfemoral prosthesis which the authors take part and it has MLP ANN as one of possible techniques to be used.

In practical perspective of building prosthesis, the usage of the data afore mentioned implies in putting sensors on the knees, which might have a high level of annoyance for the patient. Data from others inputs, such

as from electromyography or from pressure sensors for instance, could have been used in order to achieve the obtained results, but they were not available at the time this paper was written.

Conclusion

This paper showed the usage of MLP ANN in order to predict the angular velocities of a human knee. The results obtained from the ANN are alike the real ones, although, many differences can be seen.

The software developed while this paper was written is open source and given under the terms of the MIT License (MIT) [11] to anyone who wishes to use it. The source code is available at https://github.com/robn/mlp_knee.

This work has to continue in order to improve its results, getting closer to the real signal, using less input signals, using another input signals or even developing a real world application such as software for gait analysis or even powered prosthesis with this model of ANN.

Acknowledgements

The first author would like to thank LIS from FGA-UnB and the Human Movement Laboratory of FCE-UnB for the resources given and also the Fundação de Apoio à Pesquisa do Distrito Federal (FAPDF) for the scholarship given to the first author.

References

- [1] Lima RA et al. Human Knee Simulation Using CMAM ANN. D.A. Jaffray (ed.), World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering; 2015.
- [2] Begg R, Lai THD, Palaniswami M. Computational Intelligence in Biomedical Engineering. New York: CRC Press; 2008.
- [3] Haykin S. Neural Networks and Learning Machine. 3rd ed. New York: Pearson Prentice Hall; 2008.
- [4] Ng A. Machine learning. Stanford University Coursera. April 2016. Available from <https://www.coursera.org/learn/machine-learning/home/week/5>.
- [5] QUALISYS. Qualisys Track Manager: User friendly mocap software. April 2016. Available from <http://www.qualisys.com/software/qualisys-track-manager/>.
- [6] GNU Octave. About GNU Octave. April 2016. Available from <https://www.gnu.org/software/octave/about.html>.
- [7] Larson R, Edwards BH. Multivariable Calculus. 9th ed. Belmont: Brooks/cole; 2010
- [8] Brasil, LM; Azevedo, FM de ; Limão, RCO. Redes Neurais com Aplicações em Controle e em Sistemas Especialistas. 1. ed. Florianópolis - SC: Bookstore Livraria Ltda., 2000. v. 1.

- [9] Aguiar LR. Implementando Um Software Como Serviço Para Análise E Simulação De Marcha Humana. [MSc dissertation]. Gama: University of Brasilia (UnB); 2015.
- [10] Perry J, Burnfield JM. Gait Analysis: Normal and Pathological Function. 2nd ed. Thorofare: SLACK Incorporated; 2010
- [11] Open Source Initiative. The MIT License (MIT). April 2016 .Available from <https://opensource.org/licenses/MIT>
- [12] MIT MEDIA LABORATORY. World's First Powered Ankle-Foot Prosthesis Developed by the MIT Media Lab. July 2016. Available from <http://www.media.mit.edu/press/ankle/anklefoot-bg.pdf>

A PROPOSAL FOR PATIENT RECORD VISUALIZATION AT EMERGENCY DEPARTMENT USING VISUAL ANALYTICS

R. A. Moreno*, A. Rasmussen**, M. S. Rebelo*, O. Hejlesen** and M.A. Gutierrez*

* Informatics Division, Heart Institute, University of São Paulo Medical School, Sao Paulo, Brazil

** Dept of Health Science and Technology, Aalborg University, Aalborg, Denmark

e-mail: ramon.moreno@incor.usp.br

Abstract: The quality of healthcare delivery relies on accurate information for quick and effective actions. The main tool for healthcare professionals' routine is the patient record stored at the Hospital Information System (HIS). As other applications meant to display important information, HIS systems face the challenge posed by information overload. The size and complexity of the HIS datasets hampers the development of subsequent applications to be used in a practical clinical environment. Doctors and other healthcare professionals usually have to deal with much information at the same time and make decisions quickly. Visual Analytics (VA) methods have been used in many areas to address the challenges created by information overload. In this work, we present a prototype of a VA tool for use in cardiologic emergency, based on the visualization of important events of the patient at the hospital. The proposed interface presents important events of patient clinical history in a circular way, each type of event being characterized by a different color. The user can require detailed visualization of any event through simple interactions. Qualitative tests of the prototype were performed, in which the prototype design was well accepted by the doctors, even though they also pointed some necessary improvements.

Keywords: Visual Analytics, Hospital Information Systems, Information Visualization.

Introduction

Over the last two decades, health institutions in Brazil evolved from paper-based records to digital data acquisition and storage through the development of Hospital Information System (HIS). Digital health data includes all textual information associated with patient's history, images, videos, genomic data and signals gathered over long periods. The migration from paper to electronic data brought many benefits; perhaps, the most important is the easy access the healthcare professional has to all patient data in real time at the point of care. Despite these benefits, HIS systems have not translated yet into significant advances regarding the use of information from a detailed analysis of a patient dataset or a set of patients [1].

As other applications meant to display important information, HIS systems face the challenge posed by information overload. The overload is a result of the

collection and storage of data at a faster rate than the human ability to use this data for decision-making [2]. The size and complexity of the HIS datasets offer great challenges in terms of analyses and development of subsequent applications to a practical clinical environment. As a result, HIS accumulate a huge amount of data, which are usually presented in ways that do not allow health care providers a quick and easy interpretation. Doctors and other healthcare professionals usually have to deal with much information at the same time and have to make decisions quickly. Much of the information presented is not relevant to the issue at hand. Additionally, important information may be hidden amid data patterns that are not quickly and easily identifiable that could help in deciding the best course to follow [3]. Thus, the next step to transform the HIS into a more effective tool to aid the healthcare professionals is the intelligent display of relevant information for a particular patient or a group of patients.

Visual Analytics (VA) methods have been used in many areas to address the challenges created by information overload, today present in most domains of knowledge. The aim of the VA tools is to combine the exceptional human visualization and judgment skills with the enormous computing power to perform data analysis and decision-making tasks more effectively [2]. The use of VA to present the most important information in the medical history of a patient might reduce the time needed for a doctor to explore the patient record and to reduce the risk of overlooking important information.

The Informatics Division (SInfo) of the Heart Institute (InCor) - University of São Paulo Medical School has developed an in-house HIS, which today comprises information of more than 1.1 million patients. In this article, we present a prototype of a tool to explore InCor's HIS by using VA techniques. The prototype was meant to be used in emergency room and tested with information from 100 patients selected from InCor database, containing data on: admission, diagnostic, laboratory, imaging, surgery and prescription.

Related work

VA Healthcare applications can be classified into three major groups: (i) use of VA to acquire multipatient analysis to increase knowledge; (ii) VA as a tool to decide on the treatment of a particular patient by comparing time data of the same patient with data from other patients;

(iii) predicting and monitoring of populations health data (for example, pandemics forecast).

Some solutions proposed for analyzing the data of a single patient are HARVEST [5] and a viewer based on the concept five W's [6]. Other works dealt with the comparative analysis of multiple patient, such as Outflow [7], Lifelines2 [8] and Matrix Flow [9].

Materials and methods

Application development

Requirements: a single user-friendly interface, capable to display relevant information for the emergency department in one screen; ability to filter by the type of event and by time spam.

Interface and features: the project team proposal was to present important events of patient clinical history in circular form, which allows the visualization of all macro information without scrolling, which was a desired feature for the system. Each type of event being represented by a different color. Details of any event should be visualized when required by the user through simple interactions.

The draft application design was adjusted after an initial interview with the lead doctor of the emergency department. Subsequent meeting with doctors provided feedback about the design and desired functionality of the application, which has been iteratively modified to fulfill the medical staff needs.

The events considered important for presentation at the interface were admission, diagnosis, lab results, medical images, surgery, prescription and discharge. The set of features desired for the system were as follows:

- ✓ Database connection
- ✓ Timeline represented as a circle
- ✓ Different layers in the circle that represents each type of event
- ✓ Label for each event type
- ✓ Display a time label on the event circle
- ✓ Display important information in the center of the circle
- ✓ Display information in the right sidebar
- ✓ Display information when mouse hovers on an event
- ✓ Jump to node in right sidebar when clicked in the circle
- ✓ Display a pop-out with more information on the notes (medical reports)
- ✓ Group lab results
- ✓ Make it possible to change timespan (days, weeks or months)

Coding: the implementation was in JavaFX 8, so creating a platform independent application.

Patient Data

InCor HIS: the system to be used for collection of clinical data was developed by SInfo/InCor and consists of modules that permit patient admission, discharge and

transfer (ADT), registration of medical activities, registration of diagnoses and therapy, order entry and access of all patient data, including vital signals, images and lab tests. The system clients can be used to access patient's information in a three-tier architecture, with Oracle 10g in the database layer, Oracle Forms in the application layer and a Web browser in the user layer. In addition to the clinical data, the system also includes administrative and financial information [4]. The number of patients registered at InCor database at the end of 2015 was around 1.1 million.

Preparation of data for VA application: patient data from an anonymized subset of InCor HIS database provided the dataset required for creation and tests of the interface. A set of data from 100 patients was used to create a new table called Events.

Figure 1 presents an overview of the process to create the application dataset. The data for testing the application were extracted from InCor's HIS tables. A key point in the process is the anonymization on of the patient data. The database structure for the application was composed of tables with the de-identified data together with a main table called Events. The goal to create this table was to simplify the construction of a timeline based on the data. The columns of the table Events were ID, EventID, type, date, description.

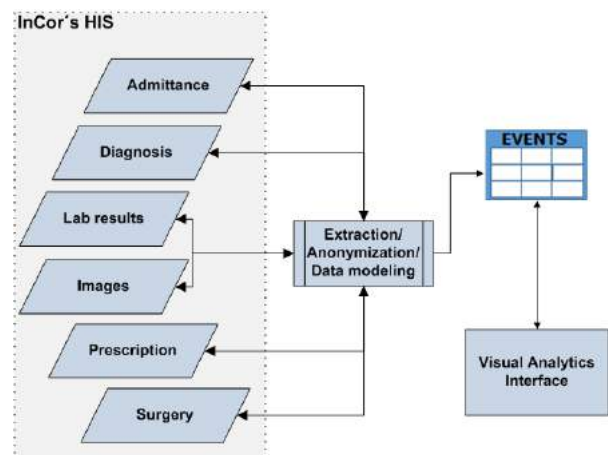


Figure 1: The data extraction and transformation process. To the left are the original tables and to the right the new table Events.

Results

Tables from InCor HIS provided the necessary data to create a new table with sequential clinical events (table Events). This approach, when applied to a set of 100 patient data, generated a table with more than 44,000 lines. InCor's HIS is a very complex Oracle application, which comprises around 3,000 tables. One of the developers of this project had to acquire knowledge of InCor' HIS model, logic and tables regarding the events chosen to this application, so to be able to extract and convert the desired data to the format of table Events.

Figure 2 shows the main screen of the application with the circle used to depict patient events, uniquely

identified by their color. The reading of the events starts at the circle top – marked by the « sign – and continues in the anticlockwise direction. The dates of the First (left) and Last (right) Events are below the starting sign. The Last Event is the last event of the patient at the Institution. From the date of the last event, the period displayed on the circle is configurable by the user, by clicking the button below the circle at the right. The options for period display are one week, one month, six months, one year, three years and all.

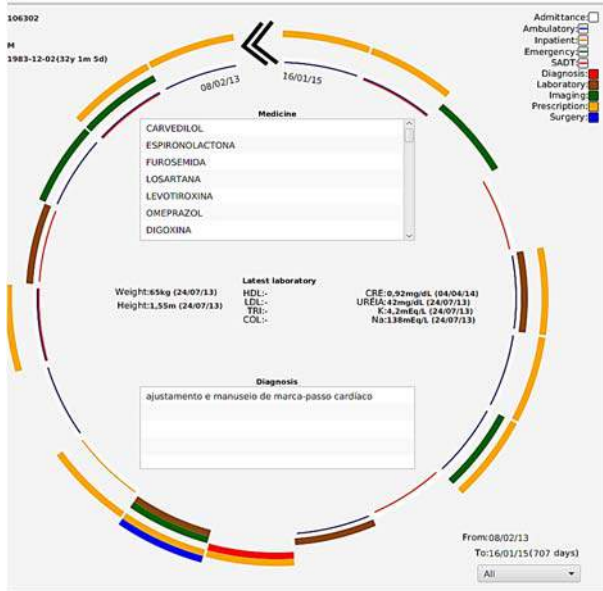


Figure 2: zoom of patient overview that shows some patient information on the upper left corner, the circle of events (legend of event types is at upper right corner) and some important information at the center of the circle.

There are up to six layers in the circle, each one corresponding to a specific type of event. Events in the same circle arc correspond to events performed on the same date. All events are linked to an Admission, which is characterized by Date and Type. Types of Admission can be Ambulatory, Inpatient, Emergency and SADT (Diagnosis and Therapy Support Services). The inner layer of the circle, depicted with a thinner line, always indicates the Type of Admission. The Diagnosis given at a specific admission is presented as ICD-10 code. Laboratory events provide the visualization of Lab tests results. Imaging events relate to all medical image procedures and the interface provides the visualization of their reports. Surgery events show information about the type of surgery performed on the patient and the date. Events whose admission layer is empty indicate that the events on the group are linked to the last admission.

Inside the circle, there are some information considered vital for an emergency room: the medicine taken by the patient, important results (in cardiovascular context) from the last laboratory test, weight and height, the set of diagnosis from all admissions. On the upper left side of the screen, there are demographic information and blood type of the patient and on the right side of the screen there is a list of all patient events. Whenever the

mouse hovers over an event, complementary information is shown. This is a way of filtering information about one specific event (see Figure 3). A single click over the event icon induces a change on the information panel and the selected event becomes the first line of the list displayed on the right. A double click on the line item presents detailed information: if Event Type is Laboratory, a list of test results appears; else, a pop-up window appears with a pdf file. Figure 3 presents an example of the user choosing to see detailed information about a laboratory test.

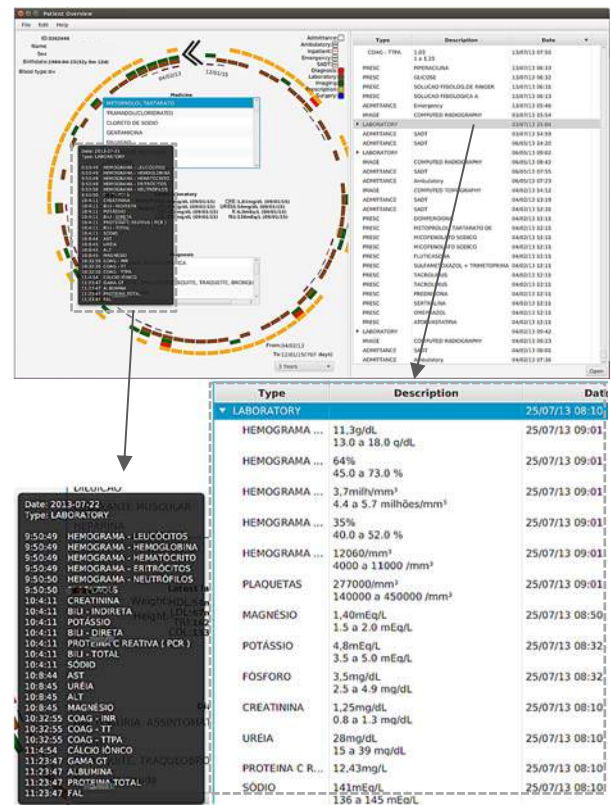


Figure 3: (upper) patient overview screen after the user choose to filter the information about a specific event (a lab test); (lower left) zoom of the pop-up displaying the specific times the tests were performed; (lower right) zoom of the right panel displaying some lab results.

Two ER doctors that did not participate in the development phase performed qualitative tests of the prototype, and were very appreciative at the proposed interface. However, there was some criticism about the lack of important events in the patient overview, which were not included in this first prototype version. The doctors pointed out that an advantage of the interface is it allows them to quickly view the latest events of a patient and check their results with few clicks, saving important time to deliver care.

Discussion

The quality of healthcare delivery relies on accurate information for quick and effective actions. The main tool for healthcare professionals' routine is the patient

record stored at the Hospital HIS. It must contain all necessary data from the patient needed to healthcare delivery. The current challenge to make HIS systems more effective in aiding healthcare professionals is the use of VA tools, with intelligent display of relevant information for a particular patient or a group of patients and the incorporation of analytical methods to gathering valuable and significant information from repositories of clinical data. These tasks present enormous challenges such as managing huge amounts of data.

The aim of the interface presented in this work was to provide a more intuitive visualization of HIS data, intended to help doctors at the ER department to familiarize as fast as possible with a new patient, so helping them to make efficient decisions. Informal tests with doctors indicated the potential of the interface to help them in routine practices. During the conception and testing phases, when working with the physicians, it was observed that a non-usual interface could present some initial barriers. One interesting comment about the system was that it looked like a videogame. Older physicians had a particular difficulty in understanding the interface logic, which caused the training phase to take longer. After the training, however, they felt more confident when using the system.

The main goals for the development of this prototype were: (i) to explore the difficulties of the tasks involved in the construction of VA tools; and (ii) to investigate what the final users require to make the interface more efficient and assist in their decision-making. Thus, the prototype is far from being an optimal solution both in terms of visualization and analytics, as the interaction offered is not sufficient for the discovery of more subtle information that may be present in the data. Besides, the method used for creation of the database is not feasible for huge volumes of data. It is worthy to remember that the use of HIS data for VA tools presents a massive problem related to data quality. Missing, incomplete or inaccurate data may lead to a decreased predictive power of these systems. For this reason, a cleansing of the dataset is a mandatory step of a when designing a robust VA tool.

Conclusion

In this work, we presented a prototype of a VA tool for use in cardiologic emergency, based on the visualization of important events of the patient at a hospital. The prototype design had a high level of acceptance by the doctors, even though they also pointed some necessary improvements. Hospital Information Systems have become a reality in Brazil and in the World. The big challenge now is to convert the huge volume of data present on these systems into valuable information readily available to the healthcare professionals. VA tools may become important elements in this new scenario of healthcare delivery.

Acknowledgements

The authors would like to thank Dr Múcio Tavares, Head of the Emergency Department at InCor, and the doctors who helped the development and test of this prototype. We also thank the The National Institute for Science and Technology - Medicine Assisted by Scientific Computing (INCT-MAAC) for the financial support.

References

- [1] Wang, Taowei David, Krist Wongsuphasawat, Catherine Plaisant, and Ben Shneiderman. 2011. "Extracting Insights from Electronic Health Records: Case Studies, a Visual Analytics Process Model, and Design Recommendations." *Journal of Medical Systems* 35(5):1135–52.
- [2] Keim D A, Kohlhammer J, Ellis G, Mansmann F. *Mastering the Information Age: Solving Problems with Visual Analytics*. Florian Mansmann, 2010.
- [3] Mane, Ketan K. et al. 2012. "VisualDecisionLinc: A Visual Analytics Approach for Comparative Effectiveness-Based Clinical Decision Support in Psychiatry." *Journal of Biomedical Informatics* 45(1):101–6.
- [4] Marco A. Gutierrez ; Sergio S. Furuie ; Marina S. Rebelo ; Fabio A. Pires ; Ramon A. Moreno and Marcelo dos Santos "Implementation of an integrated hospital information system using an open-source three-tier architecture", *Proc. SPIE 5371, Medical Imaging 2004: PACS and Imaging Informatics*, 23 (April 19, 2004); doi:10.1117/12.535286.
- [5] Hirsch, Jamie S. et al. 2015. "HARVEST, a Longitudinal Patient Record Summarizer." *Journal of the American Medical Informatics Association : JAMIA* 22(2):263–74
- [6] Zhang, Zhiyuan et al. 2013. "The Five Ws for Information Visualization with Application to Healthcare Informatics." *IEEE Transactions on Visualization and Computer Graphics* 19(11):1895–1910.
- [7] Wongsuphasawat, Krist and David Gotz. 2012. "Exploring Flow, Factors, and Outcomes of Temporal Event Sequences with the Outflow Visualization." *IEEE Transactions on Visualization and Computer Graphics* 18(12):2659–68.
- [8] Wang, Taowei David, Krist Wongsuphasawat, Catherine Plaisant, and Ben Shneiderman. 2010. "Visual Information Seeking in Multiple Electronic Health Records: Design Recommendations and a Process Model." *Proceedings of the 1st ACM International Health Informatics Symposium* (1):46–55.
- [9] Perer, Adam and Jimeng Sun. 2012. "MatrixFlow : Temporal Network Visual Analytics to Track Symptom Evolution during Disease Progression." *Proceedings / AMIA ... Annual Symposium. AMIA Symposium 2012*:716–25

PLATAFORMA DE AQUISIÇÃO, TRANSMISSÃO E PROCESSAMENTO DE IMAGENS CLÍNICAS EM NUVEM

L. F. R. Costa *, G. V. M. Arvelos**, W. V. Leite**, F. P. Santana* e M. M. Andrade*

*Universidade de Brasília, Brasília, Brasil

** INBD Engenharia Eletrônica, Brasília, Brasil

e-mail: andrade@unb.br

Resumo: O trabalho corresponde à implantação tecnológica de uma plataforma em nuvem, orientada para a melhoria de práticas e procedimentos clínicos que minimizem a proliferação de bactérias super-resistentes devido a aplicação indiscriminada de antibiótico. Nesse sentido, foi implementado um equipamento capaz de fazer a aquisição e transmissão de imagens de antibiograma por disco-difusão, responsável por medir a susceptibilidade de antibióticos a bactérias. Foram recebidas em nuvem 23 imagens, totalizando 345 halos de inibição. Por fim, o Algoritmo de Identificação Automática (AIA) foi utilizado para processar as mesmas, apresentando 93% de concordância com as medições manuais realizadas por especialistas. O nível de correlação entre as medições manual e automática correspondeu a 87% e 77,7% das medições de diâmetro absolutas tiveram diferenças < 4 mm. Os resultados apresentados passaram nos critérios acadêmico e comercial de acordo com os níveis de concordância de susceptibilidade.

Palavras-chave: servidor em nuvem, antibiograma, imagens clínicas, superbactérias, disco-difusão.

Abstract: *The work corresponds to the technological implementation of a cloud platform, oriented to the improvement of clinical practices and procedures that minimize antimicrobial resistance proliferation, due to antibiotic indiscriminate application. It was implemented a device able to make acquisition and transmission of disk diffusion antibiogram image, responsible for measuring antibiotic's susceptibility of bacteria. Twenty three images were received in cloud, totaling 345 inhibition halos. Finally, the Automatic Identification Algorithm (AIA) was used to process these images, resulting in 93% agreement with manual measurements performed by experts. The correlation coefficient between manual and automatic measurements corresponded to 87% and 77.7% of the absolute diameter measurements had differences < 4 mm. Clinical results passed in academic and commercial criteria according to the susceptibility agreement.*

Keywords: *cloud platform, antibiogram, clinical images, superbacteria, disk diffusion.*

Introdução

O uso inadequado de antibióticos e a consequente elevação nos níveis de resistências bacteriológicas são

fatores preocupantes no cenário mundial [1]. Segundo a Organização Mundial da Saúde (OMS) mais de 50% das prescrições de antimicrobianos são inapropriadas. As infecções causam 25% das mortes em todo o mundo e 45% nos países menos desenvolvidos [2].

O estudo apresentado por Wannwacher lista diversos fatores responsáveis pelo controle de resistência microbiana (superbactérias) [2]. Entre eles está a detecção do perfil de resistência microbiana em hospitais e treinamento de estudantes das áreas da saúde no diagnóstico e no manejo de infecções comuns.

Os perfis de resistência microbiana são levantados através dos *Antibiotic Susceptibility Testings* também conhecido como antibiograma. O método de disco-difusão é o mais utilizado no Brasil e no mundo. Possui diversas vantagens como: baixo custo, simplicidade, habilidade de testar grande número de organismos e flexibilidade de escolha do antimicrobiano a ser testado [3].

Entretanto a medição do diâmetro dos halos de inibição normalmente é realizada manualmente, sendo um procedimento tedioso, com alto tempo de consumo, fadada a erros de transcrição e dependente da experiência do especialista o que provoca variações nos resultados [4]. Hombach et. al. também cita problemas no ambiente de leitura, como iluminação, ângulo de visão, leituras da placa por cima ou por baixo e condição mental e fisiológica do especialista [4].

Nesse contexto, o trabalho apresentado consiste em uma plataforma que automatiza a aquisição, transmissão e processamento do antibiograma por disco-difusão, com a gerência dos padrões biológicos coletados via nuvem Internet. Dessa forma, o controle dos resultados em tempo real, possibilita diversas aplicações: diminuição do tempo de tarefa nas clínicas de microbiologia, evitar erros humanos interpretativos, aumento da padronização dos resultados, levantamento de padrões populacionais de uso dos antibióticos, acompanhamento e prevenção de superbactérias.

Materiais e métodos

A plataforma de aquisição e processamento de imagens clínicas em nuvem desenvolvida corresponde à junção de três unidades tecnológicas: a) equipamento de aquisição e transmissão de imagens, b) aplicação em nuvem e o c) algoritmo de processamento de imagens. O experimento de avaliação funcional da

solução foi realizado em um hospital particular de grande porte na cidade de Brasília, Distrito Federal.

a) Equipamento de Aquisição e Transmissão de Imagens – A Figura 1 ilustra o protótipo. Até o momento ele possui 4 botões, que permitem: desligar o protótipo (superior esquerdo) e de navegar do menu contido no LCD (botões a direita). O menu inicial permite que o usuário: 1. Faça a aquisição da imagem do antibiograma, 2. Envie as imagens adquiridas para o servidor e 3. Mova as imagens para um dispositivo externo via USB. A placa de Petri é inserida sem a tampa em uma gaveta (Figura 1) do protótipo que, internamente, possui uma iluminação difusa na base e nas laterais.



Figura 1: Protótipo funcional construído. Superior esquerdo: imagem adquirida com iluminação difusa; Superior direito: visão interna do protótipo ilustrando as iluminações laterais e na base da placa; Inferior esquerdo: protótipo com gaveta fechada; Inferior direito: protótipo com gaveta aberta e placa inserida.

A aquisição da imagem, opção 1 do protótipo, é micro-controlada e utiliza uma câmera HD com autofocus. Após cada aquisição a imagem é armazenada e, em caso de erro, o processo é repetido e informado ao usuário. A opção 2 verifica quais imagens ainda não foram enviadas ao servidor. Após listá-las, é realizada uma conversão das mesmas para o formato *base64*. Para cada imagem convertida é enviado um método de requisição chamado POST, suportado pelo protocolo *Hypertext Transfer Protocol* (HTTP). Essa requisição é recebida pelo servidor que converte a *string base64* recebida na imagem adquirida. O processo de envio de cada imagem é apresentado ao usuário no LCD do protótipo, indicando o sucesso ou erro da operação.

Por fim, a opção 3 verifica se há espaço no dispositivo via USB. Caso tenha, as imagens são transferidas e o usuário é informado. Caso não tenha, é apresentado uma mensagem de erro reportando a situação. Após a finalização de qualquer uma das três

operações o LCD retorna ao menu inicial aguardando novas instruções.

b) Aplicação em nuvem – O servidor em nuvem, também conhecido como *cloud server*, é responsável por decodificar, armazenar e processar as imagens enviadas pelo protótipo desenvolvido (Figura 2). Além disso, é possível enviar uma mensagem de confirmação de recebimento, bem como os resultados dos halos de inibição para os respectivos rótulos. Até o momento, foram desenvolvidas as funcionalidades básicas, que permitem testar a comunicação cliente/servidor e acessar as imagens para o processamento.

Para armazenamento das informações foi escolhido o banco de dados relacional *PostgreSQL*. Consiste num projeto de código aberto, gratuito, com larga documentação e fóruns de discussão. Destaca-se pela facilidade de acesso, integração com outros tipos de bancos e estrutura para guardar dados georeferenciados. Essas três características são essenciais para comunicação com o banco de dados de hospitais e para o futuro controle de resistência bacteriana, referenciando a região no qual o exame foi realizado.

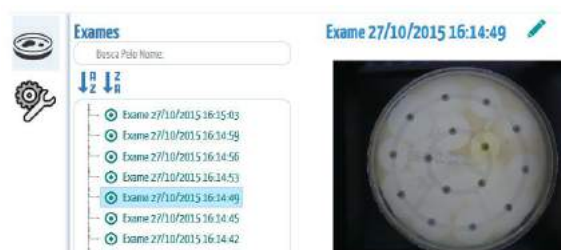


Figura 2: Tela para seleção e execução dos exames recebidos do protótipo funcional.

c) Algoritmo de processamento de Imagens – O Algoritmo de Identificação Automática (AIA) adotado foi desenvolvido por alguns coautores do presente trabalho [5]. Tal algoritmo recebe como entrada: a imagem do antibiograma, a dimensão da placa de Petri (110x15 mm) e o tipo de Polissensidisco (Gran Positivo, Gran Negativo ou Série Urinária). Como saída são apresentados os rótulos alfanuméricos encontrados com os respectivos diâmetros dos halos de inibição.

Para realizar o processamento correto foi necessário modificar a imagem de entrada do AIA. A Figura 3.A ilustra o tipo de imagem processada no trabalho [5]. Tal imagem possui halos com baixo nível de intensidade comparado ao substrato. Já a imagem adquirida (Figura 3.B) apresenta altos níveis de intensidade nos halos quando comparado ao substrato. Visando a similaridade entre as Figuras 3.A e 3.B foi utilizado o negativo das componentes RGB das imagens adquiridas nesse trabalho. Sendo assim, o negativo da componente R (RGB) da imagem original foi utilizado para segmentação dos discos (Figura 3.C) e o negativo da componente B (RGB) para identificação dos halos (Figura 3.D).

e) Experimento de Avaliação da Plataforma – Os procedimentos de inoculação, incubação e interpretação das placas seguiram a padronização prevista pela CLSI-

Clinical Laboratory Standards Institute [6]. Para aplicação dos discos às placas inoculadas de Ágar foram utilizados os Polisensidiscos 15 Gram Negativo, Gram Positivo e Série Urinária da Empresa DME – Diagnóstico Microbiológico Especializado. Ao todo foram 24 placas: 19 placas Gram Negativo, 3 placas Gram Positivo (2 *Streptococcus Enterococo* e 1 *Streptococcus aureus*) e 1 placa Série Urinária. Sendo assim o N de validação correspondeu a 345 halos.

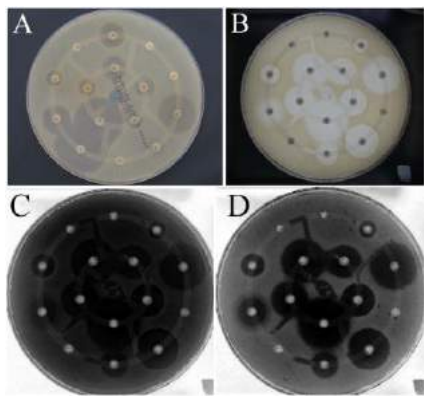


Figura 3: A) Tipo de imagem utilizada em [5]. B) Imagem adquirida pelo protótipo desenvolvido. C) Negativo da componente R (RGB) da imagem B) usada para segmentação dos discos. D) Negativo da componente B (RGB) da imagem B) usada para segmentação dos halos.

Os antibiogramas por disco difusão foram realizados em placas de Petri 110 x 15 mm, coletadas em laboratório de um hospital de médio porte, na cidade de Taguatinga, Distrito Federal.

f) Medição Manual – Cada placa foi examinada visualmente (a olho nu) por três leitores humanos independentes (L1, L2 e L3), usando uma régua milimétrica para medir o diâmetro correspondente a cada zona de inibição. Caso a diferença entre L1 e L2 fosse menor que 4 mm a média dessas medidas era adotada como a Leitura de Referência (LR). Por outro lado, se essa diferença fosse maior que 4 mm, o valor de LR era definido pela leitura L3 [1]. Essa abordagem foi utilizada para avaliar a influência da falta de experiência/prática no resultado final da medição manual. Visando melhorar a confiabilidade das medidas, a leitura L3 foi realizada por um membro sênior da equipe de pesquisa.

Resultados

Os resultados são divididos em três partes principais: identificação dos rótulos alfanuméricos, medidas absolutas dos diâmetros dos halos de inibição e comparação entre as classificações de susceptibilidade entre medidas manuais e entre a medida automática proposta.

Rótulos Alfanuméricos – O AIA foi aplicado a todas as 23 imagens de placas adquiridas pelo protótipo desenvolvido. Todos os 345 rótulos alfanuméricos associados foram identificados com sucesso,

confirmando a robustez da estratégia. A confirmação ou não de tais resultados é evidente visualmente sendo realizada pelo especialista.

Diâmetro dos halos – As diferenças entre as medições de diâmetro de L1 e L2, bem como as diferenças entre o método automático AIA e LR são ilustradas na Figura 4, para todas as 345 leituras. L1 e L2 mediram diâmetros com diferença menor que 4 mm em 90,2% dos casos. Essa diferença atingiu 77,7% entre o AIA e LR.

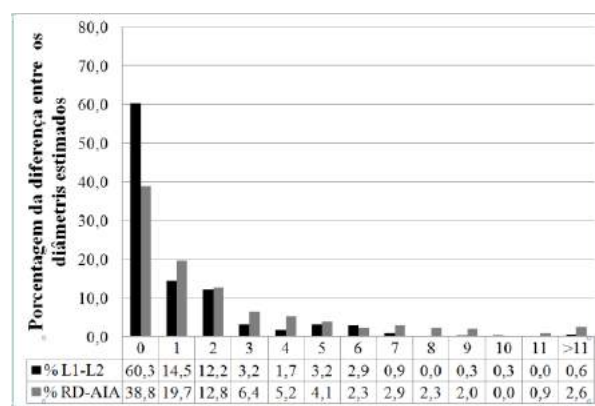


Figura 4: Distribuição das diferenças entre as estimativas de diâmetro (valores absolutos). Para cada teste, foi calculado o valor absoluto da diferença entre as leituras manuais de L1 e L2 dos especialistas. As barras pretas representam tal distribuição. Já as barras cinzas representam as diferenças de medidas entre LR e o método automático proposto AIA.

Classificações de susceptibilidade – A tabela 1 apresenta as divergências e convergências nas classificações dos halos de inibição (Resistente (R), Intermediário (I) e Sensível (S)) de acordo com a CLSI [6]. Já a Tabela 2 quantifica em níveis de porcentagem a Tabela 1. As discordâncias são divididas em: **Menor**, susceptibilidade I em um dos métodos de medida e R em outro, **Maior**, S no método de referência mas R com o método de teste e **Muito Maior**, R no método de referência mas S com o método de teste [1].

Tabela 1: Tabela de contingência para as categorizações de susceptibilidade em todas as leituras.

Amostra Total	L1/L2			LR/AIA		
	S	I	R	S	I	R
S	250	9	3	249	4	9
I	1	8	6	3	9	3
R	2	0	66	3	2	63

Tabela 2: Concordância e Discordâncias para as categorizações de susceptibilidade.

Amostra Total	Concordância (%)	Discordância (%)		
		Menor	Maior	Muito Maior
L1/L2	93,9	4,6	0,9	0,6
LR/AIA	93,0	3,5	2,6	0,9

Discussão

A integração do equipamento de aquisição e transmissão de imagens, com a aplicação em nuvem e o algoritmo de processamento de imagens, focando no antibiograma por disco de fusão, mostrou uma performance esperada e satisfatória para plataforma. As imagens coletadas apresentaram características e padrões adequados ao algoritmo desenvolvido por Costa, L. F. R. et al [5], que foi aplicado no trabalho no sentido de estabelecer um nível de validação técnica científica para a solução.

É importante salientar que a solução possui uma escalabilidade natural para outros procedimentos clínicos em placa de Petri, onde o teste de suscetibilidade com fita graduada, o registro e contagem automática de colônias bacterianas e outros diversos padrões são esperados. As variações de padrões devem implicar em novos algoritmos de processamento de imagem, porém os ajustes em termos da solução de aquisição, transmissão e armazenamento em nuvem tendem a serem mínimos.

O aparelho de aquisição apresentado na Figura 1 foi resultado de inúmeros estudos para o seu correto dimensionamento, caracterizando-o como um aparelho de razoável portabilidade. É importante salientar que o protótipo funcional deverá ser submetido a etapas de evolução para obter um registro como aparelho clínico, onde a adoção de materiais adequados ao ambiente clínico e a obediência de padrões legais deverão ser atendidos. Além disso, testes de segurança na transmissão, armazenamento e disposição dos dados serão realizados em trabalhos futuros.

Os resultados apresentados passaram no critério acadêmico para aceitação de métodos automáticos em antibiogramas (Concordância maior que 90% e soma das Discordâncias Maior e Muito maior menor que 5%) e no critério comercial (Concordância maior que 90%, Discordâncias Maior menor que 3% e Muito Maior menor que 1,5%) [7].

Considerando o algoritmo de teste da plataforma, focado no antibiograma por disco-difusão, cujos resultados são apresentados na Figura 4 e Tabelas 1 e 2, é possível constatar que foram consistentes (LR/AIA) e com concordância superior a 90% entre a medida automática e manual (Tabela 2). Esses resultados apresentaram performance superior ao trabalho de referência [5], indicando a consistente integração do equipamento de aquisição e transmissão de imagens com a aplicação em nuvem e o algoritmo de processamento de imagens. As melhorias observadas podem ser consequência direta da capacidade de otimização tecnológica, devido ao grupo dominar todos os elementos tecnológicos da solução. Em uma solução proprietária, as liberdades de otimização seriam, a princípio, menores.

Conclusão

No trabalho foi apresentado uma plataforma para aquisição e transmissão de imagens clínicas, com a

aplicação em nuvem e o processamento digital. A solução apresentou um nível de funcionalidade satisfatória, na medida em que as imagens coletadas, antibiogramas por disco de fusão, foram processadas e resultaram em indicadores de desempenho superiores aos trabalhos anteriores. A continuidade da solução consiste em agregar novos algoritmos de processamento de imagens clínicas e buscar uma certificação da plataforma como equipamento biomédico.

Agradecimentos

Agradecemos à Financiadora de Estudos e Projetos (FINEP) pelo suporte oferecido através do projeto AUTOBAC, Referência: 1414/10. Também a Fundação de Apoio à Pesquisa do Distrito Federal (FAP-DF) pelo apoio a participação do evento. Agradecemos a Yasmin Barbosa Bispo, Raissa Fernandes da Silva e Nelice Souza Ganen pelo apoio técnico e disponibilização de material.

Referências

- [1] Hejblum G, et al. Automated interpretation of disk diffusion antibiotic susceptibility tests with the radial profile analysis algorithm. *Journal of Clinical Microbiology*. 1993. p. 2396-2401.
- [2] Wannmacher L. Uso indiscriminado de antibióticos e resistência microbiana: Uma guerra perdida? *Uso racional de medicamentos: temas selecionados*. 2004. v. 1.
- [3] Nijs, A et al. Comparison and evaluation of osiris and sirscan 2000 antimicrobial susceptibility systems in the clinical microbiology laboratory. *Journal of Clinical Microbiology*. 2003. v. 41, p. 3627-3630.
- [4] Hombach M, Zbinden R, Bottger EC. Standardisation of disk diffusion results for antibiotic susceptibility testing using the sirscan automated zone reader. *BMC Microbiology*. 2013. v. 13, p. 225.
- [5] Costa, L. F. R. et al. Development of an automatic identification algorithm for antibiogram analysis. In: *Computers in Biology and Medicine*, 2015. v. 67, p. 104–115.
- [6] CLSI. Clinical laboratory standards institute. *Performance Standards for Antimicrobial Disk Susceptibility Tests; Approved Standard, M02-A12*. 2012.
- [7] Sánchez, M. A. et al. Evaluation of the osiris video reader system for disk diffusion susceptibility test reading. In: *Clin Microbiol Infect*. 2001, v. 7, p. 352-357.

ANÁLISES IN SILICO DA PROTEÍNA FUS HUMANA NA ESCLEROSE LATERAL AMIOTRÓFICA FAMILIAL TIPO 6.

Loureiro, J.P*; De Mesquita J.F.**

* Universidade Federal do Rio de Janeiro, Rio de Janeiro, Brasil

** Universidade Federal do Estado do Rio de Janeiro, Rio de Janeiro, Brasil

e-mail: juliana.loureiro.biomed@live.com

Resumo: A Esclerose Lateral Amiotrófica (ELA) é uma doença neurodegenerativa correlacionada a alterações únicas de nucleotídeos não sinônimas (nsSNP). O presente trabalho tem como objetivo simular, por meio de algoritmos, os efeitos de nsSNPs e Dinâmica Molecular da proteína FUS relacionados à ELA6. Para isso, dados do gene e da proteína foram compilados e algoritmos de predição utilizados. Dos trinta e seis nsSNPs apenas a variação K312Q alterou a propensão amiloide proteica. O estudo alerta a necessidade de estruturas tridimensionais completas para otimização dos resultados, além do uso de mais de um algoritmo para mesma análise e incremento no número de frames na dinâmica molecular e aprofundamento no estudo da sequência e estrutura da variante K312Q.

Palavras-chave: SNP, ELA6, FUS, Modelagem estrutural.

Abstract: *Amyotrophic Lateral Sclerosis (ALS) is a neurodegenerative disease correlated to protein genes non-synonymous single nucleotide variations (nsSNV). This study aims to simulate through algorithms nsSNPs effects on FUS protein at ALS6 and protein Molecular Dynamics. We collected gene and protein data in addition to the prediction nsSNPs effect on molecular dynamics and protein structure. Only K312Q variation altered protein amyloid propensity. The research alerts complete three-dimensional structure need for better experimental data approach to reality. Besides the use of more than one algorithm to analyze alterations avoiding research bias. In addition, the need to increase the number of frames in molecular dynamics and deeper study of sequence and structure of K312Q variant are highlighted in this work.*

Keywords: SNP, ALS6, FUS, structural modeling.

Introdução

A Esclerose Lateral Amiotrófica (ELA) é uma doença neurodegenerativa progressiva que acomete neurônios motores. A perda de função muscular resume a clínica da ELA englobando: paralisia, disfagia, disfonia e dispneia - principal fator de mortalidade. A expectativa de vida média é de três anos após diagnóstico e a incidência é maior na fase adulta[1]. Na década de trinta, foi nomeada “Doença de Lou Gehrig” ao acometer um jogador de baseball americano. Atualmente o caso mais conhecido é do físico Stephen Hawking. Noventa e cinco por cento dos casos de ELA são esporádicos (sELA) e cinco por

cento familiares (fELA). Entre esses, 10% e 60% respectivamente são correlacionados a genes[1].

O gene *Fused in sarcoma* (FUS) - loco 16p11.2 - codifica uma proteína com mesmo nome de 75kDa, 526 resíduos de aminoácidos, constituinte da família FET e localizada preferencialmente no núcleo celular - exceto nos hepatócitos onde é citoplasmática[2;3]. Esse é responsável por aproximadamente 4% da fELA e sELA tipo 6 [1;2]. Mutações de genes do metabolismo proteico podem levar a formação de agregados[3], toxicidade local e perda de função desencadeando degeneração neural[4]. Essas variações podem ser únicas de nucleotídeos (SNVs) e classificados como polimorfismos (SNPs) quando encontrados em mais de 1% da população.

Estudos de SNPs em sequências e estruturas tridimensionais proteicas amplificam as opções diagnósticas e prognósticas de doenças ligadas a genes[1] contudo, são dispendiosos em tempo e dinheiro. A bioinformática reduz esses contratempos, auxilia na identificação e predição de: sequências, estruturas, efeitos de SNPs, além da dinâmica molecular proteica. Considerada primeira etapa do tripé da pesquisa científica e de triagem nas fases *in vitro* e *in vivo*, a bioinformática traduz a ciência biológica em linguagem alfanumérica, com aplicações estatísticas, funções matemáticas e algoritmos[5]. O presente trabalho tem como objetivo simular por meio de algoritmos os efeitos de SNPs na proteína FUS humana relacionados à ELA6.

Materiais e Métodos

Compilação de dados do gene e proteína FUS humana na literatura preferenciando artigos dos últimos seis anos, por indexadores: Google Acadêmico (<https://scholar.google.com.br/>); Scielo (<http://www.scielo.br/>) e Pubmed (<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed>). Busca com palavras chave: *FUS; Fused in sarcoma; TLS; Translocated in liposarcoma; TET Family; amyotrophic lateral sclerosis; ALS; SNP; mutation; RRM; RNA ligands*. Identificação de SNPs não sinônimos (nsSNPs) pelos bancos de dados: Online Mendelian Inheritance in Man OMIM (<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/omim>) e ALS Online Database Alsod (<http://alsod.iop.kcl.ac.uk/>). Obtenção de informações proteicas da FUS como: sequência formato fasta - UniProt; estruturas pré determinadas - Protein Data Bank (PDB); domínios - Coach_zang(<http://zhanglab.ccmh.med.umich.edu/COA>

CH/); conservação e filogenética no ConSurf (<http://consurf.tau.ac.il/>) e VarMod.

Simulação computacional em plataformas online gratuitas a acadêmicos com portais e algoritmos para análise de nsSNPs. Entre os quais: SNPeffect 4.0 (<http://snpeffect.switchlab.org/>); I-mutant (<http://folding.uib.es/i-mutant/i-mutant2.0.html>); PhD SNP (<http://snps.biofold.org/phd-snp/phd-snp.html>); SIFT; (http://sift.jcvi.org/www/SIFT_enst_submit.html); SNP&Go (<http://snps.biofold.org/snps-and-go/snps-and-go.html>); nsSNPAnalyzer (<http://snpanalyzer.uthsc.edu/>); Pmut (<http://mmb2.pcb.uib.es/8080/PMut/>); Polyphen (<http://genetics.bwh.harvard.edu/pph2/>); SNAP (<http://www.broad.mit.edu/mpg/snap/>); SAAPdap (<http://www.bioinf.org.uk/saap/dap/>); Project Hope: (<http://www.cmbi.ru.nl/hope/home>); Provean Protein (http://provean.jcvi.org/seq_submit.php); PredictSnp (<http://loschmidt.chemi.muni.cz/predictsnp/>); Predict Protein (<https://www.predictprotein.org/>); MutPred (<http://mutdb.org/mutpred>). Cada qual com enfoque e *input* variado como: sequência, estrutura tridimensional e código UniProt da FUS.

Simulação de estrutura tridimensional completa computacional comparativa e *ab initio* FUS com: I-TASSER (<http://zhanglab.ccmb.med.umich.edu/I-TASSER/>) e Rosetta(Robetta) (<http://www.rosetta.org/submit.jsp>). Validação dessas estruturas modeladas e das obtidas no PDB com: ProSa (<https://prosa.services.came.sbg.ac.at>); Plataforma do swissmodel (http://swissmodel.expasy.org/docs/structure_assessment) e SAVES (<http://services.mbi.ucla.edu/SAVES/>). Comparação das estruturas validadas com as predições de estrutura proteica secundária obtidas no Psipred (<http://bioinf.cs.ucl.ac.uk/psipred/>) e no Predict Protein. Otimização do modelo melhor validado e simulação computacional de sua dinâmica molecular (DM). Executada na estrutura nativa e mutante com o pacote Gromacs 4.5.5, disponível no portal MDWeb (<http://mmb.irbbarcelona.org/MDWeb/openProject.php>), campo de força AMBER 99SB, temperatura de 300 kelvin e 2.5 pico segundos.

Comparação da DM e análise do COACH dos resíduos responsáveis pelo sítio de ligação a ácidos nucleicos. E visualização de estruturas por meio do: Pymol (<http://www.pymol.org/>) e Chimera (<http://www.cgl.ucsf.edu/chimera/>); assim como alinhamento tridimensional: TM-align (<http://zhanglab.ccmb.med.umich.edu/TM-align/>) executados durante todas as etapas do trabalho, quando aplicáveis.

Resultados

Foram detectados, até o ano de 2015, trinta e seis nsSNPs da proteína FUS relacionados a ELA. Apesar da ausência de estrutura tridimensional completa obteve-se no PBD um fragmento referente às posições 278 a 385 da sequência adquirido por ressonância nuclear magnética “2LCW” e duas estruturas por cristalografia de raio X

com sequência semelhante nas posições 498 a 526, e 495 a 526 respectivamente “4FDD” e “4FQ3”. Duas variantes na 312^a e 383^a posições da sequência da FUS estão presentes na estrutura 2LCW nas 35^a e 106^a posições respectivamente.

Apenas uma mutação apresentou ganho de propensão amiloide e quatro, aumento de tendência à ligação a chaperona no SNPeffect. Ainda nessa plataforma, a região de tendência de agregação da sequência foi classificada como inexistente. Nos demais algoritmos de predição [Tabela 1] mais de 80% das variações (29 em 36) foram classificadas como deletérias em pelo menos cinco deles, enquanto que 19,4% (7 em 36) foram preditas neutras em pelo menos cinco dos nove algoritmos. Com a ressalva a inexistência de estrutura proteica tridimensional completa nos bancos de dados como fator impedidor e limitante de análise do nsSNPAnalyzer e SAAPdap respectivamente.

Tabela 1: Classificações deletérias por algoritmo

Algoritmo	Total Deletérias
SNP&Go	0
PhDSNP	5
Poliphen2	14
Predict SNP	19
Provean ptn	24
Mutpred	27
SNAP	27
Pmut	31
SAAPdap	36
SIFT	36

A análise de estabilidade proteica no FoldX apresentou distinção de classificação na troca de *input* de sequência por estruturas. Em comparação com I-mutant três nsSNPs apresentaram oposição de classificação. Na análise pós-traducional do MuTPred 24 variantes apresentaram alteração quando comparadas a sequência nativa.

Cinco modelos foram gerados na modelagem ITASSER selecionando aquele que recebeu melhor pontuação nos classificadores do algoritmo [Figura 1].

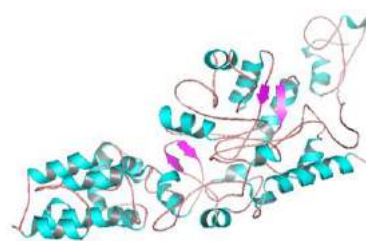


Figura 1: Modelo ITASSER com melhor pontuação nos classificadores do algoritmo - TM-score 0,71±0,12 e C-score -0,05- selecionado para etapa de validação e análise filogenética.

Já os modelos Rosetta apresentaram desestruturação e ausência de similaridade estrutural com o fragmento 2LCW no TM-Align. Consequentemente, as etapas de validação e análise filogenética foram realizadas apenas no modelo ITASSER e na estrutura 2LCW.

O Consurf constatou maioria dos nsSNPs na sequência do modelo ITASSER em posições conservadas e a estrutura 2LCW apresentou grau de conservação intensificado. O VarMod classificou maioria das mutações como responsáveis por alteração de carga e grupo funcional dos resíduos de aminoácidos, pouca alteração de tamanho e baixo grau de conservação, além de alteração de interface proteica. A carga do aminoácido é modificada na variante R383C e o grupo funcional é modificado na variante K312Q. Análise essa corroborada pela plataforma ProjectHOPE que analisa as modificações físico-químicas das mutações.

O modelo ITASSER não teve aprovação nos algoritmos de validação, considerado com baixa confiabilidade e portanto descartado para etapa de dinâmica molecular. Já a estrutura 2LCW foi validada e escolhida para etapa de DM. Nela observou-se aparecimento de: uma folha β e uma α hélice na estrutura secundária nativa; e as duas estruturas variantes apresentaram prolongamentos de α hélices já existentes na estrutura secundária. Tendência de estabilização e modificação da estrutura na presença de nsSNPs também foram observadas [Tabela 2]. A porção inicial e terminal da estrutura variante K312Q/K35Q apresentou maior flexibilidade e conseqüentemente menor estabilidade, já nos resíduos de aminoácidos da estrutura mutante R383C/R106C, menor flexibilidade e maior estabilidade. Essas alterações não aconteceram na posição dos nsSNPs e apesar delas a similaridade estrutural das variantes e da nativa foi mantida.

As predições de estrutura secundária do Psipred baseadas na sequência 2LCW apresentaram alta confiabilidade com ausência de regiões desordenadas, indicaram predominância de estrutura secundária alça (loop) e variações entre as estruturas mutantes e nativas. Observou-se congruência na predição de α -hélice das posições 344-352 e proximidade de posição de folhas β ao comparar seus resultados ao modelo ITASSER.

Tabela 2: Alteração durante a Dinâmica Molecular individual. Realizada no pacote Gromacs 4.5.5 com campo de força AMBER 99SB, temperatura de 300 kelvin e 2.5 picosegundos disponível no portal MDWeb

Estrutura	Alteração	Posição
Nativa	α para loop	24, 25, 26 e 27
	β para Loop	54, 55, 56
K312/35Q	α para loop	30 e 75
R383/106C	α para loop	30, 31, 76 e 77
	β para loop	-

O COACH identificou dez potenciais regiões de ligação na estrutura 2LCW nativa a ácidos nucleicos (maioria), peptídeos, adenina e zinco. A posição da variação K312Q foi indicada participante da ligação a peptídeo. A proteína nativa apresentou alterações estruturais na DM em regiões não constituintes a ligação a ácidos nucleicos que foram acompanhadas na DM das variantes K312Q e R383C.

Discussão

Apesar da ausência de tendência de agregação indicada pelo SNPeffect, Lee defende que a proteína FUS é *prion like* e por tanto possuinte dessa característica[3]. Outro aspecto analisado nessa plataforma foi a ligação a chaperonas - proteínas responsáveis por facilitar e direcionar o processo de enovelamento e desdobramento proteico[6]. E quando alterada a tendência de ligação a essa proteína enovelamentos incorretos podem ser desencadeados impossibilitando a proteína FUS atuar, levando a seu acúmulo e possível morte celular.

A maior porcentagem de classificação deletéria apresentada no SIFT (100%) pode ser justificado pela consideração do algoritmo a mutações presentes em regiões conservadas e alterações de hidrofobicidade como deletérias. Já a classificação de neutralidade de polimorfismos correlacionados a ELA indica ser indispensável à utilização de mais um algoritmo para confirmação de resultados.

Os elevados valores de conservação da sequência 2LCW calculados no Consurf justificam-se por essa constituir um motivo ligante de RNA (RRM) padrão em muitas espécies, possuindo, portanto, número significativo de sequências similares para alinhamento, fator que incrementa a confiabilidade de predição de regiões conservadas.

Na variação K312Q, uma Lisina (K) é modificada para Glutamina (Q) na posição 312, aminoácidos com características físico-químicas diferentes. A Glutamina possui tamanho menor e carga neutra, já a Lisina carga positiva. Essas diferenças podem alterar a interação com outras moléculas, por exemplo, alterar a funcionalidade do motivo ligante de RNA (RRM). Porém, esta não é uma região muito conservada, e essa variação já foi observada em outras sequências. Na variação R383C, a mudança é de uma Arginina (R) para uma Cisteína (C) na posição 383. A Cisteína possui tamanho menor e carga neutra (mais hidrofóbica) já a Arginina tem carga positiva. Esta variação está localizada em região conservada constituinte do domínio de ligação a nucleotídeos, e, portanto, classificada pelo ProjectHOPE como possível modificadora de função proteica.

A manutenção da função e atividade proteica é influenciada por sua estabilidade[6]. Essa última pode interferir, por exemplo, na capacidade ou tempo de ligação a outras moléculas. A análise FOLDX de estabilidade proteica apresentou diferença entre a submissão de estruturas parciais e do modelo completo gerado no ITASSER, o que indica necessidade de estrutura completa confiável e validada para maior aproximação da predição à realidade. Outro fator influenciador da função proteica é o processo pós-traducional que quando modificado ou desequilibrado pode proporcionar agregação proteica.

A diferença de parâmetros, *inputs* e classificações (aumento/redução) utilizados pelo I-mutant justifica as distinções de resultado quando comparados ao FoldX e reafirma a importância de utilização de mais um algoritmo e conhecimento da metodologia de cada um.

A sequência do domínio RRM da FUS varia quando comparada a RRM's canônicos, porém a estrutura tridimensional é similar[7;8]. A estrutura da RRM-FUS consiste em quatro folhas β e duas α -hélices dispostas em um sanduíche α / β , com uma terceira hélice presente durante a ligação ao RNA. O RRM-FUS possui um loop estendido chamado KK loop entre $\alpha 1/\beta 2$ nas posições 312 a 320, positivamente carregado e essencial para a ligação a ácidos nucleicos, regulação e localização celular da FUS[7;9]. O modelo do I-TASSER prediz uma estrutura com maior quantidade de α hélices, característica esperada em moléculas de reconhecimento e ligação de DNA, como é o caso da FUS.

Os valores de qualidade do modelo FUS_I-TASSER e derivação de energia durante a validação do Prosa estavam fora do intervalo característico de proteínas nativas, fator que inviabilizou sua validação, reafirmada por erros pontuais no modelo indicados pela presença de valores positivos na derivação de energia. A baixa acurácia de um modelo pode estar correlacionada ao sucesso do *virtual screening* que consiste em um método computacional de busca em bancos de dados de compostos[5].

Tanto na plataforma do SAVES quanto no algoritmo ModFOLD da plataforma do *swissmodel* a exigência de modelos com coordenadas para uma única estrutura inviabilizaram a análise do fragmento 2LCW. A estrutura foi determinada por RNM, proteína em solução obtendo-se um conjunto de isômeros[5;6] e portanto, coordenadas de múltiplas estruturas.

A tendência de estabilização da proteína das três dinâmicas não foi atingida devido ao curto tempo de dinâmica. A posição da mutação não alterou sua conformação pontual, porém pode-se observar alteração de estrutura secundária em outros pontos, o que pode ser explicado pelo envelhecimento proteico que aproxima regiões aparentemente distantes.

O pertencimento da posição 312 no RRM e nos resíduos de ligação a peptídeos pode explicar o aumento a tendência de agregação amiloide observada na variante K312Q. Além disso a alteração das propriedades e funcionalidade de regiões próximas as variações foi observada e atenta a necessidade de estrutura completa para DM e para comparação entre estruturas mutantes e nativa.

Conclusão

Os SNPs estudados são deletérios, sendo a K312Q a única a apresentar aumento de tendência de agregação amiloide. Essa última e a variação R383C causam também alteração na estrutura e na DM proteica da FUS. É necessário incremento do tempo e amostragem (*frames*) de DM para análises mais próximas da realidade e a respeito da estabilidade proteica, como também estudos *in vitro* e *in vivo* para melhor compreensão.

A utilização algoritmos semelhantes, porém não idênticos, permite economia de tempo e custo computacional, além de confirmação de resultados e diminuição de propagação de erros.

Agradecimentos

CAPES, CNPq, FAPERJ, UNIRIO, UFRJ

Referências

- [1] Ajroud-Driss, S.; Siddique, T. Sporadic and hereditary amyotrophic lateral sclerosis (ALS): Biochimica Biophysica Acta (BBA). Molecular Basis of Disease. 2015; 1852(4):679-684.
- [2] Ticozzi, N., et al. Analysis of FUS gene mutation in familial amyotrophic lateral sclerosis within an Italian cohort: Neurology. 2009; 73:1180-5.
- [3] Lee, S.; Kim H.J. . Prion-like Mechanism in Amyotrophic Lateral Sclerosis: are Protein Aggregates the Key?: Exp Neurobiol. 2015; 24:1-7.
- [4] Kino, Y., et al. Intracellular localization and splicing regulation of FUS/TLS are variably affected by amyotrophic lateral sclerosis-linked mutations: Nucleic Acids Res. 2011. 39:2781-98.
- [5] Verli H. et al. Bioinformática da Biologia à flexibilidade molecular. 7 ed, ed Porto Alegre: Centro de Biotecnologia, Universidade Federal do Estado do Rio Grande do Sul, 2014.
- [6] Tymoczko J.L, Berg J.M, Stryer L., Bioquímica fundamental . Tradução Antonio José Magalhaes da Silva Moreira; Rio de Janeiro: Guanabara Koogan 2011.
- [7] Liu, X., et al. The RRM domain of human fused in sarcoma protein reveals a non-canonical nucleic acid binding site: Biochim Biophys Acta, v. 2013; 1832: 375-85.
- [8] Thandapani, P., et al. Defining the RGG/RG motif: Mol Cell. 2013; 50:613-23.
- [9] Khurshid, K., T. P. Wilm, C. Cashman, J. P. Quinn, V. J. Bubb, and D. J. Moss. Characterisation of multiple regulatory domains spanning the major transcriptional start site of the FUS gene, a candidate gene for motor neurone disease: Brain Res. 2015. 1595:1-9.

VALIDAÇÃO DE MODELO DE CALIBRAÇÃO DE ESTIMATIVA DE GASTO ENERGÉTICO DURANTE ATIVIDADE FÍSICA ATRAVÉS DE ACELERÔMETROS EMBUTIDOS EM SMARTPHONES

M.T. Ishizaki*, R.R. Silva*, D.G. Goroso* **

* Núcleo de Pesquisa Tecnológica da Universidade de Mogi das Cruzes, Mogi das Cruzes, Brasil

** Universidade Federal de São Paulo – Campus São José dos Campos, Brasil

e-mail: marciotadashi@gmail.com

Resumo: Este trabalho apresenta um modelo de calibração de medidas de Gasto Energético durante Atividade Física (GEAF) através de acelerômetros embutidos em *smartphones*. Métodos precisos de quantificação de GEAF exigem equipamento sofisticado e de alto custo. A acelerometria é uma das alternativas mais promissoras e econômicas, particularmente utilizando acelerômetros embutidos nos aparelhos celulares (*smartphones*). **Métodos:** Foram comparados os resultados obtidos por quatro modelos diferentes de *smartphones* com os obtidos por um previamente validado através de calorimetria indireta. Através de um aplicativo denominado FLEEM® foram registrados os movimentos durante caminhada em esteira ergométrica em três velocidades (3,2, 4,8 e 6,4km/h) durante dez minutos cada, utilizando os cinco aparelhos simultaneamente. **Resultados:** Os dados obtidos apresentaram boa correlação entre o modelo validado e os quatro testados. No entanto foi verificado que são necessárias equações de correção para que os resultados possam ser considerados. **Conclusão:** Os resultados corrigidos apresentam concordância entre os obtidos pelo *smartphone* validado e os outros modelos avaliados, permitindo-nos concluir que, com a calibração proposta, diferentes *smartphones* podem ser utilizados para estimar o gasto energético durante a atividade física. Baixo custo, grande disponibilidade e a boa qualidade dos resultados transformam este método em uma possibilidade promissora para estudos sobre GEAF.

Palavras-chave: Acelerômetros, *Smartphones*, Gasto Energético.

Abstract: *This paper presents a calibration model of Physical Activity Energy Expenditure (PAEE) estimated with accelerometers embedded in mobile devices (smartphones). Accurate methods to calculate PAEE require sophisticated and expensive equipment. The accelerometer is the most promising and cost-effective alternatives, particularly embedded accelerometers in smartphones. Methods: The corrected results from four different models of smartphones were compared to those obtained by a previously validated one using indirect calorimetry. Using an application called FLEEM® movements were recorded during walking on a treadmill at three speeds (3.2, 4.8 and 6.4km / h) for ten minutes each, using the five devices simultaneously. Results: The data showed good correlation between the validated*

model and the four tested. However, the results needed correction equations for the data to confirm their agreement, estimated by the Bland-Altman method. Conclusion: The corrected results show agreement between data obtained by validated smartphone and the other tested models, allowing us to conclude that, with the proposed calibration, different smartphones can be used to estimate energy expenditure during physical activity. Low cost, wide availability and good quality of results make this method a promising possibility for studies on energy expenditure during physical activity in large groups and extended periods.

Keywords: *Accelerometer, Smartphones, Energy Expenditure.*

Introdução

A importância da Atividade Física (AF) na promoção da saúde, prevenção e até cura de doenças é reconhecida pela *World Health Organization* (Organização Mundial da Saúde) [1]. A quantificação do GEAF é fundamental para o entendimento dos processos envolvidos nas alterações de peso, composição corporal e para estabelecer as suas relações com a manutenção da saúde e a redução da mortalidade prematura [2]. No entanto, a medida da AF ainda é um desafio para os pesquisadores pois os métodos mais precisos exigem equipamento sofisticado, grande empenho para sua aplicação e possuem alto custo de realização, o que dificulta sua aplicação em pesquisas com grandes grupos ou na situação de vida real [3]. Por esta razão, métodos e tecnologias alternativas têm sido utilizados, como frequência cardíaca (FC), registro das atividades, entrevistas, questionários ou escalas de percepção do esforço dispendido durante um exercício [4].

Recentemente, o registro direto do movimento corporal tem sido um método no qual muitos pesquisadores têm investido para determinar o GEAF. Diferentes tipos de sensores têm sido utilizados para captar objetivamente o movimento do corpo humano, como pedômetros, GPS (*Global Position System*) e acelerômetros. Estes últimos, que registram a aceleração do corpo ou partes dele, particularmente os embutidos em *smartphones*, são o objeto deste trabalho

Acelerômetros têm sido usados para a determinação de GEAF, mas a maioria dos trabalhos publicados utiliza aparelhos dedicados. A vantagem dos acelerômetros embutidos nos *smartphones* é ter seu uso já incorporado

ao dia-a-dia das pessoas, tornando-o particularmente útil em pesquisas em situação real [5].

Um modelo de quantificação de gasto energético a partir de dados do acelerômetro embutido em um determinado modelo de *smartphone* foi desenvolvido por López [6]. O acelerômetro do dispositivo foi calibrado e os resultados foram validados através de calorimetria indireta, com a utilização de dados de consumo de oxigênio (VO₂) calculado por meio da análise de gases. Baseados neste modelo, Goroso *et al.* [7] desenvolveram uma plataforma denominada FLEEM[®], que coleta os dados através de uma conexão via Internet, que são trabalhados diretamente, em sistema *on-line*.

Este estudo propõe um modelo de calibração de diferentes *smartphones*, comparando os resultados obtidos nos aparelhos testados com os obtidos no aparelho de referência, permitindo que o método seja utilizável em diferentes marcas e modelos de *smartphones*.

Materiais e métodos

Para a captação dos dados de acelerometria, foram utilizados, além do aparelho de referência (AR), 4 modelos de *smartphones* de 3 marcas diferentes, todas comercializadas no Brasil. O sistema operacional de todos é o *Android*[®], de diferentes versões. Foram utilizados, da marca Samsung[®], os modelos GT5500B, GTI9000B e GTI9300, respectivamente com Sistema Operacional (SO) *Android* 2.2, 2.3.3 e 4.1.2. Da Motorola[®] foi utilizado o modelo XT915, com SO 4.1.2 e da LG[®] o E400f, SO 2.3.6. A utilização de aparelhos baseados no sistema operacional *Android*[®] traz as vantagens de ser um sistema gratuito, aberto, fácil de programar e com o sistema operacional predominante no mercado.

Os dados antropométricos, peso em kg e altura em cm, foram medidos por balança e estadiômetro, respectivamente. O cronômetro foi utilizado para controlar o tempo da atividade na esteira ergométrica. O monitor cardíaco *Zephyr*[®] foi utilizado para o registro da frequência cardíaca.

Software – Neste trabalho foram utilizados os dados coletados pela plataforma *FLEEM System*[®], que instala no *smartphone* um *app* para se comunicar com o sistema via *Internet*, capta os dois parâmetros (acelerometria e frequência cardíaca) e calcula o Gasto Energético através da Frequência Cardíaca (GEFC) por minuto (kcal/min) utilizando o modelo de Keytel *et al.* [8], conforme as equações 1 (homens) e 2 (mulheres).

$$GE_{masc} = \frac{-55.0969 + 0.6309 \times FC + 0.1988 \times peso + 0.2017 \times idade}{4,184} \quad (1)$$

$$GE_{fem} = \frac{-20.4022 + 0.4472 \times FC - 0.1263 \times peso + 0.074 \times idade}{4,184} \quad (2)$$

Ao mesmo tempo é calculado o módulo da aceleração de cada eixo registrada pelo acelerômetro, através da raiz quadrada da soma dos quadrados da diferença entre duas medidas subsequentes de aceleração (Δa_i) e transformado em “contagens” (“*counts*”) (eq. 3).

$$VMA (counts) = \sqrt{(\Delta a_x)^2 + (\Delta a_y)^2 + (\Delta a_z)^2} \quad (3)$$

A média por minuto dos “*counts*” é utilizada para o GEAF utilizando a equação de López [6] (eq. 4):

$$GEAF = (0,000041 \times counts / min) \times peso \quad (4)$$

Os dados produzidos pelo *FLEEM System*[®] são disponibilizados através de gráficos ou planilhas com os dados em “*counts*”, GEAF, FC e GEFC.

Método - Os dados foram obtidos a partir dos cinco *smartphones* e um cinto monitor de frequência cardíaca. Nos *smartphones* foi instalado o *app* do *FLEEM System*[®]. Para o uso da plataforma é necessário o cadastramento no site do aplicativo (em www.fleem.com.ar), através de um profissional da área da saúde, que inclui os dados e registra o *smartphone* dos pacientes sob os seus cuidados, dando-lhe acesso ao sistema através de uma senha.

A cinta de monitoramento de frequência cardíaca e os aparelhos celulares foram instalados conforme a metodologia de López [6] ilustrada na figura 1. Foram feitas várias coletas, com a utilização de até cinco aparelhos simultaneamente, posicionados um sobre o outro, fixados por elásticos e colocados dentro de uma bolsa preenchida para que os aparelhos ficassem firmes e não gerassem erro devido ao seu movimento no seu interior. O teste foi realizado por um indivíduo adulto do sexo masculino, de 54 anos, 166cm, 70 kg, fisicamente ativo. (CEP/UMC: CAAE-0115.0.237.000-09)

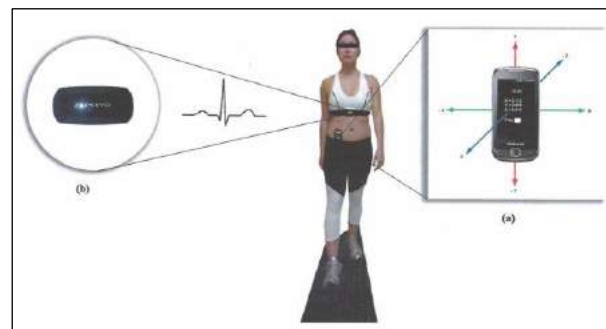


Figura 1 Posição de instalação dos dispositivos

Protocolo das atividades – A definição das velocidades de caminhada a serem utilizadas na pesquisa foi adaptada dos protocolos de Leenders *et al.* [9] e Freedson [10], com 10 minutos de duração da caminhada em cada velocidade, sem intervalo entre elas, assim definidas:

- Caminhada leve 3,2 km/h
- Caminhada moderada 4,8 km/h
- Caminhada vigorosa 6,4 km/h

A opção por estes valores de velocidade teve o objetivo de facilitar a comparação com outras pesquisas, que utilizam o sistema de medida baseado em milhas e não o Sistema Internacional. Optou-se por 10 minutos de duração para garantir que a frequência cardíaca alcançasse *steady-state* após o aumento na velocidade,

para a estimativa do GEFC.

Análise estatística - Na análise estatística foram comparados os dados obtidos pelo aparelho de referência (AR) e os obtidos pelos aparelhos de teste (A1 a A4), além dos obtidos utilizando a Frequência Cardíaca. Como métodos foram utilizadas a correlação e a regressão linear simples e o método de Bland-Altman [11]. A regressão linear, além de sua utilização no estabelecimento da correlação, também foi utilizada para propor equações de correção [12].

Resultados e discussão

A obtenção dos dados foi trabalhosa, pelo fato dos dados estarem sendo colhidos simultaneamente em todos os dispositivos. Percebeu-se uma incidência de falhas na coleta dos dados. Das 43 tentativas, em 7 delas não foi gerado um arquivo de dados; em 9 os dados apresentavam inconsistência e em 2 a coleta de dados foi interrompida antes do término do teste. O aparelho da Motorola foi o que maior número de falhas apresentou, com 5 testes não coletados e 3 coletados com erro, tendo somente 2 testes bem-sucedidos em 10 tentativas. A maior parte das falhas deveu-se à dificuldade em utilizar todos os aparelhos simultaneamente. Paula [3] em sua pesquisa, utilizando um único modelo de acelerômetro, criado com a finalidade de uso em pesquisa (*Actigraph GT1M*), também relatou o descarte dos resultados de 30% dos sujeitos da pesquisa devido a falhas na coleta de dados.

Inicialmente foram comparados os dados de acelerometria entre os obtidos através do AR e os aparelhos testados (Figura 2).

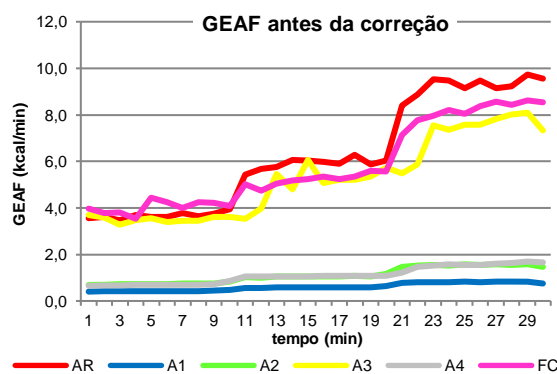


Figura 2 – Comparação entre GEAF antes da correção

Percebe-se que os valores dos aparelhos A1 e A4 estão completamente fora da escala do AR, enquanto os aparelhos A2 e A3 apresentam resultados mais próximos.

O gráfico de concordância Bland-Altman deixa clara a impossibilidade de utilização dos dados obtidos pelos aparelhos (Figura 3). O viés é elevado, de aproximadamente 4,5 kcal/min, com muitos pontos acima do intervalo de concordância.

A correção foi realizada utilizando a equação de

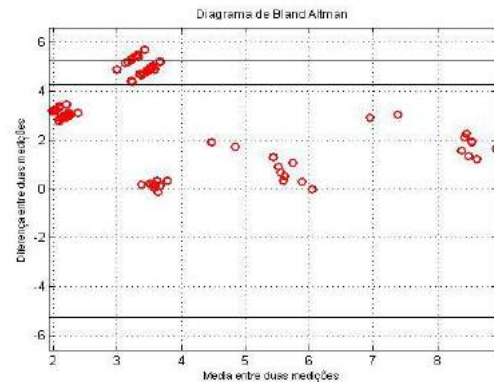


Figura 3 – Gráfico Bland-Altman antes da correção

Tabela 1 – Equações de Correção

Aparelho	A1	A2	A3	A4	FC
Equação de correção	$y = \frac{x - 0,7468}{0,999}$	$y = \frac{x - 0,6314}{0,9036}$	$y = \frac{x - 2,1576}{0,8149}$	$y = \frac{x - 0,9626}{1,0077}$	$y = \frac{x - 1,5126}{0,8976}$
R	0,9882	0,9932	0,9494	0,9870	0,9832
R ²	0,9766	0,9866	0,9014	0,9742	0,9667

A Tabela 1 apresenta as equações de correção, além dos valores de correlação (R) e coeficiente de determinação (R²). “x” é o valor obtido com o aparelho e “y” o valor corrigido através deste modelo de calibração.

O gráfico (Figura 4) resultante dos dados corrigidos em relação ao tempo mostra uma melhora visível da proximidade entre os resultados obtidos pelo AR e pelos demais aparelhos. O gráfico permite também identificar os pontos de mudança de velocidade da caminhada, em 10 e 20 minutos.

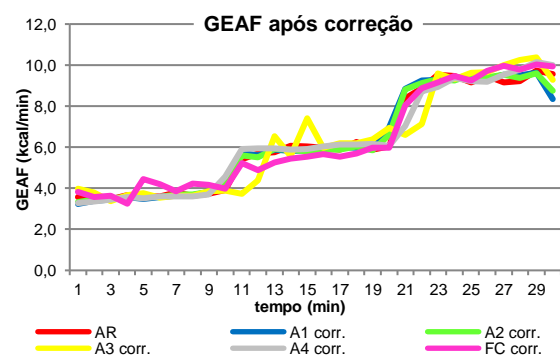


Figura 4 – Comparação entre GEAF após correção

O diagrama Bland-Altman (Figura 4) apresenta uma clara melhora da concordância entre os aparelhos testados e o aparelho de referência. O viés caiu a zero, o intervalo de concordância entre as duas medições ficou entre +1 e -1 kcal/min, com a maioria dos pontos ficando entre 0,5 e -0,5 kcal/min e apenas um ponto fora do intervalo.

Os dados de cada aparelho, individualmente, após a aplicação da equação de correção, têm o mesmo comportamento. Tanto a curva de comparação entre os valores do AR e o aparelho testado quanto o diagrama

Bland-Altman apresentaram melhoras significativas e o segundo nos permite afirmar que os resultados obtidos no aparelho testado apresentam concordância com os obtidos no AR.

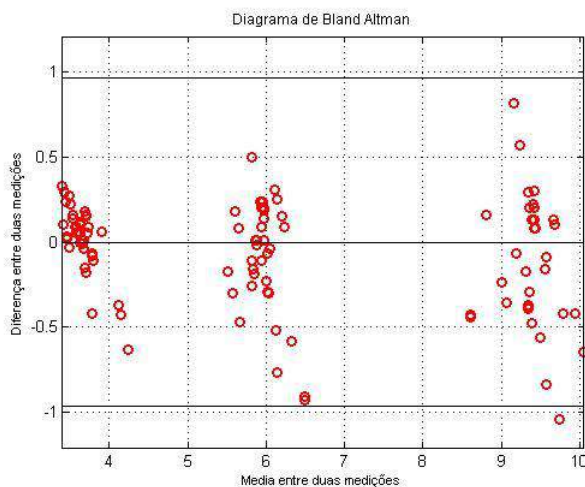


Fig.3 – Gráfico Bland-Altman após correção

Conclusões

Este estudo revelou que para que os dados obtidos a partir de aparelhos diferentes do utilizado por López e Goroso para o cálculo de GEAF possam ser utilizados, é necessária a aplicação de equações de correção, que irão permitir a concordância entre os métodos e tornar possível o uso de aparelhos diferentes para o cálculo de GEAF.

Também foi possível determinar o nível de intensidade da caminhada em todos os aparelhos, sendo possível identificar, nos gráficos de GEAF, três patamares bem definidos, coincidentes com os momentos de início e mudança de velocidade. Este é um recurso interessante para o monitoramento da atividade física, que é também facilitado pelo acesso e utilização amigáveis ao usuário, exigindo-lhe baixo nível de esforço e apresentando resultados compatíveis.

Por outro lado, algumas lacunas foram identificadas no modelo utilizado, que estão sendo preenchidas por novas pesquisas. O aprimoramento da fórmula para cálculo da GEAF através da acelerometria, que leve em consideração o metabolismo basal, a diferenciação entre os gêneros, idade e nível de condicionamento parece ser necessário.

De qualquer forma, a utilização dos acelerômetros embutidos em *Smartphones* mostrou-se extremamente promissora para o estudo do GEAF, principalmente na situação de vida real e em grandes grupos.

Agradecimentos

Núcleo de Pesquisas em Tecnologia da Universidade de Mogi das Cruzes (NPT-UMC)

Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior (Capes) - Bolsa

Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de São Paulo – Processo Fapesp 2015/50064-0

Referências

- [1] World Health Organization (WHO). Global recommendations on physical activity for health. WHO Press, Genebra, Suíça: 2010. Disponível em http://whqlibdoc.who.int/publications/2010/9789241599979_eng.pdf
- [2] Staudenmayer J, Zhu W, Catellier DJ. Statistical considerations in the analysis of accelerometry-based activity monitor data. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, Indianapolis, EUA, v.44, n.1S, p.S61-S67, 2012.
- [3] Paula AGCD. Validação de Modelos de Acelerometria para Estimar a Quantidade de Atividade Física Habitual em Adultos. 2012, 72f. Dissertação (Mestrado em Exercício e Saúde) - Faculdade de Motricidade Humana da Universidade Técnica de Lisboa, Lisboa, 2012.
- [4] Lagerros YT, LAGIOU P. Assessment of physical activity and energy expenditure in epidemiological research of chronic diseases. *European Journal of Epidemiology*, v. 22, p.353-362, 2007. Disponível em <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/17599242>
- [5] Hausmann J, Wac K. Activity Level Estimator on a Commercial Mobile Phone: a Feasibility Study. International workshop on frontiers in activity recognition. San Francisco, EUA, 2011
- [6] López LJR. Modelo para quantificar o gasto energético humano desenvolvido em plataforma móvel. 2012, 177 f. Tese (Doutorado em Engenharia Biomédica) - Universidade de Mogi das Cruzes, Mogi das Cruzes, 2012.
- [7] Goroso DG, Silva RR, Battistella LR, Odstrcil M, Paolini M. Monitoring heart rate variability online using e-health oriented 3G mobile telephone services. *Medical Engineering and Physics*. York, Inglaterra. 2013.
- [8] Keytel LR, Goedecke JH, Noakes TD, Hiiloskorpi H, Laukkanen R, Van Der Merwe L, Lambert EV. Prediction of energy expenditure from heart rate monitoring during submaximal exercise. *Journal of Sports Sciences*. v.23, n.3, 289-297, 2005.
- [9] Leenders NYJM, Nelson TE, Sherman WM. Ability of Different Physical Activity Monitors to Detect Movement During Treadmill Walking. *International Journal of Sports Medicine*, Columbus, OH, USA, v.24, p.43-50, 2003.
- [10] Freedson PS, Melanson E, Sirard J. Calibration of the Computer Science & Applications, Inc. accelerometer. *Med& Science in Sports and Exercise*, Indianapolis, EUA, v.30, n.5, p.777-781, 1998.
- [11] Bland JM, Altman DG. Statistical Methods for Assessing Agreement Between Two Methods of Clinical Measurement. *Lancet*, Londres, Inglaterra, v. 327, n. 8476, p 307-310, 1986.
- [12] Minicucci MF, Azevedo OS, Duarte DR, Matsubara BB, Matsubara LS, Campana AO, Paiva SAR, Zornoff LAM. Comparação de Diferentes Métodos para Medida do Tamanho do Infarto Experimental Crônico em Ratos. *Arquivo Brasileiro de Cardiologia*, Rio de Janeiro, v.89, n.2, p.93-98, 2007.

ANÁLISE DE DOIS MÉTODOS NA CRIAÇÃO DE UMA BASE DE DADOS DE MÃOS E ESTATURAS PARA ANTROPOMETRIA

M. E. Kunkel*, F. G. Souza**, F. L. Lopes**, E. C. Guimarães*, B. O. Artioli**

*Universidade Federal de São Paulo UNIFESP, São José dos Campos, Brasil

** Universidade Federal do ABC UFABC, Santo André, Brasil

e-mail: biomecânica.unifesp@gmail.com

Resumo: O Brasil não possui uma base nacional de dados antropométricos. A estatura, assim como sexo, idade e etnia, é um dado fundamental na identificação humana. Medidas de parâmetros da mão podem ser usadas para a estimativa da altura de uma pessoa. Neste estudo foi criada uma base de dados de medidas antropométricas de 854 mãos e estaturas usando dois métodos. As medidas das mãos foram obtidas de modo direto com um paquímetro digital e de modo indireto com um *software* de análise de imagens digitais das mãos. A amostra totalizou 427 indivíduos (56,4% do sexo feminino e 43,6% do sexo masculino) com idade entre 18 e 55 anos. Padrões de estimativa de estatura podem ser gerados a partir da base de dados criada para auxiliar na área de forense, como na criação de perfis de suspeitos em crimes e na identificação de vítimas em cenários de fatalidade em massa. A base de dados criada pode ser consultada em <http://goo.gl/95s5Bz>.

Palavras-chave: antropometria de mão, estatura, forense.

Abstract: *Brazil does not have a national database of anthropometric data. Stature, as well as gender, age and ethnicity, is an important data in human identification. Hand parameter measurements can be used to estimate the height of a person. This study established a database of anthropometric measurements of 854 hands and statures using two methods. Firstly, the measures of the hands were obtained using a direct method with a digital caliper. Secondly, an indirect method using a software to analyze digital images of hands was employed. The sample comprised 427 individuals (56.4% female and 43.6% male) aged between 18 and 55 years. Stature estimation can be generated from this database to aid in forensic areas such as profiling suspects in crimes or identifying victims in mass fatality scenarios. The database created can be found at <http://goo.gl/95s5Bz>.*

Keywords: *hand anthropology, stature, forensic.*

Introdução

Na antropologia, as características humanas como sexo, idade, etnia e estatura que se relacionam com diversas partes anatômicas do corpo são estudadas para auxiliar na identificação humana. A antropometria é um ramo da antropologia que estuda as medidas e dimensões das diversas partes do corpo humano. A estatura, assim como sexo, idade e etnia, é um dado fundamental na investiga-

ção forense, pois ela contribui para a identificação humana, especialmente em casos de desastres e homicídios quando apenas fragmentos do corpo são encontrados. A estimativa da estatura é um dado fundamental na antropologia forense, pois ela é uma variável importante para a identificação humana. Equações de regressão têm sido geradas para estimar uma dada estrutura do corpo humano a partir de medidas de outras [1]. Do mesmo modo, equações de regressão podem ser usadas para se estimar estatura em determinadas populações a partir de dimensões de algumas partes do corpo. Diversos estudos de investigação forense tem sido realizados considerando sexo, idade, peso e estatura para identificação. Desse modo, evidências legais a partir de restos humanos poderiam ser usadas para a identificação de um indivíduo [2-12].

Tais métodos requerem uma base de dados de parâmetros antropométricos. O Brasil não possui uma base de dados antropométricos com representatividade nacional. Não há padrões brasileiros para estimativa da estatura e existem poucos trabalhos no Brasil que relacionam medidas antropométrica de mãos com a estatura. O objetivo deste estudo foi criar uma base de dados antropométricos de parâmetros das mãos e estatura usando um método direto e um indireto.

Materiais e métodos

O estudo foi aprovado pelo Comitê de Ética da Universidade Federal do ABC (UFABC) sob o parecer de número 1.334.138. A amostra é formada por discentes, docentes e funcionários de dois campi da Universidade Federal de São Paulo UNIFESP (São José dos Campos e Baixada Santista) no estado de São Paulo. Foram incluídos na amostra somente voluntários saudáveis com idades entre 18 e 55 anos de ambos os sexos. Foram excluídos voluntários com malformação congênita ou adquirida de membros, cabeça e coluna vertebral, bem como aqueles que passaram por cirurgia nas mãos, usuários de próteses de membro inferior e superior ou implante de coluna vertebral.

Foram coletadas, por auto declaração, as seguintes informações dos voluntários: Sexo, Naturalidade, Idade (anos), Etnia e Dominância da mão. A Estatura foi medida em centímetros sendo definida como a distância do vértex da cabeça do voluntário até o solo. Sete parâmetros de cada mão foram medidos dentre eles os comprimentos dos cinco dedos (distância entre a ponta e a base da falange proximal de cada dedo), o comprimento da

palma da mão (distância em linha reta entre a prega distal da articulação do punho e a base da falange proximal do dedo médio) e a largura da mão (distância entre o lado radial do segundo metacarpofalangeal e o lado ulnar do quinto conjunto do metacarpofalangeal) (Figura. 1) [2-3].

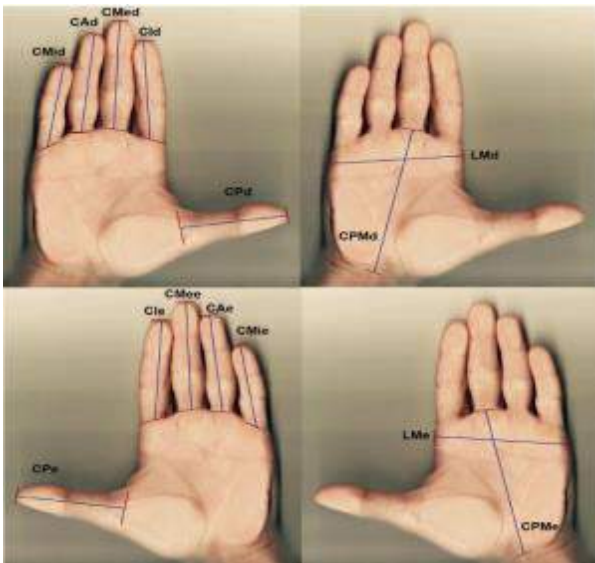


Figura 1: Parâmetros antropométricos da mão direita e esquerda: Comprimento do polegar (CPd e CPe); Comprimento do indicador (CId e CLe); Comprimento do médio (CMed e CMe); Comprimento do anelar (CAAd e CAe); comprimento do mínimo (CMid e CMie); comprimento da palma da mão (CPMd e CPMe) e largura da mão (LMd e LMe).

Métodos de medição dos parâmetros - Um estadiômetro vertical portátil Sanny® (American Medical do Brasil Ltda, São Bernardo do Campo-SP) foi usado para medir a estatura dos voluntários. Para a realização das medidas dos parâmetros das mãos, seis pontos de referência foram definidos [4]. As medidas dos parâmetros das mãos foram realizadas por meio de um método direto e um método indireto. No método direto foi usado um paquímetro digital (Mitutoyo Corp, Kanagawa) e no indireto foi usado o *software* ImageJ 1.49V (Wayne Rasband National Institutes of Health, USA) para a medida dos mesmos parâmetros, de forma semiautomática, em imagens digitalizadas das mãos com um escâner de mesa (Epson do Brasil Ind. Com. Ltda, São Paulo-SP) modelo Epson Perfection V370 (Figura 2). Para que a unidade de medida das distâncias entre os pontos fossem medidas em milímetros, uma régua foi usada na calibração das imagens e o *software* convertia os valores obtidos em pixels, para distâncias em milímetros.



Figura 2: a) Pontos de referência definidos na mão, b) Medida da variável Comprimento do Indicador com o paquímetro, c) Mão esquerda sobre o escâner de mesa e d) Mão digitalizada com as impressões digitais cobertas.

Na análise estatística, um estudo de confiabilidade foi realizado antes da coleta de dados. As medidas das mãos e das imagens das mãos de 20 e 30 indivíduos, respectivamente, foram medidos em dois diferentes dias de avaliação, por um único pesquisador, com 24h de intervalo entre a reavaliação. Os testes mostraram concordância entre todas as medições. Para comparar as idades e estaturas entre os sexos, foi aplicado o teste t de Student para amostra não relacionadas. Para verificar a associação das variáveis Sexo e Lado da mão com as medidas dos dedos, comprimento e largura das mãos, foi empregado o modelo de análise de variância com medidas repetidas e o método de comparações múltiplas de Bonferroni. Os dados foram registrados no *software* Excel para a criação da base de dados e analisados no *software* R 3.2.1 (R Foundation for Statistical Computing, Vienna). Em toda análise foi considerado o nível de significância de 5%.

Resultados

A amostra totalizou 427 indivíduos com 241 (56,4%) sendo do sexo feminino e 186 (43,6%) sendo do sexo masculino. A etnia predominante foi a branca, que representou 62,3% da amostra e a proporção de indivíduos destros foi de 91,1%. Grande parte dos voluntários nasceu no estado de São Paulo (91,3%), seguido de Minas Gerais (2,3%), Rio de Janeiro (1,4%) e outros (5,0%). A média da idade foi de 23,8 anos para os homens e de 23,7 anos para as mulheres ($p=0,800$). A média da estatura foi de 175,6 cm para os homens e 162,4 cm para as mulheres ($p=0,001$) (Figura 3). A base de dados reúne medidas lineares e imagens digitalizadas de 854 mãos além da estatura podendo ser consultada na página: <http://goo.gl/95s5Bz>.

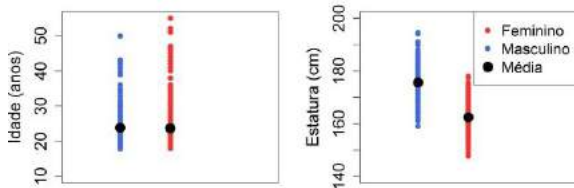


Figura 3: Distribuição das variáveis Idade e Estatura segundo o sexo.

Os resultados da análise de variância realizada para comparar as mãos e os sexos dos voluntários nos dois métodos mostraram que o sexo masculino teve média dos tamanhos de todos os dedos, do comprimento da palma da mão e largura da mão, maiores do que as médias das medidas do sexo feminino ($p < 0,05$) (Figuras 4 e 5).

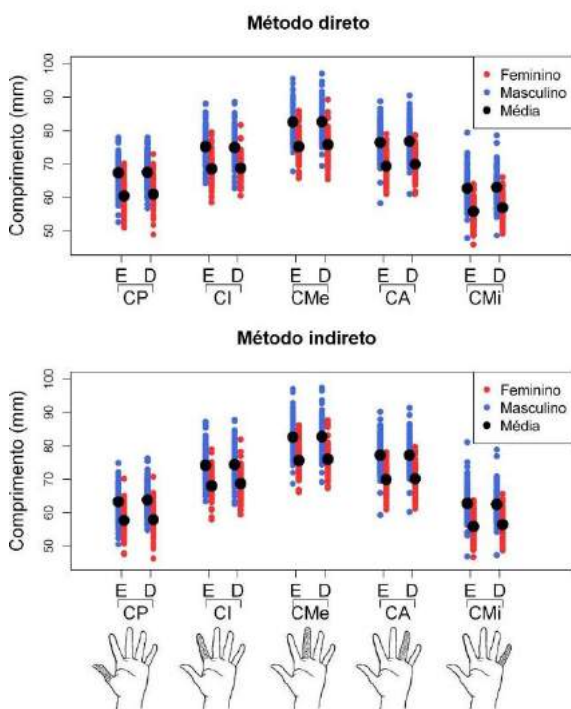


Figura 4: Distribuição das variáveis dos comprimentos dos dedos ($n=854$) em ambos os métodos.

Quanto aos lados das mãos, no método direto, para a variável CI somente as mulheres não apresentaram diferença estatística ($p=0,162$). Apenas para os homens, a variável CMe não mostrou diferença entre a mão esquerda e direita ($p=0,999$). Excetuando-se essas duas medidas, o resto das comparações entre lado esquerdo e direito indicou diferença, tanto para os homens, como para as mulheres ($p < 0,05$). Já no método indireto, para os indivíduos do sexo masculino, as variáveis CI, CMe e CMi não apresentaram diferença estatística ($p > 0,05$). A comparação da variável CPMd e CPMe não apresentou diferença em ambos os sexos ($p=0,801$). As demais comparações entre lado esquerdo e direito mostraram diferenças, tanto para os homens, quanto para as mulheres ($p < 0,05$).

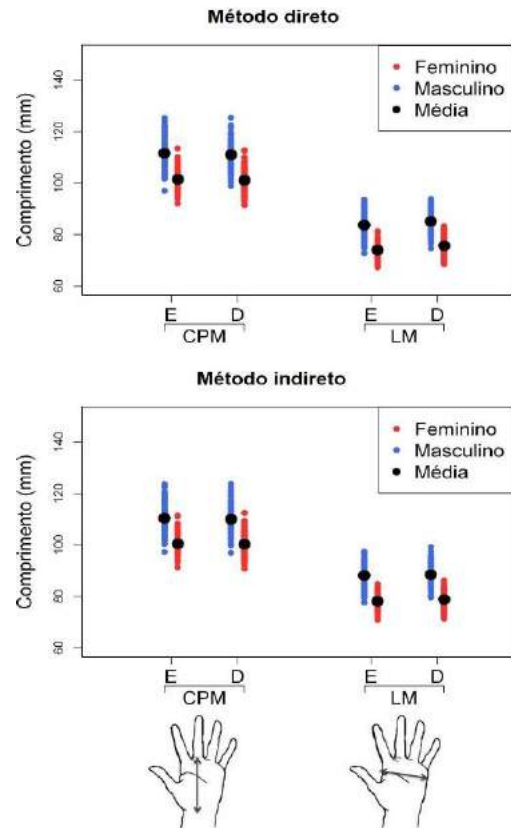


Figura 5: Distribuição das variáveis comprimento da palma da mão e largura da mão ($n=854$) em ambos os métodos.

Discussão

A construção de uma nova base de dados antropométricos é um trabalho difícil e caro que exige mão de obra e tempo considerável. A disponibilidade de uma base de dados de medidas antropométricas de mãos e alturas de uma população brasileira oferece várias possibilidades de estudos posteriores na área de forense, biometria e ergonomia.

As proporções existentes entre as várias partes do corpo humano variam entre diferentes estruturas do esqueleto. Essas variações existem dentro e entre populações. Para a criação de padrões de estimativas mais precisas na área forense é muito importante considerar as medidas antropométricas dos indivíduos por sexo [3]. Neste estudo, todas as medidas realizadas nas mãos pelo método direto e indireto, tanto do lado esquerdo, quanto do lado direito, apresentaram diferença entre os sexos. Estudos de várias partes do mundo indicam que diferentes populações têm diferentes tipos físicos, por exemplo, dimensões das mãos, que estão relacionados a fatores genéticos e ambientais [4-12].

O estudo de assimetria entre os lados das mãos, no método direto, mostrou que as únicas medidas que não diferem são os comprimentos dos dedos indicadores (CI) das mulheres e os comprimentos dos dedos médios (CMe) dos homens. Alguns pesquisadores coletaram em suas amostras apenas as medidas de uma das mãos de seus

voluntários, como foi um estudo que mediu somente a mão esquerda [5]. Em outro estudo foi usado exclusivamente as medidas da mão direita alegando que vários estudos descobriram que havia diferenças insignificantes entre os lados [6]. Outros mediram as mãos dos dois lados e encontraram diferenças apenas na largura da mão de ambos os sexos [4-8]. Alguns outros estudos não encontraram nenhuma diferença entre os lados das mãos [8,10,12]. Neste estudo, como a amostra avaliada foi grande, foram detectadas diferenças entre os lados das mãos. Do ponto de vista prático estas diferenças foram muito pequenas.

No método indireto, apenas para os indivíduos do sexo masculino o comprimento do dedo indicador (CI), o comprimento do dedo médio (CMe) e o comprimento do dedo mínimo (CMi) não apresentaram diferença estatística. Um estudo na Índia não encontrou diferença entre os lados na medida do comprimento das mãos [16] e outro que avaliou essa medida chegou à conclusão de que somente a largura da mão das mulheres mostrou diferença significativa [4].

Para melhorar a representatividade da população brasileira, o ideal seria ter uma base de dados de voluntários de cada região do Brasil [13-15]. Por isso, neste estudo foi explorado o uso de um método indireto que será usado para dar continuidade desta base de dados. Com o uso do método indireto será possível aumentar a base com amostras coletadas de diversas universidades do Brasil a partir de imagens escaneadas de mãos.

A partir do protocolo empregado para a coleta dos dados desta base de dados, outras pesquisas considerando outras partes do corpo como pés, cabeça e face podem ser realizadas. Tais bases de dados podem alimentar pesquisas futuras que poderão auxiliar a área de ciências forenses para estimativas de perfis biológicos (estatura e sexo) de suspeitos em casos criminais e ajudar a diminuir o número de vítimas sem identificação em cenários de fatalidade em massa.

Conclusão

Neste estudo foi criada uma base de dados com medidas e imagens digitalizadas de 854 mãos e estatura de 427 pessoas. O método indireto pode ser usado para a obtenção dos parâmetros antropométricos da mão de modo mais rápido e com custo menor. A base de dados está disponível na página <http://goo.gl/95s5Bz>.

Agradecimentos

À Universidade Federal de São Paulo pelo empréstimo do estadiômetro e à empresa Epson do Brasil que cedeu um escâner de mesa.

Referências

- [1] Kunkel ME, Schmidt H, Wilke HJ. Prediction equations for human thoracic and lumbar vertebral morphometry. *J. Anat.* 2010; 216:320-8.
- [2] Agnihotri AK et al. Estimation of stature by foot length. *Journal of forensic and legal medicine.* 2008; 15(8):479-82.
- [3] Rastogi P, Nagesh K, Yoganarasimha K. Estimation of stature from hand dimensions of north and south Indians. *Legal medicine*, v. 10, p. 185-189, 2008.
- [4] Ishak NI, Hemy N, Franklin D. Estimation of stature from hand and handprint dimensions in a Western Australian population: *Forensic science international*, v. 216, p. 199. e1-199. E7, 2012.
- [5] Ahmed AA. Estimation of stature from the upper limb measurements of Sudanese adults. *Forensic science international.* 2013; 228:178-178E7.
- [6] Jee SC, Yun MH. Estimation of stature from diversified hand anthropometric dimensions from Korean population. *Journal of forensic and legal medicine.* 2015; 35:9-14.
- [7] Krishan K, Sharma A. Estimation of stature from dimensions of hands and feet in a North Indian population. *Journal of Forensic and Legal Medicine.* 2007; 14:327-32.
- [8] Abdel-Malek A et al. Prediction of stature from hand measurements. *Forensic science international.* 1990; 46:181-187.
- [9] Agnihotri AK et al. Prediction of stature using hand dimensions. *J Forensic Legal Med.* 2008; 15(8):479-82.
- [10] Bhatnagar DP, Thapar SP, Batish MK. Identification of personal height from somatometry of hands in the Punjabi males. *Forensic science international.* 1984; 24:137-141.
- [11] Uhrová P et al. Estimation of stature using hand and foot dimensions in Slovak adults. *Legal Medicine.* 2015; 17:92-97.
- [12] Supare M, Pandit S; Bagul A. Estimation of stature from hand length and hand breadth in medical students of Maharashtra, India. *International Journal of Health & Allied Sciences.* 2015; 4:154.
- [13] Harrison G et al. *Human biology: an introduction to human evolution, variation, growth and ecology.* Oxford: Oxford University Press, 1977.
- [14] Ruff C. Variation in human body size and shape. *Annual Review of Anthropology.* 2002; 31(1): 211-232.
- [15] Lampl M. Human growth from the cell to the organism: saltations and integrative physiology. *Annals of Human Biology.* 2009; 36(5):478-495.
- [16] Jasuja O.P.; Singh G.; Estimation of stature from hand and phalange length. *JIAFM.* 2004; 26(3):971-3.

DESENVOLVIMENTO DE UM SISTEMA DISTRIBUÍDO PARA ANÁLISE DE ELETROCARDIOGRAMA ATRAVÉS DE WEB SERVICES

M. A. Lima¹, P. C. Cortez¹ e J. P. V. Madeiro²

¹Universidade Federal do Ceará, Fortaleza, Brasil

²Universidade da Integração Internacional da Lusofonia Afro-Brasileira, Redenção, Brasil
e-mail: marcelo@lesc.ufc.br,

Resumo: Devido à importância da análise de eletrocardiogramas (ECGs), que representa um dos principais exames para detecção de doenças cardiovasculares, o presente trabalho propõe um sistema para análise de ECGs baseado em *Web services*. Ao longo do trabalho são descritos: um algoritmo para identificação dos componentes presentes nos eletrocardiogramas, formato dos arquivos de exames suportados, modelo arquitetural dos serviços Web, linguagem de programação e sistema operacional. Todas as tecnologias presentes na solução são baseadas em software livre, proporcionando uma solução de baixo custo. Para reduzir os riscos, da arquitetura proposta, implementa-se um protótipo para demonstrar a viabilidade técnica do sistema proposto, em que são validadas as tecnologias usadas. Além disso, conclui-se a necessidade de um hardware mais moderno para adaptar às novas tecnologias para viabilizar novos serviços de análises e laudos de ECGs.

Palavras-chave: Eletrocardiograma, *Web services*, Sistemas de Apoio ao Diagnóstico.

Abstract: *Because of the importance of electrocardiograms analysis, which is a major instrument for the detection of cardiovascular disease, this study proposes a system for ECG analysis based on Web services. Throughout the work are described: an algorithm for the identification of the components present in electrocardiograms, supported exams format, architectural model of Web services, programming language and operating system. All technologies present in the solution are based on open source software, providing a low cost solution. To reduce risk in the proposed architecture, a prototype was implemented to demonstrate technical feasibility of the proposed system. Furthermore, it is clear the need for a modern hardware to adapt to new technologies to enable new services analysis and ECG reports.*

Keywords: *Electrocardiogram, Web services, Support system diagnosis.*

Introdução

Segundo a OMS (Organização Mundial da Saúde), as doenças cardiovasculares constituem mundialmente uma das principais causas de mortalidade. O Eletrocardiograma (ECG) é um exame não invasivo que registra a atividade elétrica do coração a partir da coleta

de sinais na superfície do corpo. Este exame é capaz de definir o número de batimentos por minuto, além do ritmo do coração, identificando problemas como arritmias (alteração do ritmo normal), distúrbios de condução elétrica e eventuais sobrecargas das cavidades cardíacas. O registro do ECG pode ser utilizado no auxílio ao diagnóstico de diversas arritmias cardíacas, doenças cardíacas congênitas e constatação de áreas do coração afetadas por infartos [1].

As ondas P e T e complexo QRS são alguns exemplos de elementos importantes a serem considerados em um exame ECG, no qual a identificação pode ser realizada através de algoritmos computacionais, aplicando-se técnicas clássicas e modernas de processamento digital de sinais para segmentação e extração automática de parâmetros do sinal de ECG [2].

O desenvolvimento de sistemas informatizados com o objetivo de auxiliar no diagnóstico de ECG não é uma prática nova. Já existem diversas soluções de softwares disponíveis no mercado nacional e internacional. Porém, grande parte destas soluções é dependente de ferramentas proprietárias ou de plataforma, tornando seu custo elevado e de difícil integração com outras soluções. O desenvolvimento de software independente de plataforma e de fácil integração é uma tendência crescente na arquitetura de novos sistemas. Aplicações deste tipo de arquitetura são projetadas a partir de um conjunto de *Web services*, possibilitando às soluções de *software* um aumento tanto em transparência quanto em heterogeneidade [3].

O objetivo deste trabalho é apresentar um sistema computacional (*software*), baseado numa arquitetura cliente-servidor, para implementação de serviços de análise de ECG, utilizando-se tecnologias multiplataforma e *software livre*.

Materiais e métodos

A presente seção descreve um sistema para desenvolvimento de serviços *Web* para análise de sinais de ECGs, cuja descrição se divide em: algoritmo computacional, formatos de arquivos suportados e modelo de solução.

Algoritmo computacional – A detecção do complexo QRS é o passo inicial para uma aplicação envolvendo análise de ECG. Ao longo dos anos, muitos algoritmos foram desenvolvidos com o intuito de

detectar corretamente este importante elemento. Porém, para um mesmo conjunto de sinais de teste, é possível identificar uma grande divergência nos resultados obtidos. Desta forma, no presente trabalho utilizam-se algoritmos desenvolvidos pela comunidade científica que tenham obtido uma taxa de acerto superior a 99% em testes com a base de dados, fornecida pelo MIT (*Massachusetts Institute of Technology*), *MIT-BIH Arrhythmia Database (MITDB)* [4]. Internamente, o algoritmo utilizado apresenta uma técnica para detecção multicanal e de tempo real do complexo QRS no sinal de ECG com base nas transformadas de Wavelet e de Hilbert [2].

Formatos de arquivos suportados – Atualmente, existem vários formatos de dados suportados por eletrocardiógrafos, sendo sua grande maioria proprietários. Devido a essa diversidade de padrões, pode-se assumir a não existência de um padrão definido. Dentre o universo de formatos disponíveis é escolhido inicialmente o formato suportado pela solução: SCP-ECG, DICOM-WS 30 (conhecido como DICOM ECG) e HL7 *annotated ECG* (HL7 aECG).

O SCP-ECG foi desenvolvido em 1993 e tem sido o padrão oficial Europeu de armazenamento e transmissão de ECGs desde 2005. Nesse formato os dados do ECG são armazenados em forma binária, reduzindo assim seu espaço de armazenamento e o fluxo de transmissão de dados através da *Internet*. Outra vantagem desse formato é o fato de ser suportado por uma grande quantidade de eletrocardiógrafos comercializados, aumentando na prática as possibilidades de interoperabilidade com o sistema proposto.

O formato DICOM foi criado originalmente para armazenar e transmitir imagens de radiografias. Ao longo dos anos, este formato tem sido ampliado para atingir uma maior quantidade de modalidades de exames. Sua escolha, apesar de não estar presente numa grande quantidade de eletrocardiógrafos, deve-se especialmente ao apelo de adotar um formato único para todos os tipos de exames e fornecer suporte à análise de ECGs em Registros Eletrônicos de Saúde (RES), os quais façam uso desse formato [5].

O HL7 aECG é um formato de dados de registro médico padrão para armazenar e recuperar dados de eletrocardiograma de um paciente. Como outros formatos HL7, é baseado em *Extensible Markup Language* (XML). É aceito como padrão ANSI desde 2004. A Tabela 1 apresenta as principais vantagens e desvantagens presentes nos formatos selecionados [6,7].

Tabela 1: Vantagens e desvantagens nos formatos: SCP-ECG e DICOM ECG.

Formato	Vantagens	Desvantagens
SCP-ECG	Arquivos pequenos; suportado por muitos aparelhos.	Suporta apenas o padrão 12-lead ECG; humanamente ilegível.
DICOM	Suporta vários tipos de exames; amplo suporte;	Complexo; dados não comprimidos.
aECG	Ampla comunidade; padrão amplamente adotado.	Tamanho grande de arquivos.

Modelo de solução – O crescimento da *Web* nas últimas duas décadas comprova a eficácia do uso de protocolos simples na *Internet* como base para um grande número de serviços e aplicações remotas. Em particular, o protocolo de requisição e resposta HTTP/HTTPS permite que clientes/aplicações acessem, de forma padronizada, recursos disponibilizados pela *Internet*. Assim, os *Web services* fornecem uma infraestrutura de interoperabilidade entre clientes e servidores, permitindo que softwares executando em diferentes *hardwares* e sistemas operacionais troquem mensagens, compondo assim uma arquitetura orientada a serviço (SOA). Atualmente, as duas abordagens de desenvolvimento de serviços *Web* mais conhecidas são: SOAP (*Simple Object Access Protocol*) e REST (*Representational State Transfer*).

O protocolo SOAP foi projetado para permitir o intercâmbio de dados de modelos síncronos (pedido e resposta) e assíncronos (orientado a processo) pela *Internet*. Neste contexto, o formato XML é utilizado para representar o conteúdo de mensagens de requisição e resposta. Ultimamente, a utilização de soluções baseada em SOAP tem perdido espaço para o modelo REST, especialmente por este poder utilizar JSON (*JavaScript Object Notation*) ou YAML (*YAML Ain't Markup Language*), os quais permitem a criação de mensagens com quantidade menor de caracteres que o XML, proporcionando assim um tráfego de dados menor. Além disso, o REST oferece um maior controle dos dados recebidos, pois, quando uma requisição é efetuada através da primitiva GET (protocolo HTTP), é feito um pedido direto a um determinado dado concreto. Dada à possibilidade de ter-se um conjunto de mensagens menores trafegando na *Internet* e por atualmente estar presente na maioria dos serviços *Web*, sugere-se a utilização do estilo arquitetural REST para construção da solução [8].

Uma forma simplificada de apresentar os atores envolvidos na utilização dos serviços está mostrada na Figura 1, ilustrando-se como interação entre si e o sistema proposto. Inicialmente, o cliente solicita uma chave única de acesso através do serviço *get_uuid*, o qual deve fornecer uma chave de 128-bits a ser utilizada pelos demais serviços. Em seguida, com o serviço *upload_data*, o cliente envia o exame completo ou parcial a ser analisado. Após a conclusão do envio, assincronamente o cliente deve chamar o serviço *get_result*, o qual deve fornecer os seguintes estados: concluído (envia a análise), em processamento ou erro. Para aumentar a segurança durante a transmissão do exame, pode ser executado um serviço opcional, *get_key*, o qual deve fornecer uma chave simétrica para o cliente criptografar, utilizando um algoritmo baseado em função logarítmica, o exame antes de sua transmissão, evitando assim que os dados possam ser acessados indevidamente [9]. Na Figura 1, também é possível identificar a presença de outro servidor, nomeado como servidor de terceiros. Neste caso, este servidor consome os serviços fornecidos podendo

apenas repassar para outras aplicações esses dados ou até mesmo fornecer mais serviços (*Middleware*).

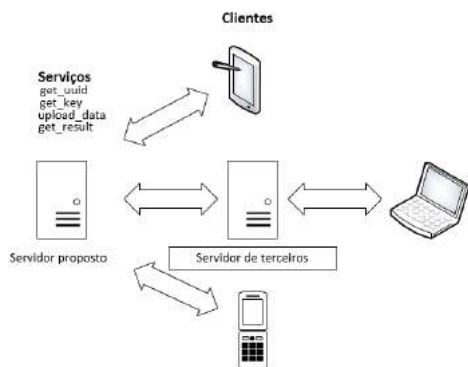


Figura 1: Protocolo de comunicação cliente-servidor

Para atender ao requisito funcional de ser multiplataforma e *open source*, propõe-se a utilização da linguagem de programação JAVA, a qual é considerada a linguagem de programação mais popular da atualidade de acordo com o ranking do TIOBE *Programming Community Index* (2016) [10], na codificação dos *Web services* e do algoritmo de análise de ECG previamente citado.

Para o sistema proposto neste trabalho, deve-se selecionar um servidor *open source*, gratuito e que tenha o menor custo para disponibilizar seus serviços na *Internet*. Desta forma, sugere-se a utilização de alguma distribuição Linux gratuita, por exemplo: *Ubuntu Server*, *Debian*, *Slackware*, *CentOs* ou *Gentoo*. Numa pesquisa entre os principais fornecedores comerciais de VPNs (*Virtual Private Network*) constata-se que servidores Linux são mais baratos que soluções Windows, reforçando ainda mais a opção por esse sistema operacional.

Resultados e discussões

O principal resultado desse trabalho é apresentar um sistema baseado em *software livre* para disponibilizar serviços *Web* para análise de eletrocardiogramas.

Para validar o sistema proposto foi implementado um protótipo contendo as tecnologias sugeridas na Tabela 2. Para comprovar a eficácia do algoritmo de análise de ECG, adicionam-se ao serviço *Web*, suporte aos exames disponibilizados pela base de dados *MITDB*, a qual contém 48 registros de 30 minutos de duração, resolução de 11 bits sobre uma faixa de variação (pico a pico) de 10 mV. Validou-se o algoritmo utilizando seus códigos fontes, originalmente feitos em Matlab, e verificou-se sua assertividade e tempo de execução. Dessa forma, pôde-se comprovar que o algoritmo sugerido no modelo [2] possui uma assertividade superior a 99% e tempo de execução médio de 12 minutos para uma análise completa de um exame. Nesta análise utilizaram-se os registros: 100.dat, 101.dat, 102.dat, 103.dat, 212.dat, 213.dat, 214.dat e 215.dat, os

quais contêm cada um aproximadamente 1,85MB de espaço em disco e 30.05 minutos de duração.

Tabela 2: Principais tecnologias utilizadas no protótipo

Tipo	Tecnologia
Sistema Operacional (Servidor)	Ubuntu Server 14.04 LTS.
Linguagem de Programação	Java
Servidor de Aplicação	Jboss AS 7

Para avaliar o desempenho quanto ao tempo de processamento utiliza-se um ambiente virtualizado similar a muitas VPNs fornecidas comercialmente a um preço mais acessível. Os componentes de hardware com suas respectivas configurações estão discriminados na Tabela 3.

Tabela 3: Especificação do hardware utilizado

Características do hardware
Processador de 2 Cores
512 MB de Memória
20GB de disco
Placa de rede Giga bit

Durante a validação usa-se o tempo médio obtido anteriormente com a análise do registro 100.dat da base de dados supracitada anteriormente. Obtém-se um tempo médio de 14 minutos para produzir o resultado da análise desse registro em processamento, considerando o tempo de transmissão em ambos os sentidos, estando apenas um único usuário acessando por vez. Ao aumentar o número de clientes simultâneos para acima de 20, observa-se que o tempo médio de uma solicitação aumenta para 19 minutos, constatando-se que o baixo poder de processamento do hardware utilizado degrada o tempo do serviço. A partir disto, considera-se que para o hardware utilizado o total de acessos simultâneos, de registros similares ao utilizado, está em torno de 15 usuários para manter um tempo médio de 12 a 14 minutos para cada análise de ECG.

Para aumentar o número de clientes acessando simultaneamente os serviços, pode-se incrementar a solução com estratégias clássicas de balanceamento de carga, possibilitando, assim, um tráfego distribuído nos servidores presentes na rede de serviços. Apesar de não ser uma solução para armazenamento de exames entre o cliente e servidor, são enviados dados confidenciais caracterizando assim a necessidade de alguma estratégia de criptografia tanto no envio do exame para análise quanto do resultado entregue pelos serviços. Porém, acrescentar criptografia na solução deve causar uma perda de desempenho, uma vez que é necessário: um serviço para enviar uma chave, o cliente criptografar os dados e o servidor, antes de processar esses dados,

decodificar a criptografia.

Conclusão

Este trabalho apresenta um sistema para desenvolvimento de serviços *Web* em análise de ECGs utilizando *software livre* e linguagens de programação multiplataforma. Uma das maiores dificuldades encontradas durante o desenvolvimento da solução é o fato de muitos eletrocardiogramas seguirem formatos diferentes para apresentação dos dados sendo necessário um volume de código extra para atender a esse conjunto de exames. Isso quando sua codificação não é proprietária impossibilitando frequentemente integrá-lo a solução.

A partir do protótipo desenvolvido identifica-se a necessidade de um *hardware* mais moderno a ser utilizado no servidor, a fim de atender um maior número de requisições simultâneas. Também foram validadas as tecnologias sugeridas e a interação entre as partes comunicantes, garantindo a futuros sistemas baseados no presente trabalho um baixo risco de implantação.

O sistema desenvolvido será utilizado como base para um trabalho futuro na área de apoio ao diagnóstico de ECG. Novos serviços utilizando técnicas de reconhecimento de padrões deverão ser agregados possibilitando aos médicos uma visualização completa de exames, apontar os principais componentes presentes e sugerir possíveis patologias a partir dos dados analisados.

Referências

- [1] Chaves, Paulo Castro; MOREIRA, Adelino Leite. Electrocardiografia. Aula Teórico-Prática, Texto Apoio, Faculdade de Medicina da Universidade do Porto, Serviço de Fisiologia, Porto, 2001.
- [2] Madeiro, J. P. V. Detecção e segmentação automática de batimentos cardíacos do Eletrocardiograma por modelagem matemática e combinação das transformadas Wavelet e Hilbert. Fortaleza: UFC, 2013. 148p. Tese de Doutorado, Programa de Pós-Graduação em Engenharia de Teleinformática, DETI/UFC. Fortaleza, 2013.
- [3] Distribuídos, Sistemas. Princípios e Paradigmas. 2ª Edição. Autores: Andrew S. Tanenbaum e Maarten V. Steen. (2007).
- [4] MARK, R.; MOODY, G. MIT-BIH arrhythmia database. See <http://ecg.mit.edu/dbinfo.html>, 1997.
- [5] Valente, Igor Rafael Silva, Paulo César Cortez, José Marques Soares. Registro Eletrônico de Saúde Baseado em Software Livre e Integrado a Sistemas de Apoio ao Diagnóstico.
- [6] Bond, Raymond R., et al. A review of ECG storage formats. International journal of medical informatics 80.10 (2011): 681-697.
- [7] BRONZINO, Joseph D.; PETERSON, Donald R. (Ed.). eEmergency Healthcare Informatics. In: Biomedical Signals, Imaging, and Informatics. CRC Press, 2014. p. 1318-1345.
- [8] KUMARI, Smita; RATH, Santanu Kumar. Performance comparison of SOAP and REST based Web Services for Enterprise Application Integration. In: Advances in Computing, Communications and Informatics (ICACCI), 2015 International Conference on. IEEE, 2015. p. 1656-1660.
- [9] NEMA, Preksha; RIZVI, M. A. Symmetric Key Cryptographic Algorithm Based on Logarithmic Function. In: Communication Systems and Network Technologies (CSNT), 2015 Fifth International Conference on. IEEE, 2015. p. 757-762.
- [10] TIOBE Programming Community Index. Acesso em: 26 de julho de 2016. Disponível em: <<http://www.tiobe.com/index.php/content/paperinfo/tpci/index.html>>.

A SOCIAL APPROACH TO MANAGE TRUSTWORTHINESS FOR INTERNET OF MEDICAL THINGS

M. P. Brittes*, B. S. Junior**, E.C.G. Wille***

* CPGEI-COENS/Federal University of Technology – Paraná (UTFPR), Curitiba, Brazil

** CPGEI-PPGEB-DAELN/UTFPR, Curitiba, Brazil

*** CPGEI-DAELN/UTFPR, Curitiba, Brazil

e-mail: mbrittes@utfpr.edu.br

Abstract: Recent years have seen an explosion in the number of connected devices, which are becoming more and more autonomous, the so called Internet of Things (IoT). IoT is a pervasive computing paradigm with many biomedical devices, named objects, that are able to interact with each other and collaborate in order to achieve a common objective (diagnosis, treatment, monitoring, patient rehabilitation). In this scenario we coin the concept of Internet of Medical Things (IoMT), as well the challenges to develop trustworthiness networks to exchange data in a biomedical environment. In this work we propose a model to introduce trustworthiness for IoMT networks, based on social relationships and priority criteria. The trust management protocol is event driven, based on social interaction when objects need to establish a connection to exchange services. The trust information is computed using parameters related to social concepts and biomedical importance, and it is based on a social networks approach to improve the relationships balance in the network. We analyze the effect of the trustworthiness protocol and demonstrate its effectiveness simulating an IoMT scenario, with improvements when analyzing the relationships data and services exchanges.

Keywords: Biomedical environment, Trust, Objects, Social Networks, Internet of Medical Things, IoT

Introduction

Advances in hardware and software technology has allowed the development of sensor networks science, where any sensor application offers a set of information focused in improving the access, efficiency, effectiveness and quality in processes in many areas, such health industry [1]. Several researches have been done and many projects were developed to solve many types of problems, such frameworks for home care, to monitor the patient's life in their home [2][3].

In recent years, the IoT paradigm has been introduced and is getting attention as an emerging technology, built upon pervasive connectivity of objects in heterogeneous networks, including sensors, actuators, tags RFID, smartphones, wearables, monitoring equipment. IoT is defined as a dynamic global network infrastructure with capabilities of self-configuring, interoperability of communication protocols, where the objects can be physical or virtual and have identities, attributes and personalities, being integrated as part of the same network [4].

The study of this field can result in several applications to contribute to health area, such to track objects, to allow authentication people and automatic data collection, to help decision support and to prevent and detect emergency situations. For the last one, systems based in data-fusion are used, using different heterogeneous data such as geographical position, audio and video, accelerometers and measurement of biosignals such blood pressure and heart rate. With these techniques, it is possible to predict dangerous situations and to take a decision properly [5]. The IoT Technologies have entered the healthcare field through telehealth and ambient assisted living, which aim at increasing patient autonomy and confidence, as to bring quality of life, to prevent domestic accidents, to monitor chronic patients and to optimize traditional health systems, such public or private health providers, to use better economic resources [6].

Ambient assisted living is a field in IoT which has gain special interest for its relation with elderly and chronic patients, and its growing in the actual world scenario. Though the use of resources such artificial intelligence and IoT, it is possible to identify the health status of patients, learn about their behavior patterns, gain knowledge of the context, define rules for scenarios and study the relations about patients health and their behavior [7][8][9]. IoT allows permanent connection of the things/objects, anywhere, anyone, anytime, with anything, through the network.

In the biomedical context, researches are applying IoT techniques to improve simple functions to measurement and transfer data by performing autonomous exchange of information with neighboring devices and supply diagnosis [10]. Data measurement can be acquired by the device sensors (the objects in the IoT network) and also can be received from other smart medical devices, through events. The event must progress depending on received data and the level of interaction of the objects [11][12].

Exploiting IoT for biomedical devices, we coin the concept of Internet of Medical Things (IoMT), which is a specific network focusing in biomedical environments with a growing and uncountable number of heterogeneous biomedical devices with special needs in order the health data exchanged. In the biomedical engineering area it is necessary to assure the accuracy of data and devices performance, in order to grant a technological area that supports life. Special attention

must be given to the IoMT networks, which are becoming very heterogeneous with the advances of monitoring devices, wearables and modern devices in medical environments. In such IoMT environments, it is important to validate the trustworthiness among all the objects in the network, assuring the good reputation of the objects to become possible the safe establishment of connections to service requisition and provide.

It can be said, in fact, the behavior of an object in an IoMT is very similar to the behavior of a person in a social network [13] [15].

One of the first proposals involving some level of socialization between objects belonging to a network can be found in [13]. Using a concept called Smart-Its Friends procedure, users can have access to a very user friendly interface to create temporary relationships of friendship on Smart-Its, (i.e, smart wireless devices, actuators, with capabilities of sensing, processing and communicating) given the devices context.

Another work created a concept called Blog-objects or objects that blog [14], which are examples of this new paradigm of interaction with the world. The relevance of this work is the change of concept from a thing/object simply connected to the internet to one that is active in the social network.

The concept of Social Internet of Things (SIoT) is formally introduced in [15], where the author analyses various types of social relationships among objects. These concepts can be applied to improve the features of an IoMT network, with special attention to the reliability and trustworthiness capabilities. The SIoT network is based on the concept that every object can search for services throughout their relationships, setting their friends and friends' friends in a distributed form, in order to guarantee that objects and services discovery is done with scalability and variety, using the same principles that describe human social networks.

In [16] the authors proposed a model based on the object reputation using fuzzy logic to evaluate the trust, in order to allow the cooperation between the objects in a wireless sensor network which is part of an IoT, observing the behavior of the objects. In another work [17] it was proposed to use parameters to evaluate the social trustworthiness and the quality of service (QoS) trustworthiness, according to a hierarchical trustworthiness management protocol. On the other hand, in [18] the authors used a table to estimate the service classification to evaluate the user trustworthiness level. Finally, in [19] the trustworthiness of objects in a social network is used to support the service composition between the objects. This model is based on events of interaction or encounter between objects, and it was exploited in the present work to the trustworthiness model proposed, with application in a biomedical IoT network.

Materials and methods

IoMT environments need special attention by the great amount of heterogeneous biomedical devices (objects) capturing and exchanging data about

environment, tracking information, biomedical signals and the like. All these information demand the construction of a trustworthiness model, observing some aspects, such the type of objects in the IoMT network, relationship levels and critical needs [20][21].

According to the concepts described in [19], there are 3 related forms of malicious object attacks, as follows: (i) self-promoting attacks: It can promote its importance (by providing good recommendation to itself) so as to be selected as a service provider, but then stop providing services or provide malfunctioning services; (ii) bad-mouthing attacks: it can ruin the reputation of well-behaved objects (by providing bad recommendation for good objects) so as to decrease the chance of good objects being selected as service providers; (iii) good-mouthing attacks: it can boost the reputation of bad objects (by providing good recommendations for them) so as to increase the chance of bad objects being selected as service providers.

This work proposes a model to avoid malicious objects (devices) attacks, i.e., devices operating in the network which are capable to damage the well-functioning of other devices in the network in 2 new situations: (i) when an object is providing services and suddenly stop the services exchanges and the communication; (ii) when an object suddenly disconnect all of the objects that were connected to him. A malicious object aims to break up the basic functionality of the IoMT. In biomedical area this is critical and deserves special attention when the objects are biomedical data collectors with collaborative functions. If this object is affected, many others will be out of service.

To execute all the functions properly, the objects/devices need to establish relations and exchange services. In order to guarantee the integrity of the IoT network, trustworthiness mechanisms are needed.

These relationships can be compared with social network relationships. According to the relationship type (strong or weak), people can recommend each other to new friends or not, depending on the past knowledge and number of common friends. It is assumed that IoMT networks can follow some social behaviors, as already studied in [15][19][20][21], extending the functionalities to the biomedical context.

Social networks are dynamic, where each individual has a limited amount of available time and connections. The relationships remaining must have importance to individuals, so that it is possible to define a threshold strength for relationships. These threshold values will help to calculate the trust index in our trustworthiness management model.

The proposed trustworthiness management protocol is based on the following criteria: (i) the trust index calculated using indirect recommendation; (ii) a relationship threshold, to manage the number of connections; (iii) priority rules, based on the function importance in the biomedical IoT network.

When an object (k) requests a connection to an

object (i), the requested object evaluates the requester trust index, consulting its friends (N) to recommend or not the connection, as follows:

$$R(i, k) = \sum_{n=1}^N R(n) \begin{cases} R(n) = 1, & \text{if } n \text{ recommends } k \\ R(n) = 0, & \text{if } n \text{ is neutral about } k \\ R(n) = -1, & \text{if } n \text{ not recommends } k \end{cases} \quad (1)$$

Here is introduced the indirect parameter of recommendation, where $R(i, k)$ is the k trust index calculated from i friend's recommendations.

When k requests a connection to i , this one consults his own friends to know if they know and recommend k . A neutral recommendation means that the object n does not know k or does not has an opinion about it. The k trust index is a sum of all the i friend's recommendation. Object k is allowed to connect to i only if its trust index is ≥ 0 .

If object k has an accepted trust index, then object i must verify its relationships number (threshold), to guarantee they can connect:

$$C_t(i) = C_{Max}(i) - \begin{cases} C(i) > 0, & \text{Allows connection} \\ C(i) \leq 0, & \text{i must discard a connection} \end{cases} \quad (2)$$

Where $C(i)$ is the available number of i connections, $C_{Max}(i)$ is its threshold and $C_t(i)$ is the current number of connections. If i is not on the threshold it can allow a new request for connection. If i is already on the threshold, it must analyze its current connection status and verify if it can discard a connection in order to accept the new request.

$$D(i, j) = \frac{F(j)}{\Delta T(i, j)} \quad (3)$$

It is necessary to calculate $D(i, j)$, that means the difference between the time of the last communication or service exchange and the present time, the discard index, where j is an object already connected to i . Object i will discard the connection with object j with lowest D value, which means the most inactive connection in time T , according to its biomedical function priority $F(j)$. The biomedical function priority in the IoT network is described as follows: (i) type 3, high priority, in the biomedical networks compared as life support devices; (ii) type 2, medium priority, compared to monitoring sensors and devices; (iii) type 1, low priority, compared to medical tracers, RFIDs and communication/information devices. This way i discards the most inactive relationship and accept k 's connection request into its relationships, according to the values in $F(j)$, with a range from 3 to 1.

Results

An IoMT scenario was created to simulate and evaluate the trust index proposed. The chosen scenario is composed by 500 objects exchanging 2000 interactions (services exchanges) over the time, considering an heterogeneous composition of biomedical objects in a hospital environment, distributed randomly, as exemplified in Figure 1. It was created a simulator in Matlab simulation tool, which is a platform to deploy environments to validate math and network algorithms.

They start the social relationship process sending connection requests to each other.

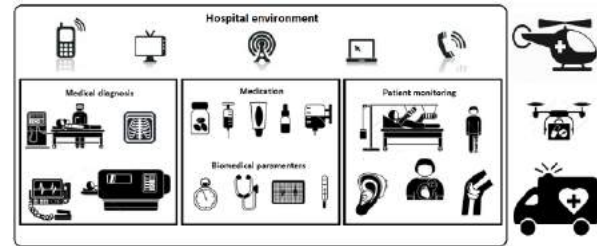


Figure 1. IoMT scenario for simulation

In this scenario, the objects can interact to each other to establish relationships, intending to exchange services. It is not considering the communication protocols differences neither the physical patterns and applications. The simulation was developed to verify the requests for connections based on 2 models: first, randomly, without verifying relationships between objects and priority functions in the IoMT network; second, using the proposed algorithm, as follows:

```

If k need connect to i then
  If  $R(k, i) \geq 0$ 
    If  $C_t(i) > 0$ 
      Connect k
    Else
       $j = \max D(i, j)$ 
      Disconnect j
      Connect k
    End if
  End if

```

It was introduced an amount of 25% of malicious objects in the IoMT network [15], which damaged the IoMT network, providing bad services or interrupting them. In both simulations the malicious attacks worked following the behavior: the object providing services to another objects in a relationship stopped to provide services or communication and disconnected his friends, making the services exchanges IoMT decline. The results are shown in the following figure:

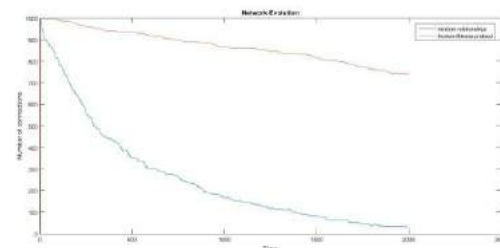


Figure 2. IoMT during malicious attack

In Figure 2 it is shown the deploy of objects relationships during the simulation with malicious attacks. It is possible to observe the decline of the services exchanges among the objects with random relationships, without any protocol to support the establishment of connections among the objects, in the green line.

The figure also shows malicious attacks using the proposed trustworthiness protocol, in the red line. In

this line the decline of the service exchange appears minimized. The attack to the IoMT network damaged the service exchange but the impact is attenuated.

Discussion and Conclusion

The trustworthiness management is a critical point, especially in applications such IoMT environments when objects need to exchange vital data. In order to solve this problem, this work presented preliminary assumptions of a trustworthiness protocol to support the establishment of relationships among biomedical objects based on social network theory.

It is possible to observe significant difference in the figures. While the first IoMT simulated suffered a visible decline in the services exchanges, i.e., biomedical data or medication tracking, the second despite its decline, it maintains the service exchange. Some assumptions can be done about this. In the social network theory [15] there is the centrality concept, i.e. an object with many relationships, and its importance in the network in case of decline or loss of connections due malicious attacks. In IoMT scenario, this represents the importance to improve the balance in the distribution of relationships. The trust protocol proposes to balance the establishment of relationships, protecting objects with more active relationships so that even when malicious objects are present in the IoMT network, the damage is minimized by the improved distribution.

The initial model proposed has shown its efficiency to balance the distribution of the relationships established throughout the objects in the network, minimizing the impact of malicious attacks, but yet do not avoid the malicious objects entrance in the IoMT network, which are the next steps in the present research.

As far as concerned, this is the first proposal of trustworthiness management for IoMT network and has an important contribution to build trustworthiness models for the IoMT area. Further studies will allow the association of social networks and IoMT paradigm in order to provide new proposals to solve trustworthiness management problems.

References

- [1] Lorincz, K, Malan, DJ., Fulford-Jones, T., Nawoj A, Clavel A, Shnyder V, Maikand G, Welsh M, Moulton S., Sensor Networks for emergency response: challenges and opportunities, *IEEE Pervasive computing*, vol. 3, n 4, 2004
- [2] Project TOPCARE [Online] http://www.ibmt.fraunhofer.de/content/dam/ibmt/en/documents/PDFs/ibmt-product-information-sheets/telematics-intelligent-health-systems/MT_topcare_en.pdf
- [3] Olla P, Morar S, Tan J, Paul R: Integrating Mobility into the Health Care Sector: The Next Gen. of Mob. HealthApps. Sp. Issue of the Intern. J. of Electr. Health, *InderSc. Publ.*, 3(1):1-7, 2007.
- [4] Vermesan, O, Friess, P, Internet of things – From Research and Innovation to Market Deployment, Rivers Publishers, Denmark, 2014
- [5] Istepanian, RSH, Philip, NY, Sungeor, A, Hu, S (2011) The potential of Internet of m-health Things m-IoT for non-invasive glucose level sensing. In *Proceedings of the Annual Intern. Conf. of the IEEE Eng. in Med. and Biol. Soc., EMBS*, pp.5264-5266. DOI: 10.1109/IEMBS.2011.6091302
- [6] Comission of the European Communities, “Internet of things – an Action Plan for Europe”, Brussels, Jun. 18, 2009.
- [7] Steg, H, et al., Europe Is Facing a Demographic Challenge – Ambient Assisted Living Offers Solutions. In: *VDI/VDE/IT*, Berlin, Germany, 2006
- [8] Jara, AJ, Zamora, MA, Skarmeta, AFG. An ambient assisted living system for telemedicine with detection of symptoms. 3rd International Work-Conference on the Interplay Between Natural and Artificial Computing. Lecture notes, 2009, pp. 75-84.
- [9] Jara, AJ, Zamora, MA, Skarmeta, AFG. An architecture based on internet of things to support mobility and security in medical environments. *IEEE CCNC 2010 Proceedings*, in press.
- [10] Lee, M. B., Ouyang, J., App. Protocol adapted to health awareness for Smart Healthcare Service, *Proceedings of intern. workshop of Multimedia, Adv. Science and Technology Letters*, vol 34, 2013
- [11] Jian, A, Xiao-Lin, G, Jian-Wei, Y, Wen-Dong, Z, Jin-Hua, J, “Research on a Mobile-Aware service model in the Internet of Things”, *KSI Trans. on Internet and Information Systems*, v.7 no 5, 2013
- [12] Sarit, A., Manik, L., D., “Internet of Things – A paradigm shift of Future Internet Applications”, *Institute of Tehcnology, Nirma University*, 2011
- [13] Holmquist, L.E, Mattern, F., Shiele, F., Alahuhta, P., Beigl, M., Gellersen, H.W., “Smart-Its Friends: A technique for Users to Easily Establish Connections Between Smart Artefacts”, *Proceedings ACM UbiComp*, sept/oct. (2001)
- [14] Bleecker, J., “A Manifesto for Networked Objects – Cohabiting with Pigeons, Arphids and Aibos in the Internet of Things – Why Things Matter – What’s A Blogject? What about Spimes?” *Proc. Int’l Conference Human-Computer Interaction with Mobile Devices and Services*, Sept. (2006)
- [15] Atzori, L., Iera, A., Morabito, G., “The Social Internet of Things – (SIoT) – When Social Networks Meet the Internet of Things: Concept, Architecture and Network Characterization”, *Computer Networks*, vol 56, no 16, (2012)
- [16] Chen, D., Chang, D., Sun, J, Li, J, Jia, J., Wang, X., “Trm-iot: A trust management model based on fuzzy reputation for internet of things”. *Computer Science Inf, Syst*, Vol 8, no 4, p 1207-1228, (2011)
- [17] Bao, F, Chen, IR., Chang, M, Cho, JH., “Hierarchical trust management for wireless sensor networks and its application to trust-based routing”, in *ACM Symp. on Applied Computing*, (2011)
- [18] Liu, Y., Chen, Z., Xia, F., Lv, X., Bu, F., “A trust model based on service classification in mobile services”, in *Green Computing and Communications (GreenCom), IEEE/ACM Int’l Conference on Int’l Cyber, Physical and Social Computing (CPSCom)*, p572-577, (2010)
- [19] Bao, F., Chen, I-R., “Trust management for the internet of things and its application to service composition”, in *World of wireless, Mobile and Multimedia Networks (WoW-MoM), IEEE International Symposium*, p 1-6, (2012)
- [20] Atzori, L., Iera, A., Morabito, G., “The Internet of Things: A survey”. *Computer Networks*, vol 54. No 15, p2787-2805, Oct. (2010)
- [21] Atzori, L., Iera, A., Morabito, G., SIoT: Giving a Social Structure to The Internet of Things. *Communications Letters, IEEE*, Vol 15, no 11, p 1193-1195, Nov. (2011)

SISTEMA ESPECIALISTA PARA DIRECIONAMENTO NA DIFERENCIAÇÃO ENTRE AS PATOLOGIAS CAUSADAS PELO *Aedes Aegypti*

R.R. Amaral*, L.C.A de Sousa*, J.L.S Lustosa*, H.M. Sanches*, L.M. Brasil*

* Universidade de Brasília, Faculdade Gama (UnB/FGA), Programa de Pós-Graduação em Engenharia Biomédica, Brasília, Brasil
e-mail: rodrigo.com2@gmail.com

Resumo: Os Sistemas Especialistas (SE) estão diretamente relacionados com a Inteligência Artificial (IA) e são desenvolvidos para resolverem problemas que apenas o especialista da área tem domínio. Este projeto tem o objetivo de propor a implementação do uso de um SE no apoio ao diagnóstico do vírus da Dengue, *Chikungunya* e *Zika*. As três doenças possuem várias características em comum. Assim, o SE direcionará o usuário para uma hipótese diagnóstica através de perguntas e respostas univalueadas e multivalueadas, que permitem ao sistema chegar a um resultado final mostrando o possível diagnóstico de forma simples e rápida. Para alcançar esse objetivo foi necessário o auxílio de um especialista da área de saúde, que conhece os sintomas de cada doença, para coletar e organizar as informações disponibilizadas pelo Ministério da Saúde (MS). A ferramenta utilizada foi um software livre, denominado *Shell Expert SINTA*, que utiliza um modelo de representação do conhecimento baseado em regras de produção e probabilidades. O resultado foi um programa capaz de produzir uma hipótese diagnóstica somente com a anamnese e observações clínicas do paciente.

Palavras-chave: Sistema especialista, hipótese diagnóstica, dengue, *Chikungunya*, *Zika*.

Abstract: *Expert Systems (ES) are directly related to Artificial Intelligence (AI) and designed to solve problems that only the specialist area has domain. This project has the objective of propose the implementation of the use of an ES to support the diagnosis of Dengue, Chikungunya, and Zika virus. The three diseases have several characteristics in common. The ES will direct the user to a diagnostic hypothesis through questions and answers, with single or many values, that allow the system reach a final result directing to diagnose quickly and easily. To reach this objective it has been necessary the assistance of expert in the health area ,who knows the symptoms of each disease, to collect and organize the information provided by the Ministry of Health (MH). The tool used was a free software called Shell Expert SINTA, that uses model of knowledge representation based on production rules and probability. The result was a program to produce a diagnostic hypothesis just with history and clinical observation of the patient.*

Keywords: *Expert System, diagnostic hypothesis, Dengue, Chikungunya, Zika.*

Introdução

IA é uma ciência capaz de sintetizar e automatizar tarefas intelectuais, sendo que o seu principal objetivo é fazer o computador “pensar (raciocinar)” [1] [2]. Para alcançar esse objetivo, é necessário realizar aquisições, representações e manipulação do conhecimento. O processo de manipulação é capaz de deduzir ou inferir novos conhecimentos a partir de um conhecimento existente, que geralmente são utilizados para resolver problemas complexos [3]. Para isso, a partir da década de 1970, foram implantados os SE [2]. O SE é um sistema computacional que provê ao computador mecanismos e meios de forma que ele se equipare ao especialista humano [2] [4]. O SE deve conter, basicamente, duas perspectivas distintas: a do conhecimento, processável pelo homem, e a simbólica, processável pelo computador [5]. Vários passos são necessários para obter êxito na criação de um SE, que vão desde a estrutura física da máquina e o seu abastecimento com conhecimento, ao aprendizado do sistema propriamente dito (Figura 1). O engenheiro do conhecimento tem um papel fundamental na interpretação e transformação do conhecimento do especialista, de forma a viabilizar o seu armazenamento e construir a base de dados. Para que o sistema funcione é necessário que haja um motor de inferência, um elemento permanente, responsável por avaliar as regras da base de conhecimento para serem analisadas, direcionando o processo de tomada de decisão. Necessita também de um mecanismo que mostre ao usuário como se chegou à determinada resposta. A esse processo dá-se o nome de *Interface de Explicação* (Figura 1) [5] [4].

Visando uma maior viabilidade econômica na implementação de um SE foram criadas ferramentas, *shells*, aptas a realizar muito do trabalho necessário para transpor um SE para um computador [6]. O *shell* é o elo entre o usuário e o sistema, que permite ao criador do programa preocupar-se somente com a representação do conhecimento do especialista e dessa forma, simplificar ao máximo a implementação de um software [7]. O *shell* utilizado para realizar a diferenciação na tríplice viral neste trabalho, denominado *Shell Expert SINTA*, é um *software* livre, de código aberto e gratuito, ou seja, permite ao usuário a liberdade de executar para qualquer uso, de adaptá-lo às suas necessidades, redistribuir cópias e melhorar o programa [9].

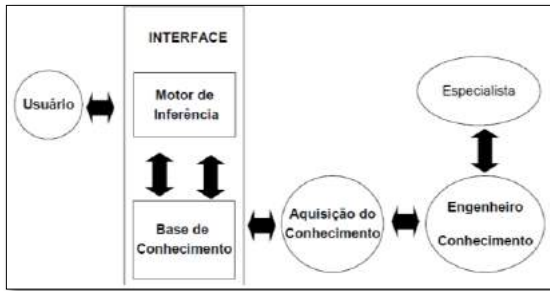


Figura 1: Estrutura dos sistemas especialistas.

O *Aedes aegypti* é hoje um dos principais problemas em saúde pública, devido ao seu papel como vetor do vírus da febre amarela, e da tríplice viral: dengue, *chikungunya* e *zika*. A dengue foi a primeira da tríplice viral a reemergir no Brasil na década de 1980. Depois veio a *Chikungunya*, que emergiu no Brasil em 2014 e a *Zika*, a mais recente, que surgiu em 2015. Ambas possuem uma sintomatologia muito parecida e são facilmente confundidas [10] [11]. É importante destacar que quando ocorre uma epidemia, não é indicada a confirmação de todos os casos suspeitos por exame laboratorial. A maior parte dos casos será confirmada por critério clínico-epidemiológico [12] [13].

O objetivo deste artigo é propor um SE capaz de diferenciar a tríplice viral causada pelo mosquito do gênero *Aedes* que compromete a saúde pública brasileira e de outros países utilizando a ferramenta computacional, *Shell Expert SINTA*.

Materiais e métodos

A ferramenta computacional utilizada para se construir o SE foi o *Shell Expert SINTA* desenvolvido pelo Laboratório de Inteligência Artificial (LIA) que constitui um conjunto de laboratórios de pesquisa do Mestrado e Doutorado em Ciência da Computação da Universidade Federal do Ceará (UFC) [6].

A base de conhecimento foi criada a partir de informações e protocolos disponibilizados pelo MS e de uma especialista com conhecimento na área. O papel do especialista, foi coletar informações disponibilizadas pelo MS e apresentá-las de maneira clara e coerente ao programador. As publicações do MS datam desde 1987 até 2016 [11]-[14].

Resultados

A partir das informações obtidas para a implementação do SE, oriundos do MS, que datam desde 1987 até 2016, com esses dados foi elaborada a Tabela 1 para os sintomas mais frequentes, os quais estabeleceram as variáveis e os seus critérios de avaliação que seguem a Escala Análoga Visual (EAV), especificado pelo MS, segundo a circular normativa da Divisão de Doenças Genéticas, Crônicas e Geriátricas (Nº 09/DGCG de 2003) para dor (cefaléia, mialgia, artralgia), edema e náusea. Foram realizadas combinações entre os sintomas mais frequentes, em grupos de três, conforme protocolos disponibilizados pelo MS (2016), para classificação de risco e manejo

clínico do paciente com suspeita de Dengue, *Zika* e *Chikungunya*, como demonstrados na Figura 2 [13]-[16].

Tabela 1: Variáveis e seus Valores

Variáveis	Valores
Febre	Ausente; < 38.5°C; >38.5°C; entre 39-40°C
Exantema Maculopapular	Ausente, leve, moderado, intenso
Hiperemia Conjuntival	Ausente, leve, moderado, intenso
Mialgia	Ausente, leve, moderado, intenso
Artralgia	Ausente, leve, moderado, intenso
Edema	Ausente, leve, moderado, intenso
Dor Retrorbital	Ausente, leve, moderado, intenso
Cefaléia	Ausente, leve, moderado, intenso
Náusea/vômito	Ausente, leve, moderado, intenso
Hemorragias	Ausente; presente
Prova do laço	Positiva; negativa
Hemograma	Leucopenia (sim/não); Trombocitopenia (sim/não); Hemoconcentração (sim/não)
Linfadenopatia	Ausente, leve, moderado, intenso
Resultado	Dengue/ <i>Chikungunya</i> / <i>Zika</i> /Não se encaixa na tríplice viral

Para realizar o cruzamento dos sintomas foram seguidos os protocolos para classificação de risco e manejo do paciente que estabelece:

- Dengue: febre alta com duração máxima de 7 dias mais pelo menos dois sintomas (cefaleia, dor retrorbital, exantema, prostração, mialgia, artralgia) [15].

- *Chikungunya*: febre baixa a inexistente por até 7 dias acompanhada de artralgia intensa de início súbito associada a outros sintomas característicos (cefaleia, mialgia, exantema) [16].

- *Zika*: exantema maculopapular pruriginoso com início até 48h, após os primeiros sintomas (artralgia, mialgia, hiperemia conjuntival sem secreção, cefaleia, mal estar) acompanhados ou não de febre [13].

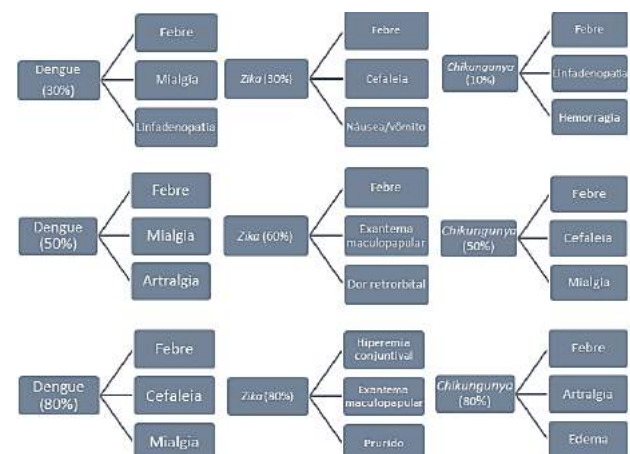


Figura 2: Possibilidades de cada sintoma.

As intensidades dos sintomas, tais como a dor, são muito subjetivos, por isso, apesar das escalas para aferição das mesmas, as queixas e as descrições do paciente tem sempre o maior peso levado em consideração.

Para realizar a representação do conhecimento dos dados coletados foi utilizada a ferramenta *Shell Expert SINTA* que utiliza o modelo de representação do conhecimento baseado em regras de produção e probabilidades, o que o torna uma ferramenta simples (Figura 3).

A partir dos conhecimentos coletados do MS e das informações sobre o *Shell* em questão, foi criado um questionário que guia o usuário através de perguntas em que ao final apresenta um resultado apontando a melhor hipótese diagnóstica. Para chegar a este resultado foi necessário criar regras que analisassem cada uma das combinações de acordo com os sintomas (Figura 3). No desenvolvimento do questionário foi importante diminuir a quantidade de perguntas, para que o programa se tornasse mais simples e, dessa forma,

foram estabelecidas questões para uma triagem inicial, onde o usuário marca apenas 3 sintomas pontuais dentre os 12 apresentados. Esta seleção agiliza o tempo de resposta de um resultado, como se pode ver na Figura 3A. No passo seguinte, o sistema pergunta sobre o hemograma, uma vez que o resultado do hemograma elimina uma série de outras probabilidades, e aumenta o grau de confiança de outras. Na Figura 3B e 3C pode-se visualizar estas outras interações. Após análise da triagem e do hemograma, questões com possibilidades mais detalhadas para escolha são apresentadas (Figura 3D). Na tela de resultado (Figura 3E) pode-se clicar na guia Histórico e visualizar quais regras foram utilizadas para construir a hipótese de diagnóstico e entender como o sistema chegou ao resultado apresentado (Figura 3F).

SISTEMA ESPECIALISTA PARA O AUXÍLIO NA HIPÓTESE DIAGNÓSTICA PELOS VÍRUS DA DENGUE, CHICUNGUNYA E ZICA

Escolha 3 sintomas mais relevante que o paciente apresenta (Triagem)
(Marque quantas alternativas desejar)

Opção: Grau de Confiança %:

- Dor retrorrbital
- Cefaléia
- Mialgia
- Exantema maculopapular
- Náusea/vômito
- Linfadenopatia
- Febre
- Artralgia
- Edema
- Hemorragia
- Prurido
- Hiperemia conjuntival

SISTEMA ESPECIALISTA PARA O AUXÍLIO NA HIPÓTESE DIAGNÓSTICA PELOS VÍRUS DA DENGUE, CHICUNGUNYA E ZICA

O paciente realizou exame de sangue (Hemograma)?
(Marque somente uma alternativa)

Opção: Grau de Confiança %:

- Sim
- Não

SISTEMA ESPECIALISTA PARA O AUXÍLIO NA HIPÓTESE DIAGNÓSTICA PELOS VÍRUS DA DENGUE, CHICUNGUNYA E ZICA

Qual o Resultado do Hemograma?
(Marque quantas alternativas desejar)

Opção: Grau de Confiança %:

- Hematócrito > 45%
- Trombocitopenia
- Leucopenia

SISTEMA ESPECIALISTA PARA O AUXÍLIO NA HIPÓTESE DIAGNÓSTICA PELOS VÍRUS DA DENGUE, CHICUNGUNYA E ZICA

O Paciente apresenta sintomas de Febre?
(Marque somente uma alternativa)

Opção: Grau de Confiança %:

- Ausente
- Menor que 38,5 °C
- Maior ou igual 38,5 °C
- Entre 39 e 40 °C

Resultados

Resultado

Valor	CNF (%)
Zika	72

SE_Dengue_Chikungunya_Zika_1.bcm

Nova Regra: REGRA 1 Possível Resultado Chikungunya
REGRA 2 Possível Resultado Zika
REGRA 3 Possível Resultado Dengue

Abriu Regra

REGRA 1
SE Triagem = Suspeita_de_chikungunya
E Possível Resultado = DESCONHECIDO
ENTÃO Resultado = Chikungunya CNF 90%

REGRA 2
SE Triagem = Suspeita_de_Zika
E Possível Resultado = DESCONHECIDO
ENTÃO Resultado = Zika CNF 90%

REGRA 3
SE Triagem = Suspeita_de_Dengue
E Possível Resultado = DESCONHECIDO
ENTÃO Resultado = Dengue CNF 90%

Procurando Resultado ...

Entrando na regra 1 ...

- Comparando Triagem = Suspeita_de_chikungunya
- Procurando Triagem ...
- Entrando na regra 20 ...
- Comparando Sintomas_Triagem = Febre
- Procurando Sintomas_Triagem ...
- Perguntando ao usuário sobre Sintomas_Triagem ...
- Resposta do usuário: Dor retrorrbital, com 100%
- Resposta do usuário: Cefaléia, com 100%
- Resposta do usuário: Mialgia, com 100%
- A regra 20 foi rejeitada.
- Comparando Hemorragia = Ausente
- Procurando Hemorragia ...
- Perguntando ao usuário sobre Hemorragia ...
- Resposta do usuário: Ausente, com 100%
- Comparando Prurido = Presente
- Procurando Prurido ...
- Perguntando ao usuário sobre Prurido ...
- Resposta do usuário: Ausente, com 100%
- Comparando Prurido = Ausente
- A regra 16 foi aceita:
- Possível Resultado = Dengue

REGRA 151 Triagem_Chikungunya_Caso_43
REGRA 152 Triagem_Chikungunya_Caso_44

ENTÃO Triagem = Suspeita_de_chikungunya CNF 20%

REGRA 151
SE Sintomas_Triagem = Febre
E Sintomas_Triagem = Hemorragia
E Sintomas_Triagem = Hiperemia conjuntival
ENTÃO Triagem = Suspeita_de_chikungunya CNF 10%

REGRA 152
SE Sintomas_Triagem = Febre
E Sintomas_Triagem = Prurido
E Sintomas_Triagem = Hiperemia conjuntival
ENTÃO Triagem = Suspeita_de_chikungunya CNF 10%

Resultados / Histórico / Todos os valores / O sistema

Figura 3: Estrutura do *Shell Expert SINTA* mostrando as telas do questionário e número de regras do SE com seus respectivos intervalos de confiança (CNF). (A) Triagem inicial. (B; C) telas do hemograma – realização e resultados. (D) continuação do questionário: sintomas de febre, (E) direcionamento para a hipótese diagnóstica com seu respectivo CNF. (F) demonstração do encadeamento de regras, bem como a árvore de decisão para se chegar a um resultado aceitável.

Portanto, neste projeto foi possível desenvolver uma ferramenta para o auxílio na tomada de decisão do profissional da área da saúde com uma possível hipótese diagnóstica, tendo-se apenas a anamnese do paciente, ou seja, observações clínicas. O próximo passo desse trabalho será realizar a validação do SE em uma clínica ou hospital do Distrito Federal, de maneira que atinja uma maior quantidade de profissionais da área de saúde para comprovar a sua eficiência na escolha do diagnóstico mais provável dentre as três patologias virais de interesse.

Discussão

Ao analisar os protocolos de diagnósticos fornecidos pelo MS, foi possível observar a grande quantidade de probabilidades envolvidas na diferenciação do diagnóstico na tríplice viral. Essa grande quantidade de probabilidades podem, em muitos casos, gerar um diagnóstico equivocado. Sendo assim, a utilização de um SE se torna notoriamente importante para auxiliar os profissionais de saúde a otimizarem a triagem e minimizar possíveis erros na escolha de um tratamento.

O *Shell Expert SINTA* é uma ferramenta voltada para o ambiente acadêmico e o seu apelo é ser uma ferramenta simples que possibilite a qualquer profissional da área de saúde, criar um SE e usar no seu dia a dia. Devido à complexidade dos dados e as limitações do *Shell Expert SINTA*, outra linguagem, conhecida como 'C' *Language Integrated Production System* (CLIPS) [17], que é muito próxima ao *Shell Expert SINTA* foi cogitada. A mesma é atualizada constantemente e tem uma grande comunidade de adeptos, cuja a principal vantagem de admitir o uso de funções e encadeamento de regras que permitem simplificar a quantidade de regras a serem utilizadas.

Conclusão

O *Shell Expert SINTA* é uma ferramenta muito simples e demonstra como a IA é algo que pode estar ao alcance de todos. O SE deste projeto demonstrou que se podem obter resultados satisfatórios com a implementação do *software*, auxiliando o profissional a desenvolver suas tarefas do cotidiano com mais precisão e agilidade. Em épocas de endemias e epidemias não se faz necessário a comprovação laboratorial de todos os casos suspeitos, tornando assim um SE para esse fim uma ótima ferramenta para o direcionamento da tomada de decisões médicas.

Referências

[1] Pinto E. Sistema inteligente para especificação do aperto ideal em operações de parafusamento [Dissertação]. São Paulo Universidade de Taubaté, 2005.

[2] Russel S, Norvig P. Inteligência Artificial. 2ª. ed. Rio de Janeiro: Elsevier, 2004.

[3] NCE. Visão Geral Sobre Inteligência Artificial, 2016. Disponível em: <http://www.nce.ufjf.br/GINAPE/VIDA/ia.htm>.

[4] Brasil LM. Informática em saúde. Brasília: Universa, 2008.

[5] Rezende SO. Sistemas Inteligentes: fundamentos e aplicações. Barueri, SP: Manole, 2003.

[6] Expert SINTA - Versão 1.1 - Manual do Usuário - Laboratório de Inteligência Artificial /LIA - UFC, CE, 1996.

[7] Pisco L. Disciplina: sistema operacional, 2016 [internet]. Abril de 2016. Disponível em: <http://www.simonsen.br/its/pdf/apostilas/base-tecnica/1/sistema-operacional-1-ano-de-informatica-completa.pdf>.

[8] Spirlandell, IP. Sistemas Especialistas: um estudo de caso com o *Expert SINTA*. Revista eletrônica de sistemas da informação e gestão tecnológica, v. 1, n. 1, 2011.

[9] O'Brien JA. Sistemas de informação e as decisões gerenciais na era da Internet. 2ª. ed. São Paulo: Saraiva, 2004.

[10] Donalisio MR, Freitas ARR. Chikungunya no Brasil: um desafio emergente. Revista Brasileira de Epidemiologia. São Paulo, jan-mar, 2015.

[11] MS, Ministério da Saúde. Dengue: aspectos epidemiológicos, diagnóstico e tratamento. Ministério da Saúde, Fundação Nacional de Saúde. Brasília: Fundação Nacional de Saúde, 2002.

[12] Oliveira WKD. Zika Vírus - Informações Sobre a Doença e Investigação de Síndrome Exantemática no Nordeste. Brasília: Ministério da Saúde, 2005.

[13] MS. Ministério da Saúde. Manual de vigilância epidemiológica da febre amarela - Brasília: Ministério da Saúde, 1999.

[14] BVS, Biblioteca virtual em saúde. Como diferenciar Dengue, *Chikungunya* e *Zika*. Ministério da saúde. Brasília, 2016.

[15] MS, Ministério da Saúde. Direção-Geral da Saúde. Divisão de doenças genéticas, crônicas e geriátricas. Circular normativa n. 09 – DGCG, 2003.

[16] Brasil. Ministério da Saúde. Secretaria de Vigilância em Saúde. Departamento de Vigilância das Doenças Transmissíveis. Dengue: diagnóstico e manejo clínico: adulto e criança [recurso eletrônico] / Ministério da Saúde, Secretaria de Vigilância em Saúde, Departamento de Vigilância das Doenças Transmissíveis. – 5. ed. – Brasília: Ministério da Saúde, 2016.

[17] Brasil. Ministério da Saúde. Secretaria de Vigilância em Saúde. Departamento de Vigilância das Doenças Transmissíveis. Febre de *chikungunya*: manejo clínico / Ministério da Saúde, Secretaria de Vigilância em Saúde, Secretaria de Atenção Básica. – Brasília: Ministério da Saúde, 2015.

[18] MS, Ministério da Saúde. Febre de *chikungunya*: manejo clínico. Ministério da Saúde, Secretaria de Vigilância em Saúde, Secretaria de Atenção Básica. - Brasília: Ministério da Saúde, 2015.

[19] CLIPS [internet]. Abril de 2016. Disponível em: <http://www.clipsrules.net/?q=AboutCLIPS>, acessado em: 02/05/2016.

DESENVOLVIMENTO DE SISTEMA PARA RASTREABILIDADE E CONTROLE DE INSTRUMENTAIS CIRÚRGICOS EM CENTRAL DE MATERIAIS E ESTERILIZAÇÃO DE UM HOSPITAL PÚBLICO

Rafael M. Farias*, Edson Z. Ticona*, Daniel Helú*,
Ricardo L. Barroso, *Edna M. S. Beck, ****Eliana Rocha, ****Luiz R. Lopes,
F. Ubaldo Vieira Jr.***** Eduardo T. Costa****.

*FEEC/Unicamp, Campinas, Brasil

**Centro de Engenharia Biomédica, CEB/Unicamp, Campinas, Brasil

*** Instituto Federal de São Paulo, Campinas, Brasil

****Hospital Estadual de Sumaré, Sumaré, Brasil

e-mail: rafael_mf3@hotmail.com

Resumo: De acordo com a RDC/ANVISA nº 15, de 15 de março de 2012, é obrigatório o controle e monitoramento manual ou automatizado das etapas de limpeza, desinfecção ou esterilização de material cirúrgico e outros utilizados em ambientes hospitalares. Este artigo apresenta os resultados preliminares de um projeto em desenvolvimento que tem como objetivo a melhoria do processo de trabalho da central de materiais esterilizáveis (CME) de um hospital público através da implementação de um sistema de rastreabilidade dos instrumentais e caixas cirúrgicas. Foi realizado o desenho do processo atual de trabalho e infraestrutura tecnológica existente. Foram identificados os pontos críticos e desenhado novo processo, visando o uso da tecnologia proposta. As tecnologias selecionadas para o desenvolvimento da solução foram: identificação por rádio frequência (RFID) nas caixas cirúrgicas e uso de códigos Data-Matrix para a identificação dos instrumentos. Optou-se por HTML, Ruby e MySQL como componentes do software de gerenciamento via web sendo possível sua utilização em diversas plataformas, como computador pessoal, smartphones e tablets. Com a utilização destas tecnologias, foi desenvolvido um sistema composto de hardware e software para a automação das informações relevantes à CME.

Palavras-chave: Rastreabilidade, Central de Materiais, RFID, Instrumentais Cirúrgicos.

Abstract: According to the RDC / ANVISA No. 15 of March 15, 2012, it is mandatory to control and monitoring manual or automated of the cleaning steps, disinfection or sterilization of surgical material and other used in hospital settings. This article presents the preliminary results of an ongoing project that aims to improve the working process of sterilization and materials processing center (SMPC) of a public hospital through the implementation of a traceability system for instruments and surgical cases. It was carried out the design of the current work process and existing technology infrastructure. the critical points

were identified and designed new process to the use of the proposed technology. The selected technology for the development of the solution consisted of: radio frequency identification (RFID) in surgical use of boxes and Data-Matrix code for identity for the instruments. We chose HTML, Ruby and MySQL as the web-based management software components being possible its use on multiple platforms such as PC, smartphones and tablets. Using these technology, we developed a composed of hardware and software system for the automation of relevant information to the SMPC.

Keywords: Traceability, Materials Center, RFID, Surgical Instruments.

Introdução

A CME é uma área de apoio técnico destinada ao processamento de artigos hospitalares, incluindo nesse processo a limpeza, a desinfecção, o preparo, a esterilização, a estocagem segura e a distribuição dos materiais para as demais áreas hospitalares. Tem o objetivo de suprir material processado indispensável para o funcionamento dos procedimentos hospitalares, assim como para a segurança e eficiência no atendimento ao paciente, aumentando a qualidade na assistência provida pela instituição [1].

Os materiais para uso cirúrgico são acondicionados em caixas que são montadas na CME e fornecidas de acordo com a necessidade para cada procedimento.

Diante os relatos apresentados pelos profissionais envolvidos com a gestão da CME existem grandes dificuldades no gerenciamento dos instrumentais, ligados a falta de materiais em caixas, extravio, controle de materiais em manutenção, tempo de pós esterilização e principalmente no controle de entrada e saída de materiais.

A gestão da cadeia de suprimentos, disponibilização de itens críticos e processo de esterilização eficiente são fatores determinantes para um “hospital inteligente”. Dentro desta perspectiva, soluções inteligentes hospitalares capturam dados em tempo real, utilizando software para filtrar esses dados, encontrar exceções e

apresentar esta informação de forma mais ágil para a pessoa que pode atuar no processo [2].

O uso desses sistemas mostra o aumento dos benefícios de segurança para o paciente que estão vinculados a uma compreensão detalhada do fluxo de trabalho para as áreas especiais do hospital onde esses itens são usados, além do retorno do investimento (ROI) que é altamente significativo e geralmente medido em meses [2].

Os gastos com fornecedores podem representar mais de um terço do orçamento de funcionamento de um hospital e constituem a segunda maior despesa. A tecnologia de RFID tem mostrado grandes impactos sobre a cadeia de suprimentos dos hospitais e há uma convicção generalizada de que os hospitais através da implementação dessa tecnologia na cadeia de suprimentos, pode reduzir significativamente os custos [3].

O RFID foi inventado em 1969 e patenteado em 1973, utilizado pela primeira vez na indústria em meados dos anos 80 e os padrões da tecnologia foram levantados e publicados em 2001. O RFID usa comunicações de rádio sem fio para identificar objetos ou pessoas, sendo uma das tecnologias que mais cresce na coleta automática de dados [4].

RFID é um termo que descreve um sistema qualquer de identificação no qual um dispositivo eletrônico que usa frequências de rádio para se comunicar é anexado a um item. A identificação por rádio frequência é uma tecnologia de comunicação que utiliza ondas de rádio, produzidas e enviadas por equipamentos eletrônicos, para a identificação de objetos. Por intermédio dela, é possível rastrear e monitorar sem a necessidade de contato físico ou visual [5].

Nos últimos anos, existe um grande esforço para a utilização da tecnologia RFID para a solução de problemas na área de saúde. Portanto o objetivo do presente trabalho é apresentar os resultados preliminares do desenvolvimento de um sistema para controle e rastreabilidade de caixas e instrumentais cirúrgicos em uma central de materiais e esterilização [6].

Materiais e métodos

A metodologia para a implementação deste estudo foi dividida em 5 etapas:

Etapa 1: Fluxo do material – Foram realizadas reuniões com os profissionais envolvidos com a CME de um hospital público para o desenho do processo atual. Após a compreensão do processo pelos envolvidos, foi discutido um novo fluxo a ser implementado com as novas tecnologias propostas. Essa etapa foi registrada e aprovada após exaustiva discussão dos participantes.

Etapa 2: Tecnologia RFID – A técnica analisada é um sistema de identificação baseado no fluxo e posição dos materiais estocados. Para isso, houve a necessidade da realização de um estudo detalhado do arranjo físico da CME. Por se tratar de um sistema de comunicações

usando canal não delimitado, está sujeito a efeitos de interferência eletromagnética, ruído aditivo, multipercurso, Doppler, atenuação, reflexão e refração na mudança de meios. A partir desse estudo, os equipamentos foram especificados e adquiridos.

Nesta etapa, houve também o levantamento do número de caixas cirúrgicas, bem como o processamento ao qual estão sujeitas dentro da CME. A Central de Materiais em questão, circulam cerca de 20.000 instrumentos e 250 caixas, sendo que, os materiais são controlados através do preenchimento de papéis e o fornecimento baseado em troca (recebe o sujo e encaminha o limpo).

As Tags utilizadas são do tipo passivas read/write, que foram especificadas para uso nas caixas, assim como foram definidos os procedimentos de fixação das mesmas. A frequência de operação utilizada no sistema é de UHF (Ultra-High Frequency - 868-928 MHz) com alcance de leitura variando entre 1 a 6 metros. Foram realizados testes em laboratório, afim de verificar a eficácia do sistema. Durante os testes, foi utilizado o kit de desenvolvimento AMS 3991 (Figura 1), que possui um leitor RFID acoplado a uma antena e Tag's genéricas.



Figura 1: Kit AMS 3991

Etapa 3: Tecnologia de código de barras Data-Matrix – Através da tecnologia de marcação óptica, o código Data-Matrix será gravado nos instrumentos, baseando-se no padrão de codificação já existente no hospital. Os códigos serão marcados nos materiais por tecnologia a laser, que é considerada bastante consolidada para esse fim. Juntamente com os envolvidos da CME, foram definidas as informações que devem ser gravadas e realizados testes funcionais com os leitores e os instrumentais gravados.

Nesta etapa foi especificada a tecnologia de Data-Matrix, que é melhor miniaturizada, assim como o equipamento que é utilizado para realizar a leitura, o D-7500 da Bematech.

Etapa 4: Desenvolvimento de software – Nesta etapa foi realizada a especificação do software, que foi incluído no processo e é a interface dos funcionários da CME com o sistema de rastreamento e gerenciamento. As principais características do software são: multiplataforma, funciona em qualquer dispositivo ou

sistema operacional; integrável com sistemas em uso no hospital, compatível com os outros softwares do hospital.

Os requisitos funcionais e não-funcionais foram levantados com o auxílio dos profissionais da CME, utilizando uma metodologia de entrevistas e análise do novo processo, que foi definido na etapa 1. De acordo com os requisitos, foi selecionada a estratégia de implementação do software, sendo acessado via WEB e executado diretamente no servidor.

Etapa 5: Testes, implementação e treinamento –

Os equipamentos serão instalados na CME e realizados teste e ajustes com o software integrado. Será realizado treinamento dos usuários e o código do programa será disponibilizado ao setor de informática do hospital.

Nesta etapa, serão desenvolvidas as seguintes atividades: testes operacionais junto a CME, validação em bancada, implementação na CME e treinamento.

Resultados

Com o levantamento do novo fluxo, ao qual os materiais irão transitar, foi possível identificar onde e como implementar tecnologias de identificação automática.

As tecnologias selecionadas para a aplicação são um misto de RFID com código de barras Data-Matrix. A análise do processo e do arranjo físico foram os principais insumos para esta decisão.

O tipo de etiqueta RFID foi escolhida por três principais características: a resistência a altas temperaturas e substâncias químicas de limpeza, ser à prova d'água e própria para acoplamento com objetos metálicos.

Com os testes feitos com o kit de desenvolvimento da AMS, foi observado que sua integração não é trivial, por se tratar de um dispositivo de interface humana com protocolo próprio. Com o kit, podemos verificar os princípios de funcionamento da tecnologia e suas peculiaridades.

O procedimento de codificação foi desenvolvido a partir de uma padronização já existente no hospital, sendo utilizado tanto nas etiquetas RFID, quanto no código de barras Data-Matrix. Modelos de códigos genéricos foram utilizados para os testes, que funcionaram como o esperado, tendo como principal ganho a demonstração do sistema em laboratório.

Na definição do software, os primeiros resultados foram os requisitos funcionais e não funcionais listados abaixo:

Requisitos funcionais são: Segurança, cadastrar os diversos tipos de usuários, cadastrar as caixas com suas especialidades, cadastrar os instrumentais com suas respectivas fotos, registrar onde cada caixa e instrumental está localizado, registrar tempo de preparo de caixas, registrar a validade da esterilização, registrar a entrada e saída de materiais da CME, controlar o inventário, geração de relatórios de produtividade e manutenção.

Requisitos não funcionais são: funcionar em qualquer plataforma, funcionar em qualquer sistema operacional,

realizar as leituras em até 1 segundo, ser integrável com outros sistemas em uso no hospital, facilidade de uso, com telas de ajuda e interface amigável, linguagem de programação Ruby + HTML, utilizar banco de dados gratuito.

A Figura 2 ilustra como será o novo processo de montagem das caixas, sendo utilizado um leitor de data-matrix para identificação dos instrumentos e da caixa a ser montada.



Figura 2: Tela de Montagem de Caixas.

Na Figura 3 é ilustrada a tela de produtos, que é a lista de todos os produtos, onde pode-se editar, adicionar ou excluir produtos do inventário.

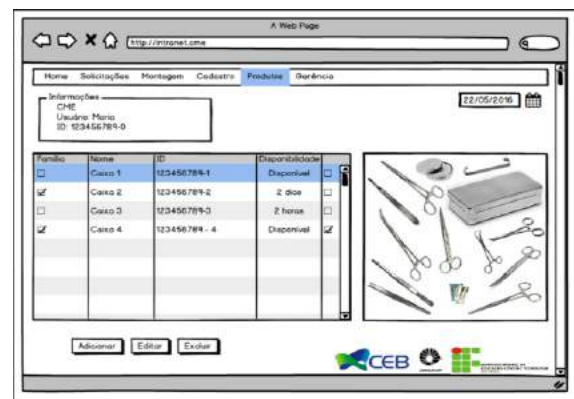


Figura 3: Tela de Produtos.

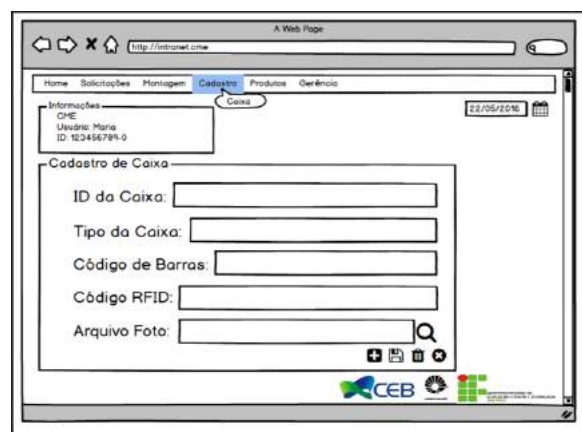


Figura 4: Tela de cadastro de caixas.

A Figura 4 e 5 representam as telas de cadastro, é necessário realiza-lo sempre que um item novo é adicionado ao inventário.



Figura 5: Tela de Cadastro de Material.

Ilustrado na Figura 6 está a tela de solicitação, que é utilizada pelos profissionais dos outros setores, por meio desta interface, eles podem requisitar caixas e/ou materiais da CME. A CME recebe a solicitação e a ordem de prioridade de acordo com as informações coletadas nesta tela.

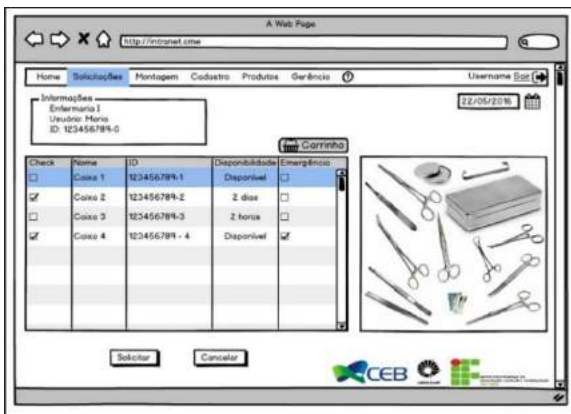


Figura 6: Tela de Solicitação.

Discussão

Com os resultados preliminares, foi possível implementar mudanças no processo de trabalho da CME, como a introdução de um guia de montagem das caixas, através do software, com fotos e registro de cada instrumento e também a criação de uma dupla checagem dos materiais pertencentes a cada caixa.

Tag's RFID se tornam inviáveis para utilização nos instrumentos devido ao risco de que uma Tag se desprenda do material podendo causar um acidente durante o manuseio na cirurgia. Mesmo que existam Tag's pequenas o suficiente, que poderiam ser instaladas internamente, não é recomendado sua inserção no instrumento, pois pode danificar a peça e/ou ocasionar a perda da garantia dada pelo fabricante. Pelos motivos citados anteriormente foi decidido a utilização de gravação a laser de código Data-Matrix. Assim possuímos um sistema misto de RFID nas caixas

cirúrgicas e código Data-Matrix nos instrumentos cirúrgicos.

A etapa 5 ainda não foi realizada, portanto informações sobre testes e ganhos significativos ainda serão coletados.

Conclusão

O artigo apresentou os resultados preliminares do desenvolvimento de um sistema misto das tecnologias RFID e Código Data-Matrix, mostrando também uma prévia do software a ser introduzido na rotina de trabalho da central de material esterilizável em questão.

Com os resultados preliminares deste projeto ocorreram mudanças na rotina de trabalho da CME, como a inclusão de um ponto de checagem extra no retorno dos materiais já utilizados e espera-se um aumento da rastreabilidade dos instrumentos, já que os mesmos serão cadastrados no banco de dados e monitorados automaticamente pelos pontos de passagem com RFID.

A solução de utilizar RFID em todo o sistema seria uma boa opção para localizar todos os itens individualmente, porém esta seria uma iniciativa que só poderia ocorrer advinda dos fabricantes dos materiais.

Agradecimentos

Agradecemos ao CNPq pela disponibilização das bolsas e aporte financeiro ao projeto (Processo CNPq número 468265/2014-7).

Referências

- [1] Brasil, Resolução da Diretoria Colegiada nº 15, de 15 de março de 2012. Brasília, DF: [s.n.], 2012. Disponível em: http://portal.anvisa.gov.br/wps/wcm/connect/7599770043e684468b198f45f47d4e4/rdc0015_15_03_2012.pdf?MOD=AJPERES. Acesso em: 23 mai. 2016.
- [2] Fuhrer, Patrik, and Dominique Guinard. "Building a Smart Hospital using RFID Technologies." *ECEH 91* (2006): 131-142.
- [3] Lefebvre É, Castro L, Lefebvre LA. Assessing the prevailing implementation issues of RFID in healthcare: A five-phase implementation mode. *Int. J. Comp. and Comm.* v. 5. n. 2, 2012.
- [4] Weis, Stephen A. Weis. "RFID (radio frequency identification): Principles and applications." MIT CSAIL, 2007. Disponível em: www.eecs.harvard.edu/cs199r/readings/rfid-article.pdf. Acessado em: 21/05/2016.
- [5] Bhatt, Himanshu (Coaut. de); Glover, Bill. RFID essentials. Beijing: O'Reilly, 2006. 276 p.
- [6] Coustasse A, Tomblin S, Slack C. Impact of Radio-Frequency Identification (RFID) Technologies on the Hospital Supply Chain: A Literature Review. *Perspectives in Health Information Management*, Fall 2013.

CONTROLE DE AMBIENTE VIRTUAL POR RASTREAMENTO DO OLHAR

B. B. Longo*, A. L. C. Bissoli**, M. M. Sime*, G. Glasgio** e T.F.Bastos-Filho**

*Programa de Pós-Graduação em Biotecnologia
**Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica
Universidade Federal do Espírito Santo (UFES), Vitória, Brasil.
e-mail: berthilbl@gmail.com

Resumo: Ambientes inteligentes podem ser de grande auxílio para pessoas com deficiência motora severa, permitindo-lhes controlar a iluminação e equipamentos eletrônicos de um ambiente através de uma Interface Humano-Computador (IHC), acionada por Videoculografia (VOG). Visando o treinamento para uso da IHC, foi desenvolvido na UFES um Ambiente Virtual (AV) que simula uma casa com os equipamentos a serem acionados. O objetivo deste trabalho foi apresentar o AV desenvolvido, a IHC por rastreamento do olhar, bem como avaliar a sua usabilidade. Ao todo, dezessete pessoas, sendo duas com deficiência, utilizaram e avaliaram o sistema através do instrumento *System Usability Scale* (SUS). A média geral do SUS (score de 1 a 100) foi 91,32 pontos, sendo considerado um excelente dispositivo, de acordo com a classificação do instrumento.

Palavras-chave: Ambiente inteligente, Realidade virtual, Rastreamento do olhar, Escala de Usabilidade.

Abstract: *Intelligent environments can be of great help for people with severe motor disabilities, allowing them to control the lighting and electronic equipment through a Human Computer Interface (HCI) controlled by Videoculography (VOG). In order to train HCI for users, a Virtual Environment (VE) that simulates a house with the equipments to be driven was developed at UFES. The aim of this study is to present the VE here developed, the HCI based on eye tracking and evaluating their usability. Volunteer people, including two with disabilities, used and evaluated the system using the System Usability Scale (SUS). The SUS overall average (score of 0 to 100) was 91.32 points, which is considered an excellent device according to SUS classification.*

Keywords: *Intelligent environment, Virtual reality, Eye tracking, Usability Scale.*

Introdução

Pessoas com deficiência motora apresentam comprometimentos sensitivos, motores, de linguagem e comportamentais, em diversos níveis, o que acarreta em déficits na realização de atividades do cotidiano, bem como déficits na interação com pessoas e objetos [1], podendo tornar-se bastante dependentes de familiares

e/ou cuidadores. Os dispositivos de tecnologia assistiva são considerados um importante recurso, tendo como objetivo a recuperação ou melhoria da funcionalidade das pessoas com deficiências [2].

Um ambiente inteligente pode ser uma indicação para essas pessoas com deficiência, pois permite que mesmo com pouca mobilidade (tetraplégicos ou pessoas com doenças neuromusculares), possam controlar a iluminação e equipamentos eletrônicos (TV, aparelho de som, ventilador) do ambiente, por meio de uma Interface Humano-Computador (IHC), configurada para ser acionada por Videoculografia (VOG), *Eye tracking* por VOG, ou rastreamento dos olhos, é uma tecnologia que consiste em determinar o ponto de olhar da pessoa em uma tela [3]. Dispositivos equipados com *eye tracking*, chamados *eye trackers*, permitem aos usuários utilizar o movimento dos olhos como uma modalidade de interface homem-computador e que pode ser combinada com outros dispositivos de entrada, como *mouse*, teclado, toque e gestos, e possibilitar diversas aplicações. As aplicações dessa tecnologia incluem jogos, navegação *web*, e-livros, estudos de mercado e testes de usabilidade [4].

Os *eye trackers* são utilizados para calcular o ponto onde o usuário está olhando, por meio de informações extraídas do seu rosto e olhos. As coordenadas do ponto são calculadas em relação a uma tela do monitor que o usuário está olhando, e são representadas por um par (x, y) indicadas no sistema de coordenadas da tela (Figura 1).

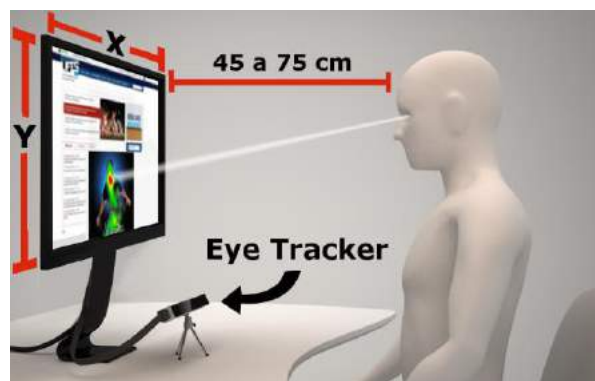


Figura 1: Ponto da tela que o usuário está olhando, coordenadas x e y da tela, e posicionamento do *Eye Tracker*.

A fim de acompanhar o movimento dos olhos do usuário e calcular as coordenadas do ponto do olhar, o *eye tracker* deve ser colocado abaixo da tela. Ambos devem estar entre 45 e 75 cm do usuário, conforme indicado na Figura 1.

Por outro lado, uma IHC pode ser beneficiada com o uso de Ambiente Virtual (AV) [4]. Essa tecnologia tem um amplo campo de utilização, por exemplo, em salas de aula virtuais ou simuladores de voo e direção, e vem sendo utilizadas desde a década de 1970 [5]. Em AVs, é comum o uso de avatares para representarem os usuários. Os avatares são modelos que podem ser usados como substitutos de “pessoas reais” para diversas funções [6], podendo ter forma humana, animal, realista ou caricaturada [7]. Eles ainda podem ser representados por formas tridimensionais, como visto normalmente em jogos e simuladores, ou forma bidimensionais, comumente usadas em ícones de fóruns de internet ou comunicação *on-line* [8].

Assim, visando o treinamento de usuários para o uso de IHC, foi desenvolvida, na Universidade Federal do Espírito Santo – UFES, um AV que simula uma casa com três cômodos. O usuário é representado por um avatar com deficiência motora, que pode se locomover pela casa utilizando a IHC, onde equipamentos eletrônicos podem ser ligados e desligados pelo usuário através do movimento dos olhos. Nesse sentido, o objetivo deste trabalho foi apresentar uma IHC controlada por *eye tracker* e avaliar sua usabilidade.

Materiais e métodos

O sistema desenvolvido será apresentado em duas partes que se complementam: IHC e AV.

A Figura 2 apresenta a tela principal da interface de controle desenvolvida. A interface possui cinco ícones (quadrados), onde cada quadrado corresponde a um comando. As opções “Quarto” e “Sala” correspondem ao conjunto de equipamentos disponíveis para o usuário nesses respectivos cômodos. A opção “Comunicação” não será abordada nesse trabalho. A opção “Navegação” é para o controle de locomoção da cadeira de rodas no ambiente virtual, e a opção “Fechar” é para encerrar o uso da interface.

Os comandos da IHC são gerados através do movimento dos olhos do usuário, utilizando o *eye tracker*, modelo Eye Tribe Tracker Pro, da empresa The Eye Tribe [9].

Quando o sistema é calibrado, o software do *eye tracker* calcula o ponto do olhar do usuário com uma precisão angular média de 0,5 (na vertical) e 1° (na horizontal). Assumindo que o usuário senta acerca de 60 cm de distância do *eye tracker*, esta precisão corresponde a um erro médio na tela de 0,5 a 1 cm. A calibração é um procedimento simples de seguir, com o olhar, uma bolhinha apresentada na tela, e a duração total é de cerca de um minuto.

Através do recurso de controlar o cursor do mouse com o movimento dos olhos, o usuário pode posicionar o cursor em qualquer ponto da interface. Para que a IHC

reconheça um comando, basta que o usuário olhe durante 1s para dentro de um dos quadrados.



Figura 2: Tela principal da Interface Homem-Computador.

Ao selecionar a opção “Quarto”, será apresentado ao usuário quatro opções de equipamentos para ligar/desligar, além de opção de fechar essa interface e retornar à interface principal. O ventilador do quarto e o ventilador da sala, por exemplo, são equipamentos diferentes um do outro e possuem interfaces correspondentes, apesar de terem a mesma aparência.

Quando um equipamento é ligado, o ícone é alterado para fundo amarelo, como é o caso do “Ventilador” e do “Rádio” apresentados na Figura 3. Já a “Televisão” e a “Lâmpada” estão desligadas e por isso o ícone apresenta fundo branco. Este é o estado atual dos equipamentos do “Quarto”, pois os equipamentos da “Sala” possuem outro estado independente.



Figura 3: Interface mostrando os equipamentos disponíveis no “Quarto”.

A Figura 3 mostra a sub-interface que aparece caso o usuário selecione o quadrado “Quarto” ou “Sala” na interface principal.

Após ligar ou desligar os equipamentos desejados, o usuário pode enviar o comando “Fechar” e retornar à interface principal. Ao selecionar a opção “Navegação” na interface principal, é apresentada ao usuário a interface com quatro comandos relacionados à locomoção da cadeira de rodas, além do comando de fechar a interface e retornar à interface principal.

Se o usuário olhar durante 1s para dentro de um dos quadrados disponíveis nessa interface, o comando correspondente será identificado. A Figura 4 mostra um usuário olhando para o comando “Frente”. Neste caso, depois de reconhecido o comando, o fundo do ícone

correspondente será alterado para amarelo durante 1s e depois voltará a ser branco. Ao dar esse comando, a IHC enviará o comando para o AV que irá mover a cadeira de rodas para frente por uma distância equivalente a 1 metro. Se o usuário quiser deslocar-se 4 metros para frente, por exemplo, então ele deverá enviar o comando “Frente” quatro vezes. O comando “Trás” é o contrário do comando frente e desloca a cadeira 1 metro para trás. Os comandos “Direita” e “Esquerda” giram a cadeira 30° para o respectivo lado.

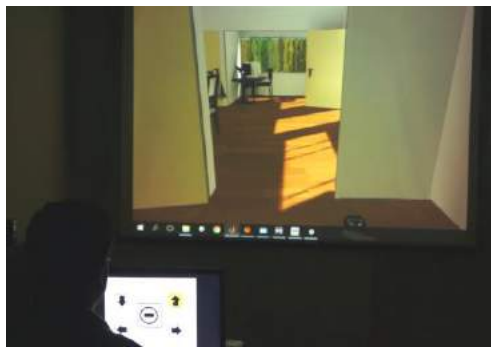


Figura 4: Usuário olhando para o comando “Frente” no monitor, e ao fundo a projeção do AV, o qual recebe esses comandos.

Para a realização dos testes, a IHC foi apresentada para o usuário utilizando um monitor posicionado a sua frente, e o AV foi projetado em uma parede atrás do monitor, como pode ser visto na Figura 4. Para promover a comunicação entre os dois softwares (IHC e AV), e assim enviar comandos da IHC para o AV, foi utilizado o protocolo UDP, pois ambos eram executados em um único computador, mas não possuíam comunicação nativa.

A estrutura dos objetos do AV (wireframes) foi construída no software Blender 3D versão 2.75 (desenvolvido pela Blender Foundation), o qual consiste em uma casa com uma sala, um quarto, uma cozinha e um quintal com uma passarela que circunda toda a casa (Figura 5). Esses objetos foram exportados e utilizados para construir o simulador com suas funcionalidades no software motor Unity 5 (desenvolvido pela Unity Technologies), um dos programas mais adequados para essa finalidade [10]. Na simulação, os equipamentos eletrônicos apresentavam apenas os estados ligado e desligado, não apresentando opção de trocar de canal ou estação, no caso da TV e rádio, ou modificar a intensidade de uso do equipamento, no caso da iluminação ou ventilador.

O usuário pode navegar por todos esses espaços utilizando a interface, e os equipamentos eletrônicos foram distribuídos na sala e no quarto.

Para avaliar a usabilidade, foram convidadas a participar pessoas com e sem deficiência motora, de ambos os sexos. Seguindo a Resolução nº 466/12 do Conselho Nacional de Saúde, a pesquisa foi aprovada pelo Comitê de Ética em Pesquisas em Seres Humanos

da Universidade Federal do Espírito Santo – CEP/UFES através do parecer nº. 976.828.

Os participantes foram contatados pessoalmente ou por telefone, convidados a participar do estudo e foi agendado um dia para a realização do teste no Laboratório de Automação Inteligente – LAI/UFES.



Figura 5: Vista aérea do Ambiente Virtual desenvolvido.

No laboratório, após assinar o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (TCLE), o sujeito foi posicionado diante do *eye tracker* e do monitor de computador no qual a IHC poderia ser visualizada e acionada. Mais à frente dessa estrutura foi disposta uma tela na qual foi projetado o ambiente virtual.

O sistema foi apresentado ao sujeito, ressaltando a planta da casa, os cômodos, a posição dos equipamentos e a forma de controle do cursor para acioná-los. O sujeito também foi orientado a como navegar com a cadeira de rodas. Em seguida passou-se para a etapa de calibração do *eye tracker*, seguindo as orientações do fabricante.

O teste consistiu em realizar 18 tarefas sequencialmente, as quais estavam divididas em 3 blocos com diferentes níveis de dificuldade, do mais simples para o mais complexo, sendo: bloco 1 – tarefas detalhadas compostas por comandos somente da cadeira de rodas ou somente de controle dos equipamentos; bloco 2 – tarefas detalhadas que mesclavam comandos da cadeira de rodas e de controle dos equipamentos; bloco 3 – tarefas com menos detalhamentos dos passos.

Cada participante realizou todas as tarefas na sequência, sem pausa, e ao final respondeu o instrumento *System Usability Scale* (SUS). Este instrumento é auto-aplicável e visa a avaliação rápida e simples da usabilidade de produtos ou serviços. O SUS se caracteriza por 10 itens pontuados por uma escala de *Likert* de 5 pontos, variando de “1 – discordo totalmente” a “5 – concordo totalmente”. O *score* total varia de 0 a 100. Esta escala foi escolhida por ser muito difundida na literatura e, assim, permite que outros pesquisadores comparem seus resultados com os obtidos neste estudo. Segundo [11], as afirmações apresentadas no instrumento abrangem uma variedade de aspectos da usabilidade do sistema, tais como necessidade de apoio, treino e complexidade e, portanto, têm um nível elevado de validade aparente para a medição de um sistema de usabilidade.

Resultados

No total, participaram do estudo dezessete pessoas, sendo duas com deficiência. Desses, treze eram do sexo masculino (76,5%) e quatro do sexo feminino (23,5%). As idades variaram de 20 a 38 anos.

O tempo aproximado de realização de cada teste, desde o momento da apresentação do sistema até a finalização das tarefas, foi de 20 minutos.

Todos os participantes finalizaram as tarefas e responderam ao instrumento SUS. A pontuação de cada participante encontra-se na Figura 6.

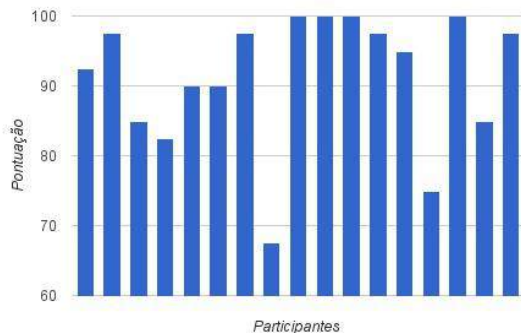


Figura 6: Resultados do SUS (por participante).

A pontuação média geral foi 91,32 com desvio padrão de 9,28 e média somente do grupo das pessoas com deficiência foi 82,50 com desvio padrão de 15,00.

Conclusão

A comunicação entre a IHC e o AV utilizando o Protocolo UDP foi excelente e permitiu que os dois programas trabalhassem em conjunto.

Foi observado que o tempo de reconhecimento de comandos, especificados em um segundo, foi adequado, evitando que comandos indesejados fossem dados pelo usuário e deixando o sistema bastante rápido.

Pode-se considerar que o sistema foi bem avaliado pelos participantes (mesmo um dos voluntários tendo avaliado em 67,5), através do SUS, com média geral de 91,32. Segundo [12], os produtos avaliados na faixa dos 90 pontos são considerados excepcionais, produtos avaliados na faixa dos 80 pontos são bons, e produtos avaliados na faixa dos 70 pontos são aceitáveis. Dessa forma, mesmo o grupo das pessoas com deficiência apresentou uma boa avaliação do sistema desenvolvido.

Vale ressaltar que a literatura aponta altos índices de abandono de dispositivos de tecnologia assistiva [13], por isso, as avaliações de usabilidade obtidas neste estudo são de extrema importância, pois indicam que os usuários realmente estão dispostos a utilizar o sistema desenvolvido.

Este estudo preliminar, realizado com somente 2 pessoas com deficiência não possibilita uma generalização dos dados, sendo necessários mais testes com esta população, para avaliar os reais benefícios do sistema desenvolvido.

Agradecimentos

Os autores agradecem à UFES pela estrutura de laboratórios e equipamentos oferecidos, ao CNPq e à CAPES (Projeto PGPTA n° 59/2014) pelo apoio financeiro e pelas bolsas concedidas.

Referências

- [1] Pedretti LW, Early ME. Desempenho ocupacional e modelos de prática para disfunção física. In: Pedretti, L.W.; Early, M.E. Terapia ocupacional: capacidades práticas para disfunções físicas. São Paulo: Roca, 2004.
- [2] Luzo MCM, Mello MAF, Capanema VM. Recursos tecnológicos em terapia ocupacional - órteses e tecnologia assistiva. In: De Carlo MMRP, Luzo MCM (orgs.). Terapia ocupacional: reabilitação física e contextos hospitalares. São Paulo: Roca, 2004. p.99-126.
- [3] Rampinelli M, Bastos-Filho T, Vassallo R, Pizarro, D. Implementation of an intelligent space for localizing and controlling a robotic wheelchair. Biosignals and Biorobotics Conference (BRC), ISSNIP, 2012. p.1-4.
- [4] Halton J. Virtual rehabilitation with video games: A new frontier for occupational therapy. *Occupational Therapy Now*. 2008; 9(6): p.12-14.
- [5] Kilner C, Tori R. Introdução à Realidade Virtual, Realidade Misturada e Hiper-realidade. Realidade Virtual: conceitos e tendências. Editora Mania de Livro. São Paulo. 2004. p.3.
- [6] Badler, NI. Real-time virtual humans. In: Computer Graphics and Applications, Proceedings of The Fifth Pacific Conference on. IEEE, 1997, p.4-13.
- [7] Kurlander D, Skelly T, Salesin D. Comic chat. In: Proceedings of the 23rd annual conference on Computer graphics and interactive techniques. ACM. 1996. p.225-236.
- [8] Fink J. Cyberseduction: reality in the age of psychotechnology. Avatar (computing). Prometheus Books. 1999. p.47-53.
- [9] The Eye Tribe [internet]. 2016. Disponível em: <http://theeyetribe.com/>
- [10] Silva R, Silva A. Tecnologias para Construção de Mundos Virtuais: Um Comparativo Entre as Opções Existentes no Mercado, FAZU em Revista. 2011. No. 08, p. 211-215.
- [11] Brooke J. SUS: a "quick and dirty" usability scale. In: JORDAN, P.W. et al (Eds.). Usability Evaluation in Industry. London: Taylor and Francis. 1996. p.189-194.
- [12] Bangor A, Kortum P, Miller JA. The System Usability Scale (SUS): An Empirical Evaluation. *International Journal of Human-Computer Interaction*. 2008; 24(6): p.574-594.
- [13] Wessels R, Dijcks B, Soede M, Gelderblom GJ, De Witte L. Non-use of provided assistive technology devices: a literature overview. *Technology and Disability*. 2003; 15(4): p.231-238.

SISTEMA DE DETECÇÃO DE BEACONS EM AMBIENTES FECHADOS UTILIZANDO REDE WI-FI E BLUETOOTH DE BAIXA ENERGIA

T. G. Terra*, R. V. Tambara* e J. F. Meira**

*Centro Universitário Franciscano, Santa Maria, Brasil

** Faculdade de Desenvolvimento do RGS, P. Alegre, Brasil

e-mail: engbiothiago@gmail.com

Resumo: A complexidade da gestão de ativos hospitalares e a necessidade de controle de fluxo de processos em tempo real cresceram nos últimos anos, na proporção do aumento das tecnologias presentes no ambiente hospitalar. Assim, sistemas de microlocalização em interiores se tornaram ferramentas úteis para os profissionais que atuam nesta área. Com a evolução da tecnologia *Bluetooth* – a partir do advento da solução de baixa energia – os dispositivos denominados *beacons* passaram a desempenhar um papel ímpar em sistemas de posicionamento. Eles aliam as vantagens de emissão de identificação de radiofrequência (RF) autônoma com a procura por dispositivos de pouco consumo energético. A conversão eficiente dos sinais de RF em posicionamento preciso, faz dos *beacons* uma ótima alternativa entre os sensores móveis de final de rede. O objetivo deste estudo é apresentar um sistema de detecção que utiliza tecnologia *Bluetooth Low Energy (BLE)* e retransmite os dados coletados através de uma ponte com a rede *Wi-Fi*. A topologia conta com um módulo BLE modelo HM-10 para fazer a detecção dos sinalizadores móveis (*beacons*) e um módulo *wireless ESP-01* para retransmitir os dados para um servidor, através do protocolo *Message Queue Telemetry Transport (MQTT)*. Ambos foram conectados a uma plataforma de desenvolvimento *Arduino*, responsável por mediar a troca de sinais entre os módulos. O sucesso da detecção dos *beacons* em um sítio real enseja sua aplicação na rastreabilidade de ativos e pessoas, já que alia as condições de consumo energético (longevidade das baterias) com a pouca exigência de infraestrutura dos edifícios hospitalares.

Palavras-chave: Gestão de ativos, *beacons*, sistemas de localização.

Abstract: *The complexity of the management of hospital assets and the need for real-time flow of processes control have increased in recent years, in proportion to the increase of the technologies present in the hospital environment. Thus, indoor micro-location systems have become useful tools for professionals working in this area. With the evolution of Bluetooth technology - from the advent of low-energy solution - devices called beacons have begun to play a unique role in positioning systems. They combine the advantages of autonomous radiofrequency (RF) identification emission with the demand for low energy consumption devices. The efficient conversion of RF signals in precise positioning*

makes beacons a great alternative among mobile sensors of network end. The aim of this study is to provide a detection system that uses Bluetooth Low Energy technology (BLE) and retransmits the data collected through a bridge with the Wi-Fi network. The topology has a BLE HM-10 model module to detect mobile beacons, and a ESP-01 wireless module to retransmit data to a server through Message Queue Telemetry Transport protocol (MQTT). Both were connected to an Arduino development platform, which mediates the exchange of signals between the modules. The successful detection of beacons in a real site entails its application in tracking assets and people, as it combines the energy consumption conditions (longevity of batteries) with undemanding infrastructure of hospital buildings.

Keywords: *Asset management, beacons, location systems.*

Introdução

Nos últimos anos, a complexidade estrutural e tecnológica dos Estabelecimentos Assistenciais de Saúde (EAS) aumentou consideravelmente [1]. Com isso, a gestão de ativos e controle de fluxo de processos dentro dos EAS por parte da equipe de Engenharia Clínica tornou-se um grande desafio. Neste sentido, o desenvolvimento das tecnologias que auxiliam a identificar e localizar os ativos dentro dos hospitais e clínicas converte-se numa ferramenta poderosa para auxiliar no aumento de produtividade.

Os sistemas de localização em tempo real (*RTLS - Real-Time Locating Systems*) estão presentes em diversas aplicações nos dias de hoje [2]. Entre eles, o mais utilizado atualmente é o Sistema Global de Posicionamento (*GPS - Global Positioning System*) que determina a geolocalização global de diferentes aplicações. Este porém, não funciona adequadamente em ambientes fechados, pois necessita da comunicação com satélites em tempo real e sua precisão, nestes casos, não é satisfatória [3]. Já os Sistemas de Posicionamento em Interiores (*IPS - Indoor Positioning Systems*) vem se tornando muito populares nos últimos anos justamente por fornecerem a detecção automática da localização de objetos em ambientes fechados ao utilizar receptores de sinais nos interiores [4].

A localização em interiores baseada em sinais ativos de radiofrequência é uma das técnicas mais utilizadas por ser uma tecnologia sem fio de baixo consumo energético e custo [5]. O *Bluetooth* de Baixa Energia (*BLE-*

Bluetooth Low Energy) é um padrão de tecnologia sem fio utilizado para curtas distâncias, sua frequência de banda varia entre 2400 MHz e 2485 MHz sendo muito utilizado em dispositivos móveis para localização em interiores [6]. Alguns sistemas de posicionamento que operam com esta tecnologia utilizam a força do sinal (*RSSI - Received Signal Strength Indicator*) para determinar a localização da aplicação [3]. Atualmente, os dispositivos chamados *beacons* estão se destacando por serem pequenos dispositivos emissores de sinais *BLE*, onde estes, podem ser detectados e mensurados, atuando como pequenos identificadores de posição [7].

Portanto, uma perspectiva é colocar esses dispositivos *beacons* em equipamentos hospitalares para servirem como identificadores de posição e facilitar a gestão de ativos, porém é necessário que a estrutura do local tenha detectores para localizá-los. Com isso, o presente estudo tem como objetivo apresentar a topologia de um sistema de detecção da força do sinal *Bluetooth* transmitido pelos *beacons* e retransmitir os dados coletados através da plataforma de desenvolvimento *Arduino* via rede *Wi-Fi* para um servidor.

Materiais e métodos

O sistema de detecção e transmissão é constituído por um módulo *BLE* e um módulo de conexão *Wi-Fi* conectados a uma plataforma de desenvolvimento *Arduino Mega 2560*. Os *beacons* utilizados foram os da empresa *EM Microeletronic* modelo EMBC01. O diagrama de funcionamento do sistema pode ser visualizado na Figura 1.

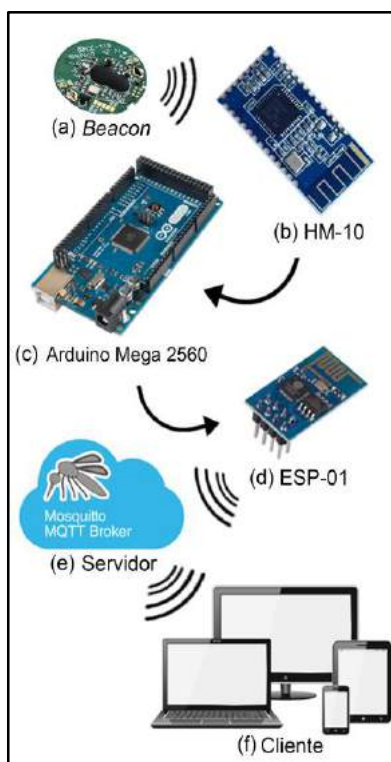


Figura 1: Sistema de detecção da força do sinal dos dispositivos *beacons*.

Para avaliar as detecções e a força do sinal, os *beacons* e o detector foram posicionados conforme a Figura 2. Os três dispositivos *beacons* utilizados e o detector desenvolvido foram separados a uma distância de 1,5m entre si. As detecções foram realizadas em um ambiente aberto.

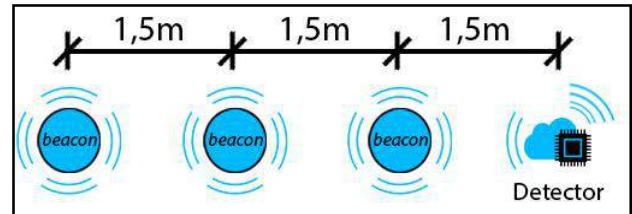


Figura 2: Posicionamento dos três *beacons* durante as detecções realizadas. Os *beacons* transmitem sinais *Bluetooth* e o detector recebe e envia os dados coletados via *Wi-Fi* para um servidor.

Detecção do sinal – O dispositivo responsável por fazer a detecção do sinal dos *beacons* é o módulo *BLE* HM-10. Este dispositivo utiliza o chip da *Texas Instruments* CC2541, podendo operar no modo mestre e escravo [8]. Este módulo suporta comandos “AT” e pode ser facilmente programado via serial com a utilização de um *Arduino*. O comando “AT+DISI?” retorna 5 parâmetros, sendo os dois últimos o endereço *MAC* (endereço fixo – único) e o valor do *RSSI*. Este endereço é extremamente importante, pois será o identificador de cada *beacon*. Em poucas linhas de programação é possível enviar o comando de forma automatizada e extrair os valores de interesse para serem transmitidos via serial do *Arduino* (Figura 3) e para o módulo *Wi-Fi*.

```

COM3 (Arduino/Genuino Mega or Mega 2560)
OCF3EE03F105:-074*
OCF3EE03F105:-075*
OCF3EE03F167:-080*
OCF3EE03F167:-072*
OCF3EE03F0E7:-061*
OCF3EE03F105:-078*
OCF3EE03F105:-076*
OCF3EE03F105:-083*
OCF3EE03F0E7:-063*
OCF3EE03F167:-072*
OCF3EE03F105:-083*
OCF3EE03F0E7:-074*
OCF3EE03F105:-082*
OCF3EE03F0E7:-063*
OCF3EE03F0E7:-068*
OCF3EE03F105:-088*
OCF3EE03F105:-084*
OCF3EE03F105:-084*
OCF3EE03F0E7:-062*
OCF3EE03F0E7:-061*
OCF3EE03F0E7:-067*
OCF3EE03F105:-085*
  
```

Figura 3: Valores do endereço *MAC* e da força do sinal de três *beacons* visualizados pelo monitor serial do *Arduino*. Cada linha representa uma detecção do sinal dos *beacons* sendo organizada no formato “*MAC:RSSI**”.

Transmissão *Wi-Fi* – Para fazer a transmissão dos valores encontrados para um servidor foi utilizado o

módulo ESP-01. Este conta com um microcontrolador modelo ESP8266 sendo possível programá-lo via interface serial. Para fazer a programação do módulo foi necessário utilizar um conversor USB-Serial FTDI modelo FT232RL.

O código elaborado conecta o módulo na rede *Wi-Fi* local e envia os valores recebidos pela serial para um servidor utilizando o protocolo *Message Queue Telemetry Transport (MQTT)*. Este é um protocolo Cliente/Servidor extremamente simples, com baixo consumo de banda, projetado para dispositivos e comunicações limitadas [9].

Protocolo MQTT – Neste protocolo o servidor *broker* é responsável por receber, enfileirar e disparar as mensagens recebidas dos publicadores para os subscritores. Os publicadores são dispositivos que se conectam ao *broker* e ao tópico definido, podendo enviar dados para ele, já os subscritores ou clientes são dispositivos que se conectam a este tópico para receber os dados disponíveis no *broker* (Figura 4).

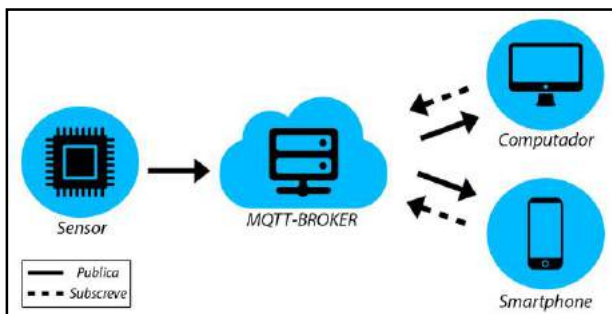


Figura 4: Diagrama do funcionamento do protocolo *MQTT*. O módulo *Wi-Fi* ESP-01 atua como sensor enviando os dados para o servidor (*broker*). O computador e/ou *smartphone* são os clientes que se conectam ao *broker* para fazer a leitura dos dados. A seta contínua indica a publicação dos dados e a pontilhada a subscrição dos dados.

O *broker* escolhido para fazer os testes foi o *Eclipse Mosquitto™*, pois este é uma ferramenta de desenvolvimento de código aberto e disponibiliza um servidor *broker* de testes. O sensor neste caso é o módulo ESP-01 que recebe o valor da força do sinal do *beacon* e conecta-se ao *broker* para publicá-lo no tópico definido. O nome do tópico escolhido para este experimento foi "Detector Beacon". Além disto, é possível criar níveis de tópicos proporcionando o envio dos dados organizado em camadas. Neste estudo os níveis dos tópicos escolhidos foram "Detector" e "1".

O cliente pode ser um computador, um *smartphone* ou *tablet* com conexão à internet e um programa ou aplicativo responsável por se conectar ao *broker*. Para fazer a leitura dos dados em um computador foi utilizado o programa computacional *MQTTlens*. Neste programa é necessário informar o endereço IP do *broker* para fazer a conexão e logo após informar o nome do tópico escolhido para fazer a subscrição. Em seguida os dados do sensor

podem ser visualizados na tela do cliente. A mensagem enviada está organizada em três níveis: "Detector", "número do detector" e "endereço *MAC:RSSI**".

Resultados

Os valores encontrados no *MQTTlens* (Figura 5) foram os mesmos valores encontrados no monitor serial do *Arduino* (Figura 3), isto indica que o sistema transmite corretamente os dados detectados para o *broker* escolhido. Os valores destacados em ambas figuras mostram a detecção dos três *beacons* ativos no momento do escaneamento, onde cada um possui um endereço *MAC* característico e o valor do *RSSI* durante as detecções. Além disto, é possível visualizar na Figura 5 o horário que as mensagens foram recebidas, o nome e os níveis do tópico conectado e os dados enviados pelos publicadores.

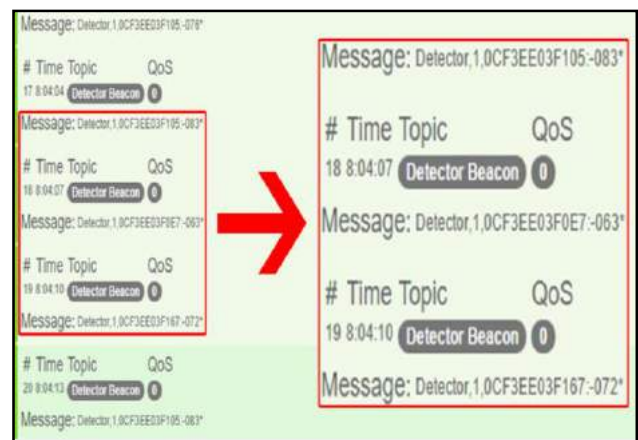


Figura 5: Leitura dos dados enviados utilizando o cliente *MQTTlens*. Neste programa é possível visualizar o horário que a mensagem foi recebida, o nome e os níveis do tópico subscrito. A mensagem recebida pelo cliente está no seguinte formato: "nível1, nível2, endereço *MAC:RSSI**".

Os níveis dos tópicos são muito úteis para um sistema de detecção, pois quando existe uma rede de sensores, no caso detectores, é possível distinguir qual detector está coletando e enviando os dados para o servidor. Com isso é possível criar uma rede de detectores com identificações por salas, setores e andares.

Além disto, com a informação do horário de cada detecção é possível obter o histórico da posição de cada *beacon* no ambiente e com isto possibilitar a análise do fluxo do dispositivo.

Discussão

Os objetivos específicos da primeira etapa deste sistema eram: verificar se a plataforma *Arduino* conseguiria fazer a comunicação eficaz entre a coleta e a transmissão simultânea dos sinais de *BLE* para a rede *Wi-Fi*, sem que houvessem colisões ou perdas de pacotes, e validar as hipóteses matemáticas de que o decréscimo da força do sinal recebido varia com a distância e outros

fatores ambientais assim como encontrado em Halder e colaboradores [10].

Estas duas validações são importantes para prosseguir com a segunda fase do projeto, a qual espera-se transformar o conjunto de sinais *RSSI* emitidos pelos *beacons* em um sistema de posicionamento por proximidade de baixo custo.

Com os resultados encontrados foi possível observar que não existem colisões nem perda de pacotes enviados, apesar das duas tecnologias trabalharem na mesma faixa de frequência. Ao analisar os resultados encontrados também foi possível notar o decaimento da intensidade dos sinais *RSSI* devido ao aumento da distância, tal qual encontrado em Han, et al. [11].

Além disto, objetos metálicos, pessoas e outros obstáculos podem causar variações nos valores detectados [12]. Para tal, espera-se iniciar estudos com filtros de sinais, tais como o filtro *Kalman*, que tem se mostrado muito eficiente para sistemas de localização [13, 14].

Conclusões

Uma nova abordagem para sistemas de posicionamento e identificação foi apresentada, baseada na inversão do uso contemporâneo dos dispositivos *beacons*. No presente estudo, usamos a autonomia de energia destes dispositivos e sua mobilidade, para captar os dados por detectores fixos de baixo custo. A desnecessidade de grandes infraestruturas – tais quais as empregadas por sistemas de *RFID* passivo – pode viabilizar a aplicação em diversos EAS de menor porte. É importante salientar que o sistema proposto é o primeiro estágio de um ecossistema de localização em interiores mais abrangente. Para isto, é necessário o desenvolvimento de uma aplicação responsável pelo processamento dos dados enviados ao *broker* e integração de diversos *beacons* e detectores.

Referências

- [1] Van Haute T, et al. Performance analysis of multiple Indoor Positioning Systems in a healthcare environment. *International Journal of Health Geographics* [internet]. 2016 Fev; 15:7. Disponível em: <http://www.ij-healthgeographics.com/content/15/1/7>.
- [2] Boulous MK, Berry G. Real-time locating systems (RTLS) in healthcare: a condensed primer. *International Journal of Health Geographics* [internet]. 2012 Jun; 11-25. Disponível em: <http://www.ij-healthgeographics.com/content/11/1/25>.
- [3] Wang Y, et al. *RSSI*-based Bluetooth Indoor Localization. In: 11th International Conference on Mobile Ad-hoc and Sensor Networks; 2015 Dez 16-18; Shenzhen, China. 2015. p. 165-171.
- [4] Liu H, et al. Survey of Wireless Indoor Positioning Techniques and Systems. *IEEE Transactions on Systems, Man, and Cybernetics – Part C: Applications and Reviews*. 2007; 37(6): 1067-1080.
- [5] Altini M, et al. Bluetooth Indoor Localization with Multiple Neural Networks. In: 5th International Symposium on Wireless Pervasive Computing; 2010 Mai 5-7; Modena, Itália. 2010. p. 295-300.
- [6] Especificação Bluetooth. Disponível em: <http://www.bluetooth.com>.
- [7] Newman N. Apple iBeacon technology briefing. *Journal of Direct, Data and Digital Marketing Practice* [internet]. 2014 Mar; 15. Disponível em: <http://www.palgrave-journals.com/ddmp/journal/v15/n3/full/ddmp20147a.html>.
- [8] Jinan Huamao Technology Co. HM Bluetooth module datasheet V540. Disponível em: http://www.jnhuamao.cn/bluetooth40_en.zip.
- [9] OASIS Standard. MQTT Version 3.1.1. 2014 Out. Disponível em: <http://docs.oasis-open.org/mqtt/mqtt/v3.1.1/os/mqtt-v3.1.1-os.html>.
- [10] Halder S, Giri P, Kim W. Advanced Smoothing Approach of *RSSI* and LQI for Indoor Localization System. *International Journal of Distributed Sensor Networks* [internet]. 2015 Mai; 11:5. Disponível em: <http://dx.doi.org/10.1155/2015/195297>.
- [11] Han G, et al. Testing a proximity-based location tracking system with Bluetooth Low Energy tags for future use in the OR. In: 17th IEEE International Conference on e-Health Networking, Applications and Services (Healthcom): 1st International Workshop in IOR; 2015 Out 14-17; Boston, Estados Unidos. 2015. p. 17-21.
- [12] Aiboud Y, et al. *RSSI* Optimization Method for Indoor Positioning Systems. In: 27th International Conference on Microelectronics (ICM); 2015 Dez 20-23; Casablanca, Marrocos. 2015. p. 246-248.
- [13] Paul A, Wan EA. *RSSI*-Based Indoor Localization and Tracking Using Sigma-Point Kalman Smoothers. *IEEE Journal of Selected Topics in Signal Processing* [internet]. 2009 Out; 3:5. Disponível em: <http://dx.doi.org/10.1109/JSTSP.2009.2032309>.
- [14] Liand P, Krause, P. Real-time indoor patient movement pattern telemonitoring with one-meter precision. In: EAI 4th International Conference on Wireless Mobile Communication and Healthcare (Mobihealth); 2014 Nov 3-5; Atenas, Estados Unidos. 2014. p. 141-144.

SISTEMA INTELIGENTE PARA GERENCIAMENTO DE MEDICAÇÃO EM AMBIENTES RESIDENCIAIS

V. J. Da Silva, C. E. M. Gomes, S. S. Santana, V. F. de Lucena Jr.

Universidade Federal do Amazonas, Manaus, Brasil
e-mail: vandermi@ufam.edu.br

Resumo: Este trabalho apresenta um sistema inteligente capaz de gerenciar as medicações de pacientes por meio de dispositivos sem fio conectados a um gateway residencial. O sistema possui um armário de medicamentos inteligente que armazena os remédios, cartões de acesso ao armário, prescrições registradas em tags RFID e todas as informações referentes à medicação. Foi projetada uma arquitetura que integra diversos dispositivos tais como *tablets*, *smartphones*, câmeras e *smart TV* para auxiliarem o paciente no acompanhamento dos avisos de medicamentos que devem ser ingeridos. O sistema possui um módulo baseado em árvore de decisão capaz de inferir, a partir dos dados coletados dos dispositivos, se o paciente está seguindo a agenda de medicamentos de acordo com a prescrição. Foram testados quatro algoritmos para classificar os dados inseridos em um protótipo funcional com o objetivo de construir relatórios automatizados para permitir que médicos e equipes de saúde acompanhem em tempo real a adesão do paciente à medicação. O algoritmo mais apropriado foi utilizado na geração dos serviços do sistema.

Palavras-chave: controle de medicação, adesão a medicação, sistemas inteligentes, árvore de decisão.

Abstract: *This paper presents an intelligent system capable of managing medication prescriptions and schedules taken in a residential environment. The system has an intelligent medicine cabinet that stores drugs, RFID access cards, prescriptions and all information related to the medication. A software architecture that integrates multiple devices, such as tablets, smartphone and smart TV, to assist the user on the medication schedules to be taken. The system has a decision tree-based module able to infer from the data collected from the device if the patient is following the medication schedule according to doctor prescription. Four algorithms were tested to rank the data entered into a working prototype in order to build automated reports to allow physicians and health teams to track real-time patient adherence to medication. The most appropriate algorithm was used to build system services.*
Keywords: *medication management, medication adherence, intelligent systems, decision tree.*

Introdução

Um dos maiores problemas da adesão à medicação acontece com pacientes idosos em tratamento contínuo.

Esses pacientes geralmente deixam de ingerir a medicação ou a atrasam pela dificuldade de leitura da prescrição ou pelo esquecimento dos horários agendados [1].

Sistemas sensíveis ao contexto são sistemas capazes de adaptar suas operações para o contexto atual sem a intervenção do usuário, visando aumentar a usabilidade e eficácia, levando em consideração as informações do ambiente, atividades do usuário e sua localização [2]. Informações contextualizadas permitem que um ambiente inteligente (*AmI*) seja customizado de acordo com as características do usuário.

AmI é uma área de pesquisa emergente que promete trazer inteligência para os ambientes do cotidiano do usuário e baseia-se nos avanços das redes de sensores, computação pervasiva, ubíqua e inteligência artificial. As tecnologias oriundas desse paradigma prometem revolucionar a forma como o usuário interage e adapta-se ao ambiente [3].

No cenário tecnológico, o conceito de coisas conectadas está em pleno desenvolvimento e diversos dispositivos presentes no mercado podem ser usados para interagir diretamente com a rede mundial de computadores (Web). Uma destas tecnologias é a *Internet of Things*, (IoT) que facilita a troca de dados e serviços entre dispositivos conectados e propõe uma infraestrutura de Tecnologia da Informação, (TI) em que objetos trocam informações na rede de forma segura e facilitada [4]. Estes ambientes tecnológicos permitem que qualquer dispositivo eletroeletrônico possa receber um endereço de *Internet Protocol* (IP) e se comunicar com a Web, possibilitando o controle interno e externo do ambiente conectado.

O presente trabalho apresenta um sistema inteligente baseado em informações de contexto e árvore de decisão para acompanhamento da ingestão de medicamentos por meio da coleta de dados de sensores de um armário de medicamentos inteligente e de atividades do paciente em sua residência. Utiliza um gateway residencial para disponibilizar as informações em dispositivos, tais como: *smart TV*, *smartphones* e outros eletroeletrônicos conectados à rede residencial a fim de acompanhar a evolução do tratamento de pacientes usando dados da receita médica eletrônica.

Cenário para Desenvolvimento do Sistema

Foi construído um cenário em que um ambiente inteligente se comunica com um consultório médico por

meio de tecnologias disponíveis na computação em nuvem. Estas tecnologias de redes e de serviços Web permitem que um *gateway* residencial receba os dados via Internet de um sistema de prescrição eletrônica para gerenciar a ingestão de medicamentos de cada paciente. Neste caso, o *gateway* processa os dados e disponibiliza para o armário de medicamentos, e também para *smartphones*, TVs e outros dispositivos, uma agenda para a ingestão dos remédios, lembretes eletrônicos e um canal de retorno via Web para troca de dados entre o consultório médico e a residência do paciente. A Figura 1 ilustra este cenário.

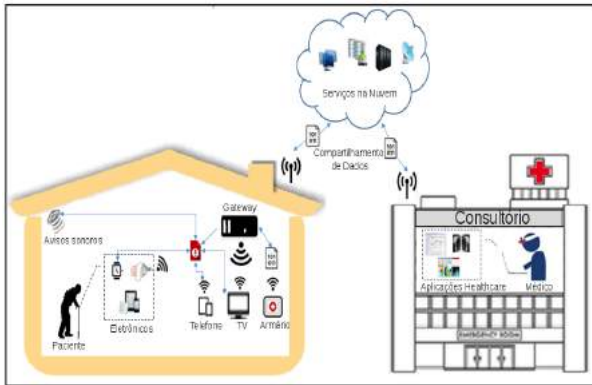


Figura 1: Cenário aplicado a uma residência conectada e as tecnologias envolvidas.

Arquitetura Proposta

A arquitetura apresentada na Figura 2 foi projetada para integrar diversos sensores, dispositivos móveis e eletrodomésticos. Esta arquitetura permite que sejam coletados e analisados os dados provenientes de sensores e dos outros dispositivos existentes, por exemplo, as interações do paciente com o armário de medicamentos, permitindo que um subsistema baseado em regras e políticas tome decisões utilizando as informações processadas.

Módulo de dispositivos - Composto por diversos sensores representados por câmeras, sensores de presença, luminosidade, portas, temperatura, além de dispositivos pertencentes à residência, como computadores, *tablets*, TVs, *smartphones* e o armário de medicamentos inteligente, que têm como tarefa coletar os dados do ambiente e do usuário.

Um exemplo de dados relacionados aos sensores que podem ser coletados em um determinado ambiente são as entradas e saídas de um usuário que, por meio de um sensor de abertura e fechamento de portas e uma micro câmera, tem seus dados capturados e armazenados em uma base de dados.

O armário de medicamentos inteligente possui sensores e atuadores próprios, embarcados em um gabinete, e é tratado como um dispositivo residencial, bem como a *smart TV* e outros eletrodomésticos. Um exemplo de dados que podem ser coletados através do armário de medicamentos são as interações do usuário com a medicação, a data e a hora dos medicamentos ingeridos e a identificação do paciente por meio de

cartões RFID e câmera digital. Após a coleta dos dados, as informações são analisadas e filtradas para formar as bases contextuais e de dispositivos, contidas no módulo de pré-processamento.

Módulo de pré-processamento - Possui dois submódulos que são Análise e Filtros, responsáveis pelos dados brutos recebidos dos dispositivos sensores e que devem ser separados em bases de contexto e de dispositivos.

A caracterização dos dados consiste em mapear os atributos dos objetos do conjunto de dados, o tipo define se o atributo é qualitativo ou quantitativo, e a escala define as operações que podem ser realizadas sobre os valores do atributo. A escala pode ser nominal, racional ou intervalar [5].

A base de contexto é formada respectivamente por informações das atividades do usuário coletadas por meio do *smartphone*, *tablet* ou TV e processadas pelo *gateway* residencial.

A base de dispositivos armazena as informações do ambiente residencial por meio de sensores, tais como sensores de presença, sensores de abertura de portas e janelas, temperatura do ambiente e câmeras, informação de localização, além do resultado do reconhecimento facial embutido no armário de medicamentos inteligente.

A base de serviços permite armazenar os serviços de mensagens, alertas, canal de retorno e qualquer outro serviço disponibilizado ao paciente por meio do *gateway*.

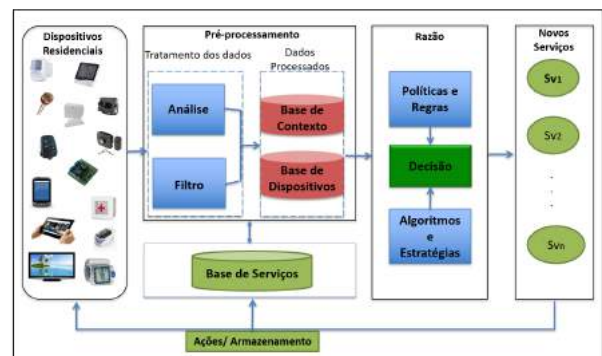


Figura 2: Arquitetura proposta para o desenvolvimento do sistema.

Módulo de razão - Representa a inteligência do sistema e está dividido em três subsistemas que são as regras e políticas, os algoritmos e estratégias, e o subsistema de tomada de decisão.

As regras e políticas são construídas para descrever o padrão estrutural dos dados armazenados e servem para auxiliar na construção da árvore de decisão, por exemplo, na identificação do paciente, sua localização, dispositivos que estão sendo utilizados por ele e sua agenda de medicamentos. A partir desses dados as regras são construídas. Os algoritmos e estratégias são compostos por técnicas de aprendizagem de máquina que usam as regras para fazer inferência nos atributos identificados e auxiliar o subsistema de decisão na construção do *feedback* ao médico, ao paciente, e à equipe de saúde.

O subsistema de decisão recebe o processamento dos sub-módulos de políticas e estratégias, constrói os serviços e os disponibiliza no módulo de novos serviços.

Módulo de novos serviços - é a camada responsável por compor os serviços baseados nas avaliações do módulo de razão. Por exemplo, o módulo de razão usando o algoritmo de árvore de decisão, identifica se o paciente tomou o remédio normalmente, se tomou o remédio com atraso ou se não o tomou. Neste caso, dois ou mais serviços podem ser criados e enviados para uma base de dados de serviços. Estes serviços podem ser uma mensagem SMS, um Web site atualizado em tempo real com relatórios sobre o paciente, ou uma publicação em um sistema de mensagem de redes sociais.

Após o processamento dos dados desde o módulo de entrada até a saída, os novos serviços gerados são armazenados na base de serviços e em seguida recomeça o processamento de novos dados recebidos no módulo de pré-processamento.

Desenvolvimento dos protótipos

Os protótipos desenvolvidos para prova de conceito foram um sistema coletor de dados de um armário de medicamentos inteligente, uma aplicação para a TV, utilizando o padrão da TV digital brasileira para interface de avisos ao paciente, um sistema Web para apresentação do *feedback* para o médico e um sistema móvel embarcado em um *smartphone* para informar sobre avisos de ingestão de medicamentos e coletar os dados de localização do paciente.

Armário de medicamentos inteligente - Possui quatro entidades principais para a coleta de dados: paciente, medicamento, prescrição e médico.

Através de consultas à médicos e do estudo de vários medicamentos no bulário eletrônico da Anvisa [6], foram definidas as relações de maior importância para a construção das regras do sistema. Dentre elas destacam-se as incompatibilidades com ingredientes ativos, alergias, validade do remédio e eventual *recall*.

Quanto à prescrição é avaliada a frequência na qual o remédio deve ser ingerido, dosagem correta e a duração total da medicação.

O armário de medicamentos inteligente utiliza etiquetas RFID para identificar o paciente (através de cartões), medicamentos (etiquetas dentro das caixas) e prescrições (etiquetas no verso). A identificação dessas entidades é feita de forma automática, sendo necessário somente que elas estejam na proximidade do armário.

Além das etiquetas RFID usadas para controle do paciente, foi desenvolvido também um subsistema de reconhecimento facial que usa a implementação do algoritmo eigenfaces [7] e equalização de histograma [8] para processamento das imagens. Foi utilizada uma base de dados com imagens no formato JPG de voluntários sem restrições de idade, cor e sexo, com os quais foi obtido uma média de 89% de acertos com a combinação das técnicas. O subsistema do armário de medicamentos, age em conjunto com a identificação via RFID para reforçar a identificação do usuário.

Gateway residencial - Consiste de um computador Raspberry PI, dotado de um servidor Web.

Este equipamento é responsável por coletar e armazenar os dados dos dispositivos conectados a ele, processar os dados usando os algoritmos de árvore de decisão e devolver o resultado para as aplicações de *feedback* tais como relatórios disponíveis na web e mensagens de alertas para o médico, para o paciente e/ou para outros usuários cadastrados no sistema.

Sistema de avisos - Desenvolvido no *smartphone* e na TV, baseia-se nos dados da receita médica e dos agendamentos de ingestão de medicamentos. Esses agendamentos são acompanhados em tempo real e alertam os pacientes usando a TV, o *tablet* e o *smartphone* como interface com o paciente. A construção do protótipo da TV foi em NCL-LUA, para manter a compatibilidade com o padrão brasileiro de TV digital. O sistema de avisos para *tablet* e *smartphone* foi desenvolvido usando a tecnologia *Android*.

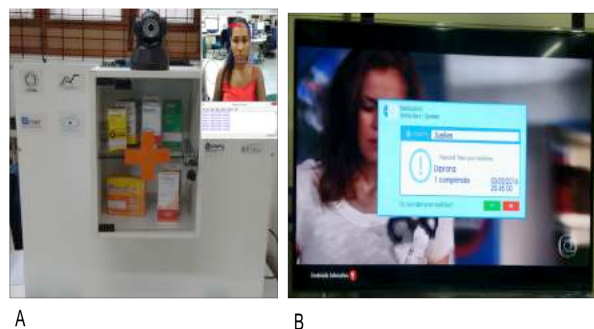


Figura 3: Coleta e apresentação dos dados usando o armário, câmera e TV.

A Figura 3 apresenta os protótipos do armário de medicamentos inteligente com a validação do paciente via sistema de reconhecimento facial (Figura 3-A) e a aplicação para a TV Digital apresentando os avisos na tela (Figura 3-B).

Nome	Medicamento	Dosagem	Data	Hora	Local	Situação da Medicação
Suelen Silva	Dipirona	01 comprimido	03/09/2016	21:30		
Sue Santana	Sulfato Ferroso	01 dose	15/02/2016	14:00		
João Paulo	Diclofenaco	01 comprimido	14/02/2016	08:00		
William Santos	Paridol	01 comprimido				

Figura 4: Informações do padrão de ingestão de medicamentos acessado via Web.

A Figura 4 apresenta os dados acessados por um *tablet*. Nesse caso as informações do padrão da ingestão da medicação dos pacientes já foram processadas. O resultado é um serviço de relatório para ser visualizado pelo médico, pelo próprio paciente e por outros usuários cadastrados no sistema. Os ícones laranja, verde e vermelho, apresentados na Figura 4, indicam

respectivamente que, o paciente ingeriu o remédio atrasado, no horário correto, ou não ingeriu o medicamento. Os ícones mapa, casa e escritório, indicam o local da ingestão.

Comparação entre os Algoritmos do módulo de Razão - Um experimento foi configurado para avaliar os algoritmos de árvore de decisão *Rep Tree*, *Random Tree*, *J48* e *Decision Table*. A função dos algoritmos no módulo de razão é receber os dados das bases dos dispositivos sobre as ingestões de medicamentos, processar e decidir qual serviço executar com uma alta percentagem de acerto, sem interferência humana.

Os algoritmos utilizados foram escolhidos em função das características dos dados de entrada que são binários, com resultados sim ou não, por exemplo, se o módulo de decisão executa ou não, um serviço de mensagem de alerta na TV ou na Web sobre a situação da adesão do medicamento pelo paciente.

Estes algoritmos foram comparados utilizando a mesma base de dados para verificar qual é a melhor abordagem ou um conjunto de abordagens que melhor classifiquem os dados e auxiliem na escolha automática dos serviços.

Os experimentos foram feitos usando a ferramenta de mineração de dados WEKA, [9] e uma base de dados em formato textual, com 5.120 registros, coletados das ações de ingestão de remédios do sistema inteligente. Foi utilizado o método *Percentage Splits* que consiste em separar a base de dados em subconjuntos de treinamento com o percentual da base definida durante a fase de pré-processamento a fim de treinar o reconhecimento do padrão em busca da melhoria dos resultados estatísticos.

A acurácia foi observada pelo percentual de ingestões corretas %C, incorretas %I, erro quadrático E2 e erro absoluto ABS, dados pelos algoritmos escolhidos no experimento. Na Tabela 1 são apresentados os índices usando a metodologia de *Percentage Split*, com 70% para treino e 30% para testes.

Tabela 1: Resultado dos testes com 70% da base de dados para treinamento

Algoritmos	Acurácia			
	%C	%I	E2	ABS
Rep Tree	98,2	1,79	0,2000	0,809
Random Tree	98,2	1,79	0,1750	0,612
J48	97,3	2,7	0,1750	0,612
Decision Table	97,3	2,7	0,1750	0,639

Na Tabela 1 é possível observar que os algoritmos *Rep Tree* e *Random Tree* possuem o mesmo número de acertos, 98,2%, com uma diferença de 0,9% em relação aos demais algoritmos testados. O erro quadrático do *Rep Tree* é maior que nos demais. Apesar do empate observado, o algoritmo *Random Tree* foi escolhido para o módulo de decisão considerando a métrica do erro quadrático que nesse algoritmo é menor.

Os serviços construídos foram: um serviço de alerta de ingestão de medicamentos utilizando a TV e o *smartphone*, que informam ao paciente o medicamento

a ser ingerido, data, hora e dosagem; um serviço de relatórios para acesso via Web pelo médico, paciente e equipe de saúde; um serviço de mensagens curtas para telefones previamente cadastrados no sistema; e um serviço para publicação de mensagens em grupos restritos e específicos nas redes sociais.

Conclusão

Neste trabalho foi apresentado um sistema inteligente para gerenciamento de medicação em um ambiente residencial. Os algoritmos que melhor classificaram os dados foram o *Rep Tree* e *RandomTree*, utilizando 70% da base de dados para treinamento. Ambos os algoritmos ficaram empatados, porém, o algoritmo *RandomTree* se mostrou com uma pequena vantagem em consideração a métrica do erro quadrático para o conjunto de dados testado neste trabalho. A limitação do trabalho ainda é identificar corretamente a ingestão do medicamento, visto que o paciente pode simular que ingeriu e descarta-lo longe da câmera de vídeo. Os próximos passos são incrementar a base de dados para novos testes, e testar novas abordagens para melhorar a acurácia do sistema melhorar o reconhecimento de faces utilizando a técnica *fisherfaces* e executar testes em um banco de imagens com melhor resolução.

Referências

- [1] Alexa ID, Donca VI, Prada GI, Mos LM. Improving quality of life of elderly people aged 85 and older by improving treatment adherence. 2013; 1(1): 4-21.
- [2] Perera C, Zaslavsky A, Christen P, D., Georgakopoulos. Context Aware Computing for The Internet of Things: A Survey. IEEE Communications Surveys & Tutorials. 2014;1(16):414-454.
- [3] Cook DJ, Augusto JC, Jakkula VR. Ambient intelligence: Technologies, applications, and opportunities. In: Pervasive and Mobile Computing. 2009; (5): 277-298.
- [4] Rolf HW, Romana W. Internet of Things Legal Perspectives. Berlin: Springer. 2010; 1(1):1-22.
- [5] Faceli K, Ana CL, João G, André CPLFC. IA uma Abordagem de Aprendizado de Máquina. Rio de Janeiro: LTC; 2011.
- [6] Gomes CEM, Lucena VFJ, Yazdi F, Göhner P. Extending an intelligent medicine cabinet through the use of consumer electronic devices in order to increase the medication adherence. In: ICCE-Berlin. 2015; 1(1):98-102.
- [7] Turk MA, Pentland AP. Face recognition using eigenfaces. In: Computer Vision and Pattern Recognition. 1991; 1(1):586-591.
- [8] H.D. Cheng, X. J. Shi. A simple and effective histogram equalization approach to image enhancement. In: Dig. Sig. Proc. 2004; 1(1):158-170.
- [9] Mark H, Eibe F, Geoffrey H, Bernhard P, Reutemann P, Ian HW. The WEKA Data Mining Software: An Update. SIGKDD. 2009; 1(11):1-9.

Fisiomotion: SISTEMA DE AVALIAÇÃO DE PACIENTES PORTADORES DE ARTRITE REUMATOIDE USANDO SENSOR DE MOVIMENTOS

Lima, L. L.*, Melo, J. S. R.*, Fragoso, T. S.*, Vieira, T. M.* e Oliveira, M. C.*

*Universidade Federal de Alagoas (UFAL), Maceió, Brasil
e-mail: ll@ic.ufal.br

Resumo: Devido a dificuldades como manuseio e precisão do aparelho goniômetro na avaliação de pacientes portadores de artrite reumatoide, é necessário encontrar maneiras alternativas para avaliar esses pacientes sem oferecer dificuldades aos especialistas e incômodos aos pacientes. Neste trabalho é apresentado um software para avaliar pacientes portadores de artrite reumatoide utilizando o sensor de movimentos Leap Motion. Este sensor é capaz de capturar poses de mãos humanas. Usando o software desenvolvido, é possível calcular 12 amplitudes nas duas mãos e ainda salvar quantas angulações capturadas forem desejadas num arquivo de planilha. Na avaliação feita por especialistas, por meio de um questionário, estes qualificaram o software como capaz de avaliar pacientes portadores de artrite reumatoide.

Palavras-chave: Informática Médica, Artrite Reumatoide, Goniometria Articular.

Abstract: Due to limitations of the goniometer device in the evaluation of patients with rheumatoid arthritis, it is necessary to research alternative methods to evaluate patients in such a way that does not offer difficulties for experts and troublesome to patients. In this work, it is presented a software to assess the patients with rheumatoid arthritis using the motion sensor Leap Motion to capture hand poses of the patients. Using this software, it is possible to calculate 12 amplitudes in both hands and saving the results in a spreadsheet file. In an assessment made by experts through a questionnaire, they qualified the software as capable of assessing patients with rheumatoid arthritis.

Keywords: Medical Informatics, Arthritis, Arthrometry.

Introdução

Para o acompanhamento dos pacientes portadores da artrite reumatoide (AR), especialistas avaliam as amplitudes de movimento dos pacientes e mensuram as angulações que estão comprometidas pela AR, normalmente adquiridas através de um aparelho chamado goniômetro e são registradas em graus. Porém, esse aparelho tem desvantagens, como: imprecisão, tempo de medição e a acurácia que vai depender não só da habilidade do fisioterapeuta, mas também do treinamento com o goniômetro [1]. Diante deste desafio da avaliação das amplitudes de movimentos das articulações dos pacientes, vários métodos têm sido

propostos na literatura para substituir o goniômetro. Um deles é o sistema Multielgon, que permite medir as amplitudes de forma simultânea da mão [1]. O uso da fotogrametria tem sido utilizada em alguns softwares para auxiliar no exame da AR, como no Goniômetro Virtual, em que os ângulos das amplitudes são calculados através das fotos tiradas das amplitudes feitas pelos pacientes [2][3]. Nos últimos anos, sensores de movimento vêm se tornando populares no mercado. Estes aparelhos são capazes de captar poses e movimentos de indivíduos e atualmente podem ser adquiridos com baixo custo. Dentre os sensores de movimento há o Leap Motion (LM), que foi lançado em 2013, e consegue capturar os movimentos das mãos de forma bem precisa, 200x mais preciso que o popular sensor Kinect [4].

A proposta deste trabalho é oferecer um software que possa auxiliar com mais eficiência e conforto para os especialistas e pacientes portadores de AR no momento de realizar a avaliação das amplitudes dos dedos e das mãos do paciente, até por serem as regiões mais acometidas pela AR, através de um aparelho chamado LM. Neste trabalho, foi feita uma avaliação do sistema com os reumatologistas e fisioterapeutas do Hospital Universitário Alberto Antunes (HUPPA) da Universidade Federal de Alagoas.

Materiais e métodos

O software desenvolvido neste trabalho segue um fluxo de cinco etapas. Na 1ª etapa, a mão do paciente é posicionada sobre o sensor de movimentos LM, e para isso o LED com a luz indicadora verde precisa estar virado de frente para o indivíduo e com os sensores infravermelhos para cima, para que o mesmo possa capturar as mãos corretamente na segunda etapa. Para a melhor captura de cada articulação, foi definido o posicionamento correto das mãos sobre um apoiador de braço em que o LM pudesse capturar melhor os movimentos de acordo com as articulações analisadas no momento. Para melhorar a captura da mão pelo LM foi determinado que a distância entre a braçadeira e o LM seriam de 22cm, a altura entre a mesa e o suporte do braço da braçadeira seria de 20cm e a distância entre a cadeira e a braçadeira de 12cm. Essas distâncias também foram as mesmas para o braço esquerdo, e podemos ver melhor na Figura 1.



Figura 1: Posicionamento do braço direito e esquerdo sobre o apoiador de braço.

Para que o LM possa capturar os punhos e os dedos das mãos com mais perfeição, demarcamos os quatro melhores posicionamentos do mesmo sobre a mesa. Onde ficarão os braços direito e esquerdo deve haver quatro marcações, sendo duas de cada lado. A distância entre elas deve ser horizontalmente de 36cm e verticalmente de 12cm. Nas marcações mais abaixo são posicionadas as mãos para o LM capturar melhor os dedos das mãos, enquanto que nas marcações mais acima é posicionado as mãos para capturar melhor as amplitudes do punho.

Na terceira etapa são fornecidos os dados numéricos capturados pelo LM ao programa desenvolvido no trabalho para que na quarta etapa pudessem ser calculados os ângulos de amplitude da articulação analisada através do programa desenvolvido. Esses dados numéricos são vetores relacionados às mãos, aos dedos das mãos e aos braços. O LM também fornece vetores para cada osso dos dedos das mãos, que são as falanges metacarpal, proximal, intermediário e distal. No dedo do polegar não há o osso da falange metacarpal. No programa desenvolvido foi escolhido a linguagem Java, versão sete, por oferecer portabilidade e ágil implementação. A versão do sdk do LM utilizada foi a versão 2.2.6. Na figura 2 a seguir é visualizada a interface do programa proposto para o especialista interagir. Ao mesmo tempo, o especialista pode usar o visualizador do LM para monitorar melhor como está sendo capturadas as mãos do paciente.

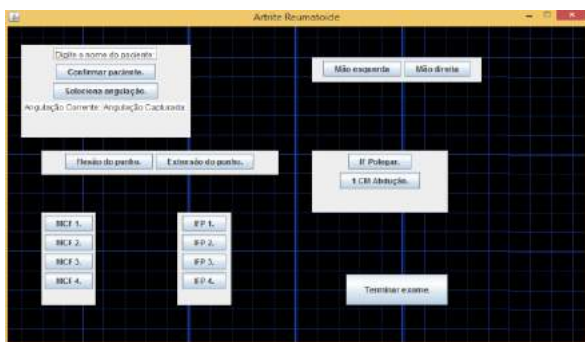


Figura 2: Interface do programa desenvolvido no trabalho.

O programa contém as seguintes funcionalidades: a digitação do nome do paciente que servirá para o nome do arquivo salvo; uma planilha, que conterà as angulações captadas de acordo com a articulação escolhida; escolha entre a mão direita ou esquerda; seleção dos ângulos que o especialista deseja capturar no momento do exame; e a possibilidade de

escolher 12 articulações que envolvem o punho e a mão, que são: movimentos de flexão e extensão do punho; movimento de flexão das articulações metacarpo falangeanas e interfalangeanas dos dedos indicador, do meio, anelar e mínimo; movimento de flexão das articulações interfalangeana e de abdução do dedo polegar. Na etapa quatro, os cálculos dos ângulos referentes às amplitudes de cada articulação disponibilizadas pelo programa são feitos utilizando a fórmula do arco cosseno, mostrada a seguir em (1). Nesta fórmula são utilizados os vetores A e B que envolvem a articulação em questão.

$$\theta = \cos^{-1} \frac{A \cdot B}{|A| \cdot |B|} \quad (1)$$

No cálculo dos movimentos de flexão ou extensão do punho são utilizados os vetores da palma da mão e do braço. No cálculo dos movimentos de flexão das articulações metacarpofalangeanas são utilizados os vetores da palma da mão e os vetores das falanges metacarpal de cada dedo. No cálculo dos movimentos de flexão das articulações interfalangeanas são utilizados os vetores das falanges metacarpal e proximal referentes ao dedo analisado no momento. Já no cálculo da articulação interfalangeana do dedo polegar, é utilizado os vetores das falanges proximal e distal. E no cálculo da abdução do dedo polegar, são utilizados os vetores das falanges metacarpal do dedo indicador e proximal do dedo polegar.

Na etapa cinco, o arquivamento dos ângulos capturados das amplitudes de cada articulação após o exame é feito em um arquivo de planilha. Para avaliar o software, foi elaborado um questionário contendo nove perguntas a cinco especialistas durante o uso do programa. Esse questionário foi feito com base em questionários de trabalhos já publicados [5, 6]. Da primeira pergunta até a oitava, os especialistas precisaram responder apenas Sim ou Não. As 9 perguntas feitas foram:

























- 1 - Você consegue visualizar bem os recursos disponíveis na tela deste programa?
- 2 - Você entende com facilidade as palavras, nomes e abreviaturas na tela do software?
- 3 - É fácil entender o objetivo do software?
- 4 - É fácil de operar e controlar as funcionalidades oferecidas pelo software?
- 5 - Possibilita a marcação do ângulo desejada no exame?
- 6 - O programa apresenta falhas durante ou após a execução?
- 7 - O tempo de resposta é satisfatório?
- 8 - Quando você clica em um botão, o programa lhe direciona para a funcionalidade desejada?
- 9 - Qual avaliação numa escala de 0 a 10 você dá ao programa?

Durante os questionários, também foi feito um comparativo qualitativo dos ângulos obtidos tanto pelo goniômetro como também pelo Fisiomotion com os cinco especialistas, que será mostrado na sessão seguinte. O goniômetro utilizado foi o da marca Carci.

Resultados

Na tabela 1 a seguir visualizamos as diferenças médias na comparação qualitativa entre o goniômetro e o LM.

Tabela 1: Avaliação qualitativa entre goniômetro e LM.

Articulação		Diferença média	
Braço Direito	Braço Esquerdo	Braço Direito	Braço Esquerdo
		3,186°	3,446°
		8,002°	5,602°
		15,432	14,688°
		7,144°	9,6°
		9,174°	7,844°
		18,682°	18,476°
		6,762°	7,662°
		13,724°	9,582°
		9,672°	10,55°
		10,774°	17,038°
		7,572°	11,3375°
		11,162°	12,16°

No questionário utilizado para avaliar a qualidade do software desenvolvido, todos os especialistas responderam sim às questões de 1 à 5 e às questões 7 e 8, enquanto o não foi respondido apenas na questão 6. A nota média dada foi nove.

Discussão

Da tabela 1, as maiores diferenças foram nos movimentos de flexão das articulações interfalangeanas do dedo anelar, com diferença média de 18,682° no braço direito, e de 18,476° no braço esquerdo, e do dedo mínimo esquerdo com média de 17,038°. Ao passo que, as menores médias foram nos movimentos de flexão do punho dos braços direito com média de 3,186°, e esquerdo com média de 3,446°. Houve sugestões de melhorias da interface do programa, como destaque maior aos botões pressionados. O LM apresentou pouca frequência de falhas na detecção das mãos, porém uma frequência de falhas um pouco maior na detecção dos dedos das mãos durante os testes, e isso poderá ser melhorado nas atualizações da versão do sdk do aparelho. Foi analisado durante os testes que para o LM detectar melhor as mãos é preciso movimentar as mãos de forma suave, sem movimentos bruscos, e tentar manter os dedos afastados uns dos outros. As diferenças encontradas são justificadas pela dificuldade de o LM em reconhecer as mãos, dependendo também da forma de interação do indivíduo com o equipamento.

Conclusão

Neste trabalho, foi proposto um software para avaliar pacientes portadores de artrite AR, usando o sensor de movimentos LM. Pode-se concluir a partir do questionário feito com os especialistas e com o comparativo qualitativo entre o goniômetro e o LM, que o software se mostrou ser promissor para os exames das articulações envolvidas na pesquisa. No momento, o comitê de ética está analisando a viabilidade de o software ser testado com pacientes portadores da AR, sendo esta a próxima etapa da pesquisa após a autorização do comitê de ética.

Referências

- [1] Gutiérrez-Martínez J, Ortiz-Espinosa A, Hernández-Rodríguez PR e Núñez-Gaona MA. System to measure the range of motion of the joints of the human hand. *Revista de Investigación Clínica*. 2014; 66(1):s122-s130.
- [2] Carvalho RMF, Mazzer Nilton e Barbieri CH. Análise da confiabilidade e reprodutibilidade da goniometria em relação à fotogrametria na mão. *Acta ortop. bras*. 2012;20(3):139-149.
- [3] Bruckheimer AD, Hounsell MS e Kemczinski A. Goniômetro Virtual: Software Aberto para Fotogrametria a partir de Vídeos. XXVII Congresso Nacional de Estudantes de Computação (ENECOMP). 2009;1-4.
- [4] Seixas, M e Cardoso, J. Leap Motion for WIMP bases interfaces [dissertação]. Porto (Portugal): Faculdade de Engenharia Universidade do Porto; 2014.
- [5] Santos, ACA, Capeleti, LA, Fantinati, AM, et al. Análise do software Alcimage® utilizado na

avaliação postural. Revista Movimenta.
2013;6(2):1984-4298.

- [6] Machado, EC, Pontes, MGO e Nascimento, RB.
Avaliação de Usabilidade em Softwares Educativos
[dissertação]. Ceará: Universidade Estadual do
Ceará/Instituto Federal do Ceará;2010.

MULTICLASSIFICADORES DE RESISTÊNCIA AOS INIBIDORES DA HIV-PROTEASE BASEADOS EM SISTEMAS DE INTERPRETAÇÃO GENOTÍPICA

L. M. Raposo* e F. F. Nobre*

*Programa de Engenharia Biomédica, Universidade Federal do Rio de Janeiro, Rio de Janeiro, Brasil
e-mail: raposo@peb.ufrj.br

Resumo: Diversos sistemas de interpretação de resistência genotípica têm sido desenvolvidos com base em diferentes regras, o que gera previsões conflituosas de resistência. Dessa forma, o objetivo deste trabalho foi desenvolver multiclassificadores baseados nos três principais sistemas de interpretação genotípica para HIV: ANRS, HIVdb e REGA. O presente trabalho utilizou a técnica de *Stacking* para combinar as classificações dos sistemas e a técnica de *Naïve Bayes* como metaclassificador. Os multiclassificadores apresentaram desempenhos semelhantes ao dos sistemas, principalmente daqueles com melhores resultados. Os multiclassificadores propostos podem ser uma importante ferramenta na tomada de decisão em relação ao melhor esquema terapêutico a ser adotado por cada indivíduo HIV+.

Palavras-chave: HIV, Multiclassificador, Resistência.

Abstract: *Several systems for interpretation of genotypic-resistance data have been developed based on different rules, which creates conflicting predictions of resistance. Thus, the aim of this study was to develop multi-classifiers based on three main HIV genotypic interpretation systems: ANRS, HIVdb and REGA. This study used the Stacking technique to combine the systems' classifications and Naïve Bayes as meta-classifier. The multi-classifiers showed similar performances of the systems, especially those with better results. The proposed multi-classifiers can be an important decision-making tool in the choice of the best treatment regimen to be adopted by each HIV+ individual.*

Keywords: *sHIV, Multiclassifier, Resistance.*

Introdução

A resistência aos antirretrovirais (ARVs) é um dos principais obstáculos para o sucesso da terapia contra a infecção pelo HIV. O uso de testes laboratoriais na identificação desse problema tem exercido um papel fundamental na tomada de decisão do esquema ARV a ser utilizado pelo indivíduo HIV+.

Os ensaios fenotípicos são as melhores ferramentas na avaliação da resistência, uma vez que medem diretamente a suscetibilidade do HIV na presença de concentrações crescentes do fármaco de interesse. Entretanto, esse teste demanda tempo, sendo custoso e trabalhoso. Os ensaios genotípicos, por sua vez,

determinam a sequência do gene, detectando mutações de resistência nos alvos enzimáticos dos ARVs [1,2], sendo o teste mais utilizado na prática clínica por ser menos dispendioso, com custos mais acessíveis e de execução mais fácil [3-5].

Muitos sistemas de interpretação de dados genotípicos têm sido desenvolvidos com o intuito de avaliar a suscetibilidade do HIV aos ARVs. Os sistemas mais utilizados em todo o mundo são o ANRS (*Agence Nationale de Recherches sur le Sida*) [6], o REGA (*Rega Institute*) [7] e o HIVdb (*Stanford University, HIV database*) [8]. Esses algoritmos fundamentam-se nas mutações identificadas pelos ensaios genotípicos, traduzindo suas informações em diferentes níveis de suscetibilidade para a maioria dos ARVs. Esses sistemas foram desenvolvidos utilizando diferentes conjuntos de dados, com variados subtipos virais, provenientes de indivíduos que fizeram uso ou não de ARVs [9]. Essas diferenças podem ter contribuído para as discordâncias de classificação entre os sistemas que vêm sendo observadas em diversos estudos [10-15], resultando em previsões conflituosas da resposta terapêutica.

Dessa forma, o objetivo desse trabalho foi desenvolver multiclassificadores baseado nesses três algoritmos, que forneçam um único desfecho de classificação de resistência, a fim de não gerar dúvidas para o médico sobre qual decisão tomar em relação ao regime terapêutico a ser administrado ao indivíduo HIV+.

Materiais e métodos

Conjunto de dados – o banco de dados de correlação genótipo-fenótipo utilizado no presente trabalho foi obtido na página do HIV Drug Resistance Database [16]. Ele é composto por 1808 sequências da HIV-protease de indivíduos HIV+, com resultados de suscetibilidade do HIV pelo ensaio PhenoSense (Monograma, South San Francisco, EUA) para cada ARV [17]. Foram excluídas 937 sequências que apresentavam misturas (mais de um aminoácido na mesma posição da sequência), totalizando em 871 amostras.

Classificações e Desempenhos dos Sistemas de Interpretação – cada sequência foi classificada pelos sistemas ANRS versão 25, HIVdb versão 7.0 e REGA versão 9.1.0.

A classificação fenotípica foi gerada por meio dos pontos de corte do ensaio PhenoSense (Tabela 1). Valores

de suscetibilidade abaixo do limiar indicam vírus sensíveis ao ARV e valores acima correspondem à resistência. Para alguns medicamentos, o ponto de corte é dado por uma faixa de valores. Caso o resultado de suscetibilidade se enquadre dentro desse intervalo, o vírus é considerado parcialmente sensível (resistência intermediária) ao ARV.

Tabela 1: Pontos de corte de suscetibilidade para os antirretrovirais segundo o teste fenotípico PhenoSense.

Antirretroviral	Ponto de Corte
Atazanavir	2,2
Darunavir	(10 – 90)
Fosamprenavir	(4 – 11)
Indinavir	10
Lopinavir	(9 – 55)
Nelfinavir	3,6
Saquinavir	1,7
Tipranavir	(2 – 8)

Dentre os três algoritmos, o HIVdb é o único que apresenta mais de três níveis de suscetibilidade: suscetível, potencial resistência de baixo nível, resistência de baixo nível, resistência intermediária e resistência de alto nível. A fim de comparação com os outros dois algoritmos e com os resultados fenotípicos, o HIVdb foi normalizado da seguinte forma: suscetível = suscetível + potencial resistência de baixo nível, intermediário = resistência de baixo nível + resistência intermediária, e resistente = resistência de alto nível.

Como pode ser observado na Tabela 1, alguns ARVs não apresentam um ponto de corte por meio de uma faixa de valores, resultando em apenas dois níveis de classificação. Para esses ARVs, a classe intermediária, quando fornecida pelos sistemas de interpretação, foi considerada resistente no presente estudo.

Separação em Conjunto de Treino e Teste - para o desenvolvimento e avaliação dos multiclassificadores foi utilizada a técnica de validação cruzada *k-fold* com *k* igual a 10 [18]. O conjunto de dados, formado pelas classificações dos sistemas de interpretação e do teste fenotípico, foi particionado aleatoriamente em 10 subconjuntos iguais. Na primeira rodada, um único subconjunto foi retido como dados de teste e os 9 subconjuntos restantes foram utilizados como dados de treino. O processo foi repetido 10 vezes, variando em cada rodada o subconjunto de teste.

Os medicamentos Darunavir e Tipranavir foram excluídos da análise por apresentarem poucas instâncias para as classes resistente e intermediário.

Combinação dos Sistemas de Interpretação – essa etapa foi desenvolvida por meio da técnica de *Stacking* [19], cuja ideia é aprender quais classificadores bases apresentam melhor desempenho e tentar identificar uma forma de combinar as saídas desses classificadores.

O algoritmo *Stacking* constrói um metaconjunto de dados combinando a saída dos classificadores base gerados por uma variedade de algoritmos de aprendizagem de máquina. Na etapa seguinte, o conjunto de dados originado é usado no treinamento do metaclassificador responsável pela predição final do

sistema, do qual se espera um desempenho global superior ao dos classificadores base. O número de atributos do metaconjunto será igual ao número de classificadores base.

O metaclassificador utilizado foi o método *Naive Bayes*, baseado no teorema de Bayes que considera os atributos condicionalmente independentes entre si. O algoritmo tem como objetivo calcular a probabilidade que uma amostra desconhecida pertença a cada uma das possíveis classes [20]. Baseado em um conjunto de treinamento prévio, o algoritmo recebe como entrada uma nova amostra desconhecida, e sem classificação, e retorna como saída a classe mais provável para essa amostra de acordo com cálculos de probabilidade.

Avaliação do Desempenho dos Multiclassificadores e dos Sistemas de Interpretação – o desempenho dos multiclassificadores e dos sistemas de interpretação foi dado pela média dos valores de acurácia (A), sensibilidade (S), especificidade (E) e índice Kappa (K) obtidos nos 10 conjuntos de teste usados na validação cruzada.

A fim de calcular as medidas de sensibilidade e especificidade, os ARVs com possibilidade de três desfechos de classificação tiveram suas classes agrupadas em: (i) suscetível e não suscetível (S); (ii) intermediário e não intermediário (I) e (iii) resistente e não resistente (R).

Para os multiclassificadores foram também calculadas as áreas sob as curvas ROC (AUC) para cada um dos 10 multiclassificadores de cada ARV.

Softwares – os dados de correlação genótipo-fenótipo foram compilados em planilha eletrônica do programa Microsoft Excel®. A implementação dos sistemas ANRS, HIVdb e REGA para a classificação das sequências e o desenvolvimento dos multiclassificadores foram realizados no *software* R versão 3.2.1 [21]. O pacote do R utilizado na construção dos multiclassificadores foi o *klaR*, por meio da função *NaiveBayes()*.

Resultados

Atazanavir - os multiclassificadores obtidos para esse ARV apresentaram valores médios similares aos dos sistemas de interpretação. O índice Kappa foi igual a 0,77, indicando uma concordância considerável (Tabela 3). A AUC média dos multiclassificadores foi igual a 0,93.

Tabela 3: Desempenho médio dos sistemas de classificação para o Atazanavir em relação à fenotipagem.

	ANRS	HIVdb	REGA	MC
A	0,87 ± 0,07	0,85 ± 0,05	0,89 ± 0,06	0,89 ± 0,06
S	0,88 ± 0,09	0,99 ± 0,02	0,95 ± 0,04	0,96 ± 0,04
E	0,87 ± 0,07	0,76 ± 0,08	0,85 ± 0,09	0,84 ± 0,09
K	0,74 ± 0,14	0,70 ± 0,09	0,77 ± 0,12	0,77 ± 0,11

A: acurácia; S: sensibilidade; E: especificidade; K: índice Kappa; MC: multiclassificador.

Fosamprenavir – para esse ARV, os multiclassificadores apresentaram um desempenho médio levemente superior em termos de acurácia e índice Kappa, indicando uma concordância moderada (Tabela 4). A AUC média dos

multiclassificadores para os agrupamentos S, I e R foram iguais a 0,94, 0,82 e 0,89, respectivamente.

Tabela 4: Desempenho médio dos sistemas de classificação para o Fosamprenavir em relação à fenotipagem.

	ANRS	HIVdb	REGA	MC
A	0,63 ± 0,06	0,70 ± 0,04	0,68 ± 0,05	0,74 ± 0,05
S	0,77 ± 0,13	0,98 ± 0,05	0,79 ± 0,11	0,81 ± 0,13
I	0,14 ± 0,12	0,21 ± 0,11	0,15 ± 0,10	0,20 ± 0,10
S	0,70 ± 0,05	0,73 ± 0,05	0,76 ± 0,06	0,83 ± 0,06
E	0,73 ± 0,07	0,79 ± 0,06	0,76 ± 0,05	0,83 ± 0,05
I	0,87 ± 0,04	0,85 ± 0,05	0,88 ± 0,05	0,91 ± 0,04
S	0,89 ± 0,07	1,00 ± 0,00	0,91 ± 0,04	0,88 ± 0,07
K	0,35 ± 0,10	0,48 ± 0,06	0,42 ± 0,07	0,50 ± 0,09

A: acurácia; S: sensibilidade; E: especificidade; K: índice Kappa; R: resistente vs. não resistente; I: intermediário vs. não intermediário; S: suscetível vs. não suscetível; MC: multiclassificador.

Indinavir – os multiclassificadores apresentaram resultados muito próximos aos dos algoritmos para todas as medidas de desempenho. A concordância foi considerável (Tabela 5). A AUC média dos multiclassificadores foi igual a 0,89.

Tabela 5: Desempenho médio dos sistemas de classificação para o Indinavir em relação à fenotipagem.

	ANRS	HIVdb	REGA	MC
A	0,83 ± 0,04	0,77 ± 0,05	0,82 ± 0,04	0,84 ± 0,04
S	0,96 ± 0,03	1,00 ± 0,00	1,00 ± 0,00	0,96 ± 0,03
E	0,78 ± 0,05	0,68 ± 0,07	0,75 ± 0,06	0,79 ± 0,04
K	0,64 ± 0,09	0,54 ± 0,09	0,63 ± 0,08	0,65 ± 0,08

A: acurácia; S: sensibilidade; E: especificidade; K: índice Kappa; MC: multiclassificador.

Lopinavir – os multiclassificadores também apresentaram um desempenho médio similar aos dos sistemas de interpretação, com índice Kappa indicando concordância considerável. Os multiclassificadores apresentaram uma AUC média para os agrupamentos S, I e R iguais a 0,98, 0,86 e 0,94, respectivamente.

Tabela 6: Desempenho médio dos sistemas de classificação para o Lopinavir em relação à fenotipagem.

	ANRS	HIVdb	REGA	MC
A	0,66 ± 0,04	0,65 ± 0,05	0,80 ± 0,04	0,80 ± 0,04
S	0,93 ± 0,07	0,98 ± 0,05	0,93 ± 0,11	0,86 ± 0,13
I	0,19 ± 0,11	0,17 ± 0,14	0,47 ± 0,18	0,52 ± 0,13
S	0,73 ± 0,05	0,71 ± 0,03	0,86 ± 0,05	0,87 ± 0,05
E	0,71 ± 0,06	0,77 ± 0,05	0,88 ± 0,03	0,90 ± 0,04
I	0,89 ± 0,04	0,81 ± 0,03	0,88 ± 0,05	0,87 ± 0,05
S	1,00 ± 0,02	1,00 ± 0,00	1,00 ± 0,01	0,98 ± 0,08
K	0,44 ± 0,05	0,43 ± 0,07	0,64 ± 0,05	0,65 ± 0,05

A: acurácia; S: sensibilidade; E: especificidade; K: índice Kappa; R: resistente vs. não resistente; I: intermediário vs. não intermediário; S: suscetível vs. não suscetível; MC: multiclassificador.

Nelfinavir – para esse ARV os resultados também foram muito próximos aos dos sistemas para todas as medidas de desempenho. A concordância foi quase perfeita (Tabela 7). Em média, a AUC foi igual a 0,97.

Tabela 7: Desempenho médio dos sistemas de classificação para o Nelfinavir em relação à fenotipagem.

	ANRS	HIVdb	REGA	MC
A	0,94 ± 0,02	0,94 ± 0,02	0,95 ± 0,02	0,94 ± 0,02
S	0,94 ± 0,04	0,99 ± 0,01	0,98 ± 0,02	0,98 ± 0,02
E	0,93 ± 0,04	0,88 ± 0,04	0,91 ± 0,03	0,90 ± 0,04
K	0,88 ± 0,05	0,87 ± 0,04	0,90 ± 0,04	0,88 ± 0,04

A: acurácia; S: sensibilidade; E: especificidade; K: índice Kappa; MC: multiclassificador.

Saquinavir – os multiclassificadores também apresentaram desempenho similar ao dos sistemas. O índice Kappa indicou concordância considerável (Tabela 8) e a AUC média dos multiclassificadores foi igual a 0,97 para o agrupamento S, 0,81 para o I e 0,95 para o R.

Tabela 8: Desempenho médio dos sistemas de classificação para o Saquinavir em relação à fenotipagem.

	ANRS	HIVdb	REGA	MC
A	0,71 ± 0,04	0,77 ± 0,03	0,81 ± 0,02	0,83 ± 0,04
S	0,86 ± 0,08	0,96 ± 0,06	0,92 ± 0,03	0,89 ± 0,07
I	0,19 ± 0,11	0,44 ± 0,10	0,36 ± 0,14	0,43 ± 0,10
S	0,76 ± 0,06	0,77 ± 0,05	0,87 ± 0,03	0,89 ± 0,04
E	0,82 ± 0,05	0,87 ± 0,03	0,87 ± 0,02	0,91 ± 0,02
I	0,87 ± 0,03	0,86 ± 0,03	0,91 ± 0,02	0,91 ± 0,02
S	0,89 ± 0,07	0,98 ± 0,02	0,96 ± 0,03	0,92 ± 0,06
K	0,50 ± 0,06	0,62 ± 0,05	0,67 ± 0,04	0,69 ± 0,07

A: acurácia; S: sensibilidade; E: especificidade; K: índice Kappa; R: resistente vs. não resistente; I: intermediário vs. não intermediário; S: suscetível vs. não suscetível; MC: multiclassificador.

Discussão

Neste trabalho foram desenvolvidos multiclassificadores para a maioria dos inibidores de protease. Esses classificadores finais, baseados nos principais sistemas de interpretação genotípica, possuem a finalidade de fornecer um único desfecho de classificação, facilitando a tomada de decisão acerca do melhor esquema terapêutico para o paciente.

O ANRS, HIVdb e REGA são os sistemas de interpretação de resistência aos ARVs mais comumente utilizados e publicamente disponíveis. Apesar de evoluírem e serem atualizados continuamente, esses algoritmos foram desenvolvidos a partir de diferentes conjuntos de dados, que podem ser responsáveis pelas discordâncias de classificações encontradas por diversos estudos [10-15]. Wagner et al. (2015) [15] avaliaram a concordância dos sistemas ANRS, HIVdb e REGA e suas versões ao longo do tempo, utilizando os sistemas de 2004 e de 2013. Nas versões de 2004, as discordâncias foram de 24% para as amostras e quando aplicada as versões de 2013, no mesmo conjunto de dados, 26% das amostras apresentaram resultados discordantes, mostrando que, apesar da evolução dos algoritmos, divergências significativas permanecem atualmente.

Dessa forma, o desenvolvimento de classificadores que combinam o melhor de cada algoritmo pode ser um passo importante em direção a facilitar os planos de ação dos clínicos em relação aos indivíduos HIV+. Os multiclassificadores desenvolvidos no presente estudo apresentaram desempenhos muito próximos aos dos

sistemas existentes, principalmente daqueles com melhores resultados. Assim, o médico poderá se basear apenas no desfecho do multiclassificador, sem ter a necessidade de saber qual sistema tem melhor desempenho para cada ARV.

Apesar dos resultados satisfatórios encontrados para os inibidores da HIV-protease, é importante realizar a aplicação de outras metodologias de aprendizagem de máquina a fim de verificar a possibilidade de obter classificadores com melhor desempenho. Além disso, torna-se necessário o desenvolvimento de multiclassificadores para os inibidores da transcriptase reversa, ARVs amplamente utilizados na primeira linha de medicamentos.

Conclusão

Apesar das limitações, os multiclassificadores propostos nesse trabalho representam uma ferramenta promissora na classificação de resistência aos inibidores da HIV-protease a partir dos resultados dos principais sistemas de interpretação, podendo ser úteis na escolha da melhor prática terapêutica para cada indivíduo HIV+.

Agradecimentos

Os autores agradecem à agência financiadora Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico (CNPq) e Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior (Capes).

Referências

- [1] Tang, MW, Robert WS. HIV-1 antiretroviral resistance. *Drugs*. 2012; 72(9): e1-e25.
- [2] Bronze, M, Steegen, K, Wallis, CL, De Wolf, H, Papathanasopoulos, MA. HIV-1 Phenotypic Reverse Transcriptase Inhibitor Drug Resistance Test. In vitro HIV-1 drug resistance phenotyping, genotyping and novel virological failure detection tools for clinical patient management. 2013; 63.
- [3] Beerenwinkel, N, Schmidt, B, Walter, H et al. Diversity and complexity of HIV-1 drug resistance: a bioinformatics approach to predicting phenotype from genotype. *Proceedings of the National Academy of Sciences*. 2002; 99(12): 8271-76.
- [4] Martin S. Antiretroviral Resistance in Clinical Practice. 2006.
- [5] Vercauteren, J, Vandamme, AM. Algorithms for the interpretation of HIV-1 genotypic drug resistance information. *Antiviral research*. 2006; 71(2): 335-42.
- [6] Meynard, JL, Vray, M, Morand-Joubert, L. et al. Phenotypic or genotypic resistance testing for choosing antiretroviral therapy after treatment failure: a randomized trial. *Aids*. 2002; 16(5): 727-36.
- [7] Van Laethem, K, De Luca, A, Antinori, A, Cingolani, A, Perna, CF, Vandamme, A. A genotypic drug resistance interpretation algorithm that significantly predicts therapy response in HIV-1-infected patients. *Antiviral therapy*. 2002; 7(2): 123-9.
- [8] Shafer, RW, Stevenson, D, Chan, B. Human immunodeficiency virus reverse transcriptase and protease sequence database. *Nucleic acids research*. 1999; 27(1): 348-52.
- [9] Yashik, S, Maurice, M. Predicting a single HIV drug resistance measure from three international interpretation gold standards. *Asian Pacific journal of tropical medicine*. 2012; 5(7): 566-72.
- [10] De Luca, A, Cingolani, A, Di Giambenedetto, S et al. Variable prediction of antiretroviral treatment outcome by different systems for interpreting genotypic human immunodeficiency virus type 1 drug resistance. *Journal of Infectious Diseases*. 2003; 187(12): 1934-43.
- [11] Ravela, J, Betts, BJ, Brun-Vézinet, F et al. HIV-1 protease and reverse transcriptase mutation patterns responsible for discordances between genotypic drug resistance interpretation algorithms. *J Acquir Immune Defic Syndr*. 1999; 33(1): 8.
- [12] Vergne, L, Snoeck, J, Aghokeng, A et al. Genotypic drug resistance interpretation algorithms display high levels of discordance when applied to non-B strains from HIV-1 naive and treated patients. *FEMS Immunology & Medical Microbiology*. 2006; 46(1): 53-62.
- [13] Poonpiriya, V, Sungkanuparph, S, Leechanachai, P et al. A study of seven rule-based algorithms for the interpretation of HIV-1 genotypic resistance data in Thailand. *Journal of virological methods*, 2008; 151(1): 79-86.
- [14] Yebra, G, De Mulder, M, Del Romero, J, Rodríguez, C, Holguin, A. HIV-1 non-B subtypes: High transmitted NNRTI-resistance in Spain and impaired genotypic resistance interpretation due to variability. *Antiviral research*. 2010; 85(2): 409-417.
- [15] Wagner, S, Kurz, M, Klimkait, T. Short communication Algorithm evolution for drug resistance prediction: comparison of systems for HIV-1 genotyping. *Antiviral therapy*. 2015; 20: 661-665.
- [16] Genotype-Phenotype Datasets. Disponível em: <<http://hivdb.stanford.edu/pages/genopheno.dataset.html>>. Acesso em: 22 mar. 2016.
- [17] Zhang, J, Rhee, SY, Taylor, J, Shafer, RW. Comparison of the precision and sensitivity of the Antivirogram and PhenoSense HIV drug susceptibility assays. *J Acquir Immune Defic Syndr*. 1999; 38(4): 439.
- [18] Kohavi, R. A study of cross-validation and bootstrap for accuracy estimation and model selection. In: *Ijcai*. 1995; 1137-45.
- [19] Wolpert, DH. Stacked generalization. *Neural networks*. 1992; 5(2): 241-59.
- [20] Rish, I. An empirical study of the naive Bayes classifier. In: *IJCAI 2001 workshop on empirical methods in artificial intelligence*. IBM New York, 2001; 41-46.
- [21] R Core Team, R: A Language and Environment for Statistical Computing. 2015.

SERIOUS GAME PARA AUXILIAR JOVENS COM SÍNDROME DE DOWN A APRIMORAR SUA EXPRESSÃO ESCRITA

E. R. CID, A. SCARPIONI, S. C. M. RODRIGUES e M. A. S. BISSACO

Núcleo de Pesquisas Tecnológicas - NPT / Universidade de Mogi das Cruzes - UMC
Mogi das Cruzes, SP / Brasil
e-mail: evucid@gmail.com.br

Resumo: Jovens portadores de síndrome de Down têm dificuldade com o idioma português, principalmente com a escrita. Por isso, esta pesquisa tem como objetivo descrever o desenvolvimento de um *serious game* (SG) para auxiliar estes jovens a treinar e melhorar o desenvolvimento da escrita. Este SG alia uma interface gráfica amigável bidimensional com mecanismos interativos, em que foram implementadas estratégias de aprendizagem com atividades lúdicas. Foram desenvolvidos exercícios focados em ortografia com técnicas de adaptabilidade que visam o aperfeiçoamento da escrita. Os testes de software demonstraram que o SG desenvolvido fornece resultados com a precisão dentro do que foi especificado. Espera-se com este SG motivar jovens com síndrome de Down a manter um constante treinamento para melhora da escrita.

Palavras-chave: *serious game, escrita, síndrome Down, ortografia.*

Abstract -Young people with Down syndrome have difficulty with the Portuguese language, especially with writing. Therefore, this research aims to describe the development of a serious game (SG) to help these young people to train and improve the development of writing. This SG combines a two-dimensional user-friendly graphical interface with interactive mechanisms in which learning strategies have been implemented with recreational activities focused exercises were developed in spelling with adaptability techniques aimed at writing improvement. Software tests showed that SG developed provides results with accuracy within what was specified. It is hoped that this SG motivate young people with Down syndrome to maintain a constant training for writing improvement.

Keywords: *serious game, writing, Down syndrome, orthography.*

Introdução

O desenvolvimento mental e as habilidades intelectuais de crianças com síndrome de Down abrangem uma extensão entre o retardado mental severo e a inteligência próxima à normal [1]. O aprendizado delas ocorre em um ritmo mais lento devido à dificuldade de concentração e de reter memórias de curto prazo [2][3]. Elas não se

concentram o tempo suficiente para guardar as instruções recebidas porque ocorre uma fadiga muito rápida e, com o cansaço, a energia necessária para manter a concentração se esgota [4].

A dificuldade dessas crianças reterem memórias proporciona um grande impacto na aprendizagem da linguagem, mais especificamente na apropriação da escrita [2]. Porém, elas podem alcançar progressos consideráveis se contarem com boa estimulação do meio, facilitada por profissionais capacitados e, sobretudo, pela família com a qual convivem diariamente [5].

É importante compreender que aprender a ler e a escrever constitui uma aquisição cognitiva linguística complexa, na qual estão incluídas as compreensões dos símbolos desta e seu funcionamento. Aprende-se a ler e a escrever, lendo e escrevendo textos complexos e significativos. Nesse contexto, é importante destacar que cada estudante, independentemente de qualquer deficiência, tem um perfil único, com habilidades e dificuldades em determinadas áreas [4][6][7]. Porém, o processo de aquisição da leitura e escrita em crianças com a síndrome de Down apresenta um grau de dificuldade maior devido ao comprometimento dos mecanismos de atenção e iniciativa, dos processos de memória, dos mecanismos de correlação e análise e dos processos de linguagem expressiva e receptiva. Algumas crianças com SD apresentam dificuldades para aprender a ler devido às dificuldades que têm para compreender o conceito de ler, à falta de motivação para ler ou a distúrbios de visão ou audição que prejudicariam a aquisição da leitura e escrita [4].

Especialistas acreditam que aliar a computação à aprendizagem pode proporcionar um grande benefício para crianças e jovens [7], em especial jovens com síndrome de Down, pois não é simplesmente expor conteúdos através de *serious game*, mas sim estimular o processo de memorização deles [8]. Estes softwares estão bastante disseminados atualmente, de modo que podem ser usados como ferramentas instrucionais eficientes para facilitar o aprendizado e aumentar a capacidade de retenção daquilo que foi ensinado, auxiliando funções mentais e intelectuais do jovem através de uma forma divertida e motivadora [9]. Além disso, também permitem o reconhecimento e entendimento de regras em algumas áreas, identificação dos contextos que elas estão sendo utilizadas. Podem proporcionar participação em um

mundo de faz de conta, expondo o usuário a desafios em busca de entretenimento. Através deles se revelam a autonomia, criatividade, originalidade e a possibilidade de melhorar a memorização [9].

Portanto, o objetivo deste trabalho é desenvolver um *serious game* para auxiliar jovens com síndrome de Down a aprimorar a qualidade da sua escrita e que esse software proporcione um treinamento de conhecimento de forma prazerosa e inovadora, que não seja meramente um sinônimo de automação de tarefas que se referem à leitura e escrita.

Materiais e Métodos

O *serious game* foi desenvolvido após interações com uma equipe multidisciplinar composta por profissionais de educação, psicologia e engenharia da computação, como sugerido na literatura para desenvolvimento de objetos de aprendizagem [4]. Foram também considerados os princípios de Engenharia de Software, como o modelo de maturidade de software CMMI (Capability Maturity Model Integration) criado pelo Software Engineering Institute da Carnegie Mellon University [10] e as normas que regem os processos de desenvolvimento e avaliação de software, as normas ISO/IEC 9126 e ISO/IEC 14598 [11] [12].

Para implementação do método de treinamento da ortografia foi usado o Java SE Development Kit, que é um pacote de ferramentas para desenvolver aplicações para plataforma Android com a ferramenta Eclipse. O Android é a plataforma mobile mais utilizada no mundo. Segundo dados do IDC (International Data Corporation), o Android está presente em quase 85% dos smartphones em mais de 190 países ao redor do mundo, sem contar com o Android TV, Android Wear e Android Auto, que estão entrando no mercado também [13].

Segundo a equipe multidisciplinar, o *serious game* deve introduzir o jovem com síndrome de Down em um ambiente que explora o treinamento da escrita. Por isso, foi usado como cenário um ambiente dividido em atividades com conteúdo na área de português, em que foram implementados cinco modelos de exercícios para treinamento na escrita correta de palavras, construção e formação de frases. Além disso, para torná-lo mais atrativo para os jovens com síndrome de Down, foi aplicada a ideia de gamificação, que relaciona ações que envolvem jogos (ou seja, Game + action).

A Gamificação consiste, portanto, em aplicar o conceito de jogos em outros assuntos que não tenham relação apenas com entretenimento, ou seja, aplicar pontuação, desafio, níveis de dificuldade, ganho ou perda de energia/vida à medida que o usuário acerta ou erra algo [9]. O *serious game* gera recompensas imediatas criando mais estímulos para os acertos, o jogador recebe moedas que podem ser trocadas por acessórios para personalizar o seu avatar.

O diagrama de caso de uso (Figura 1) deste *serious game* foi elaborado com base nas reuniões realizadas com a equipe multidisciplinar. Cada caso de uso consiste em uma sequência de passos que descrevem uma interação entre o usuário e o sistema [8], ou seja, especificam o comportamento do sistema, descrevendo as funcionalidades [14], onde foram inseridas tarefas para treinamento da ortografia.

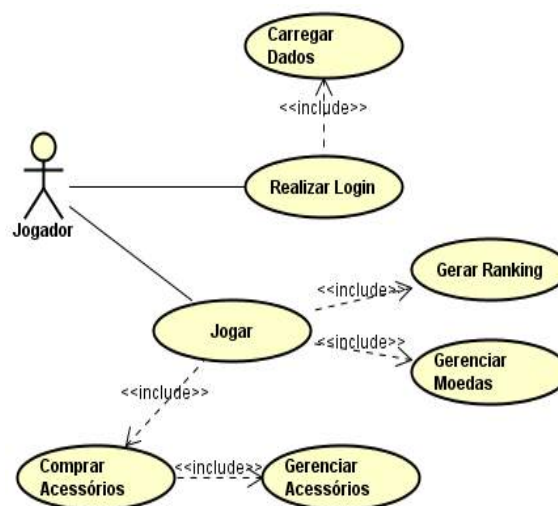


Figura 1: Diagrama do caso de usos do serious game.

As fases do método/jogo foram modeladas inicialmente utilizando-se a técnica de desenho a mão livre (Figura 2) e, em seguida, coloridos e totalmente vetorizados utilizando-se o software Illustrator 2015. Além disso, o design do método foi concebido de modo a agradar os jovens e com grande capacidade de promover o engajamento, a curiosidade, a colaboração, o aprendizado pelos erros, etc.



Figura 2: Esboço do método computadorizado.

Neste *serious game* o jogador irá desenvolver cinco tipos diferentes de exercícios focados na ortografia, sendo que no primeiro deve identificar a escrita correta da palavra, no segundo formar a palavra corretamente, no terceiro completar a frase, no quarto identificar a pontuação correta na frase e no quinto ordenar uma frase. Os exercícios serão executados de uma forma aleatória com um *feedback* imediato em relação à correção para o jogador. A recompensa do acerto será moedas, que podem ser trocadas por acessórios para o jogador personalizar o seu avatar. Isto pode despertar no jovem o interesse em realizar

mais exercícios para satisfazer seus desejos na compra de acessórios para o seu avatar.

Foi aplicado o protocolo de testes de software conforme determinam as normas ISO/IEC 9126 e ISO/IEC 14598. Foram verificadas funcionalidade, usabilidade, confiabilidade, eficiência, manutenibilidade e portabilidade. Para realizar esses testes foram gerados casos de teste que abrangem todas as fases implementadas a fim de checar se as sequências de exercícios estão ocorrendo como esperado, ou seja, que permitem a identificação do exercício e das variações de acertos. A avaliação do *serious game* em cenários reais de uso por jovens com síndrome de Down será efetivado em trabalhos futuro.

Resultados

Para exemplificar o jogo são apresentadas algumas figuras que ilustram as atividades implementadas. A figura 3a ilustra a primeira interface, onde o jovem pode digitar login e senha para jogar. Caso não tenha um login, pode se cadastrar e visualizar o ranking do jogo. A figura 3b ilustra a tela para cadastramento, onde o jogador cadastra os seus dados e escolhe um avatar, que pode ser um menino ou menina. As figuras 3c, 3d e 4a apresentam modelos de exercícios que serão apresentados de forma aleatória ao jogador.

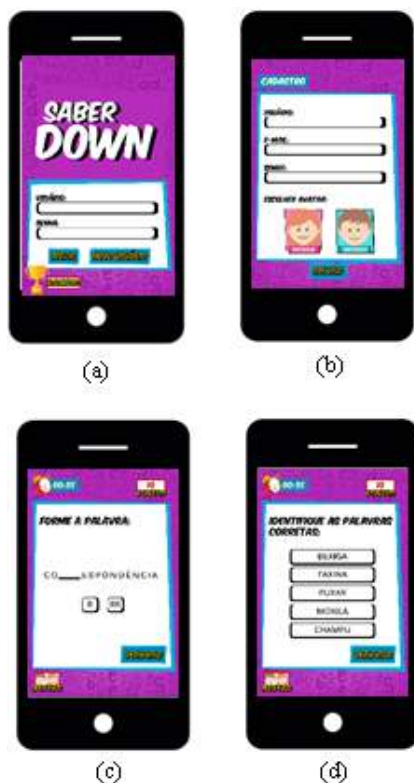


Figura 3: Interfaces do *serious game*: (a) autenticação de usuário, (b) cadastro, (c) e (d) exercícios.

A figura 4b apresenta a forma de *feedback* que o jogador irá receber, após realizar o exercício. A figura 4c apresenta a loja, onde o jogador poderá escolher

acessórios para trocar por suas moedas. A figura 4d apresenta o armário com todos os acessórios já adquiridos pelo jogador.



Figura 4: Interfaces do *serious game*: (a) exercício, (b) feedback, (c) loja e (d) itens adquiridos.

Discussão

O *serious game* desenvolvido apresenta algumas características relevantes, que os especialistas em jogos consideram importantes tanto aos jogos de entretenimento como no processo de ensino e aprendizagem, tais como *feedback* imediato, jogabilidade, facilidade de uso e mecânica. Além disso, a avaliação dos especialistas colaboradores do projeto auxiliou no aprimoramento deste software para torná-lo de fato um material diferenciado capaz de contribuir com o processo de treinamento da escrita para jovens com síndrome de Down. Segundo eles, o *serious game* desenvolvido é capaz de despertar curiosidade, motivação, iniciativa e a autoconfiança, o que pode gerar interesse em aprender.

Os testes de software mostraram que o método desenvolvido fornece resultados com uma precisão dentro do que foi especificado, que se mantém no nível de desempenho nas condições estabelecidas. Além disso, o uso das interfaces pode ser compreendido e aprendido com facilidade bem como os tempos de resposta (ou de processamento) estão dentro das especificações.

Conclusão

O *serious game* foi implementado conforme o levantamento de requisitos realizado para incentivar jovens a treinar e melhorar a escrita, possibilitando uma integração construtiva entre pensamento e ação.

Espera-se com o desenvolvimento deste *serious game* que o jovem com síndrome de Down, mesmo estando em sua casa, possa executar atividades que estimulem a escrita correta dando apoio ao trabalho realizado no projeto Rede de Gente que acompanha o processo contínuo de crescimento pessoal destes jovens. Os testes de qualidade de uso (usabilidade e funcionalidade), realizados para cada uma das fases, permitiram verificar que as sequências de atividades e os *feedbacks* (em forma de imagem e por escrito) implementados estão sendo executados como esperado.

Contudo, trata-se de um protótipo, uma proposta de *serious game* para auxiliar jovens com síndrome de Down a melhorar o processo de escrita. Sua efetividade como ferramenta educacional será verificada em trabalhos futuros, quando o software será disponibilizado para o projeto a Rede de Gente que tem o objetivo de preservar o desenvolvimento já atingido por jovens com síndrome de Down, além de se dar sequência no processo contínuo de crescimento pessoal através de planos individualizados, respeitando faixa etária, histórico de vida, estilo de personalidade e contexto social. Os testes de efetividade ressaltarão possíveis ajustes que devem ser realizados para melhorar o *serious game*.

Agradecimentos

Os autores agradecem ao apoio financeiro da UMC, FAEP/UMC e CAPES. À psicóloga Gisele Gasparetto e a especialista em Língua Portuguesa Maria Filomena Martins de Almeida Gomes. Ao projeto de apoio a inclusão Rede de Gente.

Referências

- [1] Smith DD. Introdução à educação especial ensinar em tempo de inclusão, 5ª edição – 2008.
- [2] Amaral M, Gomedí G. Desenvolvimento de Software Educacional para Crianças Portadoras de Síndrome de Down. In: CBComp 2004.
- [3] Netto OLC, Bissaco MAS. Proposta de método computadorizado para auxiliar crianças com síndrome de Down a memorizar rotinas diárias In: XXIII Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica, 2012, Porto de Galinhas.
- [4] Farrell M. Dificuldades de aprendizagem moderadas, graves e profundas. Porto Alegre: Artmed, 2008.
- [5] Pierini LM, Valentim MAC; Cardoso A. Brinquedos Numéricos: um jogo para o ensino dos conjuntos numéricos. Disponível. In: Anais do 23º

- Simpósio Brasileiro de Informática na Educação, 2012.
- [6] Lima IA, Bissaco MAS, Lima LMPR, Domingues AM. Development of Virtual Environment to Help Minimizing Written Expression Disorder In: IFMBE Proceedings.1 ed. Switzerland: Springer International Publishing, 2015, v.49, p. 793-796.
- [7] Domingues AM, Castro MV, Machado HP, Bissaco MAS. Sistema computadorizado para motivar crianças com transtorno na expressão escrita In: XXIII Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica, 2012, Porto de Galinhas.
- [8] Bissoto ML. O desenvolvimento cognitivo e o processo de aprendizagem do portador de síndrome de Down: revendo concepções e perceptivas educacionais. Ciências & Cognição; Ano 2, v. 4, mar/2005.
- [9] Aguilera M, Méndiz A. Vídeo Games and Education. ACM Computer in entertainment. v. 1, n.1, artigo 1, 2003.
- [10] Pressman R. Software Engineering: A Practitioner's Approach. 6th ed. McGraw-Hill, 2004.
- [11] Couto A. CMMI: Integração dos Modelos de Capacitação e Maturidade de Sistemas. São Paulo, SP. Editora Ciência Moderna, 2007.
- [12] Associação Brasileira de Normas Técnicas. NBR ISO/IEC9126-1 Engenharia de software - Qualidade de produto - Parte 1: Modelo de qualidade. 2003
- [13] Bittner K, Spence I. Use Case Modeling. Addison-Wesley Object Technology Series, 2003
- [14] Associação Brasileira de Normas Técnicas. NBR ISO/IEC14598-4 Engenharia de software - Avaliação de produto - Parte 4: Modelo de qualidade, 2003

ASSESSMENT OF INSECTICIDE RESISTANCE ONSET

H. Schechtman*, Max O. Souza** and D. Valle*

* Fundação Oswaldo Cruz, Rio de Janeiro, Brazil

** Universidade Federal Fluminense, Niterói, Brazil

e-mail: helio.schechtman@fiocruz.br

Abstract: *Chemical insecticides are still largely employed to control vector populations, resulting in significant enhancement of resistance. Resistance is a genetically mediated phenomenon, that generally bears a fitness cost to the resistant populations. Based in this scenario, we employed an in silico model parametrized for Aedes aegypti and evaluated the effects of common insecticide application policies employed in the country on the development of resistance profiles. Therefore, for certain modulating fitness costs two parameters were obtained: 1) “Purgatory Time” - the onset time for transforming a mainly susceptible population into a mainly resistant one (50% frequency of the resistant gene) and 2) “Damnation Index” - the ration for reversal to susceptibility after stopping insecticide use, once the resistance gene is prevalent in the population. The methodology and results herein presented represent a pioneering effort to provide means to model and assess the development of insecticide resistance. Comparison of the effects of insecticide application policies with the employment of the methodology here described is possible and may help shed some light on the choice of the best procedure for vector control with minimum insecticide resistance development.*

Keywords: *Aedes aegypti*, Insecticide resistance, Population dynamics.

Introduction

Aedes aegypti, the main dengue vector worldwide, has recently been associated to the transmission of other “novel” emerging arboviruses, such as chikungunya and Zika [1] [2] [3]. In the absence of specific drugs or vaccines, vector control is presently the only available option. Although community engagement is increasingly recognized as an important component of vector control, chemical insecticides are still largely employed to reduce the size of *Aedes aegypti* populations. Insecticides are used against a particular stage of the arthropods life-cycle, such as larvicides or adulticides [4]. As a consequence of the intense public and domestic use of insecticides significant enhancement and dissemination of resistance have been shown in field measurements of mosquito populations.

Several mechanisms might lead to development of insecticide resistance, the main ones being alterations of

their target sites and metabolic resistance. In all cases, resistance is likely to be genetically mediated, and due to mutations in one or more genes. In fact, the multifactorial nature of insecticide resistance, as well as their impact in several development and viability features is currently a general feature of *Aedes aegypti* populations regarding different insecticide classes [5] [6] [7].

Specifically, in the case of pyrethroid-based insecticides the main mechanism for resistance is target-site alteration [6] [8], *i.e.* a genetic mutation also known as Knock-Down Resistance - *KDR*. Albeit, the fitness costs imposed by most resistance mechanisms, *KDR* being no exception, once a mutation occurs it can spread very fast with slow reversal in the absence of insecticide pressure [9]. Indeed, it has been documented in field populations, particularly in Brazil, a large increase in these *KDR* genes frequency and even their fixation [10].

With this picture in mind, we employed an *in silico* model parametrized for *Aedes aegypti* adapted from [11]. The model was extended by allowing a class of typical chemical larvicides and pyrethroid adulticides and their common usage policies to impact on the death rates of those selected stages.

We then investigated how these insecticide application policies can induce the development of resistance profiles such as those presented in the literature.

Materials and methods

The population dynamics of *Aedes aegypti* was described by a stage-structured model comprising five stages, and three genotypes that are associated to a genetically mediated resistance by a single locus with two alleles as presented in [11].

In broad terms, the model assumed that genotypes with the resistance allele presented fitness costs. Resistance impinged a uniform modulating cost on oviposition, death and per capita intra-specific death rates. Transition rates between stages are highly dependent on seasonal influence and therefore exhibit seasonality themselves, and hence are periodic in time. Eggs are laid by parous winged mosquitoes, under the assumptions of random mating and Mendelian inheritance. Oviposition rates for mating encounters of identical genotypes carrying the resistance allele were penalized by the corresponding costs. For mating encounters of

parents of different genotypes a geometric mean of the corresponding rates was employed. Under the above assumptions, a natural choice was to describe the model using an ODE system.

The model was then modified and extended by allowing a class of typical chemical larvicides and pyrethroid adulticides and their common usage policies to impact on the death rates of those selected stages.

The *in silico* experiments produced estimates of the frequency of the resistance gene as a function of time for specific insecticide usage policies. Therefore, for certain modulating fitness costs two parameters, “Purgatory Time” and “Damnation Index”, were obtained.

The parameter “Purgatory Time” is the onset time for transforming a mainly susceptible population, *i.e.* 98% frequency of the susceptibility gene, to a mainly resistant one, 50% frequency of the resistance gene, as a result of the application of insecticide. The “Damnation Index” denotes the ration of the additional time for reversal to susceptibility after stopping insecticide use, once the resistance gene is prevalent in the population, to the length of time of insecticide application.

Results

Figure 1 presents a typical evolution of the population of parous mosquitoes for a modulating fitness cost of 0.05 when subjected to larvicide and adulticide application for 100 years, *i.e.* 36500 days. Larvicide was applied all year round whilst adulticide was applied 5 consecutive days every week during the summer period.

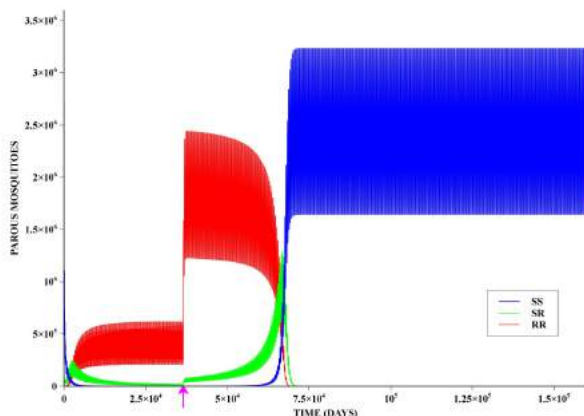


Figure 1 – Typical evolution of the parous mosquitoes population when subjected to application of larvicide and adulticide. Magenta arrow marks interruption of insecticide use at 100 years.

Figure 2 presents the typical evolution of the resistance gene R as a function of time for a modulating fitness cost of 0.05 when subjected to the same larvicide and adulticide application scheme depicted in Figure 1, and also for 100 years.

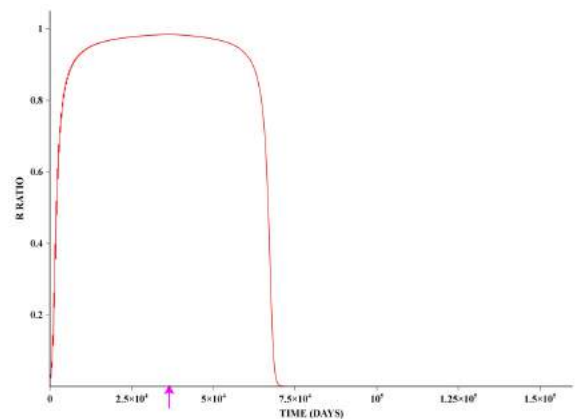


Figure 2 – Typical profile of the frequency of the resistance gene R when subjected to application of larvicide and adulticide. Magenta arrow marks interruption of insecticide use at 100 years.

Bearing in mind that for each frequency of the resistance gene R greater than 50%, it is possible to estimate the time for reversal to a mainly susceptible population according to a formula of the type below [11] as shown in Equation 1.

$$T_{Reversal} = (p - p^x) / (a_0 + a_1 p + a_2 p^2 + a_3 p^3) \quad (1)$$

where *p* is the frequency of the resistance gene and *p^x* is a critical frequency, usually 0.5.

Figure 3 presents a typical time for resistance reversal as a function of time of insecticide application after the employment of equation 1 for the frequency profile of the resistance gene R as shown in Figure 2.

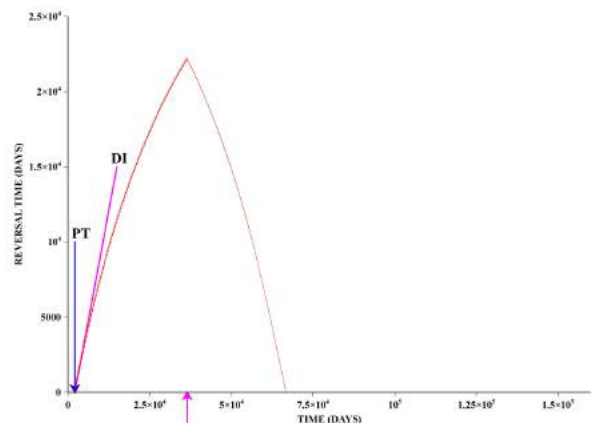


Figure 3 – Typical time for resistance reversal as a function of time of insecticide application (performed for the maximum of 100 years in this example). Note that the graphic depicts exclusively resistant R gene frequencies higher than 50%. Magenta arrow marks interruption of insecticide use at 100 years. “Purgatory Time” (PT) and “Damnation Index” (DI) are also shown in the figure.

Graphically, the “Purgatory Time”, *i.e.* PT , is the time at the onset of the upward curve. The “Damnation Index”, *i.e.* DI , is the slope of the curve.

The “Purgatory Time”, is the period of time needed for the resistance gene R to attain the critical frequency of 50%; for the results presented in Figure 3 above it is 2,100 days, or approximately 6 years.

The “Damnation Index”, which corresponds to the number of days for reversal to susceptibility added by each day of insecticide application for the same results presented in Figure 3 above is 0.45. Therefore, every two days of insecticide application increases in approximately one day the necessary time for reversal.

The concepts of “Purgatory Time” and “Damnation Index” obviously will depend both on the insecticide application policy and the modulating fitness cost. Figure 4 presents the behavior of the “Purgatory Time”, for a given constant insecticide application policy, as a function of the modulating fitness cost.

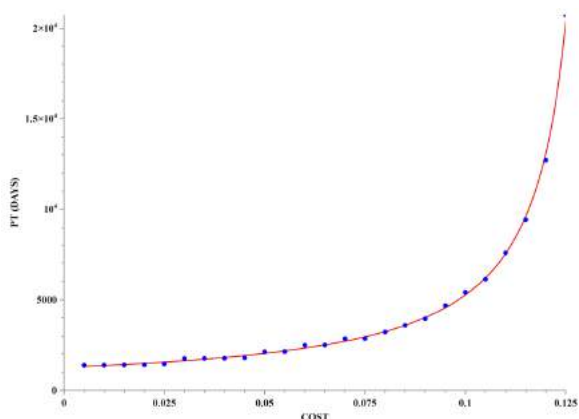


Figure 4 – “Purgatory Time” as a function of modulating fitness cost.

Figure 5 presents the behavior of the “Damnation Index”, for a given constant insecticide application policy, as a function of the modulating fitness cost.

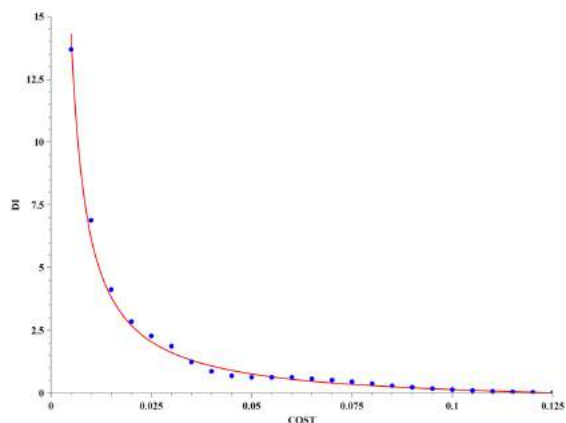


Figure 5 – “Damnation Index” as a function of modulating fitness cost.

As expected the “Purgatory Time” is directly proportional to the modulating fitness cost. Conversely, the “Damnation Index” is inversely proportional to the modulating fitness cost.

Discussion

The methodology and results herein presented are, to the best of our knowledge, a pioneering effort to provide means to model and assess the development of insecticide resistance.

Comparison of the effects of insecticide application policies with the employment of the methodology here described is possible and may help shed some light on the choice of the best procedure for vector control with minimum insecticide resistance development.

Alternatively, use of “Purgatory Time” and “Damnation Index” together with population size as control functions for optimization of insecticide policies may provide an improvement on the useful lifetime of the available chemical insecticides.

Additionally, an interesting phenomenon might occur and may be assessed with the use of the parameters “Purgatory Time” and “Damnation Index”. Consider the use of insecticide for a time shorter than the parameter “Purgatory Time” for a given application policy. Even though there is no noticeable increase in reversal time, as would be evidenced by the “Damnation Index”, still the frequency of the resistance gene R might be increasing. A public officer, responsible for implementing the insecticide application policies, might reason that such a given procedure is safe. However, repeated applications of such “safe” procedure might lead to an unforeseen catastrophic scenario of resistant populations. Such a scenario might be even harsher if the population is not geographically homogeneously, but is distributed in patches that might constitute safe havens.

References

- [1] WHO Dengue and severe dengue - Fact sheet N°117. Dengue and severe dengue - Fact Sheet N 117 [Online]. 2013, Available from: <http://www.who.int/mediacentre/factsheets/fs117/en/index.html>.
- [2] Weaver SC. Arrival of chikungunya virus in the New World: Prospects for spread and impact on public health. *PLoS Neglected Tropical Diseases*. 2014, 8(6): e2921.
- [3] Bastos LFCS. Organização Mundial da Saúde anuncia emergência de saúde pública de importância internacional [Online]. 2016, Available from: http://www.paho.org/bra/index.php?option=com_content&view=article&id=4991:organizacao-mundial-da-saude-declara-emergencia-de-saude-publica-de-importancia-internacional&Itemid=816.

- [4] Hemingway J and Ranson H. Insecticide resistance in insect vectors of human disease. *Annual Review of Entomology*. 2000, 45: 371–391.
- [5] Belinato TA, Martins AJ and Valle D. Fitness evaluation of two Brazilian *Aedes aegypti* field populations with distinct levels of resistance to the organophosphate temephos. *Memórias do Instituto Oswaldo Cruz*. 2012, 107(7):916–922.
- [6] Martins AJ, Ribeiro CDM, Bellinato DF, Peixoto AA, Valle D and Lima JBP. Effect of insecticide resistance on development, longevity and reproduction of field or laboratory selected *Aedes aegypti* populations. *PLoS ONE*. 2012, 7(3):e31889.
- [7] Belinato TA and Valle D. The impact of selection with diflubenzuron, a chitin synthesis inhibitor, on the fitness of two Brazilian *Aedes aegypti* field populations. *PloS One*, 2015, 10(6):e0130719.
- [8] Du Y, Nomura Y, Satar G, Hu Z, Nauen R, He SY, Zhorov BS and Dong K. Molecular evidence for dual pyrethroid-receptor sites on a mosquito sodium channel. *Proceedings of the National Academy of Sciences of the United States of America*. 2013, 110(29):11785–11790.
- [9] Garcia, GA. Dinâmica da resistência a inseticidas de populações de *Aedes aegypti* (Linnaeus, 1762) de quatro regiões do Brasil. [MSc dissertation], Rio de Janeiro: Fundação Oswaldo Cruz; 2012.
- [10] Linss JGB, Brito LP, Garcia GA, Araki AS, Bruno RV, Lima JBP, Valle D and Martins AJ. Distribution and dissemination of the Val1016Ile and Phe1534Cys Kdr mutations in *Aedes aegypti* Brazilian natural populations. *Parasites & Vectors*. 2014, 7(1):25.
- [11] Schechtman H and Souza MO. Costly Inheritance and the Persistence of Insecticide Resistance in *Aedes aegypti* Populations. *PLoS ONE*. 2015, 10(5):e0123961.

RETRATAÇÕES DE ARTIGOS CIENTÍFICOS EM REVISTAS DA ÁREA DE NANOTECNOLOGIA NO PERÍODO DE 1975 A 2015

L.P. Volpi* e L.M. Sá*

*Programa de Engenharia Biomédica, COPPE/UFRJ, Rio de Janeiro, Brasil

e-mails: luizavolpi@peb.ufrj.br e leticiams8@peb.ufrj.br

Resumo: Estima-se que nos últimos anos o número de retratações de publicações científicas aumentou em dez vezes. O estudo deste fenômeno é essencial para o desenvolvimento ético da ciência. Este trabalho teve como objetivo caracterizar o perfil de retratações da área de Nanotecnologia em comparação aos perfis encontrados em outras áreas, levando em consideração fatores geográficos e temporais dos estudos, a partir de informações obtidas no sítio PUBMED. A busca das retratações se deu utilizando o descritor “*Nanotechnology*” e as retratações encontradas a partir do indexador foram classificadas entre: plágio, erro e fraude. Avaliou-se o perfil temporal das retratações (em períodos fixos de 10 em 10 anos), o país de origem da pesquisa do artigo retratado e o fator de impacto das revistas. Foram encontradas no total 10 retratações (0,019% do total de publicações na área, índice também encontrado no mundo científico, em geral), dentre elas quatro plágios, duas fraudes e quatro erros. Nota-se que houve um maior número relativo de retratações nas publicações entre os anos 1995-2004 (0,049%). Com apenas dez trabalhos retratados, não foi possível avaliar a relação entre fator de impacto, país de origem e retratação, nem de observar um motivo que seja mais comum para as retratações na área. Os resultados podem sugerir a necessidade de maior atenção à ética na formação de cientistas.

Palavras-chave: Retratações, nanotecnologia, ética na ciência.

Abstract: *It is estimated that in the last years the number of retractions in scientific publications increased tenfold. Studying this phenomenon is essential for the ethical development of science. The objective of the present study was to characterize the retraction profile in the area of Nanotechnology, taking into consideration geographical and temporal factors of the studies, based on information provided by PUBMED. Retractions search was performed using the “Nanotechnology” descriptor and retractions were classified in three types: plagiarism, error and fraud. The temporal profile of retractions was evaluated (in fixed periods from 10 to 10 years), their country of origin and the journals impact factor. In total, there were 10 retractions (0.019% from all publications in the area, a result also found in the scientific world, in general). Four were due to plagiarism, two were due to frauds and four to errors. It is seen that there was a relative increase in retractions (0.049%) from papers published between the years 1995-2004. With only ten retractions, it was not possible to infer a relationship*

between impact factor, country of origin and retraction, neither a more common retraction motive was observed for the area. Results might suggest a need for greater attention to ethics in the formation of scientists.

Keywords: *Retractions, nanotechnology, ethics in science.*

Introdução

A retratação é um mecanismo utilizado para anunciar o cancelamento de um artigo já publicado, ou, em alguns casos, corrigir ou registrar seus problemas. A retratação pode ser requisitada pelo editor-chefe da revista, por patrocinadores acadêmicos e institucionais ou pelos próprios autores. Em geral, retratações podem ocorrer por motivos como publicação duplicada, plágio, autoplágio, fraude, conflito de interesses, erros (tanto na execução experimental quanto na execução da escrita), por argumentação infundada ou por conter dados irreproduzíveis. Dessa forma, a retratação pode ser uma consequência tanto de um erro honesto quanto de comportamentos antiéticos dos autores. [2,3].

Retirar um artigo de circulação após sua publicação é considerado um evento raro no meio acadêmico, entretanto, na última década, o número de retratações aumentou em dez vezes se comparado com a década anterior [2,3]. Pesquisas mostram que é possível verificar associações entre retratações e índices cientométricos – como o fator de impacto (FI) das revistas, índice H, país desenvolvedor da pesquisa, área de pesquisa – e características do artigo, como ano de publicação, número de citações que o artigo recebeu e ainda recebe (mesmo retratado) [1,2,4,5,6].

Há um extenso debate de que algumas causas de retratação aumentam mais rapidamente que outras. Cientistas se deparam cada vez mais com uma maior pressão para publicar, e, com isso, o número de artigos retratados por fraude e plágio mostra-se cada vez maior. Editores de revistas enfrentam maior demanda de rigor no processo de revisão e maior necessidade de implementar medidas para evitar práticas antiéticas [7]. Entretanto, nos últimos anos, a utilização de ferramentas computacionais que detectam plágio tornou-se comum. Estaria então a capacidade crítica do mundo científico melhorando, ou a má-conduta de cientistas aumentando? O sistema da comunidade científica é falho, pois opera baseando-se na busca pela verdade e na confiança da boa prática como intrínsecas à ciência, mesmo esta sendo uma atividade humana, sujeita às manipulações e imperfeições [8]. A importância de estudar-se as causas de retratação é inerente à manutenção da veracidade da

ciência e de seu desenvolvimento ético, apesar do estigma associado às retratações [8,9].

A nanotecnologia é um tema amplo, emergente e ainda pouco explorado quanto às suas retratações, justificando seu estudo. Desta forma, o presente estudo teve como objetivo caracterizar o perfil de retratações da área de Nanotecnologia, levando em consideração fatores geográficos, temporais e FI das revistas [4,5,6].

Materiais e Métodos

A ferramenta de busca PUBMED (MEDLINE) foi utilizada por ser o maior banco de dados na área de saúde para publicações científicas. O procedimento de busca foi realizado por meio do uso dos filtros “*Retracted publications*” e “*Retraction of publications*”.

O descritor eleito como representativo do tema foi o termo “*nanotechnology*”, entre as possibilidades “*nanoscience*” e “*nanoscale*”, por ser o mais abrangente. Todas as retratações encontradas foram analisadas, sem limitações geográficas ou de período de tempo.

Baseando-se em classificações já estabelecidas na literatura [1,4,5], as principais causas de retratação foram subdivididas em: fraude, plágio e erro. Foi classificado como plágio quando: houve replicações de figuras sem consentimento prévio e quando uma quantidade considerável de texto houvesse sido copiada de outros artigos já publicados. Foi classificado como fraude quando: houve manipulação dos dados ou das figuras. Foi classificado como erro quando: houveram erros no procedimento experimental, ao reportar os dados, ou no conteúdo escrito e referenciado. Estas causas foram localizadas no sítio eletrônico PUBMED ou pelas notas de retratação das revistas responsáveis pelas respectivas publicações. Foi realizada uma dupla revisão independente da classificação para sua validação. Não foram reportados casos em que mais de uma causa foi encontrada por retratação.

A seguir foram realizadas análises descritivas para a classificação dos artigos retratados relativamente às causas de retratação, aos periódicos e aos países em que as pesquisas foram conduzidas. Essas informações foram também retiradas do PUBMED.

Adicionalmente, efetuou-se uma análise referente à visibilidade da revista, na qual se pretendeu avaliar a existência de uma possível relação entre a importância relativa da revista e a causa de retratação. Essa visibilidade foi avaliada pelo FI de cada revista, obtido no sítio eletrônico *Citefactor* <<http://www.citefactor.org/>>. Além disso, verificou-se o perfil temporal de retratações, classificando-as por década. O local da pesquisa foi definido como o país em que a pesquisa foi realizada. As análises estatísticas foram realizadas pelo Excel.

Resultados

Ao pesquisar o termo *Nanotechnology* no PUBMED, foram encontrados 51745 trabalhos

publicados até o dia 28 de abril de 2015. A primeira publicação ocorreu em 1978. De todos os trabalhos, 10 sofreram retratações, sendo a primeira em 2003. Isto implica em um percentual total de artigos retratados de aproximadamente 0,019%. A Figura 1A mostra as retratações por ano, nas quais uma ocorreu na terceira década analisada e nove na quarta década. A Figura 1B mostra que 1 artigo foi publicado no período de 1975-1984, 22 no período de 1985 a 2004, 4057 no período de 1995-2004 e o restante na última década.



Figura 1: Quantidade de artigos retratados (A) e publicados (B) na área de Nanotecnologia e razão entre retratações por publicações (C) em períodos de 10 em 10 anos.

No período de 1995 a 2004, aproximadamente 0,025% dos artigos publicados foram retratados, enquanto que de 2005 em diante esta estatística foi de aproximadamente 0,019% (Figura 1C).

A Tabela 1 lista os artigos e suas respectivas características de publicação e retratação. Duas foram por motivo de fraude, quatro por plágio e quatro por erro. Não houveram casos em que mais de uma causa de retratação fosse apontada.

Pela Tabela 1, observa-se que o artigo retratado em

2005 foi publicado em 2003. Levando-se em consideração o período de publicação para análise de retratações, 2 artigos seriam considerados para o período 1995-2003 e 8 para o período de 2005-2015, totalizando em um percentual de retratações por publicações de aproximadamente 0,049% e 0,017%, respectivamente.

Discussão

A análise das retratações na área de Nanotecnologia sugere que sua proporção total é pequena e condizente com o perfil de retratações do mundo científico, que possui um percentual aproximadamente igual de artigos retratados em relação aos publicados [6]. No entanto, devido ao pequeno número de trabalhos retratados e à emergência do tema, os resultados não são definitivos e devem ser considerados apenas sugestivos de possíveis particularidades.

Levando este aspecto em consideração, foi possível observar que a quantidade de retratações foi maior no período de 1995 a 2004 e reduziu de 2005 a 2015. A aprimoração da vigilância feita tanto pelos pesquisadores quanto pelos periódicos é possivelmente um fator contribuinte para tal [5].

As dez retratações ocorreram somente a partir de 2003, e nas duas primeiras décadas (1975-1994), apenas 23 artigos foram publicados no total. Apesar de ocorrer

um aumento substancial na taxa de retratação no mundo científico como um todo, não é possível afirmar que isto foi observado no presente estudo. Considerando a emergência da área e, portanto, admitindo a escassez dos dados analisados no presente estudo, no máximo pode-se estipular que os resultados obtidos sugerem que o aumento no número de retratações na área aparenta ser reflexo do aumento significativo no número de publicações na última década [5].

Essa explosão no número de artigos publicados é uma particularidade da área e é possivelmente responsável pela queda na taxa de retratações. Por ser uma área extremamente nova, revistas e autores já se beneficiam dos desenvolvimentos em pesquisa de integridade científica de outras áreas (e.g., ensino, *guidelines* de integridade, vigilância por parte de editores). No entanto ainda é cedo para afirmar que esse seja realmente o caso, sendo necessário ainda um longo período de tempo para que essa observação se confirme.

Se considerarmos que um dos artigos retratados na quarta década foi publicado na década anterior, isto seria indicativo de uma diminuição nos índices de retratações nos periódicos publicados na última década (de 0,05% para 0,02%, aproximadamente). Como a diferença entre os anos de retratação e publicação foi pequena (de 2003 para 2005 somente), tal argumentação é uma tecnicidade, mas este tipo de avaliação pode ser interessante no futuro, especialmente se o intervalo de

Tabela 1: Relação dos artigos retratados com informações a respeito da revista na qual foram publicados e seu FI, local da pesquisa, datas de publicação e de retratação e causa da retratação.

Autor(es) do Artigo	Revista e FI	Local da Pesquisa	Data de Publicação e de Retratação	Causa da Retratação
Majoral J. P.	<i>Biologie Aujourd'hui</i> – Não possui FI	França	23/05/2013 – 30/05/2013	Plágio
Fakruddin M. <i>et al.</i>	<i>Journal of Nanobiotechnology</i> – 4.078	Bangladesh	20/06/2012 – 04/10/2012	Plágio
Anumolu R. <i>et al.</i>	<i>American Chemical Society Nano</i> – 12.033	Estados Unidos	26/06/2011 – 02/04/2015	Fraude
Bhola R. <i>et al.</i>	<i>Journal of Materials Science: Materials in Medicine</i> – 2.379	Estados Unidos	22/05/2011 – 08/11/2011	Plágio
Vaidyanathan R. <i>et al.</i>	<i>Biotechnology Advances</i> – 8.905	Índia	Nov/Dez (2009) – Nov/Dez (2010)	Plágio
Day, D. & Gu, M.	<i>Nanotechnology</i> – 3.672	Austrália	11/03/2009 – 22/04/2009	Erro
Stepp B. <i>et al.</i>	<i>Journal of the American Chemical Society</i> – 11.444	Estados Unidos	30/06/2008 – 03/06/2013	Erro
Wu J. <i>et al.</i>	<i>Nature Materials</i> – 36.425	Estados Unidos	Dez (2005) – Out (2006)	Erro
Cui, D. & Gao, H.	<i>Biotechnology Progress</i> – 1.883	Alemanha	Mai/Jun (2003) – Mar/Abr (2005)	Erro
Schön J.H. <i>et al.</i>	<i>Nature</i> – 42.351	Estados Unidos	18/10/2001 – 06/03/2003	Fraude

tempo entre publicação e retratação é significativamente grande. Por exemplo, a avaliação por período em que as retratações ocorreram pode ser indicativa da implementação de ferramentas utilizadas para evitar fraude e má conduta na ciência, e em parte uma evolução temporal na ética e comportamento de pesquisadores. A avaliação considerando o período da publicação em si pode auxiliar na identificação de perfis comportamentais de cientistas em intervalos de tempo determinados. Desta forma, as duas formas de avaliação devem ser conjuntamente consideradas.

Retratações podem ser difíceis de encontrar, mais encontradas em alguns países que em outros e também mais ou menos frequentes em determinada área de pesquisa. A Itália possui a maior taxa de retratações por plágio, enquanto que a Finlândia possui o maior número relativo de retratações por publicação duplicada. Já em números absolutos, a China fica em primeiro lugar em ambos os quesitos [10].

Devido ao pequeno número de trabalhos retratados, não foi possível observar um motivo que seja predominante para as retratações na área. Entretanto, nas áreas científicas em geral, é possível observar um padrão de aumento perceptível nas retratações por causa de fraude na última década, que foi o menor índice encontrado para a área em questão.

A maioria das pesquisas retratadas por fraude foi realizada em países com tradições em pesquisa (por exemplo, Estados Unidos, Alemanha e Japão, tradição sendo medida geralmente por *Cpp* – “citação por artigo”, que seriam os números de citações divididas pelo número de publicações em um dado período) e publicadas por revistas com um alto FI. Em contraste, a maioria de retratações por plágio surge de países que não possuem uma tradição de pesquisa de longa data, e tais infrações são frequentemente associados com revistas de menor FI [1,2]. Na área estudada, no entanto, não foi possível avaliar uma influência do Fator de Impacto da revista, mas, analisando o local da pesquisa, é possível notar que artigos retratados por plágio foram realizados em países sem tradição como a Índia e Bangladesh, e ambos os artigos retratados por fraude são dos Estados Unidos.

Além disso, os periódicos indexados pelo PUBMED representam uma porção mínima dos milhares de periódicos que existem no mundo, e conseqüentemente, das retratações propriamente ditas. Possivelmente, um maior número de revistas americanas no PUBMED possa refletir em um maior número de retratações nos Estados Unidos [11]. Também é possível ponderar que, proporcionalmente, há um maior investimento econômico em desenvolvimento tecnológico na área da nanociência nos Estados Unidos, o que acarretaria em um maior número de instituições dedicando-se intensamente a pesquisas relacionadas na área [12].

Embora as retratações apresentem uma parcela ínfima da literatura científica, é importante ressaltar que apenas parte dos artigos que deveriam ser retratados sofre a retratação. Como os resultados são apenas sugestivos, estudos futuros na área devem ser efetuados

para que se identifique se há um aumento ou não na taxa de retratação em Nanociência, considerando fatores que possam estar a ele associados (e.g., FI, *Cpp*, etc.).

O aumento global na taxa de retratações gera preocupação e estratégias preventivas para a má conduta devem ser levadas em consideração em todos os ramos da ciência, desde implementações de sistemas formais dentro de instituições (e.g., códigos de conduta em pesquisa, regras e medidas educacionais) até o incentivo ao debate sobre o tema, sua divulgação e ao uso de tecnologias assistivas para detecção de plágio. Preconiza-se uma necessidade de maior atenção à ética na formação de cientistas.

Referências

- [1] Almeida RMVRD, Catelani F, Fontes-Pereira, AJ, Gave, NDS. Retractions in general and internal medicine in a high-profile scientific indexing database. Sao Paulo Medical Journal, (AHEAD). 2015. 00-00.
- [2] Fang FC, Casadevall A, Morrison RP. Retracted Science and the Retraction Index. Infect. Immun. 2011; 79(10).
- [3] Marcus A, Oransky I. What Studies of Retractions Tell Us. Journal of Microbiology & Biology Education. 2014; 15(2):151-4.
- [4] Fang FC, Steen RG, Casadevall A. Misconduct accounts for the majority of retracted scientific publications. PNAS. 2012; 109(42).
- [5] Steen RG, Casadevall A, Fang FC. Why Has the Number of Scientific Retractions Increased? Plos One. 2013; 8(7).
- [6] Wager E, Williams P. Why and how do journals retract articles? An analysis of Medline retractions 1988-2008. Journal of Medical Ethics. 2011; 37:567-70.
- [7] Glina S. Misconduct in scientific publications. Einstein (São Paulo). 2012; 10(4):VII-VIII.
- [8] Smith R. Research misconduct: the poisoning of the well. Journal of the Royal Society of Medicine. 2006; 99(5):232-7.
- [9] Furman JL, Jensen K, Murray F. Governing knowledge in the scientific community: Exploring the role of retractions in biomedicine. Research Policy. 2012; 41(2):276-90.
- [10] Lu SF, Jin GZ, Uzzi B, Jones B. The Retraction Penalty: Evidence from the Web of Science. Scientific Reports. 2013; 3:31-46.
- [11] Loria A, Arroyo P. Language and country preponderance trends in MEDLINE and its causes. Journal of the Medical Library Association. 2005; 93(3):381.
- [12] Michelson ES. Globalization at the nano frontier: The future of nanotechnology policy in the United States, China, and India. Technology in Society. 2008; 30(3):405-10.

MARPE NA ANÁLISE DE PERIGO DA AUTORIZAÇÃO DE COMERCIALIZAÇÃO DOS EQUIPAMENTOS MÉDICOS

Rafael Gomes Fernandes*

* Departamento de Engenharia Biomédica (DEB), Unicamp, Campinas, SP, Brasil
e-mail: haphaeo@gmail.com

Resumo: Considerando as dificuldades na avaliação de equipamentos médicos (principalmente na licença de comercialização) foi proposta uma sistemática de análise, com base na extensão da hierarquia de controle (tratamento) do risco da norma ISO 14971 e do modelo matemático de avaliação de riscos potenciais (MARPE). Esta sistemática foi aplicada na avaliação de equipamentos de aférese disponíveis no Brasil, a partir dos manuais disponibilizados pela ANVISA. A aplicação da abordagem gerou uma ordem de preferência entre os equipamentos, mas nenhum atingiu o nível de aceitabilidade.

Palavras-chave: Matriz de decisão, Licença de comercialização, Equipamento de aférese.

Abstract: *Given the difficulties in evaluating medical equipment (most of all in the premarketing authorization), we proposed a systematic analysis, based on extending the risk control hierarchy (treatment) from the ISO 14971 standard and the mathematical model of potential risk assessment (MARPE). We evaluate the equipments available in Brazil, on the manual provided by ANVISA. Applying the approach created an order of preference among the equipment, but none of them reached the acceptability level.*

Keywords: *Decision matrix, Premarketing authorization, Apheresis equipment.*

Introdução

Os equipamentos médicos são sujeitos a cadastro (classe de risco I e II) e registro (classe de risco III e IV) na Agência Nacional de Vigilância Sanitária (ANVISA), segundo as respectivas RDC ANVISA nº 40/15 e RDC ANVISA nº 185/01, que regulamentam a Lei nº 6.360/76. A análise de perigo do gerenciamento de risco é parte integrante da avaliação do registro de equipamentos médicos e deve seguir a norma técnica ABNT NBR ISO 14971:2009 [1], entre outras normas técnicas nacionais e internacionais, para demonstrar segurança e eficácia [2]. Todavia, as dificuldades de aplicação dessa norma técnica geram um óbice para que fabricantes e reguladores estabeleçam um limite de aceitabilidade [3][4]. Essa prática torna as normas técnicas particulares (específicas para um tipo de equipamento) o limite de aceitabilidade do risco. Contudo, nem sempre é possível a aplicação das normas particulares [5]. Assim, esforços têm sido realizados pelas principais agências do mundo (EUA e Europa)

para tornar a análise mais transparente e objetiva, mas ainda são metodologias qualitativas e subjetivas [6][7]. Poucos artigos foram encontrados sobre o tema, mantendo o caráter anteriormente citado [8].

Neste contexto, o trabalho teve como objetivo desenvolver uma sistemática de análise, com base na extensão da hierarquia de controle (tratamento) [1] e do modelo matemático de avaliação de riscos potenciais (MARPE) [9]. Espera-se como objetivos secundários tornar mais objetivo o limite de aceitabilidade e medir a eficácia do tratamento do risco. Essa proposta já foi apresentada a ANVISA e Fiocruz [10].

Materiais e métodos

Os riscos potenciais no MARPE [9] são representados por indicadores com uma mesma faixa de valores. A agregação dos indicadores é dada por uma média geométrica do produto de indicadores críticos e por uma média simples do somatório de indicadores não críticos, em que são novamente combinados em uma média geométrica dos dois índices críticos e não críticos. O valor final é o indicativo do risco potencial.

Neste artigo, propõe-se uma extensão desse modelo que será denominado Modelo da Avaliação de Risco Potencial Estendida (MARPE). A extensão consiste em listas de riscos ou perigos críticos e não críticos avaliados em uma escala de valores (pontos) do tratamento dado. A escala é uma extensão da norma ISO 14971 [10][11], a qual define uma hierarquia desejável para o tratamento do risco (técnicas de controle do risco), pontuados de 6 a 1, na ordem de preferência: (i) inerente ao design - 6 pontos, (ii) medidas de tolerância a falhas - 5 pontos, (iii) medidas de proteção - 4 pontos, (iv) medidas de detecção - 3 pontos, (v) informações aos usuários/operadores - 2 pontos, e sem qualquer tratamento - 1 ponto. Desses, apenas os itens (i) e (v) aparecem conforme o esquema tradicional da norma ISO 14971. O item 'medidas de proteção' presente na norma ISO 14971 foi subdividido nos itens (ii), (iii) e (iv). Na sequência, um descritivo das técnicas de controle do risco:

(i) **Inerente ao design** - mecanismos incorporados ao desenho do equipamento, mitigando ao máximo a ocorrência ou gravidade do dano; o que o torna seguro pela própria natureza do mecanismo. Exemplos: fontes de baixa voltagem DC ao invés da tradicional AC (120v/220v), evitando choques severos; *checksum* para verificar erros de integridade em software.

(ii) **Medidas de tolerância a falhas** – uso de redundâncias para manter o dispositivo em operação correta, mesmo com falha. Em software, podem ser auto-testes (consistência, desempenho), auto-replicações (cópias de segurança). Em hardware, software supervisor com mecanismo de substituição, mecanismos concomitantes ou componentes de alta confiabilidade.

(iii) **Medidas de proteção (*fail-safe architecture*)** – mecanismos de detecção da situação de perigo e intervenção automática com o objetivo de mitigar a ocorrência ou gravidade do dano. Estratégia típica é a parada do equipamento por falhas ou situação de perigo potencial, na qual não se gere risco maior ao paciente ou operador. Exemplo: senhas ou confirmações antes de altas doses de medicamentos em bombas de infusão.

(vi) **Medidas de detecção (*fail-operational system*)** – operação contínua mesmo comprometida (ex. capacidade reduzida, tempo de resposta lento) ou simplesmente alarma sem a sua parada. Exemplos típicos são a remoção da corrente de fuga pelo terminal terra e os alarmes sonoros e visuais.

(v) **Informações aos usuários/operadores** – essa medida depende da supervisão e intervenção humana (operador ou usuário) para mitigar o risco, por meio de avisos e alertas em manuais, rótulos, treinamentos, etc.

Para composição dos indicadores críticos (I_C), foram levantados os perigos em revisões sistemáticas de relevância por órgãos imparciais (Boletim Informativo de Tecnovigilância – BIT da ANVISA [12], *Healthcare product comparison system* do *ECRI Institute*, entre outros [13]). Entende-se que os riscos críticos são os perigos que estão nas revisões sistemáticas devendo ser certamente previsíveis pelos fabricantes. Por isso, contém a premissa de possuírem maior frequência e dano; além de serem mais os confiáveis, por passarem por uma avaliação na revisão. Logo, quando não são tratados representam um risco inaceitável para a sociedade, portanto todos devem estar obrigatoriamente mitigados ou em frequência. Do MARP, sumarizam-se os indicadores críticos (a partir de sua pontuação pela técnica de tratamento do risco) da seguinte forma:

$$I_C = \sqrt[N]{\prod_{i=1}^N I_{C_i}} \quad (1)$$

Para os indicadores de risco não-críticos (I_{NC}), foram levantados os perigos em estudos individuais indexados nas principais bases de dados da área [14]–[16]. Nota-se que resultados de apenas um único estudo não pôde ser considerado, sob pena de viés. Entende-se que por esses perigos estarem apenas em estudos individuais não deveriam ser riscos certamente previsíveis, contendo a premissa de constituírem riscos de menor probabilidade e dano. Porém, o fabricante deve envidar todos os meios para mitigar os riscos associados aos seus equipamentos [2], por isso foram considerados. Os critérios não-críticos são aqueles que poderiam ser flexivelmente tratados, representando um risco relativamente aceitável para a sociedade. Esses indicadores são sumarizados como se segue:

$$I_{NC} = \frac{\sum_{j=1}^N I_{NC_j}}{N} \quad (2)$$

Segue a medida do controle do risco potencial (C_R):

$$C_R = \sqrt{I_C \cdot I_{NC}} \quad (3)$$

Esses não são o risco potencial real e a medida real do controle do risco. São indicadores representando a sua proporcionalidade, contudo, suficientes para avaliar a maturidade do tratamento do risco.

Note-se que a metodologia tem a possibilidade de adição de novos riscos/perigos à medida que forem compilados na literatura, o que a torna bastante flexível para acomodar novos conhecimentos.

A aceitabilidade é dada pela prescrição da norma ISO 14971[1] de que o tratamento ‘informações aos usuários/operadores’ é o menos desejável, devendo o fabricante avaliar todas as outras possibilidades hierarquicamente. Logo, depreende-se que o menor valor para o C_R deveria ser 3 (pontos), significando que na média os riscos seriam tratados, pelo menos, com as medidas de detecção. Note-se que alguns riscos poderiam se utilizar de opções inferiores na hierarquia (como a informativa), mas, em contrapartida, outros riscos teriam que usar opções superiores da hierarquia. Essa flexibilidade é necessária, pois nem todos os riscos podem ser tratados com os níveis superiores [1].

Observe que não foram considerados os riscos de ambiente (sobrecarga de trabalho, clima, etc.) ou de uso de equipamentos (procedimentos internos, treinamento, etc.), referentes ao risco adquirido, por estarem fora do escopo do trabalho.

Para a prova de conceito, foram selecionados equipamentos com as seguintes características:

- Não certificados por norma particular no Sistema Brasileiro de Avaliação da Conformidade (SBAC), coordenado pelo INMETRO, e que não foi encontrada norma internacional tecnicamente viável;
- É um equipamento complexo (envolve conceitos avançados de diversas áreas do conhecimento);
- É um equipamento da classe de III (alto) ou IV (máximo) sujeito ao registro;
- Existem revisões sistemáticas disponíveis, conforme demanda a metodologia.

Assim, foram selecionados os equipamentos de aférese, cobaltoterapia, aspirador cirúrgico e acelerador de partículas. No entanto, devido às limitações do artigo, será apresentada somente a versão para aférese. Essa versão foi utilizada para avaliar os equipamentos Trima Accel, COBE Spectra, Spectra Optia e Amicus, identificados como equipamentos A, B, C, D, que devido à proteção das marcas não estão correlacionados. A avaliação foi realizada a partir do comparativo do Ecri [17] e dos manuais da ANVISA [18]. Não foi possível usar os arquivos de gerenciamentos de risco diretamente (não públicos).

Resultados

Um equipamento de aférese automatiza a coleta de sangue, separação por centrífugas ou filtros de determinados componentes sanguíneos e sua reinfusão no doador dos demais componentes ou coleta em bolsas. Também é conhecido como processador de células do sangue, separador de componentes do sangue, unidades de leucaférese, centrífugas de fluxo contínuo [17][19].

Os perigos críticos (e exemplos de soluções possíveis) encontrados para o produto são [17][19]:

- (a) Embolia gasosa (solução possível: detectores de bolhas);
- (b) Hemólise associada a tubo dobrado, retorcido ou conjuntos mal conectados;
- (c) Toxicidade do citrato (anticoagulante) pode levar a hipocalcemia, com consequente arritmia cardíaca (soluções: controle do volume anticoagulante, de substituição, e extracorporeal; dialisadores de placas paralelas e monitoramento do paciente [20]);
- (d) Infecções cruzadas derivadas de transfusões, tais como hepatite e AIDS (limpeza e esterilização);
- (e) Hipotermia (aquecimento de fluido por calor seco);
- (f) Contaminação de outros componentes na separação entre os componentes (detectores ópticos);
- (g) Problemas de falhas de partes da máquina (registro da inspeção, manutenção, verificações automáticas).

Como perigos não críticos foram identificados:

- (h) Reação vasovagal (VasoVagal Reactions - VVR) - inadequada desaceleração cardíaca (bradicardia) e dilatação arteriolar [20]–[22];
- (i) Sintomas de isquemia coronária ou estreitamentos das artérias coronárias [21], [23], [24];

Outros perigos foram encontrados (reações alérgicas por óxido de etileno e perdas de ferro, plaquetas e linfócitos [21] e reações imunológicas [25]), contudo em estudos únicos, tornando o seu uso um viés; logo, carecem de mais evidências.

O resultado da avaliação dos equipamentos aparece na tabela 1, a seguir.

Tabela 1 – Pontos obtidos na análise de riscos críticos

Equipamento /Perigos	A	B	C	D
(a)	5	6	3	5
(b)	3	3	1	2
(c)	4	1	4	5
(d)	5	5	2	2
(e)	2	2	1	1
(f)	1	6	6	1
(g)	2	1	2	2
Média Geométrica	2,8	2,4	2,5	2,1

Não foram identificados os riscos não críticos em nenhum dos manuais dos equipamentos.

Discussão

Nenhum equipamento atingiu a média aceitável para os riscos críticos, e nem para o resultado final (C_R). Porém, esse resultado não pode ser considerado diretamente um problema, porque não foi usado o relatório de gerenciamento de risco dos equipamentos, que seria o mais adequado. Pode ser que o tratamento dado em alguns casos não foi apropriadamente interpretado devido às fontes de informação não serem as mais adequadas, embora disponíveis.

Em alguns itens foi possível ver o tratamento dado, mas o manual não o associou ao risco, o que pode ser considerado uma falha. Como nos casos de hemólises, os alarmes de pressão que visam identificar as baixas pressões nos tubos podiam ser gerados por tubos retorcidos ou dobrados. Os conjuntos mal conectados só estavam associados aos alarmes de “Erro de tipo de conjunto” e “teste de conjunto”.

Outra dificuldade foi a obscuridade dos manuais, tais como auto-testes sem o detalhamento, restringindo o entendimento das suas funções.

Não obstante as dificuldades apresentadas, fica evidente a distância entre os equipamentos A e D. Nota-se que independente desta avaliação do risco, a apresentação do manual A é muito mais atrativa, instrutiva e completa que os outros, demonstrando a preocupação do fabricante em melhor esclarecer o uso e seus riscos.

Ressalta-se que esta metodologia tem potencial para ser aplicada em outros tipos de avaliações, como compras e incorporação de tecnologia. Seu uso tem como vantagens maior transparência, homogeneidade, simplicidade, rapidez e segurança, pois os critérios tem uma base sistematizada em referências mais sólidas que somente as formações tradicionais dos responsáveis por este tipo de avaliação.

Conclusão

A metodologia se revela muito promissora, uma vez que conseguiu classificar os equipamentos em vários níveis e avaliar como são tratados os riscos, mesmo com documentos relativamente inadequados.

Os resultados, ainda que indiquem o nível do tratamento do risco, não podem ser entendidos como resultado final da avaliação do equipamento; sendo apenas uma complementação, visto que outros critérios são necessários para o registro (tais como boas práticas de fabricação, avaliação de documentos legais, testes de verificação e validação, etc) e mesmo para a aprovação do gerenciamento de risco (tais como conformidade com os requisitos essenciais de segurança e eficácia).

Em estudos futuros, espera-se usar os relatórios de gerenciamento de risco para uma avaliação mais realista. Entende-se também, que o índice de aceitabilidade apresentado ($C_R = 3$) precisa de uma análise mais ampla.

Pois existe a possibilidade de nenhum equipamento atingir este valor, contudo seria inaceitável para a sociedade ficar sem este tipo de equipamento que usa de uma técnica consagrada [19].

Finalmente, cabe esclarecer que este não é um procedimento corrente, nem um guia orientativo para as empresas que buscam o registro, tratando-se apenas de um estudo acadêmico para discussão.

Agradecimentos

Agradeço ao Dr. Geraldo Lucchese pelas orientações.

Referências

- [1] ISO. ISO 14971: medical devices-application of risk management to medical devices. Genebra; 2000.
- [2] ABDI. Manual para registro de equipamentos médicos na ANVISA. Brasília: ed. ABDI; 2010.
- [3] Schmuland C. Value-added medical-device risk management. *Device Mater. Reliab. IEEE Trans. On.* 2005; 5(3): 488–493.
- [4] Flood D, McCaffery F, Casey V, McKeever R, Rust P. A roadmap to ISO 14971 implementation. *J. Softw. Evol. Process.* 2015; 27(5):319–336.
- [5] IMDRF. IMDRF/Standards WG/N15 FINAL - Final Report: List of international standards recognized by IMDRF members Current as of March 2014. 2014.
- [6] U. S. FDA. Factors to Consider When Making Benefit-Risk Determinations in Medical Device Premarket Approval and De Novo Classifications. Silver Spring (MA): FDA; 2012.
- [7] Europe Commission. MEDDEV 2.7.1 Rev.3 - Clinical evaluation: a guide for manufacturers and notified bodies. 2009.
- [8] Agapova M, Devine EB, Bresnahan BW, Higashi MK, Garrison LP. Applying Quantitative Benefit-Risk Analysis to Aid Regulatory Decision Making in Diagnostic Imaging. *Acad. Radiol.* 2014; 21(9): 1138–1143.
- [9] Navarro MVT, Costa EA, Drexler GG. Controle de riscos em radiodiagnóstico: uma abordagem de vigilância sanitária. *Ciênc Saúde Coletiva.* 2010; 15(3): 3477–3486.
- [10] Fernandes RG. Uma proposta de sistematização da análise técnica do registro de equipamentos para a saúde na ANVISA com base no risco potencial. [Monografia]. Brasília: Fundação Oswaldo Cruz; 2010.
- [11] Jones PL, Jorgens III J, Taylor Jr AR, Weber M. Risk management in the design of medical device software systems. 2002; *Biomed. Instrum. Technol.* 36(4): 237–266.
- [12] Boletim Informativo de Tecnovigilância - BIT [internet]. [cited 2016 Feb 15]; Available from: <http://portal.anvisa.gov.br/wps/content/Anvisa+Portal/Anvisa/Pos+++Comercializacao+++Pos+ Uso/Tecnovigilancia/Assunto+de+Interesse/Publicacoes>.
- [13] Feldman MD, Petersen AJ, Karliner LS, Tice JA. Who is Responsible for Evaluating the Safety and Effectiveness of Medical Devices? The Role of Independent Technology Assessment. *J. Gen. Intern. Med.* 2008; 23(1): 57–63, jan. 2008.
- [14] Biblioteca Virtual em Saúde (BVS). Ciências da Saúde em Geral. [internet]. [cited 2016 Feb 15]; Available from: <http://regional.bvsalud.org/php/level.php?lang=pt&component=107&item=107>.
- [15] Masic I. Review of Most Important Biomedical Databases for Searching of Biomedical Scientific Literature. *Donald Sch J Ultrasound Obstet Gynecol.* 2012;6(4):343-361.
- [16] Masic I, Milinovic K. On-line biomedical databases-the best source for quick search of the scientific information in the biomedicine. *Acta Inf. Med.* 2012; 20(2):72–84.
- [17] Ecri Institute. Apheresis Units. *Healthc. Prod. Comp. Syst. Hosp. Ed.* 2008.
- [18] ANVISA. Anvisa - Serviços - Banco de Dados - Produtos para Saúde. [internet]. [cited 2016 mar 15]; Available from: http://www.anvisa.gov.br/scriptsweb/correlato/correlato_rotulagem.htm
- [19] WHO. Apheresis units: Hospital medical equipment - general information. 2012.
- [20] Elliot J, Stieglitz H. Plasmapheresis Perioperative Care [internet]. [cited 2016 Feb 15]; Available from: <http://emedicine.medscape.com/article/1895577-periprocedure>
- [21] Tomita T, Takayanagi M, Kiwada K, Mieda A, Takahashi C, Hata T. Vasovagal reactions in apheresis donors. *Transfusion (Paris).* 2002; 42(12): 1561–1566.
- [22] Schrezenmeier H. Risk of apheresis versus whole-blood donation. Presented at 10th European Haemovigilance Seminar (EHS). [internet] [cited 2016 Feb 10]; Available from: <http://www.ihn-org.com/wp-content/uploads/2011/02/Schrezenmeier-Hubert.pdf>.
- [23] Crocco I, Franchini M, Garozzo G, Gandini AR, Gandini G, Bonomo P, Aprili G. Adverse reactions in blood and apheresis donors: experience from two Italian transfusion centres. *Blood Transfus.* 2009; 7(1): 35–38.
- [24] McLeod B, Price T, Owen H, Ciavarella D, Sniecinski I, Randels M, Smith J. Frequency of immediate adverse effects associated with apheresis donation. *Transfusion.* 1998; 38(10): 938–943.
- [25] Despotis G, Goodnough L, Dynis M, Baorto D, Spitznagel E. Adverse events in platelet apheresis donors: a multivariate analysis in a hospital-based program. *Vox Sang.* 1999; 77(1): 24–32.

O TREINAMENTO COMO FERRAMENTA DA REDUÇÃO DE CUSTOS NA MANUTENÇÃO DE EQUIPAMENTOS MÉDICOS

Alessandra S. S. Moreira*, Eugênia G. Lopes*, Jéssica S. R. de Oliveira*, Tassiany D. Albergaria*, Marco T. Perlato*, Antônio Marcos de Souza*

*Engenharia Biomédica – Instituto Nacional de Telecomunicações, Santa Rita do Sapucaí, Brasil
e-mail: tassianydomingos@geb.inatel.br

Resumo: Este artigo tem como objetivo analisar a importância do treinamento nos serviços de saúde e a educação à distância como mecanismo de treinamento operacional de equipamentos médico-hospitalares aos profissionais de saúde. Inicialmente, são apresentados dados coletados em seis hospitais e, em seguida, foram analisados para definir a periodicidade ideal para treinamentos de acordo com o tempo médio entre as falhas dos equipamentos. No final do estudo, a implementação do treinamento a distância foi sugerida aos hospitais devido as suas vantagens.

Palavras-chave: Treinamento à distância, serviços de saúde e treinamento.

Abstract: *This article has the objective of analysis the importance of the training to the health services and the distant education as training mechanism with medical equipment for health professionals. Initially, we present data collected in six hospitals and, then, were analyzed to define the ideal frequency for training according to the average time between failures of equipment. At the end of this research, it is suggested an implementation of distant education because of its advantages.*

Keywords: *Distant education, health services and training.*

Introdução

Nos últimos anos, o avanço tecnológico na área da saúde progrediu rapidamente e este avanço não foi acompanhado pelas respectivas metodologias de gerenciamento de controle durante seu ciclo de vida do equipamento [1]. Segundo o Ministério da Saúde, em 2000, estimava-se que nos hospitais do Sistema Único de Saúde (SUS) erros de operação ou mau uso em equipamentos eram responsáveis por 60% a 80% das falhas, e 20% a 40% dos equipamentos estavam subutilizados ou inoperantes [2].

Segundo com a Organização Mundial da Saúde (OMS), o uso inadequado de equipamentos médicos pode reduzir a sua vida útil entre 30% e 80%, além de levar a diminuição ou não utilização de até 40% desses equipamentos. As consequências do uso inadequado dos equipamentos são danos e mortes de pacientes [3].

Equipes de treinamento não são comuns na maioria dos hospitais e, geralmente, são realizados por parte dos fabricantes/representantes dos equipamentos médicos apenas após a aquisição dos mesmos. Nota-se ainda que

existe grande rotatividade de profissionais, e em muitos hospitais não há disponibilidade de todo o corpo clínico no momento dos cursos oferecidos após a aquisição da tecnologia [4].

Com este trabalho pretende-se demonstrar a importância da teleeducação como treinamento para profissionais da área da saúde. Sendo estes, colaboradores em hospitais brasileiros e que manuseiam, realizam manutenção ou possuem qualquer relação direta com o funcionamento de equipamentos médicos hospitalares dependendo da sua função no serviço de saúde. Além disto, este artigo também pretende identificar as falhas humanas que ocorrem nestes ambientes de saúde e propor uma solução para este problema.

Materiais e métodos

Para realizar o presente estudo, foram analisados casos de mau uso e erros operacionais nos equipamentos em 6 hospitais privados, com média de 230 leitos, localizados em Campinas, São Paulo, Bauru e Jaú. Estes hospitais possuem um conjunto de equipamentos em complexidade tecnológica mediana, ou seja, alguns são de alta tecnologia, como tomógrafos e ressonâncias magnéticas, e a grande parte é de média tecnologia, como eletrocardiógrafos e monitores multiparâmetros. O período da análise foi o primeiro semestre do ano de 2015 e pelo fato desta pesquisa utilizar nomes confidenciais das empresas participantes, tornou-se necessário enumerá-las aleatoriamente.

Inicialmente e através dos técnicos dos hospitais, foram adquiridos os dados necessários para elaboração de uma planilha para gerenciamento dos mesmos. As informações presentes nestes documentos consistem na identificação do equipamento, no setor em que se encontra, o tipo de ocorrência (erro operacional ou mau uso), a descrição do ocorrido e a data. Considerou-se como mau uso a falha ocorrida devido à quebra ou dano no aparelho por causa do uso incorreto do equipamento. As ocorrências registradas como erro operacional estão associadas à má execução do operando.

Após esta etapa pôde-se analisar e verificar as ocorrências mais comuns entre os hospitais. O intuito foi comprovar a necessidade de treinamentos e as vantagens de realizar a teleeducação como forma de diminuir o índice dos problemas encontrados, aumentar a segurança ao paciente, prolongar a vida útil do equipamento e reduzir os custos de manutenção dos mesmos. Na

Tabela 1 é apresentada a síntese dos dados coletados nos seis hospitais analisados.

Tabela 1: Relação de defeitos por mau uso e erro operacional

Hospital	Total de Ocorrências	Mau Uso	Erro Operacional
Hospital 1	41	30	11
Hospital 2	11	11	0
Hospital 3	27	9	18
Hospital 4	19	11	8
Hospital 5	5	3	2
Hospital 6	30	3	27

Resultados

Das seis unidades hospitalares analisadas neste estudo, verificou-se um total de 133 ocorrências de equipamentos. Destas, 67 foram associadas ao mau uso e as outras 66 referem-se a eventos ocasionados por erros operacionais, assim como pode ser visualizado no Gráfico 1.



Gráfico 1 – Porcentagem do Tipo de Ocorrência

Além disso, foi possível verificar o número de ocorrências em cada setor dos hospitais. A partir destes dados pôde-se gerar a tabela abaixo com o intuito de identificar o setor que gera maior número de chamados/ocorrências.

Com as informações de identificação do equipamento e a data da ocorrência pôde-se verificar o número de quebras de cada equipamento, obtendo assim o Tempo Médio de Falha (TMF).

A partir desta informação foi definida a periodicidade ideal (mensal, trimestral ou semestral) para ministrar treinamentos aos colaboradores sobre o uso dos equipamentos, assim como pode ser visualizado na Tabela 3.

Tabela 2 – Ocorrências por equipamentos

Setor	Ocorrências
Alas de internação	6
Ambulatório Central	1
Berçário	2
Central Material Esterilizado	2
Central de Laudos	1
Centro Cirúrgico	34
Centro Obstétrico	4
Clínica	4
Endoscopia	1
Engenharia Clínica	5
Fisioterapia	1
Gerência de Enfermagem	2
Hemodinâmica	1
Laboratório	2
Lactário	2
Lavanderia	1
Mamografia	1
Oncologia	1
Otorrino	2
Pronto Atendimento Adulto	2
Pronto Socorro	5
Pediatria	3
Posto	3
RPA	1
Semi Neonatal	1
Unidade Terapia Intensiva	41
Ultrassonografia	4

Tabela 3 – Relação entre TMF e Periodicidade do Treinamento

TMF	Periodicidade
Menor ou igual a 40 dias	Mensal
Entre 41 e 90 dias	Trimestral
Entre 91 e 180 dias	Semestral
Entre 180 e 270 dias	Semestral
Entre 270 e 360 dias	Anual

Discussão

Segundo um dos hospitais em estudo, a maioria das manutenções realizadas por mau uso foram causadas por pequenos erros, como na limpeza do próprio equipamento e de seus acessórios. Por exemplo, o evento do ventilador pulmonar, da marca Carefusion, modelo Vela, ocorreu devido a equipe da limpeza ter utilizado álcool na higienização do equipamento, o que danificou a tela touch screen do aparelho que precisou ser trocada, assim como pode ser visualizado na Figura 1.



Figura 1: Tela touch screen do Ventilador Pulmonar.

O custo de envio disponibilizado pelo hospital para a manutenção corretiva foi de R\$1.550,00 e o custo de uma nova tela touch screen foi de R\$2.200,00 e pode ser visto na Figura 2.

Peças Utilizadas				
Peça	Qtde	Valor Unitário	Valor IPI	Valor Total
VELA - TOUCH SCREEN	1	2.156,86	43,14	2.200,00

Serviços	
Descrição	Valor Total
REVISÃO GERAL	0,00

Total Peças: 2.200,00 **TOTAL:** 2.200,00

Figura 2: Orçamento da tela touch screen.

O valor resultante deste gasto foi de, no mínimo, R\$3750,00, já que existem outros custos envolvidos como transporte e redução de lucro do equipamento parado. Alguns casos podem ser extremos e inutilizar o aparelho por completo, causando um prejuízo de aproximadamente R\$49.000,00 ao hospital, que é o custo de um novo ventilador pulmonar da mesma marca e modelo, vide Figura 3.

DESCRIÇÃO	MARCA	UNITÁRIO	TOTAL
Vela - Ventilador microprocessado Adulto/Pediátrico com tela gráfica colorida de 10" touch screen e turbina geradora de ar comprimido	Carefusion	61.188,00	61.188,00
Desconto		13.188,00	13.188,00
Total R\$		48.000,00	48.000,00
		IPI 2%	R\$ 960,00
TOTAL: R\$ 48.960,00			

Figura 3: Orçamento de manutenção do Ventilador Pulmonar.

Houve problema em outra ocorrência com a secagem incorreta do sensor de fluxo do ventilador, gerando um gasto de R\$1400,00 pela troca do mesmo, como demonstrado na Figura 4.

Descrição	Marca	Modelo	Unitário
Sensor de Fluxo – P/N 16496	Carefusion	Vela	1.400,00
Diafragma – P/N 16240D	CareFusion	Vela	198,00
Válvula de Exalação – P/N 20005	CareFusion	Vela	140,00
Célula de O ₂ - P/N 16101	CareFusion	Vela	894,00
IPI			2%

Figura 4: Orçamento de manutenção do sensor de fluxo do Ventilador Pulmonar.

Outro exemplo foi de uma bomba injetora, da marca

Bracco. O enfermeiro responsável aplicou o contraste de forma incorreta no paciente, derramando-o, em grande quantidade, dentro do aparelho. O mesmo teve um alto custo com a manutenção corretiva de R\$ 7350,00, valor apresentado na Figura 5. Apesar deste equipamento estar em comodato, ele perdeu a garantia por apresentar mau uso do operador.

Apresentamos-lhes abaixo o orçamento de visita técnica para realização da Manutenção corretiva do equipamento Bracco.	
Esta manutenção tem caráter de correção e nela estão inclusos itens que na avaliação inicial foram detectados na inspeção previa. Se detectado outros itens a serem trocados os mesmos deverão ser adicionados à conta final.	
*A Troca dos itens eletrônicos esta diretamente ligada a disponibilidade de um nobreak On line com capacidade > 1 KVA e forma de onda Senoidal.	
Total + Mão de obra	RS 7.350,00

Figura 5: Orçamento da manutenção corretiva da Bomba de Infusão.

Como apresentado, somente nestes exemplos, o hospital apresentou um gasto com a manutenção dos dois equipamentos de aproximadamente R\$10.950,00. Somado aos custos operacionais (diretos), os custos indiretos, traduzidos pela indisponibilidade dos equipamentos também devem ser computador nesta conta.

Outra desvantagem a ser citada é que caso algum hospital possua poucas quantidades de um importante equipamento, como desfibrilador ou outro de suporte a vida, o paciente pode estar em risco caso o mesmo esteja inoperante.

Tipos de Treinamentos - Existem três tipos de treinamentos, os quais são: presencial, semipresencial e a distância. O primeiro trata-se do treinamento realizado com a presença física do instrutor e do aluno, cujo objetivo é qualificar, reciclar, atualizar e/ou aperfeiçoar o desempenho dos alunos [5]. Já o treinamento semipresencial, segundo a Portaria MEC 4.059/04, é caracterizado como “quaisquer atividades didáticas, módulos ou unidades de ensino-aprendizagem centrados na auto-aprendizagem e com a mediação de recursos didáticos organizados em diferentes suportes de informação que utilizem tecnologias de comunicação remota” [6]. O treinamento a distância refere-se a modalidade educacional na qual a mediação didático-pedagógica nos processos de ensino e de aprendizagem ocorre com a utilização de meios e tecnologias da informação e comunicação, com estudantes e professores desenvolvendo atividades educativas em lugares ou tempos diversos [7].

De acordo com as referências FIAP [8], NOVA-ETAPA [9] e UNISUL [10], o valor médio de um treinamento a distância é de R\$ 200 reais, e o tempo do treinamento varia de acordo com a necessidade do estabelecimento.

Aplicação do Treinamento à distância - De acordo com os dados referentes à periodicidade da Tabela 3 e as informações coletadas em um dos hospitais, pôde-se verificar a necessidade de 13 treinamentos ao longo de um semestre com as seguintes periodicidades: mensal para uma Bomba de Infusão e semestral para Bisturi

Elétrico, Berço Aquecido, Oxímetro de Pulso, Incubadora, Eletrocardiógrafo, Mesa Cirúrgica e Ventilador Pulmonar.

Esse número de treinamentos totaliza um custo em torno de R\$ 2.600,00 (13 x R\$200) para a modalidade à distância, o qual representa apenas 21,67% do valor total gasto com as manutenções corretivas.

Conclusão

De acordo com as ideias apresentadas neste artigo, observou-se que um treinamento pode influenciar de forma positiva e direta na diminuição de manutenções corretivas. Isto ocorre devido ao aumento do grau de conhecimento do usuário, diminuindo assim os erros operacionais e/ou erros ocasionados por mau uso. Portanto, para os hospitais deste estudo, sugere-se o treinamento à distância no processo de educação continuada pelas seguintes vantagens:

1. Independência de espaço geográfico, com aumento do número de participantes, sem prejuízo da qualidade educacional e interação;
2. Redução de custos com locomoção dos participantes;
3. Possibilidade de gravação dos eventos para distribuição e/ou formação de um acervo documental;
4. Possibilidade da interação dos participantes através do tutor eletrônico contendo os materiais didáticos dos eventos;
5. Possibilidade do treinamento ser ministrado em horários determinados pela disponibilidade dos profissionais de saúde envolvidos com o processo.

Para a diminuição dos custos com os treinamentos, os hospitais podem eleger um funcionário para servir de multiplicador do conhecimento, qualificando assim a equipe e reduzindo os custos com novos treinamentos.

Portanto, o conhecimento adquirido no treinamento, além de proporcionar benefícios imediatos na capacitação técnica de seus usuários, pode ser transmitido a outros membros do estabelecimento pelos próprios funcionários, diminuindo assim o prejuízo com equipamentos parados e por consequência suas manutenções corretivas.

Após a realização dos treinamentos estimados, um novo estudo pode ser realizado para comprovação real do valor percentual da redução das ocorrências causadas pela falta de conhecimento ou mau uso do equipamento.

Agradecimentos

Primeiramente, agradecemos os professores orientadores deste trabalho, Marco Túlio Perlato e Antônio Marcos de Souza, do Instituto Nacional de Telecomunicações (Inatel), os quais nos auxiliaram e nos incentivaram a desenvolver este projeto.

A empresa For Medical Produtos & Engenharia Clínica que nos forneceu as informações necessárias para concluir esta pesquisa.

A todos os amigos e familiares que nos auxiliaram com correções e sugestões de melhorias do trabalho, apoio e suporte nos momentos que mais precisamos.

E, finalmente, a Deus pela oportunidade, privilégio e sustentação de toda a nossa caminhada.

Referências

- [1] Barbosa, A. T. R; Spaldin, L.E.F. *Análise do Sistema de Informação do Setor de Engenharia Clínica de um Hospital do Sul do país*. In: Anais do X Congresso Brasileiro de Informática em Saúde, 2006 out 14-18, Florianópolis, Brasil.
- [2] Barbosa, A. T. R; Curilem, G. M; Azevedo, F. M. *Metodologia para desenvolvimento e implementação de manuais on-line adaptativos ao usuário para equipamentos médicos*. Revista Brasileira de Engenharia Biomédica, v. 24, n. 1, p. 3-15, abril 2008.
- [3] Saúde – Ministério da Saúde. *Capacitação a Distância em Gerenciamento da Manutenção de Equipamentos Médico-Hospitalares*. Carta Convite 02/2000, Brasil, 2000.
- [4] Barbosa, A. T. R; de Azevedo, F. M. *Um sistema de treinamento para equipes clínicas*. Sociedade Brasileira de Informática em Saúde.
- [5] Santos, J. C. S. Treinamento e Desenvolvimento. Disponível em: <http://www.rhportal.com.br/artigos/rh.php?idc_cad=g5kiev731> Acesso em: 24 de set. 2015
- [6] MEC – Ministério de Estado da Educação. *Portaria Nº 4.059, de 10 de dezembro de 2004*. DOU de 13/12/2004, Seção 1, p. 34.
- [7] MEC – Ministério de Estado da Educação. *Decreto Nº 5.622, de 19 de dezembro de 2005*.
- [8] Shift Fiap. Disponível em: <<https://www.fiap.com.br/shift/curso/ead/prototyping>> Acesso em: 14 nov. 2015;
- [9] Formação Nova Etapa. Disponível em: <<http://www.nova-etapa.pt/construir-o-elearning>> Acesso em: 14 nov. 2015;
- [10] Unisul 50 anos. Disponível em: <<http://www.unisul.br/wps/portal/home#lightbox-cursos>> Acesso em: 14 nov. 2015;

DEPOSIÇÃO DE FILMES DE DLC: CÂNFORA NA PREVENÇÃO DE BIOFILME DE LEVEDURAS *CANDIDA ALBICANS*

Thaís Baesso Santos*, Anelise Cristina Osório Cesar Dória*, Angela Aparecida Vieira*, Sônia Khouri*, Homero Santiago Maciel**, Rodrigo Savio Pessoa**, Lucia Vieira**

*Universidade do Vale do Paraíba – UNIVAP. Grupo Nanotecplasma. Av. Shishima Hifumi, 2911 – Urbanova, São José dos Campos/SP - Brasil

**Instituto Tecnológico de Aeronáutica – ITA. Laboratório de Processamento a Plasma. Praça Marechal Eduardo Gomes, 50 - Vila das Acácias, São José dos Campos - SP, Brasil
e-mail: thabaesso@hotmail.com

Resumo: Cânfora foi adicionada em filmes de DLC para prevenir o crescimento de biofilme de leveduras de *Candida albicans* em substratos de poliuretano (principal constituinte de cateteres venosos centrais). Esse filme foi produzido através do sistema PECVD utilizando um aparato baseado na evaporação instantânea de um líquido orgânico (hexano) contendo cânfora diluída e depositado a uma temperatura inferior a 30° C. Obteve-se um filme aderente, que acompanhou a flexibilidade do substrato sem delaminação e que foi caracterizado pelas técnicas de Espectroscopia Raman e Microscopia Eletrônica de Varredura. Leveduras de *C. albicans* foram cultivadas *in vitro* e induzidas a terem sua formação nos substratos com e sem DLC:cânfora afim de avaliar sua propriedade fungicida. Houve uma redução de 99 e 91% das Unidades Formadoras de Colônias (UFC's) nos filmes de DLC:cânfora e DLC, respectivamente, quando comparados ao substrato puro. Estes resultados abrem a porta para estudos de revestimentos de DLC com propriedades fungicidas em polímeros, tais como o poliuretano.

Palavras-chave: DLC, cânfora, poliuretano, biofilme, *C. albicans*.

Abstract: Camphor was added in DLC films to prevent the growth of yeasts *Candida albicans* biofilm using polyurethane as substrates (major constituent of central venous catheters). The films were produced by PECVD system using a flash evaporation apparatus based on organic liquid (hexane) with camphor diluted. The mixture of camphor and hexane was used as carbon precursor. The films were deposited below 30 ° C. A cohesive film was produced accompanying the flexibility of the substrate without delamination and was characterized by techniques of Raman spectroscopy and scanning electron microscopy. Yeast *C. albicans* were cultured *in vitro* and induced in polyurethane substrates with and without DLC: camphor films in order to assess its fungicidal property. Were observed a reduction of 99 and 91% of Colony Forming Units (CFU's) in DLC films: camphor and DLC, respectively, when compared to pure substrate. These results are open the door for studies of DLC coatings with fungicidal properties in polymers such as polyurethane, used in the manufacture of catheters and other biomedical applications.

Keywords: camphor; *Candida albicans*; venous catheters; biofilms.

Introdução

DLC (do inglês, Diamond like-Carbon) é uma forma metaestável do carbono, muito utilizado por ter propriedades físicas e químicas similares ao diamante, tais como: dureza e módulo de elasticidade relativamente elevados, além de ser mais facilmente obtido e poder ser depositado em grandes áreas de forma tridimensional^[1]. Embora exista um grande número de trabalhos sobre revestimento de DLC em substratos metálicos^{[2],[3]}, pouco se sabe sobre seu uso em materiais poliméricos^[4] e sua propriedade fungicida. Muitos estudos utilizam a prata como possível inibidor microbiano^[5] e outros utilizam a cânfora para a produção de DLC^{[6],[7],[8]} mas não fazem sua adição ao filme fino com a finalidade de efeito fungicida.

A prevenção da formação do biofilme é de extrema importância, pois ele é um conjunto de microrganismos que convivem em associação^{[9],[10]} e o maior responsável pela infecção hospitalar, que está relacionada especialmente ao uso de cateteres por pacientes hospitalizados, sendo a quarta maior causa de infecção da corrente sanguínea, aumentando os custos hospitalares, tempo de internação do paciente e a taxa de mortalidade^{[11],[12],[13]}.

O objetivo deste trabalho foi desenvolver um filme de DLC:cânfora com propriedade fungicida para ser utilizado em cateteres e instrumentos biomédicos.

Materiais e métodos

Antes do processo de deposição, segmentos de poliuretano de área de 2 cm² foram limpos utilizando detergente multienzimático e água destilada esterelizada. Em seguida, utilizou-se um reator PECVD (do inglês: Plasma-Enhanced Chemical Vapor Deposition) - modelo NPE-4000, Nanomaster Inc., com fonte DC pulsada para realizar a deposição dos filmes finos de DLC com e sem adição da cânfora em ambos os lados dos substratos. Nos filmes que continham a substância fungicida, a evaporação da mistura hexano e cânfora para o interior do reator ocorreu em um aparato

acoplado ao reator de plasma, desenvolvido pelo grupo sob patente BRPI 1020140323740 e que pode ser usado para todas as misturas químicas em precursores líquidos de carbono a serem utilizadas na câmara de vácuo, como mostrado na Figura 1. Os parâmetros utilizados no processo de deposição estão descritos na Tabela 1.

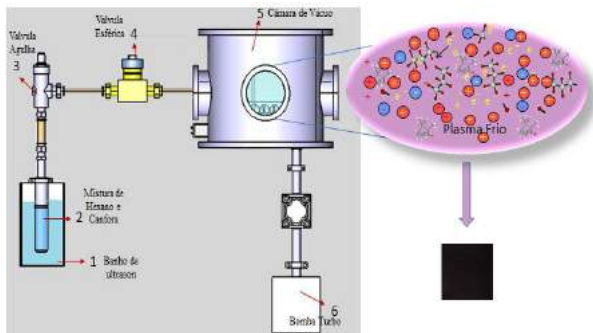


Figura 1 - Desenho esquemático do aparato de deposição de DLC:cânfora. BRPI 1020140323740.

Tabela 1 – Parâmetros de deposição do filme fino

Parâmetros de Deposição	
Limpeza	
Gás (Argônio)	30 SCCM
Tempo	10 minutos
Pressão	0,05 torr
Frequência	100 KHz
Potência	200 W
Pulso	4.5µ
Temperatura inicial	25°
Deposição	
Gás (Metano)	5 SCCM + Hexano com fungicida
Tempo	2 horas
Pressão	0,05 torr
Frequência	100 kHz
Potência	200 W
Pulso	4.5µ
Temperatura inicial	27°

Subseqüentemente, os substratos foram introduzidos em *Erlen Meyers* que continham 15 ml de suspensões fúngicas de cepas padrão ATCC de *C. albicans* da ordem 0,5 da escala de Mac Farland em caldo Sabouraud e incubadas a 37 °C por 48 horas, sob agitação constante de 110 rpm em incubadora *shaker*. Posteriormente, foram removidas e transferidas para tubos contendo tampão fosfato (PBS pH 7,2 ± 0,1) e homogeneizadas em vórtex durante um minuto.

Para a análise quantitativa, cerca de 100 µl da suspensão fúngica que armazenavam os substratos, foram semeadas em placas de Petri estéreis, com cerca de 20 ml de ágar Sabouraud solidificado, pela técnica de “*Spread-Plate*”, incubadas a 37 °C por 48 horas e em seguida colocadas em um contador automático para a determinação das unidades formadoras de colônia (UFC/ml).

Para a análise qualitativa, os substratos foram transferidos para um recipiente estéril e colocados em estufa por aproximadamente 3 horas para a secagem, então, foram remanejados assepticamente com o auxílio de uma pinça, para um porta-amostra (“*stub*”), que possui um carbono coloidal para a condutividade dos elétrons e posterior preparação de metalização da superfície com banho de ouro. Logo após, foi realizada a análise por Microscopia Eletrônica de Varredura. Essa análise foi feita antes e após a indução do crescimento de biofilme fúngico nas amostras, a fim de caracterizar os revestimentos depositados. Todos os testes foram realizados em triplicata.

Resultados

Os substratos de poliuretano puro, com DLC e DLC:cânfora foram analisados através da Espectroscopia Raman para avaliar sua composição química e da Microscopia Eletrônica de Varredura para analisar a morfologia dos filmes finos e das leveduras de *C. albicans* e então, realizou-se a contagem de UFC's/ml para avaliar a proliferação fúngica.

Espectroscopia Raman

A Figura 2 mostra um gráfico contendo espectros Raman sobrepostos para comparar as faixas de DLC, DLC:cânfora e cânfora pura, em espectros de linha azul, verde e preto, respectivamente.

O espectro de DLC apresentou uma banda de desordem (banda D) de sp , sp^2 , sp^3 centrada em 1350 cm^{-1} e uma banda da fase gráfica (banda G) centrada em 1580 cm^{-1} , já conhecidos^[14], enquanto a mistura de cânfora em filmes de DLC criou uma nova banda centrada em 1099 cm^{-1} . A contribuição da cânfora também causou um alargamento das bandas D e G e um desvio à esquerda para ambos, que pode ter sido causada devido às bandas sobrepostas resultantes da cânfora.

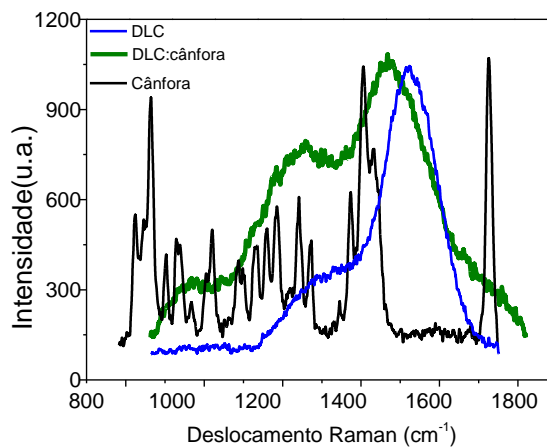


Figura 2 – Espectros Raman de DLC, DLC:cânfora e cânfora pura.

Na figura 3 (a) tem-se uma imagem obtida através de MEV do substrato de poliuretano puro, observa-se que sua superfície está totalmente limpa e sem qualquer contaminação. Na figura 3 (b) tem-se uma fotomicrografia obtida por MEV do poliuretano puro já com o biofilme, com ampliação de 1500x. Pode-se notar a presença de hifas de *Candida albicans* cultivadas no período de 48 horas em que o substrato ficou imerso em suspensão fúngica.

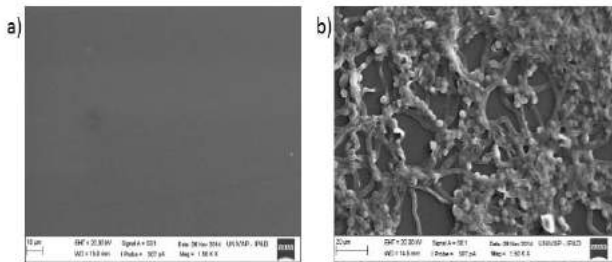


Figura 3 - Fotomicrografia eletrônica de varredura do substrato com ampliação de 1500x: (a) poliuretano puro e (b) poliuretano puro com biofilme fúngico.

A figura 4 (a) mostra uma fotomicrofotografia de uma região do substrato de poliuretano com revestimento de DLC:cânfora, obtida através de Microscopia Eletrônica de Varredura. Na figura 4 (b) observa-se o substrato de poliuretano revestido com DLC:cânfora contendo pequena região com biofilme fúngico. Pode-se notar que os fundos das imagens são muito semelhantes aos dos substratos seguintes, ainda que esse revestimento possua também cânfora e a presença de poucas leveduras.

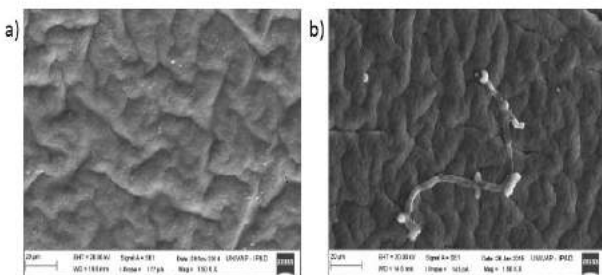


Figura 4 - Substrato polimérico revestido com DLC com cânfora com aplicação de 1500x: (a) sem crescimento de biofilme e (b) com biofilme

A figura 5 (a) mostra uma fotomicrofotografia do substrato de poliuretano com revestimento de DLC, obtida através de Microscopia Eletrônica de Varredura. Nota-se que o substrato é mais rugoso devido ao revestimento de DLC quando comparado com a superfície do poliuretano puro. Na figura 7 (b), observa-se o mesmo substrato já com o biofilme fúngico. Nota-se o fundo também rugoso e algumas leveduras, mas observa-se que suas hifas se misturam com o filme fino, ficando presas às suas tramas.

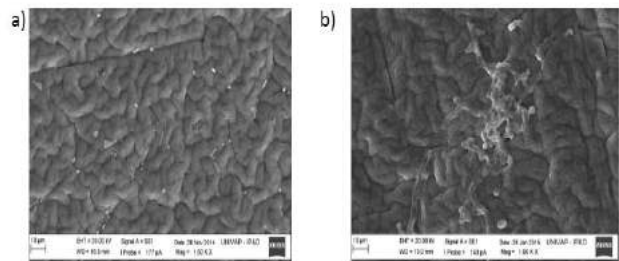


Figura 5 - Superfície do poliuretano revestido com DLC com ampliação de 1500x (a) sem crescimento de biofilme e (b) com biofilme fúngico.

A Tabela 2 mostra a porcentagem de redução de UFC's em cada grupo. O grupo de poliuretano foi utilizado como controle, pois não havia nenhum aditivo para inibir o crescimento de fungos. O grupo DLC:cânfora e DLC apresentaram 99% e 91% de redução de UFC's, respectivamente.

Tabela 2 – Quantidade de UFC's e porcentagem de redução em cada grupo amostral.

Grupo	UFC/mL	% redução
Poliuretano Puro	$1,9 \times 10^5$	-
DLC	$1,24 \times 10^4$	91
DLC:cânfora	9×10^2	99

Discussão

Em um estudo similar, Jones e colaboradores (2006) avaliaram a aderência de *E. Coli* em poliuretanos revestidos com DLC e obtiveram 40% de redução em relação aos substratos que não tinham o filme fino e observaram que se o revestimento for muito espesso, a chance do micro-organismo aderir ao substrato é ainda maior,^[15] portanto, a espessura do mesmo é um fator importante a ser analisado.

Porém, ainda que exista grande número de pesquisas realizadas com revestimento de DLC em materiais metálicos, pouco se conhece sobre o uso de DLC em biomateriais poliméricos. O mesmo pode-se dizer com o DLC e substâncias fungicidas; apesar de existirem estudos que citem a prata como possível meio de inibir o crescimento microbiano, são escassos os estudos sobre o uso de substâncias fungicidas.

Conclusão

Através do processo de deposição foi possível obter filmes finos altamente aderentes. Tal procedimento pode ser uma alternativa válida para a diminuição de infecção fúngica hospitalar, pois o DLC dificultou a adesão da levedura ao substrato e a cânfora foi capaz de reduzir consideravelmente a quantidade de UFC's.

Agradecimentos

Este trabalho foi apoiado por PROSUP-CAPES-Univap, CNPq-MCT / FAPESP - PRONEX USP- ITA - UNIVAP (projeto nº 2011 / 50773-0), MCTI / CNPq / Universal (projeto nº 459688/2014 6) e CNPq (projeto número 313280/2014-2).

Referências

- [1] R. Hauert, A review of modified DLC coatings for biological applications. *Diam. Relat. Mater.* 12 (2003) 583–589. doi:10.1016/S0925-9635(03)00081-5.
- [2] J. Widoniak, S. Eiden-Assmann, G. Maret, Silver particles tailoring of shapes and sizes, *Colloids Surfaces A Physicochem. Eng. Asp.* 270-271 (2005) 340–344. doi:10.1016/j.colsurfa.2005.09.004.
- [3] F.R. Marciano, L.F. Bonetti, L. V Santos, N.S. Da-silva, E.J. Corat, V.J. Trava-airoldi, Diamond & Related Materials Antibacterial activity of DLC and Ag – DLC films produced by PECVD technique, *Diam. Relat. Mater.* 18 (2009) 1010–1014. doi:10.1016/j.diamond.2009.02.014.
- [4] J. Wang, N. Huang, P. Yang, Y.X. Leng, H. Sun, Z.Y. Liu, et al., The effects of amorphous carbon films deposited on polyethylene terephthalate on bacterial adhesion., *Biomaterials.* 25 (2004) 3163–70. doi:10.1016/j.biomaterials.2003.10.010.
- [5] G. Dearnaley, J.H. Arps, Biomedical applications of diamond-like carbon (DLC) coatings: A review, *Surf. Coatings Technol.* 200 (2005) 2518–2524. doi:10.1016/j.surfcoat.2005.07.077.
- [6] A.N. Fadzilah, K. Dayana, M. Rusop, Fabrication and Characterization of Camphor-based Amorphous Carbon Thin Films, *Procedia Eng.* 56 (2013) 743–749. doi:10.1016/j.proeng.2013.03.188.
- [7] A. Zani, D. Dellasega, V. Russo, M. Passoni, Ultra-low density carbon foams produced by pulsed laser deposition, *Carbon N. Y.* 56 (2013) 358–365. doi:10.1016/j.carbon.2013.01.029.
- [8] E. Liu, H.W. Kwek, Electrochemical performance of diamond-like carbon thin films, *Thin Solid Films.* 516 (2008) 5201–5205. doi:10.1016/j.tsf.2007.07.089.
- [9] Griffiths, J.B. Hall, Intensive care unit-acquired weakness., *Crit. Care Med.* 38 (2010) 779–87. doi:10.1097/CCM.0b013e3181cc4b53.
- [10] K. Bazaka, M. V. Jacob, R.J. Crawford, E.P. Ivanova, Efficient surface modification of biomaterial to prevent biofilm formation and the attachment of microorganisms., *Appl. Microbiol. Biotechnol.* 95 (2012) 299–311. doi:10.1007/s00253-012-4144-7.
- [11] E.C. van Asbeck, Y.-C. Huang, A.N. Markham, K. V Clemons, D.A. Stevens, Candida parapsilosis fungemia in neonates: genotyping results suggest healthcare workers hands as source, and review of published studies., *Mycopathologia.* 164 (2007) 287–93. doi:10.1007/s11046-007-9054-3.
- [12] M.L. Morrison, R. a. Buchanan, P.K. Liaw, C.J. Berry, R.L. Brigmon, L. Riester, et al., Electrochemical and antimicrobial properties of diamondlike carbon-metal composite films, *Diam. Relat. Mater.* 15 (2006) 138–146. doi:10.1016/j.diamond.2005.08.031.
- [13] A.S.M. International, *Asm Metals Handbook Volume 3 Alloy Phase Diagrams*, n.d.
- [14] A.C. Ferrari, J. Robertson, Interpretation of Raman spectra of disordered and amorphous carbon, *61 (2000) 95–107.*
- [15] D. S Jones; P. C; Dowlling, D; Donelly, K; German, S. P. Properties and in vitro Biological Performance of Amorphes Diamond Like Carbon Coated Polyurethane. *Medical Devices.* doi: 10.1002/jbm.b.30474

DESENVOLVIMENTO DO APLICATIVO SENSONET PARA AVALIAR A CAPACIDADE FUNCIONAL DE SENTAR E LEVANTAR EM IDOSOS

Andrade C.*, Andrade T.A.** , Legnani E.***

*Programa de Pós-graduação em Engenharia Biomédica (PPGEB) - Universidade Tecnológica Federal do Paraná - UTFPR, Curitiba, Brasil

**Departamento de Educação Física (DAEFI) da Universidade Tecnológica Federal do Paraná - UTFPR, Curitiba, Brasil

***Grupo de pesquisa em Atividade Física, Esporte – Tecnologia UTFPR do Departamento de Educação Física (DAEFI) da UTFPR, Curitiba, Brasil

e-mail: caioland@msn.com

Resumo: A avaliação de variáveis neuromotoras é de suma importância na prescrição e controle do exercício físico em idosos. O objetivo deste artigo foi apresentar o desenvolvimento do aplicativo chamado “SensorNet” para avaliar a capacidade funcional em idosos através do protocolo de teste sentar e levantar (Rikli e Jones;1999). O software SensorNet controla o sensor *Kinect* que faz captação das coordenadas do esqueleto humano e envia em forma de dados para o computador, possibilitando a análise dos movimentos dos idosos. O programa pretende realizar a avaliação do teste de sentar e levantar de forma automatizada, permitindo que o teste de “sentar e levantar” seja aplicado em qualquer ambiente, eliminando a subjetividade da avaliação humana e oferecendo resultados mais precisos para o pesquisador.

Palavras-chave: terceira idade, capacidade funcional, *Kinect*.

Abstract: The evaluation of neuromotor variables is very important in prescribing and controlling physical exercise in the elderly. The objective of this paper was to present the development of the application called "SensorNet" to evaluate the functional capacity of older people through the test protocol sitting and standing (Rikli and Jones, 1999). The software *Kinect* makes captures of the coordinates of the human skeleton and sends it to a computer, allowing the analysis of movements of the elderly. The program aims to realize the evaluation test sitting and standing of the automated manner, allowing the test to be applied in any environment eliminating the subjectivity of human evaluation and providing more accurate results for the researcher.

Keywords: *elderly, functional capacity, Kinect.*

Introdução

Segundo dados da OMS até 2025 o Brasil será o sexto maior país do mundo em número de idosos. O

crescimento da população da terceira idade é o um dos maiores da humanidade, os constantes avanços sociais e tecnológicos proporcionam mais expectativa de vida para a humanidade [1]. O envelhecimento diminui a capacidade funcional de realizar tarefas funcionais, agravado quando associados a fatores socioeconômicos [2]. Dentre elas o declínio da capacidade motora é uma das principais causadoras do sedentarismo, que tende a acompanhar o envelhecimento. O sedentarismo atualmente é o principal fator que degrada o sistema circulatório em idosos. Segundo dados do Sistema de Informações sobre Mortalidade do Sistema Único de Saúde (SIM-SUS) 60% dos casos de mortes em idosos são gerados por doenças cardiovasculares (DCV) [3].

A necessidade de desenvolvimento de projetos nesta área é primordial para melhorar a qualidade de vida dos idosos. Protocolos de avaliação das capacidades físicas são importantes na promoção da prática de atividades físicas em idosos. O Protocolo dos Testes de Aptidão Física Funcional da Bateria de Testes de Rikli e Jones [4] é um dos instrumentos mais utilizados para quantificar a aptidão funcional em idosos. Esse protocolo possui uma bateria de testes que permitem avaliar alguns dos atributos neuromusculares e fisiológicos que são: a força dos membros superiores (teste da flexão do antebraço) e inferiores (teste levantar e sentar na cadeira), a flexibilidade de membros inferiores (teste sentar e alcançar na cadeira) e membros superiores (teste alcançar atrás das costas), a resistência aeróbia (teste andar 6 minutos), a velocidade, a agilidade e equilíbrio dinâmico (teste sentado, caminhar 2,44 m e voltar a sentar), o índice de massa corporal (IMC) e ainda o perímetro da cintura. Por meio destes testes é possível avaliar o nível de aptidão física, possibilitando melhor controle na prescrição de atividades físicas para indivíduo da terceira idade

Atualmente a tecnologia tem avançado em todas as áreas do conhecimento, inclusive na Educação Física, sendo um meio interessante para proporcionar uma melhora na qualidade de vida de idosos. Existem alguns software e hardwares que possibilitam a análise do movimento. Nesse sentido, o sensor *Kinect* é uma

aplicação que esta diretamente relacionada ao movimento e vem sendo utilizado na área da saúde como uma alternativa mais acessível para substituição de aparelhos de análise do movimento mais onerosos. Um bom exemplo disso pode ser o diagnóstico do “Mal de Parkinson” por meio de testes motores analisados por estereofotogrametria pelo sensor VICON 8 câmeras [6]. O sensor Kinect se comportou de forma muito similar ao VICON em situações de coordenação motora grossa [6]. Em estudos de validade e reprodutibilidade o Kinect se apresentou de forma muito similar ao sistema “Stander” VICON 8 câmeras (padrão ouro), o que confere uma maior relação custo benefício do Kinect em relação ao VICON 8, ser tornando numa opção muito interessante para desenvolvimento de novos estudos [7].

Portanto o objetivo deste artigo é apresentar o desenvolvimento do aplicativo “Senonet” para avaliar a capacidade funcional no sentar e levantar em idosos proposto pelo protocolo de Rikli e Jones [4].

Materiais e métodos

O sensor Kinect é um *hardware* desenvolvido pela empresa *Microsoft* em meados de 2011, inicialmente projetado para trazer novas experiências de “jogabilidade” no *video Game* – Console *XBOX 360* [8]. Contudo, outras aplicações do Sensor *Kinect* são possíveis, uma vez que ele realiza leitura corporal e proporciona ao computador análise dos gestos humanos. Com a intenção de promover o desenvolvimento desse produto disponibilizada uma biblioteca de aplicação do *hardware* – e também um *Kit* de desenvolvimento de aplicações os chamados *Kinect Developer Toolkit 1.8* e o *Kinect SDK 1.8 (Standard Development Kit)* disponível em [9,10]. O *Kinect* é composto por 1 câmera RGB, 1 câmera infravermelho, conjuntos de microfones e um motor de angulação, tudo controlado por um computador conectado via porta *Universal Serial Bus (USB)*.

O aplicativo proposto denominado *Senonet* é um software desenvolvido em linguagem “C Sharp” (C#), criado a partir de um ambiente de programação *Visual Studio* [11], com a finalidade de controlar o sensor *Kinect* e analisar o movimento sentar e levantar. O aplicativo interage com o aplicador através de uma plataforma de cadastro do indivíduo, faz contagem em tempo real do movimento e mapeamento das articulações em três coordenadas “x, y e z”.

Todos os dados são salvos em um banco de dados do tipo SQL, sendo possível acessar as informações posteriormente para possíveis “refinamentos” do programa.

O avaliado deve sentar-se em uma cadeira de aproximadamente 0,43 metros de altura, 3 metros de distancia do sensor. O teste inicia-se quando o avaliador executa o comando de voz e aciona o cronômetro. A avaliação é realizada automaticamente pelo programa sem a necessidade de prévia ativação.

Para análise do movimento o programa se baseia em comparações entre as articulações, portanto,

para contagem do sentar e levantar foram utilizadas como referência, as articulações do joelho e quadril (região do acetábulo) sendo comparadas em um ciclo de dois momentos: em pé e sentado. Caso o movimento realizado seja verdadeiro, ou seja, realizado de forma completa, as análises ocorridas em um ciclo “sentado em pé, sentado” um sistema de contagem automático é acionado e os dados são contabilizados automaticamente. Juntamente com os dados armazenados em uma tabela separada o programa salva o tempo em que foi realizado a contagem correlacionando a quantidade de vezes que o indivíduo sentou e levantou mais a variável tempo.

Resultados

Baseando-se em um estudo de caso de um indivíduo fictício, apresenta-se o passo-a-passo para a utilização do software que analisará o teste sentar e levantar. Com o sensor conectado ao computador o aplicativo *Senonet* é iniciado (tela da figura 1), de acordo com a sequência descrita abaixo

Passo 1. Após clicar no botão “cadastro” (Figura 1) a segunda tela é aberta (Figura 2).

Passo 2. O avaliador, na tela de “cadastro” (Figura 2), deve introduzir as informações de identificação do avaliado para posteriormente acessa-las.

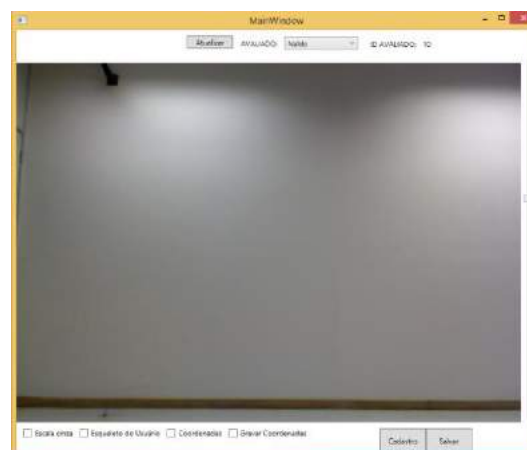


Figura 1: Tela principal visão do sensor.

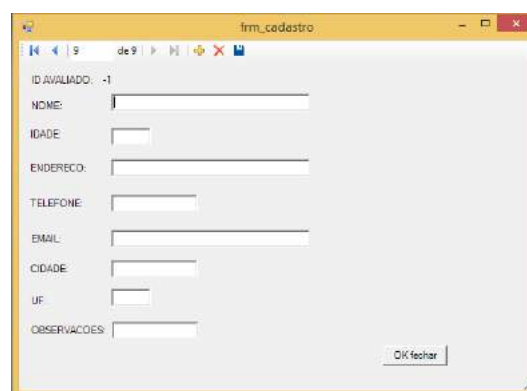


Figura 2: Tela de cadastro.

Passo 3. Avaliado com “nome Teste” é posicionado em frente ao sensor, numa distância de 3 metros. Automaticamente o sistema identifica os pontos anatômicos do avaliado e sobrepõem ao corpo do indivíduo uma imagem com os pontos de rastreamento (Figura 4).

Neste momento o avaliador poderá ajustar o sensor na angulação vertical na barra de nível ao lado direito da aplicação.

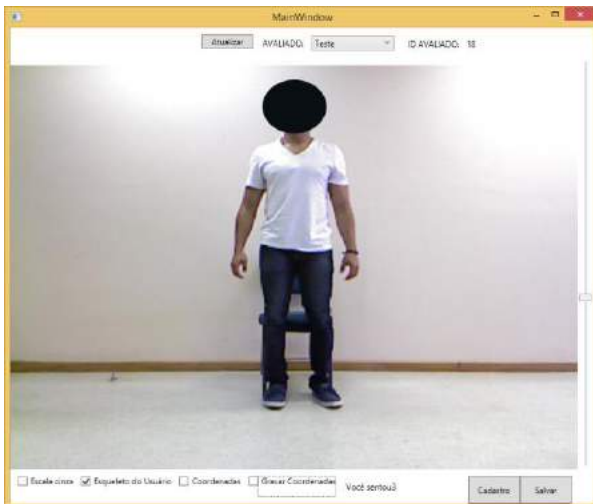


Figura 3: Posicionamento em frente ao sensor

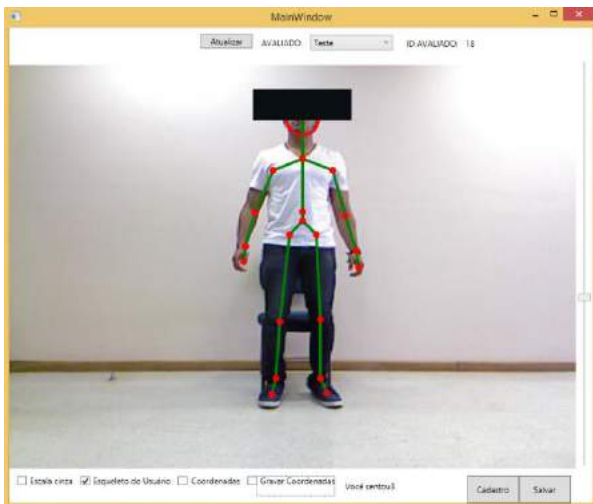


Figura 4: Marcas nos pontos de rastreamento

Passo 4. O avaliador a partir deste momento poderá solicitar que o avaliado comece a realizar os movimentos de sentar e levantar (Figuras 4 e 5). Após a realização do teste o avaliador pode visualizar na linha inferior a quantidade de vezes que o indivíduo sentou e levantou, devendo clicar no botão “Salvar” para que todas as coordenadas “x, y e z” dos pontos rastreadas sejam armazenadas no banco de dados de forma cronológica (Figura 5).

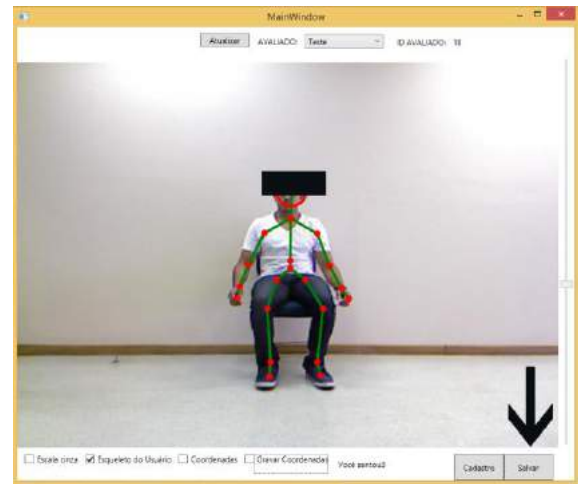


Figura 5: Botão Salvar

Discussão

O *Sensonet* é um sistema de avaliação do movimento humano e será desenvolvido para aplicações na área da saúde e esporte, e que poderá fornecer dados de posição anatômica em tempo real em três dimensões (3D), uma vez que é barato, portátil e simples de configurar [12] quando comparado a sistemas padrão-ouro como o *VICON*. Estudos com objetivo de verificar a precisão do sensor *Kinect* mostram-se muito positivos pois o aparelho possibilita mais precisão nos resultados. O aparelho quando comparado sua avaliação em indivíduos com *Capsulite adesiva no ombro (CA)* medidas através do goniômetro e comparadas a medição do sensor apresentou grau satisfatório na utilização do sensor *Kinect* [13]. Estudos comparando a avaliação do *Kinect* com testes visuais para prescrição do mal de *Parkinson* apresentou resultados satisfatórios quando exposto em movimentos motores grossos [6]. Testes de validade e reprodutibilidade com o sensor foram realizados comparando-o com aparelhos “padrão-ouro” de avaliação de estereofotogrametria (*VICON-8*) também mostrou resultados satisfatórios correlacionados ao custo-benefício [7].

O *Sensonet* será um sistema de fácil aplicabilidade pelo pesquisador, podendo ser utilizado para pesquisas de intervenção em grupos que necessitam testes de aptidão física “sentar e levantar” de *Rikli e Jones* [4].

Igualmente, o *hardware* e o *software* *Sensonet* possibilitarão a realização de estudos mais detalhados do movimento humano. Os dados coletados poderão ser exportados na forma de três coordenadas “x, y e z” para possíveis refinamentos e tratamento dos mesmos. Outrossim, o programa possibilita cruzamento da variável tempo com a quantidade de repetições que o avaliado executou, podendo ser avaliados pontos de fadiga e aceleração do teste “sentar e levantar”.

O *Sensonet* permitirá conforto ao avaliado, por não necessitar de acoplagem de sensores e vestimentas especiais. Além a interface do *Sensonet* torna fácil a programação do teste e a leitura e interpretação dos resultados.

Conclusão

Diante do exposto é possível concluir que o desenvolvimento do Sensonet é um projeto viável, e poderá ser útil na avaliação e interpretação do teste a sentar e levantar em idosos proposto pelo protocolo de Rikli e Jones [4], além do que, o sistema Sensonet, pretende diminuir a subjetividade do avaliador podendo conferir maior precisão aos resultados obtidos.

Agradecimentos

Os autores agradecem à Universidade Tecnológica Federal do Paraná (UTFPR), também ao Departamento de Educação Física da UTFPR por disponibilizar o espaço e materiais necessários para desenvolvimento do projeto.

Referências

- [1] OMS. Envelhecimento ativo: Uma Política de Saúde, Organização Pan-Americana de Saúde – Opas – OMS, v. 1, p. 3 – 41, 2005; .
- [2] Rosa, T.C, Benício, M.H., Latorreb, M.H., Ramos, L.R. (2003). Fatores determinantes da capacidade funcional entre idosos. *Rev Saúde Pública* 2003;37(1):40-8.
- [3] Loyola Filho, Antônio Ignácio de et al . Causes of public hospital admissions among older adults in Brazil's Unified Health System. *Epidemiol. Serv. Saúde, Brasília* , v. 13, n. 4, dez. 2004.
- [4] Jones, C.J., Rikli, R.E., Beam W. (1999). A 30-s chair-stand test as a measure of lower body strength in community-residing older adults. *Research Quarterly for Exercise and Sport*. 70 (2), pp. 113-119.
- [5] Pompeu, J.B. et al. Os efeitos da realidade virtual na reabilitação do acidente vascular encefálico: Uma revisão sistemática. *Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo*, 2014, vol. 10, n. 4, pp. 111-122.
- [6] Galna, B. et al. Accuracy of the Microsoft Kinect sensor for measuring movement in people with Parkinson's disease, *Gait & Posture* 39, 2014, 1062–1068.
- [7] Bonnechère, B. et al. Validity and reliability of the Kinect within functional assessment activities: Comparison with standard stereophotogrammetry, *Gait & Posture*, 39, 2014, 593–598
- [8] Cardoso, Gabriel Schade. *Microsoft Kinect Crie aplicações interativas com Microsoft Kinect*. São Paulo: Casa do Código, p.4 – 6, 2013,
- [9] Página de Download Microsoft SDK v1.8. Disponível em: <https://www.microsoft.com/en-us/download/details.aspx?id=40278>. Acesso em 05 de abril de 2015.
- [10] Página de Download Microsoft Kinect for Windows Developer Toolkit v1.8 Disponível em: <https://www.microsoft.com/en-us/download/details.aspx?id=40276> Acesso em 05 de abril de 2015.
- [11] Página de Download Visual Studio 2015. Disponível em: <https://www.visualstudio.com> Acesso em 05 de abril de 2015.
- [12] Clark RA, Pua Y-H, Fortin K, Ritchie C, Webster KE, Denehy L, et al. Validity of the Microsoft Kinect for assessment of postural control. *Gait Posture* 2012;36:372–7.
- [13] Lee, SH. et al. Measurement of Shoulder Range of Motion in Patients with Adhesive Capsulitis Using a Kinect, *PLoS ONE* 10(6): e0129398. doi:10.1371/journal.pone.0129398

DESENVOLVIMENTO DE APLICATIVO PARA AUXILIAR NA COMUNICAÇÃO DE PESSOAS COM PARALISIA CEREBRAL

D. P. Silva*, F. R. M. Basile**, M. A. S. Bissaco* e F. C. Amate***

*Universidade de Mogi das Cruzes - UMC, Mogi das Cruzes, Brasil

** Instituto Federal de Educação Ciência e Tecnologia de São Paulo – IFSP, São Paulo, Brasil

***Instituto Federal de Educação Ciência e Tecnologia de São Paulo - IFSP, Bragança Paulista, Brasil

e-mail: diegops.tads@gmail.com

Resumo: A Paralisia Cerebral (PC) pode ocasionar alterações no tônus muscular, causando prejuízo nas funções fonoarticulatórias e, conseqüentemente, dificuldade para pronunciar a fala. Embora existam recursos no mercado para a Comunicação Aumentativa e Alternativa (CAA), a maioria não atende plenamente indivíduos com dificuldade de fala e função motora reduzida. Diante disso, esta pesquisa teve como objetivo o desenvolvimento de um aplicativo para facilitar o processo de comunicação de pessoas com PC, o AACVOX. Para isso, foram desenvolvidas funções que permitem a comunicação de 168 frases relacionadas ao cotidiano, através de recursos pictográficos e de um mecanismo de síntese de voz, que podem ser personalizados conforme o nível de deficiência motora e necessidade de comunicação do indivíduo. A usabilidade desse aplicativo foi avaliada com auxílio do questionário *System Usability Scale* (SUS), que foi aplicado em formato eletrônico a 10 voluntários portadores de PC com dificuldade de fala. Os resultados mostraram uma pontuação acima da média na escala SUS para cada componente de qualidade avaliado (relacionado à facilidade de aprendizado, eficiência, facilidade de memorização, ocorrência de erros de execução e nível de satisfação dos usuários), um valor médio geral de $84,70 \pm 0,96$. Os resultados indicam que o AACVOX representa uma nova opção para CAA.

Palavras-chave: Dispositivos Móveis, Tecnologia Assistiva, Comunicação Aumentativa e Alternativa.

Abstract: *The Cerebral Palsy (CP) can cause changes in muscle tone, causing loss of phonoarticulatory functions and hence difficulty pronouncing speech. Although there are resources in the market for Augmentative and Alternative Communication (AAC), most do not fully meet individuals with speech difficulties and reduced motor function. Therefore, this study aimed to develop an application (app AACVOX) to facilitate the communication process of people with CP. For this, functions have been developed that enable communication of 168 phrases related to daily life, through pictographic resources and a voice synthesis engine. These visual aids can be customized to the individual's communication needs and adjusted according to the level of physical disability. The usability of this application was evaluated by using the*

System Usability Scale questionnaire (SUS), which was applied in electronic form to 10 volunteers with CP and speech difficulties. The results showed a score above the SUS scale average for each component of assessed quality (efficiency, ease of learning and memorization, Runtime errors and user satisfaction level), an overall average of 84.70 ± 0.96 (on a scale of 0 to 100). The results allows us conclude that the AACVOX represent a new option for AAC.

Keywords: *Mobile Devices, Assistive Technology, Augmentative and Alternative Communication.*

Introdução

Paralisa Cerebral é um distúrbio que ocorre no Sistema Nervoso Central geralmente nos três primeiros anos de idade. Este distúrbio, causado por fatores como: infecções, traumas ou doenças, ocasiona uma lesão ou mal desenvolvimento do cérebro, de caráter não progressivo, que interfere no desenvolvimento motor normal da criança. Em 60% dos casos de PC ocorrem também graves distúrbios na articulação da fala, os quais comprometem ainda mais a autonomia dos indivíduos portadores de PC [1]. Embora a compreensão e a expressão da linguagem nesses indivíduos possam estar associadas à deficiência mental, grande parte deles possui o cognitivo preservado e os transtornos no desenvolvimento da fala são decorrentes de alterações dos aspectos motores expressivos da linguagem. Contudo, essas limitações são muitas vezes percebidas erroneamente como deficiência mental [2].

Na busca de soluções aos problemas enfrentados por indivíduos com dificuldade na fala, a área da Comunicação Aumentativa e Alternativa (CAA) tem desenvolvido, ao longo dos anos, diferentes técnicas, estratégias e recursos com o objetivo de proporcionar meios alternativos para a comunicação [3]. Com a rápida evolução tecnológica, os sistemas de alta tecnologia para CAA avançaram para um novo território com o desenvolvimento de aplicativos para dispositivos móveis (*tablets* e *smartphones*) o que permitiu alcançar um grande número de pessoas, principalmente as que antes não conheciam os recursos da área da CAA [4].

Apesar do crescente número de aplicativos de CAA existentes no mercado, essas soluções não se adaptam às

características da dificuldade motora e de fala de usuários com PC. Além disso, práticas avaliativas com teste de usabilidade e desenvolvimento de software centrado nas necessidades do usuário, ainda são pouco comuns. Vale ressaltar que é importante o planejamento de novos sistemas de comunicação alternativa com foco na interação usuário/interface. Neste contexto, essa pesquisa objetiva desenvolver um aplicativo para comunicação alternativa que se adapte às características da dificuldade motora e de fala de usuários com PC.

Materiais e métodos

Para a construção do aplicativo, que denominamos AACVOX, foi adotada uma metodologia de desenvolvimento, onde são aplicadas as melhores práticas da engenharia de software [5]. O processo de construção do software foi organizado em 4 etapas, a saber: levantamento de requisitos, análise e projeto, implementação e testes. Foi considerada a norma de qualidade de software ISO 9241 [6].

Na etapa de levantamento de requisitos foram definidas as funcionalidades que o novo aplicativo deveria contemplar com base no levantamento bibliográfico sobre as características do público alvo e os recursos para CAA existentes. Na etapa de análise e projeto, foram criados os modelos de visão deste aplicativo representados em forma de diagramas através da linguagem UML (*Unified Modeling Language*), conforme exemplificado na Figura 1, onde é apresentado o diagrama de casos de uso elaborado para o app AACVOX.

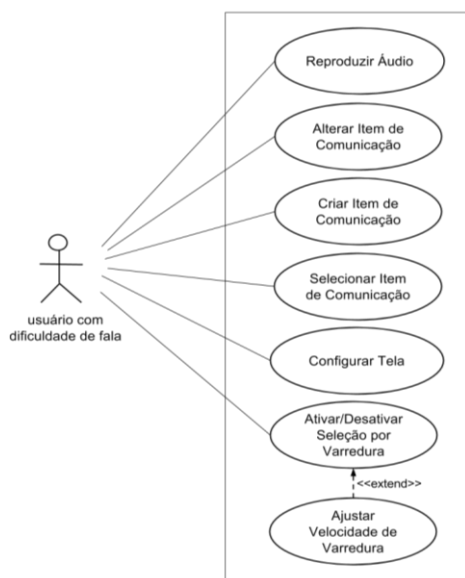


Figura 1: Diagrama de casos de uso do app AACVOX

Na etapa de implementação, os artefatos UML foram transformados em código-fonte utilizando-se o ambiente integrado de desenvolvimento *Android Studio* 1.3.1 com a linguagem de programação *Java* e a linguagem de marcação *XML* (*eXtensible Markup Language*), de modo que fosse executado em dispositivos móveis na versão *Android* 4.1 ou superior. Foram utilizadas as

APIs (*Application Programming Interface*) do kit de desenvolvimento *Java* (*Java Development Kit - JDK*) e o kit de desenvolvimento de software (*Android Software Development Kit - SDK*).

Foram criadas interfaces bidimensionais compostas de símbolos pictográficos, dos quais 40 símbolos foram criados através da ferramenta de edição de imagens *Corel Draw X7* e 128 foram extraídos do Portal Aragonês de Comunicação Alternativa e Ampliada ARASSAC (*Aragonese Portal of Augmentative and Alternative Communication*). Os símbolos utilizados do portal ARAASAC são de propriedade do Centro Aragonês de Tecnologias para a Educação (CATEDU) (sob a licença Creative Commons e foram criadas por Sergio Palao) [7].

Para o aplicativo reproduzir frases em formato de áudio semelhante à fala humana, foi codificada uma função que utiliza um mecanismo de síntese de voz do sistema operacional *Android*. O desenvolvimento dessa função permite ao usuário construir, em tempo de execução do aplicativo, novos recursos de áudio bem como modificar os já existentes. Para o armazenamento dos dados foi utilizado o banco de dados *SQLite*.

Na fase de testes, com o intuito de corrigir falhas e garantir o correto funcionamento do aplicativo, foram realizados os testes de software conhecidos como caixa branca e caixa preta. O teste de caixa branca foi utilizado para corrigir falhas em trechos de códigos durante a fase de programação e o teste de caixa preta realizado para corrigir falhas durante o processo de execução do software.

Foram também realizados testes para avaliar a usabilidade do app AACVOX com 10 voluntários portadores de PC e dificuldade de fala bem como sem deficiência visual e/ou déficit cognitivo severo. Para selecionar voluntários que não possuem déficit cognitivo severo, nesta pesquisa foi utilizado atletas de bocha adaptada portadores de PC que passaram por uma avaliação funcional para praticar esse esporte.

A amostra foi composta de 6 voluntários do sexo masculino e 4 do sexo feminino, com idade entre 15 e 55 anos. Após uma fase inicial de conhecimento sobre a utilização do app AACVOX, os voluntários foram instruídos a utilizar o aplicativo sozinhos seguindo o protocolo de testes apresentado abaixo, onde são listadas as tarefas 1 a 6:

- Tarefa 1: Selecionar um tipo de *layout* de tela que melhor se adapte ao seu nível de deficiência motora.
- Tarefa 2: Comunicar uma frase utilizando os recursos de reprodução de áudio.
- Tarefa 3: Selecionar os itens que deverão compor a tela de comunicação.
- Tarefa 4: Adicionar novo item de comunicação através da função que utiliza os recursos da câmera do dispositivo para adicionar uma foto.
- Tarefa 5: Alterar legenda e áudio dos itens de comunicação existentes no aplicativo.

- Tarefa 6: Comunicar uma frase através da função que converte o texto digitado pelo usuário em recurso de áudio.

O protocolo de teste permitiu aos voluntários executar de maneira prática cada função implementada no aplicativo e apresentou de forma geral os recursos desenvolvidos. Cada voluntário executou o teste 1 vez com o app instalado em um tablet de 7 polegadas. Após a execução dos testes, os voluntários responderam a um questionário (System Usability Scale - SUS) composto por 10 afirmações abrangendo a escala de 5 pontos (Discordo totalmente, Discordo, Não concordo e nem discordo, Concordo e Concordo Totalmente), que permitem ao voluntário expressar seu nível de concordância com a qualidade do sistema conforme os 5 critérios descritos por Nilsen [8], que são: facilidade de aprendizagem, eficiência, facilidade de memorização, ocorrência de erros e satisfação.

A pesquisa foi submetida e aprovada pelo Comitê de Ética em Pesquisa da Universidade de Mogi das Cruzes (CAAE: 49324115.0.0000.5497). Aos voluntários foi apresentado o termo de consentimento livre e esclarecido e o termo de assentimento (aos menores de idade).

A pontuação SUS foi calculada através da soma das contribuições de cada item com valores de 0 a 4. Para as questões ímpares a contribuição é calculada pela posição da escala menos 1. Para as questões pares, calcula-se 5 menos o valor da posição da escala. Multiplica-se a soma dos valores por 2,5. O resultado obtém-se a pontuação SUS em uma escala de 0 a 100 referentes à avaliação de usabilidade de cada voluntário.

Resultados

O aplicativo AACVOX permite comunicar até 168 frases organizadas em 15 categorias, sendo que para comunicar uma frase o usuário deve selecionar as opções a partir das telas Categoria e Atividade. Inicialmente, o usuário seleciona o que deseja comunicar na interface Categoria (Figura 2a) e, em seguida, são apresentadas as opções de frases para comunicação na interface Atividade (Figura 2b).

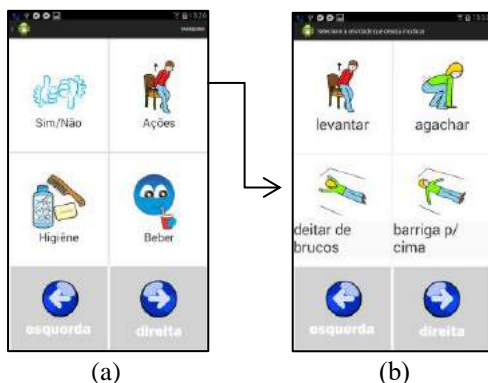


Figura 2: Interfaces do app AACVOX: (a) Categoria e (b) Atividade.

Além dos 168 recursos de imagens para a reprodução de áudio, o app AACVOX permite ao usuário personalizar as opções através das seguintes funções (Figura 3):

- Selecionar quais itens deverá permanecer na tela Atividade (botão selecionar ícone).
- Adicionar novo item de comunicação através de recurso de foto (botão adicionar foto).
- Alterar áudio das frases e da legenda dos itens de comunicação (botão alterar legenda).
- Realizar comunicação através da digitação de frases (botão texto livre).
- Configurar a tela selecionando o tipo de *layout* (botão configurar tela).

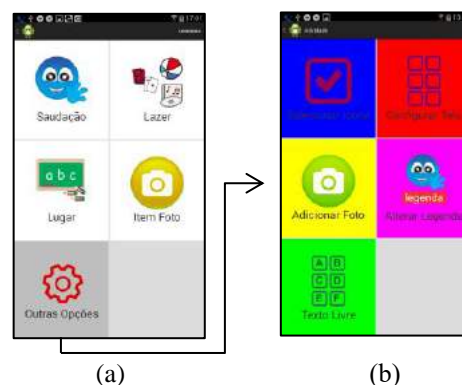


Figura 3: Interfaces do app AACVOX: (a) Categoria e (b) Atividade Configuração.

A Tabela 1 apresenta a média geral do resultado do teste de usabilidade realizado com 10 voluntários portadores de PC.

Tabela 1: Média dos componentes de qualidade do aplicativo AACVOX.

Componentes de Qualidade	Escore SUS (0 a 100)
Facilidade de aprendizado	83,54
Eficiência	85
Facilidade de memorização	84
Ocorrência de erros	86
Satisfação	90,33
Média geral	84,70
Desvio padrão	0,96

Discussão

Ao longo dos anos, a área da CAA tem evoluído na construção de diferentes sistemas com o objetivo de tornar os sujeitos com distúrbios na comunicação mais independentes e competentes em suas habilidades comunicativas [3]. Observando essa questão e considerando o crescimento do uso das tecnologias móveis, esta pesquisa desenvolveu uma nova ferramenta para CAA através da criação de um aplicativo para dispositivos móveis.

De acordo com a pesquisa da *International Data Corporation* - IDC (2015), no segundo trimestre de 2015 os dispositivos móveis do tipo *smartphones* com

sistema operacional *Android* corresponderam a 82.8% do total de vendas de *dispositivos móveis* no mundo. Nesse contexto, com o objetivo de ampliar o uso do *app AACVOX* para um número maior de pessoas, ele foi desenvolvido para dispositivos que utilizam sistema operacional *Android* [9].

As funções implementadas no aplicativo foram desenvolvidas não apenas com o foco na questão da comunicação alternativa, houve também uma preocupação em questões relacionadas à facilidade de utilização. Esse é um fator importante para o desenvolvimento de recursos para CAA, uma vez que vários indivíduos com problemas na fala possuem também comprometimento na sua coordenação motora [2].

Como diferencial de outros estudos [11],[12], o AACVOX foi implementado com funções que auxiliam usuários com dificuldade motora, permitindo a eles personalizar os elementos de comunicação da interface. Configurando suas próprias opções de comunicação, o aplicativo poderá agilizar o processo comunicativo e também promover a autonomia e livre arbítrio de seus usuário [2]. Segundo os estudos de [10], 72% dos indivíduos com problemas graves na comunicação preferem sistemas de CAA com mensagens pré-definidas e que permitam alterações a fim de adaptá-las às suas necessidades de comunicação do seu dia a dia.

Os resultados do teste de usabilidade do *app AACVOX* demonstraram uma avaliação positiva dos voluntários em relação à usabilidade, apresentando uma pontuação média geral de $84,70 \pm 0,96$ (em uma escala de 0 a 100) na escala SUS, considerada acima da média [13]. Segundo 33% dos voluntários pesquisados no estudo de [10], a usabilidade é um dos fatores que mais influencia na compra de um aplicativo de CAA.

Conclusão

O aplicativo AACVOX foi implementado conforme requisitos (funcionais e não funcionais) levantados considerando os conceitos da CAA para auxiliar o processo de comunicação de pessoas com dificuldade de fala e função motora reduzida.

A avaliação de sua usabilidade apresentou um resultado positivo, obtendo uma pontuação acima da média na escala SUS para cada um dos componentes de qualidade avaliados. Os resultados indicam que o AACVOX representa mais uma opção de recurso de CAA para auxiliar no processo de comunicação de pessoas com PC.

Espera-se que o AACVOX possibilite maior autonomia e agilidade ao processo alternativo de comunicação dessas pessoas, visto que permite ao usuário realizar personalização dos recursos para CAA. Espera-se também que melhore a qualidade de vida dessas pessoas em relação a situações comunicativas, contribuindo para aspectos de independência, qualidade de vida e inclusão na sociedade.

Agradecimentos

Agradeço ao apoio financeiro da Fundação de Amparo ao Ensino e Pesquisa (FAEP/UMC) e do Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico (CNPQ). Agradeço também aos voluntários e a todos que colaboraram com a realização da pesquisa.

Referências

- [1] Bax M, Tydeman C, Flodmark O. Clinical and MRI correlates of cerebral palsy: The European cerebral palsy study. *Journal of American Medical Association*. 2006; 296(13):1602–1608..
- [2] Schirmer CR. Acessibilidade na comunicação é um direito: comunicação alternativa é um caminho. *Revista Teias*. 2009; 9(18):9.
- [3] Cook AM, Polgar JM. *Assistive technologies: Principles and practice*. 4th ed. St. Louis: Mosby; 2014.
- [4] Light J, Mcnaughton D. The changing face of augmentative and alternative communication: Past, present, and future challenges. *Augmentative and Alternative Communication*. 2012; 28(4):197-204.
- [5] Bezerra E. Visão Geral. Modelagem de Sistemas de software. In. *Princípios de Análise de Sistemas com UML*. 4th ed. Rio de Janeiro: Campus; 2003.
- [6] Abran A, Khelif A, Suryan W, Seffah A. Usability meanings and interpretations in ISO standards. *Software Quality Journal*. 2003; 11(4):325-338.
- [7] Palao S. Portal Aragonés de Comunicação Alternativa e Ampliada. [Online] 2016. [cited 2016 Jul 18] Available from <<http://www.catedu.es/arassac/>>
- [8] Nielsen J. Usability 101: Introduction to Usability. [Online] 2012. [cited 2016 Jul 18] Available from <<http://www.nngroup.com/articles/usability-101-introduction-to-usability/>>.
- [9] International Data Corporation, *Worldwide Quarterly Mobile Phone Tracker*. [Online] 2015. [cited 2016 Jul 18] Available from <<http://www.idc.com/prodserv/smartphone-os-market-share.jsp>>.
- [10] Mendes M, Correia S. Combining research, theory and end user experiments for suitable AAC apps *Assistive Technology: From Research to Practice*. USA: IOS Press; 2013. p. 340-346
- [11] Huertas JL, Nohama P. Falante: aplicativo de auxílio à fala baseado em tecnologia Android. In: 24º Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica; Out; 13-17 2014; Curitiba, Brasil. 2014. p. 2821-2824.
- [12] Palmeiras GB, Bettinelli LA, Pasqualotti A. Uso de dispositivo móvel para comunicação alternativa de pacientes em cuidados intensivos. *Revista Eletrônica de Comunicação, Informação & Inovação em Saúde*. 2013; 7(2).
- [13] Bangor A, Kortum PT, Miller JT. An empirical evaluation of the system usability scale. *Intl. Journal of Human-Computer Interaction*. 2008; 24(6):574-594.

FATORES DE RISCO PARA PARTOS CESÁREOS NO BRASIL

L. L. M Alcantara*, N. K. O. Almeida** e R. M. V. R. Almeida*

* Universidade Federal do Rio de Janeiro - Programa de Engenharia Biomédica - Rio de Janeiro - Brasil

**Universidade Federal Fluminense - Departamento de Estatística - Rio de Janeiro - Brasil
e-mail: lucianaleite@peb.ufrj.br

Resumo: Objetivo: Identificar fatores de risco para a ocorrência de cesarianas no Brasil. **Métodos:** Nascimentos a termo, não gemelares e sem anomalia congênita ocorridos em hospitais do Brasil em 2013, cujas mães tinham idade entre 15 e 45 anos. O teste Qui-Quadrado foi usado para verificar associação entre características maternas, da gestação, do parto e do feto e o tipo de parto. Razão de Chances brutas (RC) e ajustadas (RCaj) via modelo logístico foram calculadas para identificar fatores de risco dentre as características investigadas, para realização de cesarianas no ano estudado. **Resultados:** Foram investigados cerca de 2,9 milhões de registros de nascimentos. Houve associação estatisticamente significativa entre todas as variáveis do estudo e o tipo de parto. O risco de cesariana foi elevado em gestantes > 34 anos (RCaj: 1,69, para ≥ 41 anos), que tinham companheiro (RCaj: 1,19), escolaridade (RCaj variando de 1,38 a 6,73, para 1-3 anos e ≥ 12 anos respectivamente), que eram primíparas (RCaj: 1,51), que realizaram > 6 consultas de pré-natal (RCaj:1,62), que se deslocaram intermunicipalmente para o parto (RCaj:1,37) e que o feto se encontrava em uma posição que não fosse a cefálica (RCaj 5,32 e 28,23, para posições pélvica e transversal). **Conclusões:** A identificação de grupos mais propensos para realização de cesarianas auxilia programas de saúde materno-infantil focados nas características, recomendações e riscos de cada uma das modalidades.

Palavras-chave: Parto Cesáreo, Fatores de Risco, Razão de Chance.

Abstract: Objective: To identify risk factors for the occurrence of cesarean sections in Brazil. **Methods:** Single term births without congenital anomalies that occurred in Brazilian hospitals in 2013, with mothers aged between 15 and 45 years. The Chi-square test was used to assess the association between characteristics of the mother, pregnancy, childbirth and the fetus and the type of delivery. Crude odds ratio (OR) and adjusted odds ratios (RCaj) via a logistic model were calculated to identify risk factors for cesarean section among the investigated characteristics during the study year. **Results:** About 2.9 million births records were investigated. There was a statistically significant association between all study variables and type of delivery. The caesarean risk was elevated in pregnant women > 34 years (RCaj: 1.69 for age ≥ 41 years) for women who had a partner (RCaj: 1.19), education (RCaj ranging

from 1.38 to 6.73 to 1-3 years and ≥ 12 years respectively), primiparous (RCaj: 1.51) who underwent > 6 prenatal visits (RCaj: 1.62), who travelled between cities for delivery (RCaj: 1.37) and with the fetus in a position other than cephalic (RCaj 5.32 and 28.23 for breech and transverse positions). **Conclusions:** The identification of groups most likely to perform cesarean sections assists maternal and child health programs focused on characteristics, recommendations and risks for each of birth modalities.

Keywords: Cesarean Section, Risk Factors, Odds Ratio.

Introdução

A cesariana (CS) é uma cirurgia indicada para o parto em gestantes hipertensas, diabéticas, com incompatibilidade sanguínea, com nascituro em posição inadequada ou quando há uma desproporção de tamanho (recém-nascido maior que a região pélvica) [1]. A cesariana apresenta riscos inerentes ao ato cirúrgico, aumenta o tempo de recuperação da parturiente e parece influenciar no aumento da taxa de mortalidade materna e neonatal [2-4].

Assim, a Organização Mundial da Saúde (OMS) sugere que a prevalência de CS não deva ultrapassar a 15% dos partos [5], uma vez que a falta de indicação específica coloca em risco a saúde da mulher e do recém-nascido [6]. No entanto, tem-se notado um aumento constante das taxas de cesarianas no mundo [7]. No Brasil, em particular, em 2003 a prevalência de cesarianas era de 40,1%, e, em 2013 de 56,7%, ou seja, um aumento de 41,6% em uma década [7].

Há relatos de associação entre CS e escolaridade materna mais alta [1, 8-14], faixa etária mais elevada [1, 8, 11, 12, 14-20], presença de companheiro [1, 11] e índices altos de condição de vida do local de moradia [8, 11]; sugerindo que a opção por CS não é feita apenas por questões clínicas, estando também relacionada a fatores sócio-econômicos. Foi constatada também a associação de CS com o histórico clínico da gestante, tais como diagnóstico de HIV [1, 18], obesidade [1, 18], fumantes [14], hipertensão arterial [1, 9, 16, 17,19], antecedente de cesariana [1, 15-18, 20], número elevado de consultas de pré-natal [1, 8, 10, 11, 14-16, 18, 20], maior perímetro cefálico do recém-nascido [1, 18], primiparidade [1, 15-17, 19], gemelaridade [15, 17, 19], apresentação não cefálica do feto [15, 16,20] e parto induzido [15]. Por outro lado, há divergências em

relação à associação entre o parto cesáreo e a idade gestacional. Enquanto alguns autores identificaram a idade gestacional pós-termo como fator de risco [8, 14-17], outros identificaram como fator de proteção [13] e ainda outros como não significativo [12].

Motivados por essas questões, esta pesquisa visou a identificar os fatores não-clínicos referentes à gestante, à gestação, ao parto e ao nascituro que, no ano 2013, mais contribuíram para a realização de CS no Brasil.

Materiais e métodos

Foram considerados registros de nascidos vivos ocorridos em hospitais no Brasil em 2013, referentes à gestação não gemelar, de mães com idade entre 15 e 45 anos e com recém-natos sem anomalia congênita, obtidos por meio do Sistema de Informações de Nascidos Vivos - SINASC – DATASUS [7]. As variáveis foram divididas em quatro grandes grupos, referindo-se: i) à gestante: idade (em anos), estado civil (com companheiro / sem companheiro), escolaridade (anos completos de estudo), primiparidade (sim / não), município de residência, raça/cor (classificação Ibge), quantidade prévia de filhos nascidos vivos e mortos; ii) à gestação: número de consultas pré-natal e idade gestacional (em semanas completas), sendo denominada gestação pré-termo aquela com duração inferior a 37 semanas, a termo de 37 a 41 semanas e pós-termo com mais de 41 semanas; iii) ao parto: tipo de parto, parto induzido (sim / não) região geográfica do país e município de ocorrência; iv) ao nascituro: sexo e apresentação fetal (cefálica / pélvica / transversal). Com base nas variáveis município de residência e município de ocorrência do parto, foi criada a variável “deslocamento” que indica se a gestante precisou fazer um deslocamento intermunicipal para realizar o parto. Foram desconsiderados registros com informações incompletas ou com inconsistência.

O teste de homogeneidade (Qui-Quadrado) foi utilizado para comparar as características da gestante, da gestação, do parto e do nascituro entre os dois tipos de parto. Razões de Chances brutas e ajustadas com Intervalos de 95% de Confiança (IC 95%) (via modelo logístico considerando os atributos mencionados acima como preditores e modalidade do parto como desfecho) foram calculadas para identificar os fatores maternos, gestacionais, do parto e do nascituro que geraram uma maior propensão para CS em 2013. As análises foram efetuadas com auxílio do “software” SPSS (versão 19), nível de significância de 5%.

Resultados

Foram excluídos 830.413 registros devido à informação incompleta, inconsistência nos dados entre a idade materna e a quantidade de filhos vivos e/ou mortos ou inconsistência nos dados entre a idade materna e os anos de estudos. O banco de dados final consistiu de 2.073.614 registros, sendo que 56,9% dos nascimentos ocorreram via modalidade cesariana.

A Tabela 1 apresenta o resultado do teste Qui-

Quadrado, a distribuição de frequências (%) das características maternas, da gestação, do parto e do nascituro em relação ao tipo de parto e as Razões de Chances brutas e ajustadas para CS. As categorias de referência para cada variável estão indicadas pelo valor $RC = 1$. Foram detectados como fatores de risco gestantes na faixa etária 35-40 ou 41-45 anos, com companheiro, primipara, da raça/cor branca.

O risco de CS aumenta com a elevação do nível de escolaridade materna. Em relação à gestação, os fatores de riscos associados a CS são 7 ou mais consultas pré-natal e gestação a termo. As características do grupo recém-nascido identificadas como fatores de risco foram a apresentação não-cefálica e o sexo masculino. No que concerne ao parto, o fator de risco foram parto não induzido e deslocamento intermunicipal. Na Tabela 2 são apresentados os valores da especificidade, sensibilidade e taxa de acerto do modelo com as variáveis preditivas do estudo.

Tabela 2 – Resultado das medidas de qualidade de ajuste do modelo.

Observados	Preditos			
	Vaginal	Cesáreo		
Vaginal	528842	365178	59,2	Especificidade
Cesáreo	234771	944823	80,1	Sensibilidade
Taxa de acerto			71,1	

Discussão

Como visto, a maioria dos nascimentos investigados foram realizados via CS, indicando que o Brasil não atende às orientações da OMS. Os comportamentos de riscos para CS associados à idade relatados na literatura indicam que mães mais velhas possuem risco mais elevado que as mais novas. Porém, em sua maioria esses estudos fixavam a categoria de referência como sendo a classe etária mais jovem [1, 8, 11, 12, 14-20]. No presente estudo, observou-se que gestantes acima de 34 anos têm mais risco de CS relativamente às de 21-34 anos, porém as abaixo dos 21 anos têm risco inferior. Já os riscos associados ao estado civil convergem com pesquisas anteriores [1, 11], e o mesmo pode ser dito em relação à escolaridade materna [1, 8-14], ficando evidente que o risco aumenta com o nível educacional da gestante. *Primiparidade* também foi identificada como fator de risco de CS, concordando com a literatura [1, 15-17, 19]. Chama atenção de forma preocupante o fato de que as chances de uma gestante primípara realizar CS são 51% maiores do que as de uma não primípara, mesmo quando as demais características investigadas são idênticas (Tabela 1).

No que concerne às características da gestação, mais de 6 consultas de pré-natal eleva o risco de CS [1, 8, 10, 11, 14-16, 18, 20]. Além disso, a literatura divergia nas afirmações sobre a idade gestacional [8, 12-17], mas este estudo identificou a idade gestacional não a termo como fator de proteção para CS.

Há que considerar-se também o motivo de uma elevação de mais de 30% no risco para CS quando a

gestante tem que fazer um deslocamento intermunicipal (peregrinação). Este fato tanto pode estar apontando para riscos intrínsecos ao deslocamento quanto à busca de profissionais mais especializados.

Em relação às características do recém-nato, a apresentação não cefálica do feto é um fator de risco para a CS tanto neste trabalho quanto na literatura [15, 16, 20], e outro fator de risco apresentado neste trabalho porém discordando da literatura é o parto não induzido [15]. Essa variável foi inserida a partir 2010 no banco de dados do SINASC. [7]

Os fatores identificados como de risco o foram tanto quando avaliada a RC quanto a RCaj. Como é conhecido, RCs fornecem estimativas de risco para CS quando considera-se somente informação disponível sobre um determinado atributo, enquanto que RCajs consideram também informações sobre fatores de confundimento. No país, dependendo da localidade, pode haver precariedade e comprometimento no fluxo e qualidade de informações sobre a gestante, gestação, parto e recém-nato. Dessa forma, este trabalho julga importante a divulgação dos resultados obtidos das RC (brutas). Além disso, as estimativas de RCs e RCajs obtidas aqui podem ser consideradas precisas, dada a pequena amplitude de seus intervalos de confiança.

Conclusão

Os resultados deste trabalho apresentam o perfil das gestantes atualmente mais propensas à escolha da modalidade de parto CS, podendo auxiliar programas direcionados à redução das taxas de CS, assim como estratégias preventivas de saúde materno-infantil.

Em suma, os comportamentos de risco referentes ao estado civil, escolaridade e número de consultas pré-natal sugerem que as CS são realizadas não somente por indicações clínicas, mas também por associação a fatores econômicos.

Agradecimentos

Os autores agradecem ao CNPq e à CAPES pelo apoio financeiro.

Referências

- [1] Pádua KS, Osis MJD, Faúndes A, Barbosa AH, Filho OBM. Fatores associados à realização de cesariana em hospitais Brasileiros. *Rev Saúde Pública*. 2010;44(1):70-9.
- [2] Ministério da Saúde (BR). *Saúde Brasil*. 117ª ed. Brasília (DF); 2006
- [3] Ramos JGL, Martins-Costa S, Vettorazzi-Stuczynsky J, Brietzke E. Morte materna em hospital terciário do Rio Grande do Sul: um estudo de 20 anos. *Rev Bras Ginecol Obstet*. 2003; 25(6):431-6.
- [4] Villar J, Valladares E, Wojdyla D, Zavaleta N, Carroli G, Velazco A, Shah A, Campodónico L, Bataglia V, Faundes A, Langer A, Narváez *Aet al*. Caesarean delivery rates and pregnancy outcomes: the 2005 WHO global survey on maternal and perinatal health in Latin America. *Lancet*. 2006; 367(9525):1819-29.
- [5] World Health Organization. Appropriate technology for birth. *Lancet* 1985;2:436-7.
- [6] Curet LB, Zachman RD, Rao AV, Poole WK, Morrison J, Burkett G. Effect of mode of delivery on incidence of respiratory distress syndrome. *Int J Gynaecol Obstet*. 1988;27:165-70.
- [7] Departamento de Informação e Informática do SUS. Sistema de Informações de Nascidos Vivos. <http://www.datasus.gov.br> (último acesso: 09/04/2016).
- [8] Freitas PF, Drachler ML, Leite JCC, Grassi PR. Desigualdade social nas taxas de cesariana em primíparas no Rio Grande do Sul. *Rev Saúde Pública*. 2005;39(5):761-7.
- [9] Oliveira AR. Fatores associados e indicações para a prática de cesariana: um estudo caso-controle. *Rev Port Med Geral Fam*. 2013;29:151-9.
- [10] Cardoso PO, Alberti LR, Petroianu A. Morbidade neonatal e maternas relacionada ao tipo de parto. *Ciência & Saúde Coletiva*. 2010;15(2):427-435.
- [11] Carniel EF, Zanolli ML, Morcillo AM. Fatores de risco para indicação do parto cesáreo em Campinas (SP). *Rev Bras Ginecol Obstet*. 2007; 29(1):34-40.
- [12] Gomes UA, Silva AAM, Bettiol H, Barbieri MA. Risk factors for the increasing cesarean section rate in Southeast Brazil: a comparison of two birth cohorts, 1978-1979 and 1994. *International Journal of Epidemiology*. 1999;28:687-694.
- [13] Mossialos E, Allin S, Karras K, Davaki K. Na investigations of caesarean sections in three Greek hospitals. *European Journal of Public Health*. 2015; 15(3):288-295.
- [14] Belachew J, Cnattingius S, Mulic-Lutvica A, Eurenus K, Axelsson O, Wikstrom AK. Risk of retained placenta in women previously delivered by caesarean section: a population-based cohort study. *Royal College of Obstetricians and Gynaecologists*. 2014;121:224-229
- [15] Sakae TM, Freitas PF, D'Orsi E. Fatores associados a taxas de cesárea em hospital universitário. *Rev Saúde Pública*. 2009;43(3):472-80.
- [16] D'Orsi E, Chor D, Giffin K, Angulo-Tuesta A, Barbosa GP, Gama AS, Reis AC. Factors associated with cesarean sections in a public hospital in Rio de Janeiro, Brazil. *Cad Saúde Pública*. 2006;22(10):2067-2078.
- [17] Silva SALC, Filho OBM, Costa CFF. Análise dos fatores de risco anteparto para ocorrência de cesárea. *Rev Bras Ginecol Obstet*. 2005; 27(4): 189-96.
- [18] Bonfante TM, Silveira GC, Sakae TM, Sommacal LF, Fedrizzi EM. Fatores associados à preferência pela operação cesariana entre puérperas de instituição pública e privada. *Arquivo Catarinense de Medicina*. 2009; 38(9): 1806-4280.

[19] Cabral SALCS, Costa CFF, Júnior SFC. Correlação entre a Idade Materna, Paridade, Gemelaridade, Síndrome Hipertensiva e Ruptura Prematura de Membranas e a Indicação de Parto Cesáreo. RBGO - v. 25, nº 10, 2003.

[20] Freitas PF, Sakae TM, Jacomino MEMLP. Fatores médicos e não médicos associados às taxas de cesariana em um hospital universitário no Sul do Brasil. Cad. Saúde Pública, Rio de Janeiro, 24(5):1051-1061, mai, 2008

Tabela 1 - Distribuição de frequências (%), razão de chances brutas e ajustadas dos nascimentos no Brasil via CS, de acordo com as características da gestante, da gestação, do nascituro e do parto no ano de 2013 e resultado do teste χ^2 .

Característica	Tipo de Parto		χ^2	RC (IC95%)	RCaj (IC95%)
	Vaginal n = 894.020	Cesáreo n = 1.179.594			
Materna					
<i>Idade</i>					
15 - 17	11,5	5,7		0,44(0,43-0,45)	0,54(0,53-0,55)
18 - 20	19,1	11,4		0,54(0,53-0,55)	0,63(0,62-0,64)
21 - 34	61,2	68,2	< 0,001	1	1
35 - 40	7,2	12,9		1,60(1,59-1,62)	1,53(1,51-1,54)
41 - 45	1,1	1,8		1,48(1,45-1,52)	1,69(1,64-1,73)
<i>Estado Civil</i>					
Sem Companheiro	47,4	36,1	< 0,001	1	1
Com Companheiro	52,6	63,9		1,59(1,58-1,60)	1,19(1,18-1,20)
<i>Anos de Estudo</i>					
Nenhum	0,9	0,3		1	1
1 - 3 anos	5,0	2,2		1,38(1,33-1,44)	1,38(1,32-1,44)
4 - 7 anos	27,6	15,1	< 0,001	1,68(1,61-1,74)	1,86(1,78-1,94)
8 - 11 anos	60,1	57,4		2,89(2,78-3,00)	2,72(2,61-2,84)
12 anos ou mais	6,4	25,0		11,65(11,21-12,12)	6,73(6,45-7,03)
<i>Primiparidade</i>					
Não	63,2	56,7	< 0,001	1	1
Sim	36,8	43,3		1,31(1,30-1,32)	1,51(1,49-1,52)
<i>Raça/Cor</i>					
Branca	30,9	48,8		1	1
Preta	6,7	4,9	< 0,001	0,46(0,45-0,47)	0,67(0,66-0,68)
Amarela	0,4	0,4		0,67(0,64-0,70)	0,64(0,61-0,67)
Parda	61,1	45,6		0,47(0,46-0,48)	0,69(0,68-0,70)
Indígena	1,0	0,2		0,16(0,15-0,17)	0,26(0,25-0,28)
Gestacional					
<i>Núm. de Consultas</i>					
< 7	44,0	26,2	< 0,001	1	1
7 ou mais	56,0	73,8		2,21(2,20-2,23)	1,62(1,61-1,64)
<i>Tempo Gestacional</i>					
Pré-termo	11,4	10,0		0,85(0,84-0,86)	0,87(0,86-0,88)
A termo	84,3	86,9	< 0,001	1	1
Pós-termo	4,3	3,1		0,69(0,68-0,70)	0,91(0,90-0,93)
Nascituro					
<i>Apresentação</i>					
Cefálica	99,0	94,5	< 0,001	1	1
Pélvica	1,0	5,1		5,78(5,65-5,91)	5,32(5,19-5,45)
Transversal	0,0	0,4		23,23(19,97-27,04)	28,23(24,10-33,07)
<i>Sexo</i>					
Masculino	50,4	51,8		1	1
Feminino	49,6	48,2		0,95(0,94-0,96)	0,92(0,91-0,93)
Parto					
<i>Parto Induzido</i>					
Sim	36,6	9,7	< 0,001	1	1
Não	63,4	90,3		5,39(5,35-5,43)	5,83(5,79-5,88)
<i>Deslocamento</i>					
Não	73,7	68,1	< 0,001	1	1
Sim	26,3	31,9		1,31(1,30-1,32)	1,37(1,36-1,38)
<i>Região</i>					
Sul	13,6	16,7		1	1
Sudeste	40,2	47,1		0,94(0,93-0,95)	1,12(1,11-1,13)
Centro-Oeste	6,4	7,8	< 0,001	0,98(0,97-0,99)	1,19(1,18-1,22)
Nordeste	29,3	21,3		0,60(0,59-0,61)	0,79(0,78-0,80)
Norte	10,5	7,1		0,55(0,54-0,56)	0,81(0,80-0,82)

APLICATIVO MÓVEL PARA ENFERMAGEM NO ATENDIMENTO DE DEFICIENTES AUDITIVOS

ABREU, F.D.L., SILVA, F. P., SILVA, A.P., BISSACO, M. A. S e RODRIGUES, S.C.M.

Universidade de Mogi das Cruzes, Mogi das Cruzes, Brasil

E-mail: franciscodouglas@outlook.com

Resumo: Este trabalho apresenta um ambiente mobile (aplicativo) para auxiliar no atendimento de enfermagem na atenção básica de deficientes auditivos. Ele foi desenvolvido com base no Protocolo de Tratamento da Hipertensão referendado pela Coordenação Nacional de Hipertensão e Diabetes, utilizado como protocolo de tratamento de hipertensão arterial e do diabetes mellitus tipo 2. Todo atendimento de enfermagem deve ser baseado nesse protocolo, por isso não há necessidade de uma base eletrônica de dados com um grande volume de informações organizadas e estruturadas. Esse protocolo contém perguntas que possuem pontuações as quais somadas darão indicativos da urgência ou não do atendimento. O aplicativo é formado por três telas, sendo: Principal, Questionário e Resultado. A tela questionário é formalizada por 8 perguntas e cada pergunta há um quadro de respostas, sendo que para cada resposta é atribuído uma pontuação. Esta pontuação é apresentada na tela de Resultado através de *emotions* nas cores: Vermelho (Emergência), Amarelo (Urgência), Verde (Não-Urgente) e Azul (Baixa Complexidade), que representam o grau de prioridade no atendimento. Para o teste do aplicativo utilizou-se o documento de plano de teste, que possibilitou distinguir os caminhos lógicos que o aplicativo percorrerá, ou seja, a partir disso é possível definir um resultado esperado no final de cada teste e também a avaliação de três especialistas (sendo um em desenvolvimento de software, um em enfermagem e um em libras). Os resultados apontaram que o aplicativo foi executado com êxito em um *tablet* com sistema *Android 4.2*. Os especialistas analisaram o aplicativo considerando a ISO/IEC9126 e concluíram que ele é funcional, interativo, possui boa usabilidade, é de fácil instalação e adaptação para outros aparelhos com sistema *Android*.

Palavras-chave: Aplicativo, Surdo, Enfermagem, Atendimento.

Abstract: This paper presents a mobile environment (application) to assist in nursing care in primary care hearing impaired. It was developed based on countersigned Hypertension Treatment Protocol of the National Coordination of Hypertension and Diabetes, used as a high blood pressure treatment protocol and diabetes mellitus type 2. A nursing care should be based on this protocol already exists so there is no need for an electronic database containing a large volume of information organized and structured. This protocol has

questions that have scores which added together will indicate the urgency or not atendimento. The application consists of three screens, as follows: Main Questionnaire and Results. The questionnaire screen is formalized by 8 questions and answers each question there is a table, and for each answer is assigned a score. This score is displayed in the result display through emotions in colors: Red (Emergency), Yellow (ER), Green (non-urgent) and Blue (Low Complexity), representing the degree of priority in attendance. For application testing used the test plan document, which made it possible to distinguish the logical paths that the application will go through, that is, from that you can set an expected result at the end of each test, and also the evaluation of three experts (one in software development, one in nursing and one in pounds). The results showed that the application has been successfully implemented on a tablet with *Android 4.2* system. Experts analyzed the application considering the ISO / IEC9126 and concluded that it is functional, interactive, has good usability, is easy to install and adapt to other devices with *Android* system

Keywords: Application, Deafness, Nursing Care.

Introdução

Pagliuca, Fiuza e Rebouças [1], observaram que existe despreparo das enfermeiras no domínio do processo de comunicação com deficientes auditivos. As enfermeiras mostraram-se inseguras ao se relacionarem com os surdos por não conhecerem a língua utilizada por eles e pela falta de habilidade em transmitir a informação sobre sua saúde. Os autores averiguaram que o deficiente auditivo (DA) é quem se defronta com maior dificuldade de inclusão social, visto que a audição é um sentido fundamental para obtenção e uso da linguagem e interfere pontualmente no acesso às informações necessárias por meio oral.

Chaveiro [2] analisou o encontro entre pacientes surdos, que utilizavam a língua de sinais, com os profissionais de saúde em Goiânia. Ele observou que o problema mais sério consistia na busca tardia por atendimento médico, ocasionando um nível de sofrimento desnecessário e risco de agravamento da doença. Isto acontecia devido aos médicos não utilizarem a língua de sinais e o paciente, às vezes, não possuir um intérprete ou familiar para acompanhá-lo. O autor ainda ressaltou que o apoio de uma terceira pessoa

nos encontros entre profissionais da saúde e pacientes interfere na privacidade do mesmo.

Com base no exposto, evidencia-se a questão da forma como o enfermeiro pode agir durante as consultas de enfermagem para melhorar o atendimento ao paciente com deficiência auditiva ou surdez. A resposta para essa indagação seria a utilização de uma base eletrônica de dados com um grande volume de informações organizadas e estruturadas, as quais apoiariam a tomada de decisão com segurança, podendo respaldar as ações de enfermagem no sentido de sistematizar a assistência ao paciente, porém isso não é necessário quando se baseia em um protocolo pré-estabelecido [3].

Diante da falta de profissionais de enfermagem que domine a língua brasileira de sinais acredita-se que a informática poderia ser um dos caminhos para alcançar uma solução para esse problema. Será que um aplicativo móvel seria uma ferramenta de comunicação entre enfermeira e surdo melhorando o primeiro atendimento quando o surdo chega na unidade de emergência?

Portanto, o objetivo desse trabalho foi desenvolver um aplicativo móvel acessível para pessoas com deficiência auditiva, tendo como parâmetro o protocolo de tratamento de hipertensão arterial e do Diabetes Mellitus tipo 2 utilizado na atenção básica, para auxiliar os enfermeiros na consulta dos pacientes surdos.

Materiais e métodos

O aplicativo foi elaborado através de um modelo de processo de software, denominado de RUP (*Rational Unified Process*). Onde, o mesmo usa uma abordagem a orientação a objetos em sua concepção e, é projetado e documentado na notação UML (*Unified Modeling Language*), para ilustrar os processos em ação.

Portanto, elaborou-se um documento de arquitetura de software, que é tão importante quanto as questões de segurança, pois sem a devida documentação, erros no aplicativo demoram a ser localizados e corrigidos, permitindo que os *bugs* continuem levando falhas no aplicativo e, respectivamente, a reprovação da sua utilização pelo usuário final (paciente).

A documentação é composta por várias partes diferentes que abrange todo o aplicativo e pode ser dividida por: fluxogramas, diagramas da UML (*Unified Modeling Language*), protótipos de interface, planos de teste e a representação arquitetural. A Figura 1 ilustra alguns artefatos do documento de arquitetura. Cada balão representa uma funcionalidade do sistema:

- Manter Questionário: Usuário incluirá suas respostas no questionário.
- Manter Paciente: O usuário incluirá informações do paciente, por exemplo, nome, idade, PA (pressão arterial) e etc).
- Gerar Relatório: Ao termino do questionário o os resultados serão armazenados no mesmo ou em arquivo do formato txt.

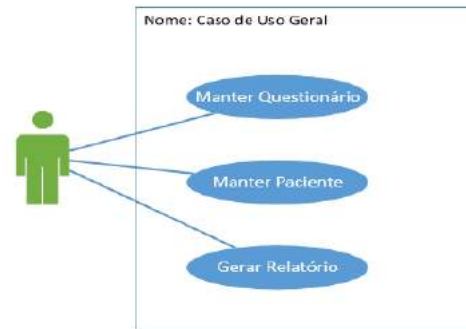


Figura 1: Diagrama da UML: Caso de Uso Geral do Aplicativo demonstrando a ação esperada do aplicativo em uma provável interação com o usuário.

No processo de documentação, foi definida a aplicação da ISO/IEC9126 [4] para garantir a qualidade do software durante o processo de desenvolvimento.

As ferramentas utilizadas foram: o *MIT APP Inventor Beta* [5], que é uma plataforma online de código aberto e gratuita para o desenvolvimento de aplicativos no sistema *Android*, o mesmo pode ser executado no navegador *Google Chrome*. Para emular o aplicativo foi necessário utilizar os softwares: *MIT AI2 Companion* ou *MIT APP Inventor Tools*. Para edição das imagens utilizou-se o *Inkscape* e para a edição de vídeos o *Windows Movie Maker*.

As imagens e ícones foram pesquisadas num banco de imagens, denominado de *IconArchive*. Os mesmos são de licença livre para uso pessoal ou acadêmico.

O presente estudo baseia-se na prevenção do Diabetes Mellitus - Tipo 2 e da hipertensão arterial, seguindo estrategicamente o protocolo de Atenção Básica [6]. Esse protocolo para diabéticos e hipertensos está dividido em 10 passos que devem ser obedecidos para se ter uma alimentação saudável.

Como parte do protocolo há um questionário de frequência alimentar, Tabela 1, que consiste na avaliação de 82 itens e 8 questões estratégicas de frequência alimentar [6]. Essas 8 perguntas foram formuladas através de vídeos feitos por um intérprete em LIBRAS e será apresentado no vídeo-player do aplicativo. As mesmas envolvem o tipo de alimentação do paciente, como por exemplo, leite e derivados, carnes, açúcares e cereais e se o paciente é fumante e também o valor da pressão arterial (PA) aferida pela enfermeira. Para cada pergunta há um quadro de 4 possíveis respostas, para as quais há uma pontuação baseada na norma de Taxonomia II da NANDA [7].

Após a soma desses pontos obtidos no questionário, o resultado é apresentado na tela do aparelho por meio de um *emoticon* com as cores de fundo indicando o grau de prioridade no atendimento: Vermelho (Emergência), Amarelo (Urgência), Verde (Não-Urgente) e Azul (Baixa Complexidade). O resultado estará disponível através do aplicativo ou no arquivo gerado e guardado no celular para posteriormente ser consultado ou compartilhado via *bluetooth*.

Tabela 1. Perguntas, respostas e escores existentes no Protocolo e no Ambiente Virtual desenvolvido - São Paulo, 2011.

Perguntas	Respostas	Escore
1º) Utiliza com maior frequência:	Manteiga	2
	Margarina	4
	Ambas	6
	Não utiliza	1
2º) Se utiliza margarina, ela é light?	Não	1
	Sim	0.75
	Não sei	0.75
	Não utiliza	0.75
3º) Utiliza com maior frequência:	Leite desnatado	2
	Leite	3
	semidesnatado	
	Leite integral	4
	Não utiliza	1
4º) Utiliza com maior frequência, queijo, requeijão ou iogurte:	Diet/light	3
	Normal	4
	Ambas	7
	Não utiliza	1
5º) Utiliza com maior frequência refrigerante:	Diet/light	3
	Normal	4
	Ambas	7
	Não utiliza	1
6º) Com que frequência coloca sal no prato de comida?	Nunca	1
	Prova e coloca se necessário	2
	Quase sempre	4
7º) Com que frequência retira pele do frango ou gordura da carne?	Nunca	4
	Algumas vezes	3
	Na maioria das vezes	2
	vezes	1
	Sempre	
8) Utiliza adoçante em café, chá, sucos etc?	Nunca	4
	Algumas vezes	3
	Na maioria das vezes	2
	Sempre	1

A avaliação do aplicativo foi feita em duas etapas:

- **Especialistas:** Foi aplicado um questionário avaliando usabilidade, configuração, desempenho e interface do sistema baseado na escala Likert (de 1 a 5), onde 1 se refere à variável péssimo e 5 à variável ótimo, em 3 especialistas; sendo um em desenvolvimento de software, um em enfermagem e um em LIBRAS. Eles executaram o aplicativo e o analisaram considerando a ISO/IEC9126 [6], observando as características implementadas segundo suas especialidades. A princípio essa análise tem o objetivo de avaliar os requisitos de qualidade da aplicação.
- **Software:** Também foi elaborado um documento com o plano de testes (caixa branca e caixa preta), utilizado para avaliar os caminhos lógicos com o seu resultado esperado, ou seja, para as oito perguntas com quatro possíveis respostas, foram gerados 32 casos de teste.

O próximo passo é aplicá-lo em centros de saúde frequentados por surdos, pois os testes já foram aprovados pelo CEP 39/2011 e CAAE – 0038.0.237.000-11.

Resultados

As Figuras 2 a, b e c ilustram o funcionamento do ADAT em modo de execução no *tablet* com sistema *Android 4.2 – Jelly Bean*.



Figura 2 – a) Tela Inicial do aplicativo: Menu. b) Tela questionário referente à pergunta nº1 "Utiliza com maior frequência: Manteiga, margarina, ambas ou não utiliza".



Figura 2c: **Amarelo:** prioridade 1, urgência, atendimento o mais rápido possível.

Quanto as avaliações:

- **Aplicativo:** Na avaliação dos especialistas o aplicativo obteve o valor de Moda=4,0 iguais em todos os requisitos (funcionalidade, desempenho, usabilidade, interface e configuração) o que representa concordo parcialmente. Sugestões serão incorporadas na próxima versão.
- **Software:** Todas as execuções do ADAT foram realizadas através do emulador, no qual simula um celular ou *tablet* em qualquer tamanho de tela ou versão de sistema operacional *Android*. Este emulador é disponibilizado pela MIT *AppInventor* e pode ser executado em qualquer computador do sistema *Windows*. Através do emulador foi possível executar os planos de teste. No qual, contém a finalidade de distinguir os caminhos lógicos que o aplicativo percorrerá, isto é, a partir de cada plano é possível definir um resultado esperado, sendo que esse resultado pode ter sucesso ou não.

Por meio dos testes realizados no emulador, foi possível concluir a eficiência do ADAT em sua portabilidade para outras versões do sistema *Android*, inclusive em diferentes telas, permitindo que o ADAT seja responsivo no seu *layout*, isto é, reproduz em qualquer tela sem perda de qualidade ou *pixels*.

A Tabela 2 ilustra um desses testes e o resultado esperado.

Tabela 2. Um plano de teste do aplicativo.

Objetivo	Validar o que usuário pode fazer no questionário	
Passos	1.	O questionário é exibido
	2.	O usuário aperta o botão <i>Player</i> - ver Resultado 1.
	3.	O usuário aperta o botão no qual representa a sua resposta. – ver Resultado 2
Resultado	1.	O vídeo com a intérprete em libras é executado e o botão <i>Pause</i> para o vídeo é habilitado.
Esperado	2.	A resposta é armazenada e o usuário é direcionado para a próxima pergunta.

O aplicativo estará disponível na galeria da *MIT AppInventor* na extensão apk (*Android Package*), para celulares ou *tablets* com o sistema operacional *Android* versão 2.3 ou superior e, pelo menos 14MB de espaço livre na memória interna.

Discussão

O maior ganho desse aplicativo é a dispensa de um veículo de impressão dos resultados, pois este poderá ser visualizado na tela do celular do paciente ou do próprio médico; se este estiver com o *bluetooth* ligado (menos para os dispositivos da marca *Apple Inc*), sem a necessidade de uma rede *Wi-Fi* ou móveis (3G/4G), pois o resultado é gravado em uma base de dados do aplicativo ou em um arquivo da extensão txt na memória do aparelho celular.

Outra vantagem é que essa ferramenta mostrou pela avaliação dos especialistas ganho no quesito de portabilidade e usabilidade e isto poderá facilitar a interação da enfermeira e usuário, o que não acontece na prática, pois o mesmo precisa de uma terceira pessoa no atendimento que na maioria das vezes é o familiar [1-2] isto leva uma grande queixa dos pacientes, pois a privacidade do paciente não é preservada.

O aplicativo ADAT foi desenvolvido para sistema *Android*, celulares e *tablets*, sendo que o de [3] era para desktops/notebooks, no sistema operacional *Windows 7*.

No caso do [3] o resultado do paciente era armazenado na máquina e não havia a opção de compartilhar o mesmo mediante a uma rede de computadores. Esse aplicativo tem as sugestões observadas no aplicativo [3] o qual já foi testado em uma amostra composta de 30 pessoas, ambos os sexos, com idade entre 30 e 60 anos, com surdez severa/profunda, por isso o próximo passo é o teste do ADAT também na comunidade de surdos com surdez severa/profunda.

Após o teste na comunidade de surdos o aplicativo estará disponível para qualquer pessoa com surdez ou empresas (hospitais, clínicas e etc.) que necessitam de uma ferramenta dessa qualificação, pois o mesmo têm o direito de uso livre (acadêmico, empresarial ou pessoal).

Conclusão

Este estudo permitiu construir um aplicativo, no qual pode proporcionar maior autonomia na comunicação do surdo, quando se refere ao atendimento hospitalar ou clínico na atenção básica, pois é composto por oito perguntas baseadas nas normas Taxonomia II da NANDA, sendo indicado para Hipertensão Arterial e do Diabetes Mellitus tipo 2, e em concordância com a norma ISO/IEC9126.

Entretanto, vale destacar que o aplicativo permite um ganho de independência para alguns aspectos, como por exemplo, a conexão à internet para a sua execução, ou de um veículo de impressão para exibir os resultados gerados e inclusive a dispensa de uma intérprete de LIBRAS no local da consulta, visto que essa anamnese é feita toda baseada no protocolo já existente, pois se for utilizado outro protocolo o sistema não irá atender. Porém o atendimento de enfermagem pela norma nacional deve ser todo baseado nesse protocolo.

O aplicativo implementado não precisa de um celular ou *tablet* de alta performance (ou de grande custo) possibilitando maior compatibilidade na instalação e execução do mesmo.

Agradecimentos

Ao CNPq, a FAEP (Fundação de Amparo ao Ensino e Pesquisa) e Universidade de Mogi das Cruzes (UMC) pelo apoio financeiro e também a Gardênia C. Damião pela contribuição científica.

Referências

- [1] Pagliuca, L.M.F; Fiuza, N.L.G; Reboucas, C.B.A. Aspectos da comunicação da enfermeira com o deficiente auditivo. Rev. esc. enferm. USP. v.41, n.3, p. 411-418, 2007.
- [2] Chaveiro, N. Encontro do paciente surdo que usa língua de sinais com os profissionais da saúde. Dissertação (Mestrado). Universidade Federal de Goiás, Programa de Pós-Graduação em Ciências da Saúde, Goiânia, 2007.
- [3] Damião, C. G. Ambiente virtual: auxílio do atendimento de enfermagem para surdos baseado no protocolo de atenção básica. Dissertação (Mestrado). Universidade de Mogi das Cruzes, Programa Pós-Graduação em Engenharia Biomédica, 2011.
- [4] ABNT. Associação Brasileira De Normas Técnicas. NBRISO/IEC9126-1 Engenharia de software - Qualidade de produto - Parte 1: Modelo de qualidade. 2003.
- [5] MIT AppInventor BETA. Disponível em: <http://appinventor.mit.edu/explore> Acesso em 22 de Setembro de 2015.
- [6] São Paulo (cidade). Secretaria Municipal da Saúde; Coordenação da Atenção Básica, Área Técnica de Saúde do Adulto. Protocolo de tratamento da hipertensão arterial e do diabetes melito tipo 2 na Atenção Básica. São Paulo; 2008.
- [7] Aguillar, V.M; Robles, A.L.M. Processo de enfermagem. Modelo de interação terapêutica e uso das linguagens NANDA, CIE (NOC) e CRE (NOC). São Paulo: DCL, 2009. p. 125-133.

ONTO-MAMA: ONTOLOGIA PARA ENSINO E APRENDIZAGEM DE ESTUDANTES NO ESTUDO DO CÂNCER DE MAMA

M.T.D. Melo*, D.S Braga*, H. M. Sanches*, L.B Gomide** e L.M. Brasil*

*Universidade de Brasília, Faculdade Gama (UnB/FGA), Programa de Pós-Graduação em Engenharia Biomédica, Brasília, Brasil

**Universidade de Brasília (UnB), Faculdade Ceilândia (FCE), Brasília, Brasil
e-mail: terezadourado11@gmail.com

Resumo: Este artigo descreve o processo de construção de uma ontologia, denominada ONTO-MAMA, para auxiliar profissionais e estudantes da área médica especializados em oncologia. Neste aspecto, está sendo utilizado na interpretação do câncer de mama, de seu diagnóstico e de procedimentos cirúrgicos para o tratamento dessa doença, como as biópsias mamárias. A ONTO-MAMA passou por processos avaliativos, com o objetivo de uniformizá-la com o material bibliográfico. Os resultados da avaliação realizada levaram ao aperfeiçoamento do modelo, fato considerado relevante, pois auxiliou no processo de construção do modelo ontológico. A ontologia desenvolvida permitirá ao usuário obter conhecimento de forma mais rápida e completa, pois, disponibilizará tanto informações conceituais, quanto imagens, vídeos e protótipos desenvolvidos em um ambiente de modelagem tridimensional (3D). Consequentemente, auxiliará os profissionais em suas tomadas de decisões.

Palavras-chave: Câncer de mama, Ontologia, ONTO-MAMA.

Abstract: *This article describes the process of building an ontology, named ONTO – MAMA, to assist professionals and students from the medical field specializing in Oncology. In this respect, is being used in the interpretation of breast cancer, its diagnosis and surgical procedures for the treatment of this disease, as the mammary biopsies. The ONTO – MAMA went through evaluative processes, in order to align it with the bibliographic material. The results of the evaluation led to the improvement of the model, a fact considered relevant, as it assisted in the process of construction of the ontological model. The ontology developed allows the user to obtain knowledge more quickly and therefore provide full both conceptual information, about pictures, videos and developed prototypes in a three-dimensional (3-d) modeling. Consequently, assist the professionals in their decision-making.*

Keywords: *Breast Cancer, Ontology, ONTO-MAMA.*

Introdução

Os avanços científicos e tecnológicos têm assumido um papel importante em diversas áreas de domínio provocando fortes impactos nos setores onde estão inseridos. A tecnologia da informação, por exemplo, que

busca melhorias no tratamento e disseminação de dados, auxiliam profissionais de uma área específica na realização de suas atividades. Uma das áreas beneficiadas com a informatização é a saúde [1].

O corpo humano apresenta uma grande quantidade de objetos informacionais a consultar. É formado por diversas estruturas organizadas de forma que categorias menores estão incluídas em categorias maiores, ou seja, obedecem uma hierarquia. Cada estrutura está projetada para desempenhar uma determinada função e a organização dessas estruturas contribui para o bom funcionamento do organismo [2]. Para facilitar o processo de aprendizagem das estruturas do corpo humano e também facilitar sua identificação, é necessário organizá-las a partir de seus conceitos, relacionamentos e funções. Além de colaborar no entendimento de cada estrutura, a organização desses dados pode contribuir no estudo de disfunções que afetam o funcionamento dos sistemas corporais [3].

Um exemplo de patologia que afeta o funcionamento do organismo e possui grau de relevância elevado para a saúde é o câncer. O câncer é uma das principais causas de morte no mundo, sendo responsável por 8,2 milhões de mortes em 2012, sendo que 521 000 das mortes registradas eram de câncer de mama [4]. Esse tipo de câncer é um tumor maligno que se desenvolve na glândula mamária como consequência de alterações genéticas em algum conjunto de células da mama, que passam a se dividir de forma desordenada. Geralmente, esse crescimento anormal tem origem nas células dos ductos ou nos lóbulos das mamas [5]. O câncer da mama é o tipo de câncer que mais acomete as mulheres em todo o mundo, sendo a maior causa de morte por câncer na população feminina. No Brasil, o número esperado para 2016 é de 57.960 novos casos com um risco estimado de 56,20 casos a cada 100 mil mulheres [6].

Para um melhor aprendizado de estudantes e profissionais da saúde especializados em oncologia para compreensão desta doença, o artigo apresenta o desenvolvimento de uma ontologia nomeada ONTO – MAMA [7, 8]. A ontologia organiza conhecimento referente a anatomia da mama feminina, voltada ao câncer de mama e de procedimentos cirúrgicos utilizados no tratamento e no diagnóstico da doença. A ONTO – MAMA está em desenvolvimento de acordo com os dados informados por especialistas na área e bibliografia recomendada pelos mesmos. Consiste em um serviço de consulta *Web*

disponibilizando tanto informações conceituais quanto imagens, vídeos e um ambiente de modelagem tridimensional (3D).

Materiais e métodos

Ontologia – Ontologia é a técnica para armazenar, organizar e facilitar a manipulação de informações semânticas, utilizando-se de diferentes métodos em análise de algoritmos [15]. Existem diversas ferramentas e padrões de *web* semântica para se trabalhar com ontologia, dentre elas o *Resource Description Framework* (RDF), *Web Ontology Language* (OWL), *SPARQL Protocol and RDF Query Language* (SPARQL). Em todos esses padrões, o *Protégé*, que é uma ferramenta de código aberto, provê um editor para ontologia [15, 16].

As vantagens em unir a tecnologia da informação com uma abordagem ontológica são muitas, das quais destacam-se: a prevenção de doenças em pacientes, inferência sobre as complicações em pacientes em tratamento de doenças, representação da terminologia médica, cuidados de pacientes com doenças crônicas, suporte a decisão, educação e pesquisa, processo automático de interpretação semântica, geração automática de questões de múltipla escolha dentro da sua base de conhecimento, dentre outras [15, 17].

Modelagem ontológica – Para desenvolvimento de uma ontologia, é necessário, inicialmente, estabelecer seu domínio e escopo. Uma vez definidos estes elementos, devem ser escolhidas uma metodologia, uma ferramenta e uma linguagem para sua especificação, fatores essenciais para definição da estrutura da ontologia [9].

As metodologias de desenvolvimento de ontologias têm o objetivo de sistematizar sua construção e manipulação [9]. Para a ontologia em desenvolvimento, a equipe envolvida realiza um estudo sobre as principais metodologias existentes para criação de ontologias que são: método de *Cyc*, método *Uschold e Rei*, *Kactus*, *Sensus*, *Grüniger e Fox* e *Methontology* [19].

Com relação à ferramenta de construção da ontologia, foi estabelecido o editor *Protégé*. Este programa é um ambiente para criação e edição de ontologias e bases de conhecimento [10], que oferece uma interface gráfica para sua edição. Sua arquitetura é modulada e permite a inserção de novos recursos. Foi desenvolvido pelo grupo de informática médica da Universidade de *Stanford* [11]. Possui código aberto em uma aplicação *standalone*, composta por um editor de ontologia e uma biblioteca de *plugins* com funcionalidades. Atualmente importa/exporta para diversas linguagens, dentre elas *Flogic*, *OIL*, *XML* e *Prolog* [7].

A equipe também realizou uma análise de ontologias existentes no domínio da descrição da anatomia humana como a *BreastCancerOnto* [12] e *MammoOnt* [13]. Esta atividade foi necessária, pois a criação de uma ontologia partindo-se do zero, requer um esforço e uma equipe altamente especializada no ator (i.e., paciente, sujeito) a ser moldado. Além disso, a reutilização de ontologias existentes é altamente recomendada pela comunidade científica.

O processo de construção da ONTO – MAMA acompanhou as etapas:

- 1) Início, levantamento de requisitos e delimitação do escopo;
- 2) Criação de um modelo de armazenamento de dados;
- 3) Criação de API para ser usado em aplicativos, por exemplo, o Sistema Tutor Inteligente (STI) do câncer de mama ou o Ambiente de Simulação Médica (ASM) [7,18];
- 4) Modelagem conforme a tecnologia *Web Ontology Language* (OWL);
- 5) Finalização do módulo e integração com outros sistemas.

O domínio da ontologia apresentada neste documento está relacionado ao câncer de mama. Esta procura representa aspectos relacionados a anatomia feminina e procedimentos utilizados no tratamento do câncer de mama.

Resultados

A ONTO – MAMA foi construída com auxílio da metodologia denominada *Methontology*. Ela está dividida nos tópicos Estrutura externa, Estrutura interna, Posicionamento, Diagnóstico, Realidade Virtual e Tecido, conforme apresentado na Figura 1. Os tópicos completados com conteúdo textual são:

- Estrutura externa: apresenta as estruturas que compõem a parte externa da mama feminina;
- Estrutura interna: apresenta as estruturas que compõem o interior da mama feminina;
- Diagnóstico: apresenta os procedimentos para detecção e tratamento do câncer de mama.

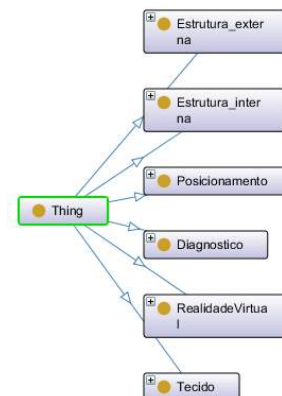


Figura 1: Visão gráfica da Ontologia desenvolvida.

O conteúdo inserido no modelo ontológico foi organizado de forma a apresentar: a definição de uma determinada estrutura, sua função, sinônimos e informações adicionais, quando houver. Dessa forma, foi possível obter um modelo padronizado, conforme as terminologias e termos técnicos utilizados no ambiente médico. As Figuras 2 e 3 apresentam o modelo ontológico desenvolvido, destacando duas estruturas internas do Corpo Feminino: o Mamilos e a Glândula mamária.

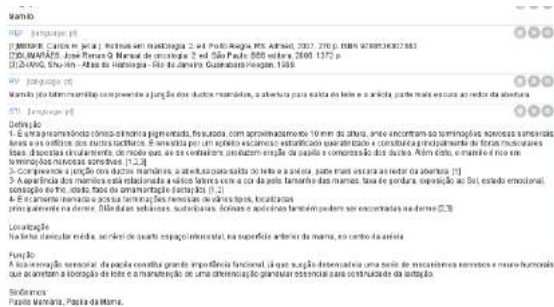


Figura 2: Informações sobre a estrutura Mamilo.



Figura 3: Informações sobre a estrutura Glândula mamária.

Foi desenvolvido também o sistema denominado Anatomia da Mama Feminina (ANAMAMA), que organiza o conteúdo como textos, imagens, vídeos e interações em 3D de cada estrutura da anatomia feminina. Esse sistema permite a navegação do usuário e o acesso aos conteúdos e tópicos implementados [18]. O ANAMAMA apresenta a seguinte arquitetura:

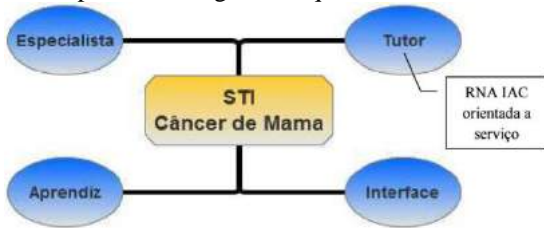


Figura 4: Arquitetura do STI de Câncer de Mama [18].

O tópico Tutor representa o módulo especialista do sistema que será composto pela ontologia em desenvolvimento. Os tópicos especialista e aprendiz representam os tipos de usuários do sistema. O especialista apresenta a função de administrador, isto é, de disponibilizar o conteúdo, seja na ontologia ou no sistema.

O aprendiz representa o usuário que acessará os recursos de textos, imagens, vídeos e interações 3D do conteúdo do ANAMAMA. A Figura 5 apresenta essa relação entre usuário e sistema, apresentando a relação do módulo especialista com a parte administrativa e do aprendiz (estudante) com o acesso a conteúdos.



Figura 5: ANAMAMA – Módulos e Interações [18].

A Figura 6 destaca a forma como a ontologia será utilizada dentro do ANAMAMA [18].



Figura 6: Uso do ONTO – MAMA no ANAMAMA [18].

Discussão

O modelo ontológico está sendo desenvolvido com o objetivo de compor o Módulo Especialista do STI denominado ANAMAMA [18]. Ela servirá como forma de representação da terminologia do domínio de aplicação e agentes de software como entidades que interagem com os estudantes.

A ONTO – MAMA está com seu conteúdo devidamente avaliado e validado em todo o seu processo de criação, a fim de verificar se as estruturas do modelo estavam de acordo com a bibliografia e especificações médicas recomendadas. Foram identificadas duplicações de estruturas e ausência de material textual para outras. Com a identificação de tais contradições e o auxílio de profissionais especializados em câncer de mama, foi possível reorganizar o modelo ontológico com a adição de novos conteúdos e retirada do material indevido. Dessa forma, foi possível obter um modelo padronizado, conforme as terminologias e termos técnicos utilizados no ambiente médico.

O modelo desenvolvido apresenta como vantagem um vocabulário extenso para representação do conhecimento, sustentado pela descrição dos objetos que compõem o modelo, isto é, há uma conceituação das estruturas, o que evitará discrepâncias na interpretação das informações.

O processo de validação do sistema ANAMAMA baseou-se em duas etapas. A primeira proporcionou a navegação pelo sistema, em que os usuários tinham acesso a 11 conteúdos relacionados à Anatomia da Mama Feminina. A segunda etapa consistiu na aplicação de um questionário após os usuários utilizarem o siste-

ma, a fim de verificar: (i) disponibilidade e organização do conteúdo no sistema, (ii) percentual de informação que os usuários puderam obter e (iii) sugestões para aperfeiçoamento do aplicativo [18].

Conclusão

Este artigo apresentou o desenvolvimento de uma ontologia designada ao estudo do câncer de mama, destacando a metodologia, ferramenta e linguagens para sua construção.

A ONTO – MAMA será melhorada em sua segunda versão com a implementação da metodologia *Systematic Approach for Building Ontologies* (SABIO), usado pelo Núcleo de Estudos em Modelagem Conceitual e Ontologia (NEMO)[14], grupo de pesquisa da Universidade Federal do Espírito Santo (UFES). O SABIO tem o foco no desenvolvimento de ontologias de domínio, assim como Distinção entre Ontologias de Referência e Ontologias Operacionais, ainda que o processo de desenvolvimento proposto sugira uma sequência na realização de suas atividades. SABIO não prescreve um modelo de ciclo de vida específico. Ao contrário, quaisquer modelos de ciclo de vida podem ser usados, mas, sugere fortemente o uso de modelos de ciclo de vida incrementais e iterativos.

Após esta etapa de aperfeiçoamento, será feita a integração da ontologia ao STI, onde serão implementados os modelos 3D e imagens desses modelos (estruturas externas e internas do corpo feminino), que foram desenvolvidos no ambiente de modelagem 3D em paralelo a construção da ontologia.

Agradecimentos

Este trabalho está sendo financiado através do Edital Nº.15/2008CT/CNPq/FNDCT/CAPES/FAPEMIG/FAPERJ/FAPES, Institutos Nacionais de Ciência e Tecnologia, bem como pelo apoio do INCT/MACC e do Laboratório de Informática em Saúde (LIS) da UnB-FGA.

Referências

- [1] Victorino M, Bräscher M. Organização da Informação e do Conhecimento, Engenharia de Software e Arquitetura Orientada a Serviços: uma Abordagem Holística para o Desenvolvimento de Sistemas de Informação Computadorizados. PBCIB, 2011; 4(1).
- [2] Netter FH. Atlas de Anatomia Humana. 4 ed. Rio de Janeiro: Elsevier; 2008.
- [3] Fuck LB, Silva PB, Vaz AF, Pinto FM. Sobre o corpo: um estudo a partir da ontologia sartreana. Atos de Pesquisa em Educação; 2012; 7(2): 296-319.
- [4] CANCER WORLD REPORT 2014. [Acesso em 5 de dezembro de 2014]. Disponível em: <http://www.iarc.fr/en/publications/books/wcr/wcr-order.php>.
- [5] Bland KI, Copeland III EM. The Breast: comprehensive management of benign and malignant diseases. 3 ed. Saunders; 1991.
- [6] Síntese de Resultados e Comentários. Câncer da mama feminina. [Acesso em 25 de novembro de 2014]. Disponível em: <http://www.inca.gov.br/estimativa/2016/sintese-de-resultados-comentarios.asp>
- [7] Melo JSS. Arquitetura Orientada a Serviços Para Integração de Tecnologias Aplicadas a um Atlas Tridimensional Interativo da Anatomia Mamária. [dissertação]. Brasília: Universidade de Brasília; 2012.
- [8] Klavdianos PBL, Souza EKF, Brasil LM, Lamas JM. Onto-mama: An ontology of the female breast anatomy applicable to a virtual learning environment. In: Health Care Exchanges (PAHCE); 2011. p. 315-315.
- [9] Morais EAM, Ambrósio APL. Ontologias: conceitos, usos, tipos, metodologias, ferramentas e linguagens. Technical report, Universidade Federal de Goiás; 2007.
- [10] Tutorial: Noções básicas para uso do Protege [Acesso em 5 de dezembro de 2014]. Disponível em: http://mba.eci.ufmg.br/onto_frames/.
- [11] Stanford. [Acesso em 5 de dezembro de 2014]. Disponível em: <http://www.stanford.edu/>.
- [12] Boaventura RS et al. Um sistema de consulta orientado por ontologia para auxiliar estudantes na interpretação de mamogramas e diagnóstico de câncer de mama via web. Revista CEPPG – CESUC; 2009; (20): 182-195.
- [13] Boaventura RS et al. Um sistema de consulta orientado por ontologia para auxiliar estudantes na interpretação de mamogramas e diagnóstico de câncer de mama via web. Revista CEPPG, 2009; 1: 182.
- [14] SABIO EDITOR. [Acessado em 22 de março de 2016] Disponível em: <http://en.sabio.de/editor/>
- [15] Bamparopoulos G et al. Towards exergaming commons: composing the exergame ontology for publishing open game data. Journal of biomedical semantics, 2016; 7(1): 1.
- [16] Daghistani T, AL Shammari R, Razzak MI. Discovering Diabetes Complications: an Ontology Based Model. Acta Informatica Medica, 2015; 23(6): 385.
- [17] Kahn CE. Transitive Closure of subsumption and causal relations in a large ontology of radiological diagnosis. Journal of Biomedical Informatics. 2016; 61: 27-33.
- [18] Braga DS. Tutoria da Anatomia Mamária Feminina Utilizando uma Rede Neural Artificial Interativa Activation and Competition Orientada a Serviço. Brasília: Universidade de Brasília; 2015.
- [19] Dias CDC. Análise de domínio organizacional na perspectiva arquivística: potencialidade no uso da metodologia DIRKS-Designing and Implementing Recordkeeping Systems. Perspectivas em Ciência da Informação, 2010; 15(2): 221-221.

SISTEMA PARA TREINAMENTO DO MOVIMENTO DE PREENSÃO PARA ADULTOS COM LIMITAÇÃO MOTORA LEVE

J.C. Alves, S.R.M.S. Boschi, A.P. Silva, T.A. Scardovelli

Universidade Mogi das Cruzes, Mogi das Cruzes, Brasil
e-mail: jefferson_alves@hotmail.com

Resumo: As capacidades motoras são qualidades fundamentais na realização da atividade física e importantes para o bom desempenho das habilidades e para a execução de tarefas do dia-a-dia. Os ambientes virtuais podem desempenhar um papel importante no tratamento e treinamento de pessoas com deficiência. Com isso, um sistema para estimular a realização do movimento de preensão em pessoas com limitações motoras leves foi desenvolvido e testado. O sistema é composto por um ambiente virtual acoplado a um *Leap Motion*. O ambiente virtual é composto por quatro fases, todas elas possuem três esferas que devem ser inseridas, uma a uma, num recipiente situado no piso do cenário. Cada fase apresenta um nível de dificuldade, desde empurrar o objeto até realizar o movimento de preensão com precisão. O sistema foi testado por 10 voluntários com comprometimento motor leve, homens e mulheres, com idade acima de 18 anos. O teste do *software* desenvolvido não apresentou erros de lógica ou de execução e funcionalidade.

Palavras-chave: ambiente virtual, preensão palmar, treinamento, limitação motora fina.

Abstract: *Motor skills are essential qualities in performing physical activity and important for the proper performance of the skills and the tasks of running the day-to-day. Virtual environments can play an important role in the treatment and training of persons with disabilities. Thus, a system to stimulate the realization of the handgrip of moving people with minor motor limitations was developed and tested. The system consists of a virtual environment coupled to a Leap Motion. The virtual environment consists of four phases, all three spheres have to be inserted one by one into a container located at the stage floor. Each phase has a level of difficulty, from pushing the object to perform the gripping movement accurately. The system was tested by 10 volunteers with mild motor impairment, men and women, aged over 18 years. The test software developed showed no logic errors or performance and functionality.*

Keywords: *virtual environment, handgrip, training, fine motor limitations.*

Introdução

Para pessoas com deficiências motoras, a participação nas atividades do dia a dia garante que o cérebro e o corpo permaneçam estimulados e ativos. O

foco principal da reabilitação para indivíduos com perda de movimento do membro superior, como resultado de lesão cerebral adquirida, é a reaprendizagem de habilidades motoras específicas e de tarefas diárias. Essa reaprendizagem é essencial porque a perda de movimento do membro superior muitas vezes resulta em uma redução da qualidade de vida [1].

A coordenação motora fina refere-se à destreza da pessoa em realizar movimentos precisos e suaves envolvendo o controle para exercícios finos, tais como: perfurar, recortar, amarrar e abotoar, envolvendo aspectos visos motores [2]. Segundo Meyerhof [3], alguns movimentos estão ligados diretamente à coordenação motora fina como os de preensão e pinça, que são alguns dos movimentos mais importantes do ser humano.

É difícil encontrar uma pessoa que ao entrar em contato com um computador não fique fascinada [4]. Portanto o computador pode ser uma ferramenta potencialmente terapêutica, pois em sua essência traz função, prazer, descobertas e autonomia [5].

O computador em conjunto com ambientes virtuais também foi utilizado para reabilitação de pacientes com Acidente Vascular Encefálico (AVE) [6, 7, 8], para lazer de deficientes [9] e para analisar movimentos [10]. Outro trabalho [11] também mostrou que os ambientes virtuais podem desempenhar um papel importante no tratamento e treinamento de pessoas com sequelas.

Com isso, foi desenvolvido e testado um sistema composto por um ambiente virtual 3D, acoplado com o *Leap Motion*, que captura os movimentos das mãos e interage com objetos do cenário, estimulando a execução do movimento de preensão e auxiliando pessoas com comprometimento motor leve, colaborando para diversificação dos tratamentos convencionais por meio de uma atividade prazerosa.

Materiais e métodos

O sistema proposto é composto por um ambiente virtual e um dispositivo de acesso. Como dispositivo de acesso foi usado o *Leap Motion* que permite capturar os movimentos realizados pelas mãos e um computador (com o *software* do *Leap Motion* que converte os movimentos em comandos) [12, 13] e o ambiente virtual desenvolvido em *Unity* e *Blender*.

Para isso foi realizado o levantamento dos requisitos do sistema. Para descrever a funcionalidade proposta no sistema desenvolvido, foi elaborado o diagrama de caso

de uso, ferramenta utilizada para o levantamento dos requisitos funcionais do sistema. Este caso de uso apresenta as ações dos voluntários no ambiente virtual, indicando o que deve ser feito durante cada uma das fases.

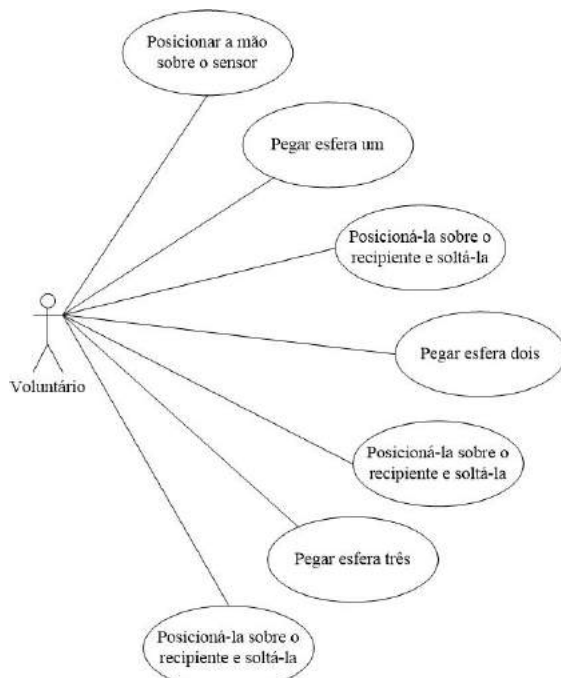


Figura 1: Diagrama de caso de uso do sistema desenvolvido.

Após o levantamento dos requisitos do sistema, foram utilizados os *softwares* de modelagem 3D para o desenvolvimento do ambiente virtual. O *Blender* é uma ferramenta de desenvolvimento de aplicações gráficas que permite a criação de vastos conteúdos em 3D. O *Unity 3D* é uma ferramenta de desenvolvimento integrado para a criação de conteúdo 3D interativo [14].

Para a criação do cenário houve a necessidade da inserção de objetos. Alguns deles foram inseridos a partir do próprio *Unity* e outros foram modelados utilizando o *Blender*.

O ambiente virtual é composto por um cenário delimitado por paredes laterais, teto e piso. Nesse cenário existem quatro objetos: um recipiente e três esferas. O ambiente virtual é composto por quatro fases, cada uma com um nível de dificuldade. Para cada fase os objetos foram modificados com relação ao tamanho, cor e textura.

Na elaboração do ambiente virtual foram estabelecidos limites de atuação do usuário no cenário. Foram inseridos objetivos que representavam paredes. Em cada uma das fases essas paredes apresentavam texturas diferentes.

Após a elaboração dos limites do cenário, foram modelados seus objetos. O primeiro objeto, do tipo plano com um orifício, serviria como piso por onde as esferas seriam manipuladas. O segundo objeto, do tipo *Torus*, foi utilizado como recipiente por onde as esferas seriam inseridas, esse foi encaixado no orifício localizado no piso do cenário. Um terceiro objeto do tipo plano

foi modelado para receber a colisão das esferas que passaram no recipiente para realizar a pontuação. Por último, foram criadas as esferas com tamanhos e cores diferentes em cada uma das fases. Todos os objetos foram modelados utilizando polígonos, vértices e faces.

Um objeto *Guitext* foi inserido no cenário para exibir a pontuação para o voluntário. Ao final de cada fase é gerado um arquivo de *log*, registrando o tempo de realização de cada fase.

Para o voluntário interagir com os objetos da fase, ele deve realizar o movimento preensão no campo de ação do dispositivo de acesso (*Leap Motion*). Com isso o dispositivo captura e transmite para o computador esses movimentos, reportando-os para as mãos virtuais que foram modeladas no ambiente virtual, reproduzindo os mesmos movimentos da mão do voluntário, permitindo a interação do voluntário com os objetos da cena.

O voluntário deve pegar uma esfera, posicioná-la em cima do recipiente e soltá-la. Caso a esfera passe pelo recipiente, é gerada uma pontuação. Isto deve ser repetido até que as três esferas disponibilizadas na fase sejam inseridas no recipiente, se repetindo em cada uma das fases.

Para avaliação da usabilidade e acessibilidade do ambiente virtual e do *Leap Motion* foram selecionados 10 voluntários, homens e mulheres, com idade entre 18 e 80 anos. Todos os voluntários estavam inclusos no programa de reabilitação da Policlínica da Universidade. Os critérios para inclusão dos voluntários nesta pesquisa foram: adultos com idade a partir dos 18 anos; apresentar alterações motoras leves e ter cognitivo preservado.

Os voluntários foram selecionados aleatoriamente, independentes da origem de suas lesões (congenitas ou adquiridas), priorizando aqueles com comprometimento motor leve. Os voluntários selecionados apresentavam comprometimento motor leve, originados por lesões como: AVE isquêmica, lesão medular, traumatismo crânio encefálico, distrofia muscular de Steinert e déficit motor.

Todos os testes foram supervisionados pelo fisioterapeuta responsável pelo tratamento do voluntário. Os testes aconteceram em um local que continha uma mesa e cadeira, com um computador e o dispositivo. O voluntário ficou posicionado corretamente sentado à frente do computador, onde foram feitas as instruções quanto à utilização do dispositivo, movimento que deve realizar e quais as suas ações referentes à cada fase do ambiente virtual. Em seguida o voluntário inicia o ambiente virtual a partir da primeira fase podendo evoluir até a quarta fase.

Todos os voluntários jogaram somente uma vez cada fase, sem tempo determinado para finalizar cada uma delas. Para interagir com o ambiente virtual foi utilizado somente o membro comprometido.

Durante todo o processo houve o acompanhamento e instrução do pesquisador, sendo que, com alguns voluntários foram realizadas intervenções orais para melhor desempenho durante a utilização do ambiente virtual. Após o teste cada voluntário respondeu um questionário baseado na escala de *Likert* [15] sobre a usabilidade do ambiente virtual e do *Leap Motion*, elaborado pelo pes-

quisador, contendo quatro questões e um espaço para comentários. Para a tabulação das respostas utilizou-se uma pontuação de 1 a 5: muito satisfeito (5); satisfeito (4); médio satisfeito (3); insatisfeito (2); muito insatisfeito (1).

Resultados

De acordo com o levantamento dos requisitos do sistema, todos os requisitos funcionais atenderam as funcionalidades do mesmo, garantindo a usabilidade do jogo. Os requisitos não funcionais indicaram que os objetos utilizados na construção do cenário assim como o sensor também atenderam para a construção e interação com o ambiente virtual.

O ambiente virtual desenvolvido é composto por quatro fases. Todas elas possuem objetos: um recipiente e três esferas, modificados em tamanhos e cores, em cada uma das etapas. Na primeira fase as esferas são maiores e vermelhas. Nessa fase não existe nenhum tipo de barreira, o voluntário poderá empurrar ou colocar as esferas dentro do recipiente para pontuar.

Na segunda fase as esferas são da mesma medida que na primeira, porém são azuis. O recipiente onde são colocadas é um pouco menor. Nessa fase foi introduzida uma pequena borda no recipiente. Com isso, exige um pouco mais do movimento de preensão do voluntário, pois deve pegar e levantar levemente a esfera para introduzi-la no recipiente. A figura 2 mostra as mãos virtuais e a pontuação durante a execução da segunda fase do ambiente virtual.

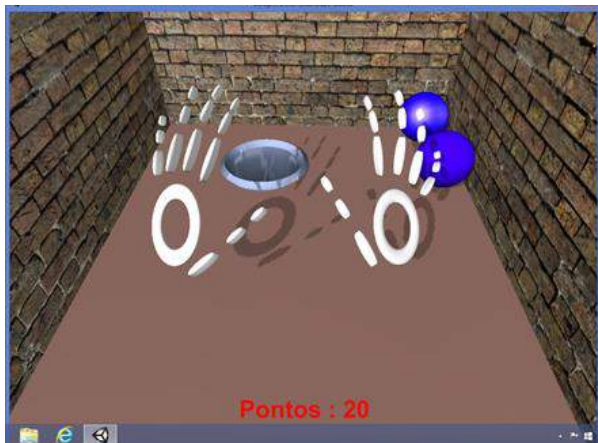


Figura 2: Ambiente virtual com as mãos virtuais e a pontuação na segunda fase.

Na terceira fase as esferas têm tamanhos reduzidos e são da cor amarela. O recipiente onde devem ser colocadas é menor do que na segunda fase. Nessa fase a borda do recipiente é mais alta. Na quarta fase as esferas são pequenas e verdes, o recipiente onde são colocadas também é menor do que na terceira fase. Nessa fase a borda do recipiente está na mesma altura da terceira fase. O voluntário deve ter precisão no movimento para concluir a fase.

O ambiente virtual foi acessado por um voluntário de cada vez. A cada esfera inserida no recipiente foi

gerada uma pontuação. Cada tarefa realizada com sucesso teve o valor de 20 pontos, totalizando no final de cada fase 60 pontos.

Os testes de avaliação da funcionalidade do sistema e de estrutura lógica não apresentaram nenhum tipo de erro na execução das fases.

Cada voluntário acessou o ambiente virtual pelo tempo que necessitava para realizar o jogo. Os tempos médios em cada fase foram: 172,89 segundos na fase 1; 194 segundos na fase 2; 223,78 segundos na fase 3 e 195 segundos na fase 4.

A pontuação total adquirida durante o jogo variou de acordo com cada um, dependendo da quantidade de fases que realizou durante o teste e com o grau de comprometimento motor. Somente um dos voluntários realizou uma única fase, pois alegou dor no ombro devido o comprometimento acometer todo o membro superior. Este voluntário demorou 612 segundos para realizar a primeira, o que desestimulou a continuar o teste.

Todos os itens avaliados no questionário foram bem avaliados pelos voluntários, demonstrando que o ambiente virtual e o dispositivo são acessíveis e que a usabilidade foi positiva. O ambiente virtual obteve média de 4,8 pontos e o dispositivo de acesso obteve média de 4,7 pontos de acordo com as respostas ao questionário.

Discussão

A utilização do *Leap Motion* como dispositivo de acesso ao ambiente virtual se destaca pela capacidade de detectar pequenos gestos, trazendo maior precisão e ao mesmo tempo proporcionando liberdade aos movimentos comparado com algumas pesquisas que utilizaram como dispositivo de captura e análise do movimento o *CyberGlove* [16] e o sistema de realidade virtual assistido por robô [17].

Outro diferencial é a mobilidade do sistema e o custo do dispositivo de acesso e os *softwares* utilizados na pesquisa com relação a outra pesquisa que utilizou câmeras de detecção de profundidade [18].

O ambiente virtual pode ser um importante colaborador no tratamento e treino de pessoas com alguma dificuldade motora leve. Algumas pesquisas [19, 20] utilizaram o *Leap Motion* para reabilitação de pessoas com AVE e mostraram que o dispositivo pode auxiliar no processo de reabilitação, porém o dispositivo não foi utilizado para movimentos de preensão palmar.

Através da análise dos dados obtidos no questionário, o ambiente virtual desenvolvido e o *Leap Motion* proporcionaram uma atividade diferenciada das atividades propostas na fisioterapia convencional, pois todos realizaram a atividade demonstrando satisfação. Para os voluntários mais velhos e que não tinham muito contato com o computador, o ambiente virtual gerou certo fascínio, além de demonstrarem prazer ao utilizá-lo. Para os mais novos, a tecnologia já faz parte do cotidiano, mas relataram que o ambiente virtual é um diferencial nas sessões de fisioterapia.

Conclusão

O ambiente virtual desenvolvido e testado atendeu os requisitos quanto à usabilidade e acessibilidade. Os voluntários com comprometimento motor leve apresentaram boa aceitação do dispositivo. O uso da tecnologia (computador e *Leap Motion*) foi um fator estimulador sendo sugerida a utilização de dispositivos como estes nas reabilitações. Esta pesquisa pode ser uma alternativa para auxiliar na reabilitação da funcionalidade da mão de pacientes com déficits motores leves de membros superiores.

Agradecimentos

À FAEP (Fundação de Amparo ao Ensino e Pesquisa da Universidade de Mogi das Cruzes) e a FAPESP (Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de São Paulo – Processo nº 2015/17379-8) pelo apoio financeiro.

Referências

- [1] Levin MF, Magdalon EC, Michaelsen SM, Quevedo AAF. Quality of Grasping and the Role of Haptics in a 3D Immersive Virtual Reality Environment in Individuals With Stroke. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*. 2015; 23(6).
- [2] Gallahue DLA. Classificação das Habilidades de Movimento: Um Caso para Modelos Multidimensionais. *Revista da Educação Física /UEM*. Maringá. 2002; 13(2): 105-111.
- [3] Meyerhof PG. O Desenvolvimento Normal da Preensão. *Revista Brasileira Crescimento Desenvolvimento Humano*. São Paulo. 1994; 4(2): 25-29.
- [4] Barr P, Noble J, Biddle R. Video game values: human-computer interaction and games. *Interacting with Computers*. 2007; 19: 180-195.
- [5] Kottink AI, Prange GB, Krabben T, Rietman JS, Buurke JH. Gaming and conventional exercises for improvement of arm function after stroke: A randomized controlled pilot study. *GAMES FOR HEALTH: Research, Development, and Clinical Applications*. 2014; 3(3): 184-191.
- [6] Avola D, Spezialetti M, Placidi G. Design of an efficient framework for fast prototyping of customized human-computer interfaces and virtual environments for rehabilitation. *Computer Methods and Programs in Biomedicine*. 2013; 110: 490-502.
- [7] Vogiatzaki E, Krukowski A. Serious games for stroke rehabilitation employing immersive user interfaces in 3D virtual environment. *Journal of Health Informatics*. 2014; 6.
- [8] Putrino D. Telerehabilitation and emerging virtual reality approaches to stroke rehabilitation. *Current opinion in neurology*. 2014; 27(6): 631-636.
- [9] Scardovelli TA, Frère AF. The design and evaluation of a peripheral device for use with a computer game intended for children with motor disabilities. *Computer methods and programs in biomedicine*. 2015; 118(1): 44-58.
- [10] Boschi SRMS, Frère AF. Grip and pinch capability assessment system for children. *Medical Engineering & Physics*. 2013; 35(5): 626-635.
- [11] Lange BS, Requejo P, Flynn SM, Rizzo AA, Valero-Cuevas FJ, Baker L, Winstein C. The potential of virtual reality and gaming to assist successful aging with disability. *Physical Medicine and Rehabilitation Clinics of North America*. 2010; 21(2): 339-356.
- [12] Leap Motion. Leap Motion Controller [internet]. 2015 Feb. Available from: <https://www.leapmotion.com>.
- [13] Guna J, Jakus G, Pogačnik M, Tomažič S, Sodnik J. An analysis of the precision and reliability of the leap motion sensor and its suitability for static and dynamic tracking. *Sensors*. 2014; 14(2): 3702-3720.
- [14] Unity 3D. Unity - Game engine, tools and multiplatform [internet]. 2015 Jan. Available from: <http://unity3d.com/pt/5?gclid=CIm178-878gCFciBkQodLhMMIQ>.
- [15] HEIBERGER, R. M.; ROBBINS, N. B. Design of Diverging Stacked Bar Charts for Likert Scales and Other Applications. *Journal of Statistical Software*. V. 57, n. 5, p. 1-32, 2014.
- [16] Kumar V, Todorov E. MuJoCo HAPTIX: A virtual reality system for hand manipulation. In *Humanoid Robots (Humanoids), 2015 IEEE-RAS 15th International Conference on*. IEEE. 2015; 657-663.
- [17] Yeh SC, Lee SH, Chan RC, Chen S, Rizzo A. A virtual reality system integrated with robot-assisted haptics to simulate pinch-grip task: Motor ingredients for the assessment in chronic stroke. *NeuroRehabilitation*. 2014; 35(3): 435-449.
- [18] Charles D, Pedlow K, McDonough S, Shek K, Charles, T. Close range depth sensing cameras for virtual reality based hand rehabilitation. *Journal of Assistive Technologies*. 2014; 8(3): 138-149.
- [19] Khademi M, Mousavi Hondori H, McKenzie A, Dodakian L, Lopes CV, Cramer SC. Free-hand interaction with leap motion controller for stroke rehabilitation. In *Proceedings of the extended abstracts of the 32nd annual ACM conference on Human factors in computing systems*. 2014; 1663-1668.
- [20] Iosa M, Morone G, Fusco A, Castagnoli M, Fusco FR, Pratesi L, Paolucci S. Leap motion controlled videogame-based therapy for rehabilitation of elderly patients with subacute stroke: a feasibility pilot study. *Topics in stroke rehabilitation*. 2015; 22(4): 306-316.

SISTEMA PARA IMPLEMENTAÇÃO DE DIAGRAMA DE FLUXO DE DADOS PARA CEGOS

D. Eboli, A. F. Frère, L. G. Marques, A. P. Silva, S. R. M. S. Boschi, T. A. Scardovelli

Universidade de Mogi das Cruzes, Mogi das Cruzes, Brasil
e-mail: daisyeboli@terra.com.br

Resumo: Alunos com deficiência visual não conseguem acompanhar atividades de análise estruturada de sistemas quando precisam construir Diagramas de Fluxo de Dados (DFD). Os atuais sistemas de auxílio não interpretam figuras. Por essa razão nesta pesquisa foi desenvolvido um sistema que permite aos alunos com deficiência visual criar, entender e interagir com esses diagramas. Para emular a estrutura do DFD foi desenvolvido um sistema composto por um tabuleiro, blocos plásticos e uma interface de comunicação com o computador. Cada símbolo do DFD é representado no tabuleiro por blocos de plástico de tamanhos diferentes que simulam o fluxo de dados, as ligações entre as entidades externas, os processos e os depósitos de dados. Quando um bloco é encaixado no tabuleiro é enviado um sinal emulando uma letra do teclado padrão. Um software específico transforma as informações do tabuleiro em imagens para posterior avaliação do professor. O sistema foi testado por 30 alunos sem deficiências visuais e um aluno cego. Todos desenvolveram o mesmo DFD. Dois professores analisaram os resultados e consideraram os diagramas equivalentes, mostrando que um aluno cego, com este periférico, pode ter desempenho equivalente aos demais alunos.

Palavras-chave: deficiente visual, educação inclusiva, software para acessibilidade, tecnologia assistiva.

Abstract: *Visually impaired students cannot keep up with the analysis of structured systems when they need to build Data Flow Diagrams (DFD). The current available assistance systems for visually handicapped people cannot interpret the diagrams. In this paper we describe the development of a system that allows students with visual disabilities create, understand and interact with these diagrams. To emulate the structure of DFD, a system, composed of a board and plastic blocks that simulate the functions, was developed and attached to a communication interface with the computer. Each DFD symbol is represented by a plastic blocks of different size which simulate a data stream, the links between external entities, processes and data stores. When a block is inserted in the board a signal is sent emulating a standard keyboard. Software was developed to transform the board information in pictures and diagrams of data streams for further evaluation of the teacher. The system was made available to a blind student allowing him to recognize and build the structure of the DFD.*

Keywords: *visually impaired, inclusive education, software for accessibility, assistive technology.*

Introdução

A inclusão de um estudante com deficiência visual na sala de aula e principalmente em um curso superior da área de informática torna-se complexa à medida que muitas disciplinas exigem a utilização de notações gráficas (diagramas e gráficos) para a especificação de software. Essas especificações não são acessíveis aos alunos com deficiências visuais.

Estes alunos não conseguem criar os diagramas porque os sistemas disponíveis atualmente no mercado não interpretam figuras. Uma alternativa para apresentar um diagrama a um estudante cego é produzir uma representação tátil equivalente ao diagrama, por exemplo, usando uma impressora de alto-relevo ou mesmo uma impressora Braille. Entretanto o custo desses equipamentos especializados é alto e dificilmente estão disponíveis para a comunidade [1]. Outro problema é que o produto fornecido por esses dispositivos é um texto e não uma figura ou um diagrama [2].

A retenção mnemônica do aluno cego é 83% prejudicada em relação ao aluno vidente. Estudos revelam que a retenção mnemônica é pautada nas seguintes porcentagens: 1% por meio do sentido do gosto, 1,5% pelo tato, 3,5% por intermédio do olfato, 11% pela audição e 83% pelo sentido da visão [3], e a soma dos fatores que estimulam os sentidos do aprendiz é conhecida como situação estimuladora.

Para desenvolver um sistema de software é necessário definir o que deve ser realizado considerando tarefas de processamento tais como: receber dados externos, armazenar, recuperar, manipular dados (comparar, calcular, selecionar, alterar, apagar, etc.), visualizar e enviá-los para outros sistemas.

Se as fronteiras do sistema e o que ele deve fazer são definidos com um primeiro nível de quebra (com partes bem definidas) os trabalhos seguintes de desenvolvimento ficam facilitados porque podem se concentrar em cada uma das partes e não necessariamente no sistema todo [4,5]. A modelagem funcional objetiva representa a quebra do sistema nas principais funções de processamento e nas principais entidades de dados que o sistema deverá ter para realizar suas tarefas. Além disso, representa também os principais dados de entrada e saída do sistema: de onde

virão e para onde irão esses dados. Portanto representa as fronteiras do sistema e suas partes mais importantes para o seu funcionamento.

A técnica DFD consiste na utilização de figuras e símbolos para representar o sistema mantendo uma organização hierárquica onde cada função é parte de outra função de nível mais alto. Tem como característica a simplicidade, pode ser utilizada para representar todo o sistema como também parte dele assim como diferentes níveis de abstração (com menos ou mais detalhes) [4].

Entretanto os diagramas possuem significados para a comunicação de ideias. Para a Engenharia de Software os diagramas são usados para projetos de documentos de sistemas. Um programador cego precisa ter acesso aos diagramas de um sistema para compreender, modificar, implementar ou testá-lo. Diagramas também são importantes para a concepção. Uma pessoa cega pode participar da discussão se ele tiver acesso e interação com o diagrama [6].

Por isso esta pesquisa objetivou desenvolver um método que permita aos alunos com deficiência visual criar, entender e interagir com diagramas possibilitando-lhes acompanhar as atividades em igualdade de condições com os alunos que enxergam.

Técnica DFD – Os DFD's ou Diagramas de Fluxos de Dados são simples e intuitivos (por isso o interesse desta proposta), sendo possível explicá-los aos usuários que estão junto ao analista, participando da validação do modelo e estão centrados sobre as funções do sistema [7]. No DFD, quatro símbolos básicos representam o projeto como mostrado na Figura 1.

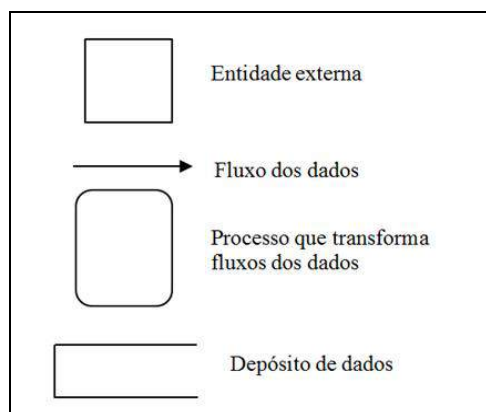


Figura 1: Símbolos para representar um DFD de um Sistema de Software [7].

A Figura 2 representa um produtor ou consumidor de informações que reside fora dos limites do sistema a ser modelado. O Processo é um retângulo arredondado que representa o processo que transforma o fluxo dos dados.

O Fluxo de Dados representado por uma seta é o deslocamento de um item de dado ou coleção de itens e por fim, o Depósito de dados representa um repositório dos dados que são armazenados para serem usados em um ou mais processos [7].

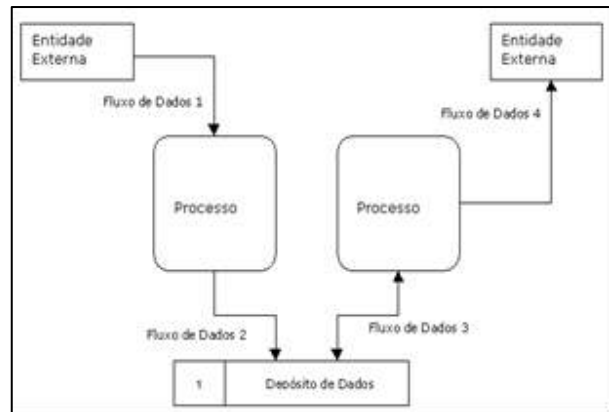


Figura 2: Exemplo da elaboração de um DFD de um Sistema de Software [7].

Materiais e métodos

Para realizar o DFD foi desenvolvido um sistema composto por um tabuleiro com cinco colunas, três tipos de blocos plásticos e um software para processar as informações. O tabuleiro é a interface entre o usuário e o software que desenha o DFD.

Existem três tipos de blocos plásticos:

Blocos fixos – são os blocos (2x2 pinos), (2x3 pinos) e (2x4 pinos) fixados na base do tabuleiro para delimitar as regiões de entidade externa, processo e depósito de dados respectivamente.

Blocos de contato – são compostos por dois blocos sobrepostos sendo que o bloco inferior, o bloco de marcação, identifica a posição utilizada e o bloco superior, o bloco de sinalização, emula uma letra do teclado.

Blocos de sinalização – contém no seu interior ímãs de neodímio que enviam um sinal para o computador quando são encaixados no tabuleiro.

Os blocos de contato (Figura 3) são encaixados no tabuleiro na coluna correspondente a sua posição do diagrama. O bloco de sinalização após emitir o sinal deve ser retirado. O bloco de marcação fica no tabuleiro para orientar o usuário. O software por sua vez interpreta cada tecla acionada e a transforma em imagens, para posterior avaliação do DFD construído, por parte do professor ou do cliente.

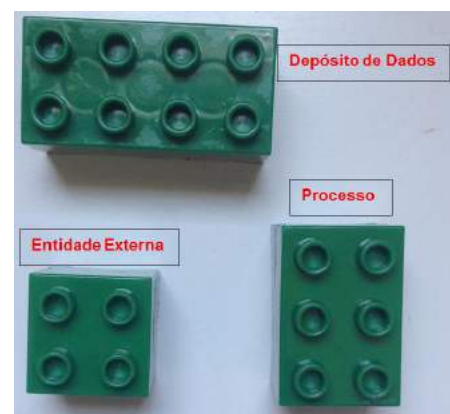


Figura 3: Blocos de contato que representam entidade e externa, processo e depósito de dados.

Quando o bloco de sinalização é posicionado, o usuário deve informar o que ele está representando (por exemplo, o nome de uma entidade externa) qual é o fluxo de dados, sua direção e suas ligações com as entidades externas, os processos e os depósitos de dados.

Tabuleiro – O tabuleiro (Figura 4) foi projetado para configurar um dispositivo leve, portátil, de fácil manejo na sala de aula, mas com dimensões suficientes para espaçar as peças e não confundir o tacto do deficiente visual. Suas medidas são 25,3 cm de comprimento por 25,5 cm de largura, medidas suficientes para criar um DFD com até 8 entidades externas, 8 processos e 5 depósitos de dados. Em média um DFD de médio porte possui esses números de entradas de dados.

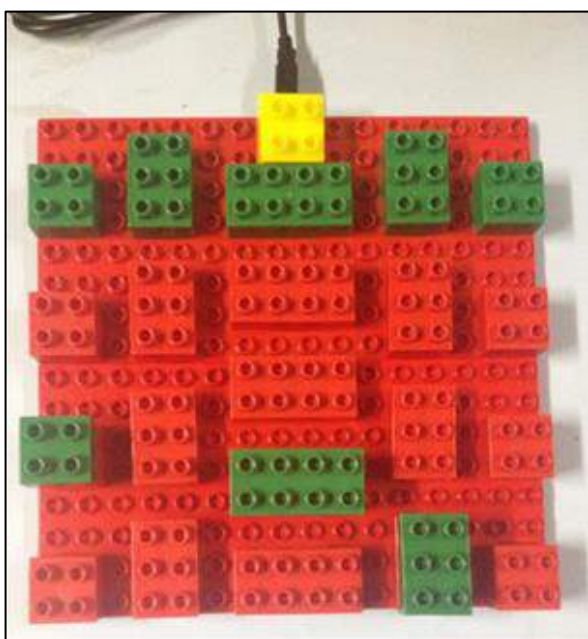


Figura 4: Visão superior do tabuleiro com os blocos fixos.

No tabuleiro um circuito de controle de teclado foi conectado ao computador através da porta USB. O teclado convencional do computador pode ser utilizado junto com o dispositivo sem que ocorra interferência entre eles. Para que o aluno saiba qual é a posição correta do tabuleiro, o bloco com a saída USB foi posicionado na parte superior.

Software – Para gerar o DFD um software no Lazarus, registra o processamento das informações enviadas e gravadas na memória do computador. O Lazarus é uma IDE cross-plataforma para o Pascal de código aberto [8].

O fluxograma do sistema (Figura 5) para acessibilidade de alunos cegos na construção do DFD – interface programa/tabuleiro faz-se necessário para melhor entendimento do projeto lógico do sistema. Em todas as etapas o usuário é informado via mensagem de voz.

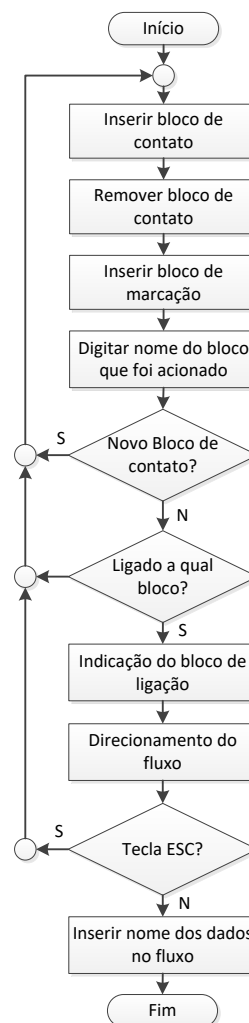


Figura 5: Fluxograma do sistema.

Todas as mensagens exibidas no programa são configuráveis com as opções: não ser exibidas, ser exibidas somente visualmente, ou serem exibidas visualmente e com áudio.

Validação: Sujeitos da pesquisa – Para os testes foram selecionados 30 alunos (GC) do curso de Sistemas de Informação da universidade, homens e mulheres com faixa etária entre 18 e 35 anos. Esses alunos, sem deficiências visuais, conheciam a técnica do DFD.

Para os testes também foi selecionado um aluno cego (GE) do curso de Sistemas de Informação da Universidade com idade de 32 anos. Esse aluno ficou cego devido a um acidente aos 23 anos.

Para a coleta e validação dos dados deste trabalho, todos os alunos realizaram a construção do DFD de uma oficina mecânica. Antes de utilizar o tabuleiro, todos os alunos receberam as orientações necessárias para a elaboração do DFD.

Também foram solicitados para dois professores (GP), com mais de 5 anos de experiência na disciplina, avaliassem os diagramas construídos por todos os alunos (GC e GE).

Resultados

Inicialmente cada ligação do tabuleiro foi testada verificando as respostas no monitor em função de cada acionamento. O software interpretou o sinal emitido pelos blocos, identificando o tipo de figura, o posicionamento e a direção do fluxo da informação para outro.

A seguir os alunos (GC) implementaram seus DFD (Figura 6). O aluno (GE) encaixou os blocos nos espaços adequados no tabuleiro e digitou as informações solicitadas verbalmente pelo software informando o fluxo e as ligações entre os blocos. Também implementou as ligações entre os blocos com fios. Esses fios sem contato elétrico, somente tinham como função representar no tabuleiro as ligações feitas pelo software na tela do monitor.

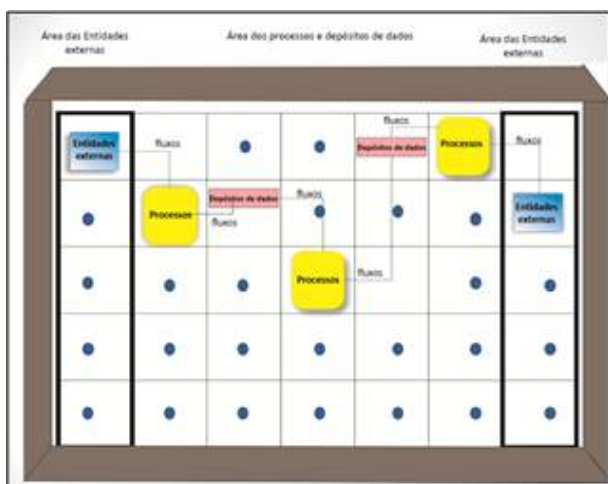


Figura 6: Diagrama de Fluxo de Dados construído pelo sistema.

Os professores (GP), que não tinham informações de quem construiu o DFD, avaliaram que os diagramas apresentavam equivalência, pois todos eram parecidos em relação ao número das entidades externas, processos e depósitos de dados e fluxos. Os professores consideraram todos os diagramas corretos e completos.

Discussão

O método utilizado nesta pesquisa mostrou ser possível estruturar o processo experimental de maneira a aplicá-lo a um caso real da forma mais simples possível.

Algumas pesquisas [9, 10] exploraram estruturas de dados através de um algoritmo audível que interpretava gráficos, porém havia a necessidade de impressão em relevo para o aluno ter a referência do que foi executado durante a construção de sua tarefa.

Em outra pesquisa [11] os alunos interagiam com computadores utilizando sintetizadores de voz e/ou display Braille o que não implica que eles assimilavam e entendiam as informações de forma eficiente para a construção de um projeto de software.

Entretanto nesta pesquisa o aluno além de incluir os módulos no DFD, ele também incluiu os blocos de sinalização, o que possibilita ao aluno analisar o que foi construído durante o processo, reduzindo a necessidade de carga de memória para o aluno cego [6].

O tabuleiro foi considerado interessante mesmo para aqueles que enxergam, além de ser uma ferramenta realmente eficaz para auxiliar a construção de um projeto para os alunos cegos.

Conclusão

A representação no tabuleiro do DFD permitiu que o aluno cego entendesse o método, e possibilitou ao professor acompanhar sua aprendizagem. Dessa maneira esse aluno conseguiu cursar a disciplina e completar sua formação.

Agradecimentos

A FAEP (Fundação de Amparo ao Ensino e Pesquisa) e a FAPESP pelo auxílio financeiro. A UMC (Universidade de Mogi das Cruzes) pelo apoio e incentivo.

Referências

- [1] Shimomura Y., Hvannberg E.T., Hjalmyr H., "Accessibility of audio and tactile interfaces for young blind people performing everyday tasks". Univ. Access Inf. Soc. Springer-Verlag, 2010.
- [2] Miller D., "Accessible Diagram interfaces", University of North Carolina at Chapel Hill, 2006.
- [3] Silva JB. "Reflexões sobre o universo do ensino-aprendizagem de jovens e adultos". Revista Formação PROFAE do Ministério da Saúde, 2001.
- [4] Sommerville I. "Engenharia de Software", São Paulo, SP, 2011.
- [5] Graham D., Benest I., Nicholli P., "Learning in an Inclusive Multi-Modal Environment", Journal of Cases on Information Technology, 2010.
- [6] Sweller J., "Cognitive load during problem solving: effects on learning", University of New South Wales, 1988.
- [7] Gane C., Sarson T., "Análise Estruturada de Sistemas", 12ª edição, Rio de Janeiro, RJ, 1979.
- [8] Azeem M.A., "Comece a programar em Object Pascal: Delphi e Lazarus", São Paulo, 2011.
- [9] Calder M, Cohen RF, Lanzoni J, Landry N, Skaff J. "Teaching Data Structures to Students who are Blind Department of Computer Science". UMass Boston, 2007.
- [10] Cohen R, Meacham A, Skaff J. "Teaching Graphs to Visually Impaired Students Using an Active Auditory Interface", SIGCSE'06, 2006.
- [11] Shimomura Y, Hvannberg ET, Hjalmyr H. "Accessibility of audio and tactile interfaces for young blind people performing everyday tasks". Universal Access in the Information Society, International Journal, 2010.

VESTÍGIOS EM LOCAIS DE CRIME – PARÂMETROS DE USO PARA LUZ FORENSE NA DETECÇÃO DE SÊMEN POR FOTOLUMINESCÊNCIA

Alexandre Guilherme de Lara*, Rubens Alexandre de Faria* e Fabio Augusto da Silva Salvador**

*Programa de Pós-graduação em Engenharia Biomédica – PPGEb – UTFPR

Av. Sete de Setembro, 3165 – Curitiba – Paraná – Brasil

e-mail: alexandre.lara@policiacientifica.gov.br

** Departamento de Polícia Federal Setor Técnico Científico

Rua Professora Sandália Monzon, 210 – Curitiba – Paraná - Brasil

Resumo: O axioma proposto por Edmond Locard enuncia que todo contato deixa uma marca logo, todo crime violento deixará vestígios. Em crimes sexuais os vestígios constituídos por manchas de sêmen podem estar visíveis ou latentes. Quando o vestígio estiver latente é fundamental utilizar métodos de detecção, tal como o emprego de Luz Forense. Entende-se por luz forense o equipamento capaz de radiar luz polarizada em comprimentos de onda específicos, úteis para pesquisa de vestígios latentes em locais de crime. Buscou-se com o presente trabalho avaliar os melhores parâmetros, dentro de uma gama de recursos disponíveis, para o uso da Luz Forense na detecção por fotoluminescência de sêmen. Esta técnica é importante na detecção de substâncias que reagem por fotoluminescência à emissão de radiação em determinados comprimentos de onda. A Polícia Científica do Estado do Paraná possui dois tipos de equipamentos de luz forense. Analisou-se sob quais parâmetros manchas de sêmen reagiriam por fotoluminescência de forma mais visível. Os resultados do experimento foram registrados em fotografias e organizados em uma tabela cruzando parâmetros de operação, cor de filtro polarizador e visualização de vestígios. Estes resultados servem como referência aos Peritos Criminais na escolha de parâmetros na busca por manchas latentes de sêmen. Realizou-se uma demonstração de aplicação prática em material coletado em local de crime.

Palavras-chave: luz forense, crime, fotoluminescência, vestígios, latentes.

Abstract: *The axiom proposed by Edmond Locard states that every contact leaves a trace meaning that that all violent crime will leave traces. In sexual crimes traces made of semen stains can be visible or latent. When the trace is not visible it is necessary to use detection methods such as alternate light source. Alternate light source (ALS) is an equipment capable of radiating polarized light at specific wavelengths useful for research traces in crime scene. The present work attempted to evaluate the best parameters, within a range of resources available to forensic purpose on detection of semen by photoluminescence. This technique is important in detecting substances which react by photoluminescence emission of radiation at certain wave-*

lengths. The Scientific Police of Paraná State have two types of forensic light equipment. Tests were made to find out the best parameters for semen stains. The results are presented in a table relating the operating parameters, polarizer filter color with trace's photographs of the experiment. These results can be used as a reference by Forensics Experts in the chosen of combination parameters in trace search. It has been tested in field as a demonstration of use in a crime scene.

Keywords: *forensic, crime, evidence, trace.*

Introdução

A ocorrência de um crime é um fenômeno que ocupa o Perito Oficial que deve realizar o exame de corpo de delito para produção da prova material [1],[2]. O exame de local de crime é de extrema importância, uma vez que se trata de um fenômeno irreprodutível e de grande sensibilidade [3],[4],[5].

O axioma proposto por Edmond Locard [3],[6], enuncia que “todo contato deixa uma marca”. Este axioma, conhecido também como princípio de troca de Locard, propõem que todo crime violento irá produzir, mesmo que no nível microscópico, uma troca entre o agressor, a vítima e o local de crime. Esta troca produzirá o que a luz do Código de Processo Penal Brasileiro [7] preconiza como vestígios. A busca por vestígios no local do crime, no agressor, na vítima ou na arma do crime são de fundamental importância na construção das hipóteses que delinearão a dinâmica do crime e a possível identificação da autoria [5].

Vestígios não visíveis a olho são denominados latentes. Uma forma de revelar este vestígio oculto é através da utilização de luz forense [3], [4], [6].

Substâncias como o sêmen reagem através do fenômeno de fotoluminescência à incidência de luz polarizada, o que pode ser observado com o uso de filtros polarizadores. [4] [5]. Fotoluminescência, ou fluorescência, é o fenômeno físico químico no qual um objeto absorve a luz em determinado comprimento de onda e emite simultaneamente luz em corações diferentes [4]. Sêmen é o produto da secreção das várias glândulas do trato genital masculino, constituído por líquidos uretais, prostáticos e das vesículas seminais, associados às células reprodutoras.

Simulamos no presente trabalho os parâmetros

possíveis de operação para os dois tipos de equipamentos de luz forense pertencentes à Polícia Científica do Estado do Paraná, registrando fotograficamente as melhores combinações para detecção por fotoluminescência de manchas de sêmen em substrato têxtil. Posteriormente os parâmetros considerados mais adequados foram empregados em um caso concreto.

Materiais e métodos

Para realização dos experimentos propostos foram empregados os equipamentos, substratos e substâncias listados na Tabela 01:

Tabela 1: Materiais empregados nos testes.

Item	Quantidade
LUMATEC Superlite 400.	01
Lanternas Forense MMX100 (λ : 625nm, 590 nm, 530nm, 505nm, 470nm, 455 nm)	06
Mancha de sêmen em substrato tecido	01
Máquina fotográfica reflex Canon EOS Rebel T3i, 12,2 MP, CMOS	01
Lente 18-55mm F / 3.5-5.6 EF-S	01
Filtros polarizadores	06

A preparação das amostras de manchas de sêmen foi realizada pelo Departamento de Química Legal do Instituto Médico Legal do Paraná, constituídas de material padrão (sêmen) diluído em fluido estéril.

Os testes foram realizados em ambientes escuros com as amostras de manchas apoiadas sobre bancada de cor branca. As tomadas fotográficas foram efetuadas em sequência. Os parâmetros da luz forense Superlite 400 e das Lanternas MMX100 estão listados nas Tabelas 2 e 3.

Tabela 2: Tabela de parâmetros do equipamento de luz forense Superlite 400.

Configuração	Espectro
0	400 -700 nm (branco)
1	320 - 500nm UVA + azul
2	400-500 nm Azul
3	320 - 400nm UVA
4	415 nm Violeta
5	440 nm Azul
6	460 nm Azul
7	490 nm Turquesa
8	550m Verde
9	570 nm Verde-amarelo

Tabela 3: Tabela de parâmetros de lanternas MMX 100 utilizadas.

Cor	Espectro
Azul	455nm
Azul	470nm
Turquesa	505nm
Verde	530nm
Laranja	590nm
Vermelha	625nm

Os substratos contendo manchas de sêmen foram fotografados sob diferentes comprimentos de onda radiados pela luz forense e registrados com o auxílio de diferentes filtros polarizadores instalados no equipamento fotográfico, de forma a verificar como o vestígio reagiria em termos de luminescência.

Para apresentação dos resultados formulou-se uma tabela de forma a cruzar os dados referente ao comprimento de onda utilizado no equipamento de luz forense e o filtro polarizador utilizado no equipamento fotográfico.

Resultados

Os resultados da utilização do equipamento Superlite Lumitec 400 acha-se ilustrado na Figura 1.

Constatou-se que para o equipamento Superlite 400 as manchas são melhor visualizadas com filtros em tons de amarelo e laranja, e, sob irradiação de luz polarizada nos espectros de cores violeta e azul, com comprimentos de onda variando de 400 a 460 nm.

Os resultados obtidos com a utilização das lanternas MMX100 acha-se ilustrados na Figura 2.

Constatou-se de que as manchas são melhor visualizadas quando são utilizados filtros nos tons de laranja e vermelho, e sob irradiação de luz polarizada nos espectros de cor azul, nos comprimentos de onda de 455nm e 470 nm.

Com base no experimento desenvolvido realizou-se no mês de março de 2016, nas dependências do Instituto Médico Legal de Curitiba, um teste em um caso real. As manchas foram posteriormente analisadas por outros métodos, dentre eles microscopia ótica, de forma a confirmar a presença material orgânico, tendo sido constatado a presença de sêmen. O registro fotográfico encontra-se ilustrado na Figura 1.

No caso em questão utilizou-se lanterna MMX100 de luz polarizada azul, com comprimento de onda 455nm, em conjunto com filtro de cor laranja. Câmera fotográfica Canon EOS com lente 18-55mm F / 3.5-5.6 EF-S.

Observa-se na Figura 3 ocorrência de fotoluminescência na imagem à direita, revelando presença diversas manchas, sugerindo a presença de material orgânico.

Discussão

O estabelecimento dos melhores parâmetros para visualização de manchas de sêmen com o auxílio dos equipamentos de luz forense geram ganhos ao Perito Criminal na realização de exames de corpo de delito.

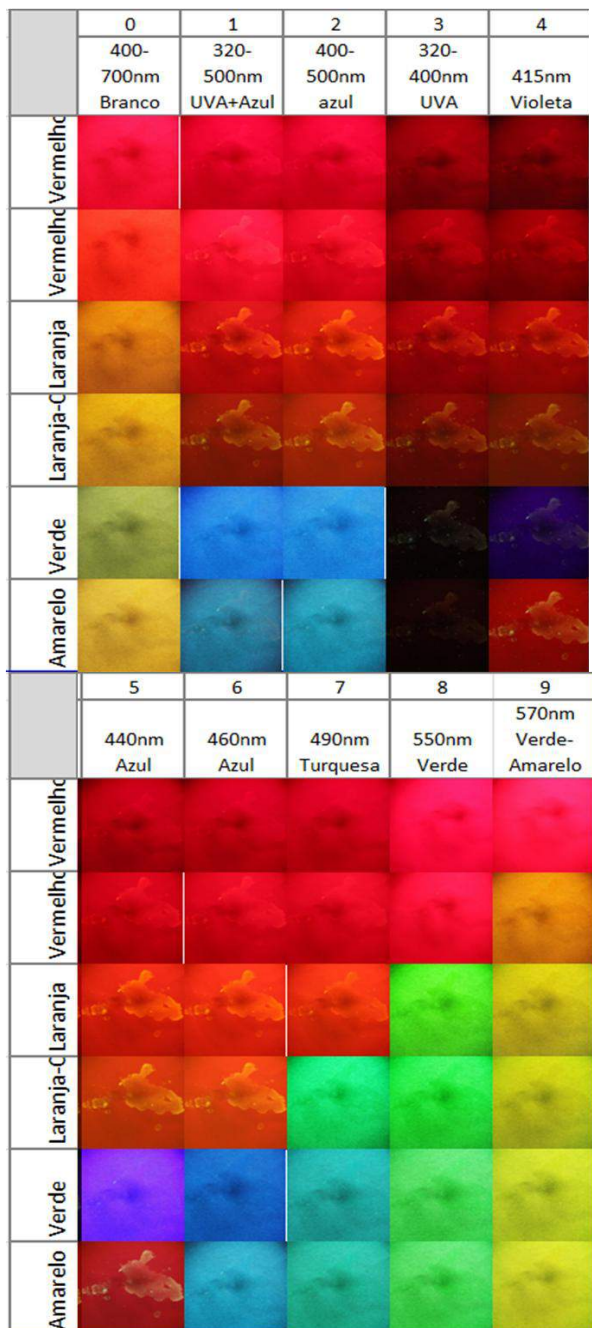


Figura 01: Registro fotográfico de manchas de sêmen sob luz forense radiada por equipamento Superlite Lumitec 400.

Tendo em vista que tratam-se de equipamentos de fabricação estrangeira, com informações básicas de operação em seus manuais, e, cujos treinamentos nem sempre abrangem todos os profissionais que atuam na detecção do vestígio em tela, o presente trabalho serve

para demonstrar o comportamento do vestígio por fotoluminescência. Por se tratar de um método de detecção pautado nas propriedades organolépticas, diversos fatores externos podem influenciar na busca por vestígios. Locais muito iluminados podem interferir no método, dificultando ou até inviabilizando a localização de vestígios. Formas de escurecer o ambiente ou realização de buscas no período noturno podem melhorar a eficiência na busca de vestígios.



Figura 02: Registro fotográfico de manchas de sêmen sob luz forense radiada por lanternas MMX

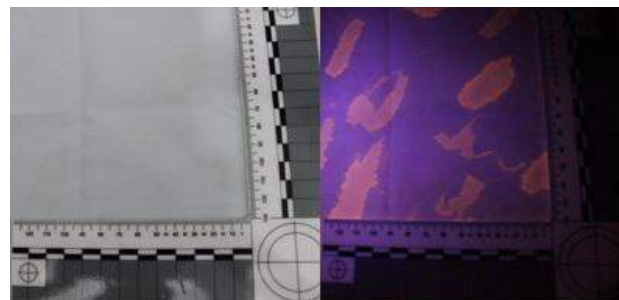


Figura 3: Imagem comparativa do substrato sob luz branca à esquerda e sob luz forense à direita.

Outro ponto a ser levado em consideração é a potência da fonte luminosa. Quanto mais potente a fonte de radiação melhor será a visualização do vestígio. Contudo, o excesso de radiação pode comprometer o material orgânico (sêmen) de forma a impossibilitar exames de perfil genético por DNA [1],[4].

Conclusão

O estudo mostrou os melhores parâmetros de utilização de luz forense para detecção de vestígios compostos por sêmen, tomando como base os equipamentos disponíveis no Instituto de Criminalística do Paraná.

Ademais, o estudo apresentou imagens registradas sob diferentes filtros polarizadores, ilustrando como os vestígios serão visualizados em tomadas fotográficas.

A literatura consultada apresenta de forma geral como os materiais orgânicos reagem à fotoluminescência. Todavia, diferentes equipamentos, dadas as características de tecnologia, potência, filtros e comprimentos de onda, irá produzir um efeito singular em uma mesma amostra. O presente estudo identificou os parâmetros específicos para os equipamentos apresentados, com resultados *sui generis*. Tais parâmetros são úteis aos Peritos Criminais do Estado do

Paraná como referência na escolha dos comprimentos de onda e filtros polarizadores na pesquisa por manchas latentes de sêmen em locais de crime.

É importante ainda que os equipamentos com variação de potência sejam utilizados da menor para maior potência, tendo em vista a possibilidade de deterioração do material orgânico para posterior análise de perfil genético (DNA).

Agradecimentos

Os autores agradecem à Polícia Científica do Estado do Paraná pelos equipamentos, ao Instituto Médico Legal pelo fornecimento dos padrões (manchas de sêmen) utilizados neste estudo.

Referências

- [1] Horswell, John, et al, The Practice of Crime Scene Investigation, 1º ed, CRC Press, 2004.
- [2] Dorea, Luiz Eduardo Carvalho, Stumvoll, Victor Paulo e Quintela, Victor, Criminalística, 4º ed. Campinas, 2010.
- [3] Wayne Petherick; Brent Turvey; Claire Ferguson. Forensic Criminology. Academic Press, 1º ed, August 2009.
- [4] John Horswell, editor. The Practice Of Crime Scene Investigation. (International Forensic Science and Investigation). CRC Press, Boca Raton, Florida 33431., 1º ed, April 2004.
- [5] Jesus Antonio Velho, Karina Alves Costa, Clayton Tadeu Mota. Locais de Crime – Dos Vestígios à Dinâmica Criminosa. Millenium Editora, Campinas, SP, 1º ed, 2013.
- [6] Lisa Yount. Forensic Science: From Fibers to Fingerprints, Chelsea House, 131 West 31 st, New York, 1º ed, 2007.
- [7] Brasil, Decreto Lei nº 3.689, de 3 de outubro de 1941. Código de Processo Penal. Disponível em: http://www.planalto.gov.br/ccivil_03/decreto-lei/De13689Compilado.htm. Acesso em: 15 maio 2016.

ADOÇÃO DE RTOS NA CRIAÇÃO DE DISPOSITIVO ELETROMÉDICO PARA AVALIAÇÃO DO BLOQUEIO NEUROMUSCULAR INTRAOPERATÓRIO

M. L. Pinto*, G. Ott** e M. C. Tavares**

*Departamento de Eletroeletrônica - IFSC, Chapecó, Brasil

**PD&I - Contronic Sistemas Automáticos Ltda., Pelotas, Brasil

e-mail: matheus.pinto@ifsc.edu.br

Resumo: Os projetistas de sistemas embarcados consideram, além dos requisitos funcionais dos sistemas, requisitos não funcionais como tamanho de memória e consumo de energia, pois muitas aplicações são desenvolvidas em processadores com poucos recursos e pouca quantidade de memória. O *software* embarcado deve ser projetado levando em consideração essas restrições, o que geralmente demanda controle direto dos recursos do *hardware*. Com a recente redução de custo e aumento do desempenho dos processadores, o projeto pode ser assistido por ferramentas que gerenciam os recursos do *hardware*, como os sistemas operacionais de tempo real (*Real-Time Operating System* - RTOS). Assim, o programador pode colocar sua atenção diretamente na aplicação. A motivação deste trabalho foi o desenvolvimento de um dispositivo eletromédico sob essa ótica, com uso de um RTOS de custo zero. Projetado em torno de um microcontrolador com núcleo ARM Cortex M0+, o dispositivo consiste em um analisador de bloqueio neuromuscular para uso intraoperatório, utilizando o princípio da aceleromiografia. Testes de validação conduzidos em bancada evidenciaram o desempenho essencial do protótipo. O uso dos recursos inerentes do RTOS permitiu obter um *software* organizado, compreensível e passível de evolução futura com baixo esforço de adaptação.

Palavras-chave: RTOS, *software* embarcado, microcontrolador, aceleromiografia, estimulação neuromuscular.

Abstract: Besides the functional requirements, embedded system designers must consider non-functional requirements such as memory size and energy consumption, especially in applications relying on processors that offer low performance and low memory resources. The embedded software must be developed considering such restrictions, generally demanding direct control over hardware resources. As newer processors with reduced cost allied to higher performance are offered, an embedded project can be assisted by tools that manage hardware resources. Real-Time Operating System (RTOS) is an important solution in this scenario and enables the programmer to focus more directly on the application. This work aims at

developing an electro-medical device by that perspective, using a zero-cost RTOS. This device is based on an ARM Cortex M0+ core microcontroller and consists of an intraoperative neuromuscular blocking analyzer using acceleromyography. Validation tests were conducted and evidenced its essential performance. Inherent capabilities from the RTOS approach resulted in organized and comprehensive software, whose future evolution might require less effort.

Keywords: sRTOS, embedded software, microcontroller, acceleromyography, neuromuscular stimulation.

Introdução

Grande parte dos dispositivos e equipamentos modernos para uso médico contêm sistemas computacionais para mensuração e controle. Porém, diferentemente dos computadores de uso geral, um equipamento eletromédico é geralmente criado para atender uma aplicação específica. Assim, tais equipamentos podem ser enquadrados na categoria dos sistemas embarcados [1]. Sob este prisma, muitas das características e restrições de um sistema embarcado passam a pertencer ao escopo do equipamento de uso médico projetado em torno de um microprocessador ou microcontrolador (μC).

O presente trabalho constitui-se em um aperfeiçoamento do projeto desenvolvido por Ott et al. [2, 3], no qual foi criado um protótipo de equipamento não invasivo para avaliação do grau de bloqueio neuromuscular de paciente sob o efeito de anestesia geral. Foi empregada a técnica da aceleromiografia [4], quantificando o movimento do polegar em resposta à aplicação de um estímulo elétrico sobre o nervo motor correspondente.

A realização de cirurgia com o paciente em nível de bloqueio neuromuscular adequado apresenta interesse social e econômico, pois permite reduzir a morbimortalidade, além dos custos associados com o tempo e procedimentos especializados despendidos nas salas de recuperação e centros de terapia intensiva [3].

Durante a execução do projeto em questão foi modificada parte significativa do *hardware* original, substituindo o μC de 16 bits por um ARM de 32 bits. A

troca é justificada pela intenção de construir futuramente um dispositivo autônomo e portátil, com IHM incorporada. No tocante a *software* o foco foi colocado na utilização de um sistema operacional de tempo real (RTOS) em substituição ao *firmware* original, desenvolvido com a técnica convencional *baremetal*, implementando máquinas de estados sob um *superloop*. A motivação para esta nova abordagem foi a busca por flexibilidade, modularidade, previsibilidade, atendimento a tempo real nas tarefas críticas e facilidade de alteração futura no código [5].

Materiais e métodos

Na Figura 1 está representado o diagrama de blocos do sistema, contendo o dispositivo desenvolvido e componentes externos com os quais interage: um computador pessoal (PC) que desempenha as funções de interface homem-máquina (IHM) e o paciente sob efeito do bloqueador neuromuscular, ao qual serão afixados os eletrodos de estimulação elétrica e o acelerômetro para quantificação do movimento do polegar. É importante destacar que nesta fase do trabalho não houve intenção de realizar testes clínicos, ficando o escopo do trabalho restrito ao desenvolvimento e avaliação funcional do dispositivo com os meios disponíveis em bancada.

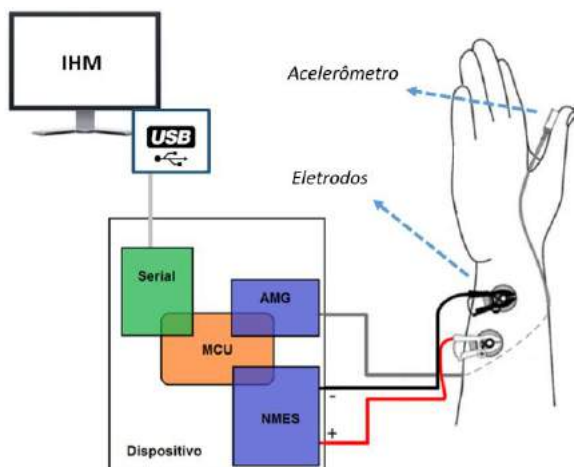


Figura 1: Diagrama de blocos do dispositivo.

Microcontrolador e RTOS – o μC é o principal componente do *hardware*, atua como gerenciador do dispositivo, executando o RTOS e as tarefas programadas, incluindo a geração dos estímulos elétricos, a aquisição e condicionamento das amostras obtidas do acelerômetro. Para esta função elegeu-se o μC Kinetis MKL25Z128VLH4 da NXP, um ARM Cortex-M0+ adequado para aplicações alimentadas com baterias. Este μC suporta alguns tipos de sistemas operacionais, com destaque para o *FreeRTOS* e o *MQX*, sendo escolhido o primeiro por sua simplicidade de programação e aprendizado. O *FreeRTOS* fornece serviços que incluem a criação dinâmica de tarefas, com execução independente, sendo função do escalonador de prioridades preemptivo definir qual delas deve ser executada a cada momento. Quando dados ou recursos

são compartilhados por tarefas distintas, é necessário criar seções críticas no código onde esses são acessados, através de mecanismos de exclusão mútua, também fornecidos pelo RTOS. O *FreeRTOS* foi escrito em linguagem C com código aberto, é portátil para mais de 30 arquiteturas e requer pouco espaço em memória [6].

Estimulador Neuromuscular (NMES) – Esta seção do dispositivo, representada na Figura 3, é responsável pela geração dos estímulos elétricos que serão aplicados sobre o nervo ulnar do paciente, através de eletrodos de superfície. Constituído por um circuito transistorizado que gera a corrente necessária para a estimulação, é acionado via *software* através de um sinal analógico gerado pelo conversor digital-analógico (DAC) do μC . Um sinal lógico gerado via GPIO (*General Purpose Input-Output*) do μC é responsável pelo controle do chaveamento do circuito.

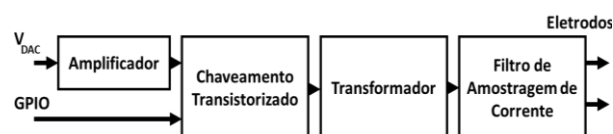


Figura 2: Representação do estimulador elétrico.

O protocolo de estimulação é conhecido como *Train-of-Four* (TOF), composto por uma sequência de quatro pulsos igualmente espaçados [7]. Os pulsos gerados pelo algoritmo TOF no μC controlam a entrada de GPIO no bloco NMES. Para reduzir o consumo de energia, a tensão V_{DAC} só é ativada durante a geração do pulso.

Aceleromiografia (AMG) – Esta seção do dispositivo realiza a aquisição do sinal miográfico evocado pelos estímulos elétricos, na forma da componente de aceleração do movimento do polegar do paciente. Foi escolhido um acelerômetro digital, modelo LIS03LV02DQ da *STMicroelectronics*, cuja saída utiliza o protocolo de comunicação I²C.

Para que seja possível obter a aceleração do polegar no espaço tridimensional é necessário relacionar os valores obtidos dos três eixos do acelerômetro através de (1), onde A_x , A_y e A_z correspondem às acelerações nos respectivos eixos.

$$|a(x, y, z, t)| = \sqrt{A_x^2(t) + A_y^2(t) + A_z^2(t)} \quad (1)$$

Uma tarefa periódica criada no RTOS amostra continuamente os dados do acelerômetro durante a geração do TOF e realiza a conversão dos valores dos eixos em aceleração real do movimento do polegar, independentemente de sua posição espacial.

Serial – Subsistema responsável pela comunicação entre o dispositivo e o PC, utilizando o protocolo CDC – serial sobre USB. Cada mensagem enviada é genericamente denominada “pacote”, contendo um conjunto de *bytes* com informações específicas, incluindo controle de erros por CRC8 (*Cyclic Redundancy Check 8-bit*).

O protocolo de comunicação é bidirecional *full-duplex*, controlado por *handshake* em *software*. O dispositivo emissor do pacote espera, com *timeout*, pela

confirmação de recepção pela contraparte. No *setup* desenvolvido o cabo USB também provê a alimentação elétrica para os circuitos lógicos do dispositivo.

Escalação de tarefas - Na Figura 3 é apresentado um diagrama temporal cuja duração engloba todas as tarefas acima descritas, em sua sequência esperada de execução. Quando uma tarefa prioritária está sendo finalizada, faz uma chamada à API (*Application Programming Interface*) do RTOS para que fique em suspenso até a próxima execução, cujo instante dependerá do número do pulso dentro do TOF.

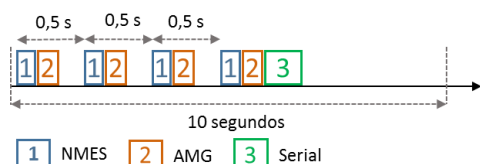


Figura 3: Diagrama de tempo da execução das tarefas.

IHM – O *software* com funções de IHM foi desenvolvido em linguagem C#, na IDE Microsoft Visual Studio 2008, desempenhando as funções ilustradas na Figura 4: comunicação USB, configuração do dispositivo, processamento digital das amostras de aceleração, exibição do gráfico de valores instantâneos de “aceleração x TOF” e exibição do índice de bloqueio neuromuscular (IBN) nas formas numérica e gráfica.

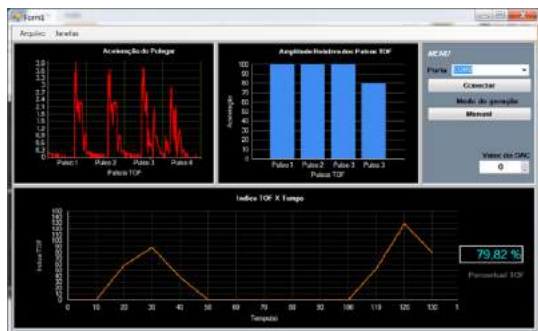


Figura 4: Interface do *software* de IHM.

Resultados

Sem o objetivo de constituir um produto acabado, o protótipo foi montado em bancada como prova de conceito. Na Figura 5 estão presentes: (A) a placa de controle FRDM-KL25Z da NXP, sobreposta por um *shield* de interconexão, (B) placa do acelerômetro, (C) placa do estimulador elétrico, (D) bateria de 9 V e (E) carga resistiva padrão AAMI NS4:1986 com opções de 500 Ω e 1 k Ω .

Teste do sistema de NMES – Como o circuito transistorizado foi validado durante o trabalho anterior [2], nesta etapa foi verificada apenas a correção da temporização entre os pulsos TOF e a duração dos mesmos em comparação aos pulsos gerados pelo DAC e GPIO. Na Figura 6 é apresentada uma janela de amostras dos pulsos nos pinos GPIO e DAC, utilizado um osciloscópio digital Meastech GDS-2202 calibrado com rastreabilidade à RBC. A frequência medida em

ambos os canais é de 2,00 Hz, conforme recomendado no padrão TOF [4,7].

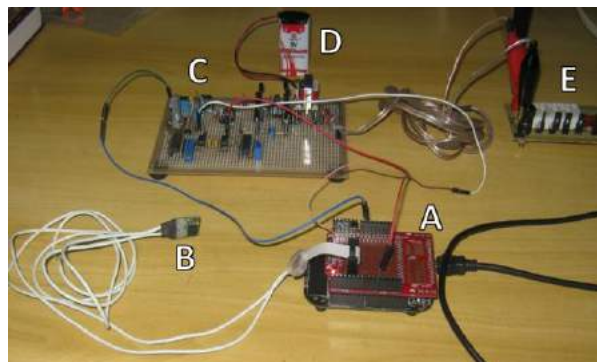


Figura 5: Protótipo do dispositivo.

Na Figura 7 é detalhado um dos quatro pulsos do TOF, cuja duração nominal é de 200 μ s. A duração do pulso no canal 2 é de 203,2 μ s porque o *software* aciona o DAC antes do início do pulso efetivo e desliga a saída do DAC logo após a geração do pulso. O pulso que efetivamente comanda o estimulador elétrico é representado no canal 1, dura 198,0 μ s e representa o comando da tarefa do RTOS sobre o pino GPIO citado na Figura 2.

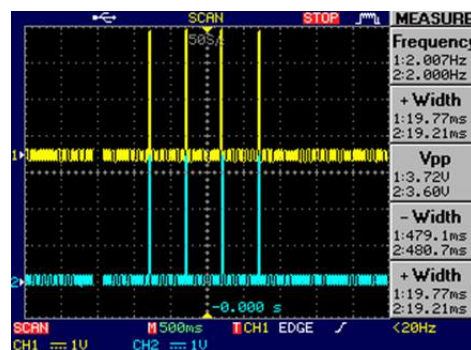


Figura 6: Amostra dos pulsos de GPIO (canal 1) e DAC (canal 2) para análise da geração do estímulo TOF.

Teste do AMG - A validação do sistema de AMG ocorreu através de simulação da situação real de uso, realizada pelos autores. O teste com o acelerômetro consistiu na avaliação da aquisição das amostras dos eixos e posterior cálculo da aceleração resultante. Com o auxílio do circuito depurador contido na placa FRDM-KL25Z e do depurador de *software* contido na IDE Visual Studio, foram analisadas as sequências de amostras geradas pela tarefa de aceleromiografia. Foi arbitrado um protocolo que simula a utilização clínica: i) polegar não responsivo aos pulsos elétricos; ii) polegar respondendo com igual aceleração a cada pulso elétrico; iii) polegar respondendo com aceleração menor a cada um dos quatro pulsos do TOF. Os dados obtidos foram qualitativamente coerentes com os movimentos realizados segundo o protocolo. Quando existiu movimento, foram observadas amostras com valores maiores que zero. Movimentos mais rápidos do polegar geraram acelerações resultantes também maiores, sendo possível determinar um fundo de escala de ± 2 g para a

aplicação, confirmando a escolha do acelerômetro feita no trabalho anterior. Sendo o índice de bloqueio neuromuscular definido pela relação percentual entre as acelerações obtidas nos quatro pulsos do TOF [4], não é necessária calibração absoluta das acelerações, nem que seja estabelecida correlação entre a escala de medição e as condições neuro-musculares de cada paciente.

Os gráficos exibidos na IHM foram validados por meio de comparação direta entre os valores contidos nos *buffers* de amostras presentes na RAM do μC e os valores exibidos na tela do computador.

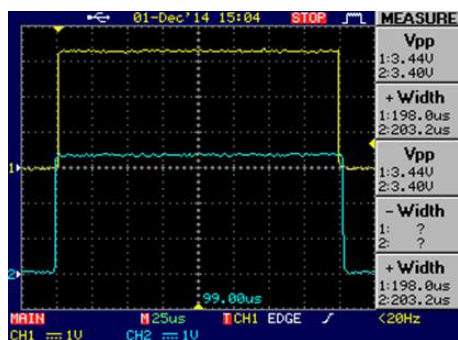


Figura 7: Duração efetiva dos pulsos gerados para comando do estimulador elétrico via tarefa do RTOS

Validação do cálculo do IBN – Tratando-se de um cálculo percentual básico, a validação da tarefa de cálculo do IBN foi realizada comparando os valores fornecidos na IHM com valores calculados manualmente, utilizando séries de amostras de aceleração obtidas através da execução do protocolo clínico simulado já descrito.

Discussão

Projetistas que criam dispositivos com μC costumam questionar a adoção de RTOS. Justificam que aplicações simples, que demandam uma quantidade baixa de tarefas, com pouca complexidade e interdependência, não justificam o uso de um RTOS. Isto decorre do fato de que o método difundido nos ambientes acadêmicos e industriais é o *baremetal*. Aparentes desvantagens de usar um RTOS em sistemas embarcados de pequeno porte são a curva de aprendizado e a sensação de “perda de controle” relatada pelos programadores à moda antiga, acostumados a escalar estaticamente as tarefas da aplicação, geralmente na forma de uma ou mais máquinas de estados finitos [8]. Pondera-se que a adoção de RTOS não deve ser indiscriminada, porém é recomendável e potencialmente recompensadora nos seguintes casos: (i) o sistema embarcado será modificado em algum momento futuro, com adição de novos blocos de *hardware* ou novas funções; (ii) o sistema embarcado utiliza μC único e contém vários blocos funcionais que precisam ser executados em tempo real, com baixa tolerância a latências; (iii) os próximos projetos utilizarão μCs de maior porte, com mais periféricos e/ou sistema de interrupções mais complexo; (iv) o projetista de *software* precisa criar sistemas embarcados com desempenho e *time-to-market*

competitivos. É evidente que o atendimento a tempo real continua sendo uma corresponsabilidade do programador, pela atribuição correta do grau de prioridade de cada tarefa.

No presente trabalho foi feita a migração de *baremetal* para RTOS justamente em busca das vantagens citadas, principalmente os casos (i) e (ii), pois entre os objetivos futuros está o aperfeiçoamento do dispositivo pela adição de recursos de *hardware*. O uso de RTOS tornará mais simples a inserção desses aperfeiçoamentos, visto que não será preciso repensar todo o projeto de *software*.

Conclusão

O dispositivo projetado desempenhou suas funções de acordo com as especificações encontradas na literatura, considerado o ambiente e condições restritas nas quais foi testado. Os estímulos TOF foram gerados com os tempos corretos e a aceleração do polegar pôde ser mensurada utilizando o protocolo clínico simulado.

Com o objetivo de tornar o *software* mais controlável, abstrato e modificável, a versão *baremetal* do trabalho anterior foi migrada para uma versão escrita em linguagem C com recursos da API do *FreeRTOS*. Delegar as funções de temporização e escalonamento de tarefas ao *kernel* do RTOS foi útil para controlar mais facilmente a execução da aplicação. Tarefas de menor prioridade puderam ser inseridas no projeto apenas nos momentos oportunos, sem interferir na execução das tarefas de maior prioridade.

Referências

- [1] Marwedel P. Embedded System Design. 2nd ed. Dordrecht: Springer; 2011.
- [2] Ott G, Nascimento TC, Gonçalves DU, Tavares MC. Estimulador elétrico multifuncional para diagnóstico clínico e acompanhamento cirúrgico. Anais do CBEB 2008; p. 169.
- [3] Ott G. Curare - Sistema de Estimulação Elétrica e Aceleromiografia voltado à Avaliação do Grau de Bloqueio Neuromuscular. TCC. Pelotas: Universidade Católica de Pelotas; 2009.
- [4] Viby-Mogensen J, Jensen E, Werner M, Nielsen H. K. Measurement of acceleration: a new method of monitoring neuromuscular function. Acta Anaesthesiologica Scandinavica. 1988; 32(1):45-48.
- [5] Cooling J. Real-Time Operating Systems. 1st ed. Lindentree Associates; 2013.
- [6] Freertos. FreeRTOS. 2016. Disponível em: <http://www.freertos.org>.
- [7] Padmaja D, Mantha S. Monitoring of Neuromuscular Junction. Indian Journal of Anaesthesia. 2002; 46(4): 279-288.
- [8] White Elicia. Making Embedded Systems – Design Patterns for Great Software. 1st ed. Sebastopol: O'Reilly Media; 2011.

MECANISMOS DE FOMENTO PARA DISPONIBILIZAR NO MERCADO TECNOLOGIAS DA SAÚDE DESENVOLVIDAS NAS UNIVERSIDADES

C. A. S. Uechi* e A. F. da Rocha**

* Universidade de Brasília, Brasília, Brasil

** Universidade de Brasília, Brasília, Brasil

e-mail: cristina.shi@gmail.com

Resumo: O objetivo desse artigo é descrever os principais mecanismos de fomento, públicos e/ou privados, para incentivar que tecnologias relacionadas a equipamentos médicos sejam disponibilizadas no mercado. Foi realizado um levantamento dos principais programas de apoio ao desenvolvimento tecnológico e à inovação do setor de equipamentos médicos, entre 2011 e 2015. Os programas foram analisados quanto ao tipo de fomento (recursos financeiros reembolsáveis, não reembolsáveis ou mentoria) e a etapa do processo inovativo apoiado, seja no âmbito do desenvolvimento tecnológico (maturidade da tecnologia - *technology readiness level* – TRL) ou no desenvolvimento do modelo de negócios. Foram identificados sete programas: Inova Saúde Equipamentos Médicos, Rede Sibratec de Centros de Inovação, Embrapii, Edital Sesi-Senai de Inovação, Sibratecshop - laboratórios abertos, Start-up Brasil e Inovativa Brasil. Foi observado que, enquanto alguns programas já atuam em complementaridade, outros ainda podem ser otimizados. Ademais, programas não específicos ao setor de equipamentos médicos poderiam ser mais utilizados.

Palavras-chave: Inovação, Desenvolvimento Tecnológico, Fomento.

Abstract: *The aim of this article is to describe the main public and/or private mechanisms to encourage that technologies related to medical equipment become available in the market. A survey identified the major programs of supporting technological development and innovation in the medical equipment sector between 2011 and 2015. These programs were analyzed for the type of support (reimbursable or non-refundable funds, or mentoring) and the step of the innovative process supported, either in the technological development (technology readiness level - TRL) or in the development of the business model. Seven programs were identified: Inova Health Medical Equipment, Sibratec Network of Innovation Centers, Embrapii, SESI-SENAI Notice of Innovation, Sibratecshop - open laboratories, Start-up Brazil and Innovative Brazil. It was observed that, while some programs already act as complementary, others still may be optimized. Moreover, generic programs that support innovation could be further used by medical equipment companies.*

Keywords: *s Innovation, Technological Development, Promotion.*

Introdução

A partir do conceito de Complexo Industrial da Saúde, aprofundou-se a abordagem da saúde em um contexto sistêmico, com lógicas distintas, de desenvolvimento econômico, objetivando-se indústrias fortes e inovadoras, com as necessidades de um sistema inclusivo e universal [1]. A inovação de produto ou processo é definida como a implementação de produtos (bens ou serviços) ou processos novos ou substancialmente aprimorados [2], sendo que o desenvolvimento tecnológico pode ser uma das etapas do processo inovativo.

No Brasil, 89,3% das empresas de equipamentos médicos são de micro, pequeno ou médio porte [3]. Foram lançados em 2014 mais de oito mil novos produtos no mercado, nacionais ou importados [4]. Ademais, segundo [5], a taxa de inovação das indústrias de fabricação de equipamentos eletromédicos é de 88,5%, atrás apenas das empresas de base tecnológica, cuja taxa é de 95%. Por outro lado, o déficit da balança comercial é crescente, atingindo um valor negativo de US\$4,1 bilhões em 2013 [3]. Portanto, é essencial incentivar a transferência de tecnologias geradas nas universidades ou nos institutos às empresas para melhorar sua contribuição na balança comercial brasileira.

O objetivo desse artigo é descrever os principais mecanismos de fomento, públicos ou privados, para incentivar que tecnologias relacionadas a equipamentos médicos sejam disponibilizadas no mercado.

Materiais e métodos

Foi realizado um levantamento dos principais programas de apoio ao desenvolvimento tecnológico e à inovação do setor de equipamentos médicos, lançados pelo Ministério da Saúde - MS, Ministério da Ciência, Tecnologia e Inovação - MCTI, Ministério de Desenvolvimento, Indústria e Comércio Exterior - MDIC, Banco Nacional de Desenvolvimento Econômico e Social - BNDES e Serviço Nacional de Aprendizagem Industrial - Senai, no período de 2011 a 2015, a partir da análise dos editais de fomento publicados e das condições e normas das linhas de financiamento disponíveis. Os programas foram analisados quanto ao tipo de fomento (recursos financeiros reembolsáveis, não reembolsáveis ou

mentoria) e a etapa do processo inovativo apoiado, seja no âmbito do desenvolvimento tecnológico (maturidade da tecnologia - *technology readiness level* – TRL) ou no desenvolvimento do modelo de negócios.

Os programas baseados em recursos financeiros reembolsáveis são também conhecidos como incentivo ao crédito, em geral com taxas de juros menores que a média do mercado ou com maiores períodos de carência. Os projetos apoiados com recursos financeiros não reembolsáveis geralmente requerem uma contrapartida financeira da empresa interessada e podem ser operacionalizados como subvenção econômica, em que o recurso é disponibilizado diretamente para a empresa; ou via subsídio, em que o recurso é disponibilizado para a universidade ou instituto tecnológico, visando um desenvolvimento de interesse da empresa.

O apoio à mentoria indica uma preocupação recente do gestor público, ao perceber a necessidade de apoiar não apenas o desenvolvimento tecnológico – principal expertise das instituições científicas e tecnológicas – mas também desenvolver competências de negócios para que os projetos de fato sejam disponibilizados no mercado. Para tanto, uma rede de mentores acompanha as empresas de base tecnológica e questiona sobre o modelo de negócio, fornecendo visões e soluções distintas com base em experiências reais, além de fortalecer a rede de contatos que pode auxiliar no crescimento da empresa [6].

O nível de maturidade tecnológico, TRL, é uma régua com escala de 1 a 9, para avaliar a maturidade da evolução da tecnologia. Inicialmente elaborado para o setor aeroespacial, atualmente é utilizado em diversas áreas, compreendendo equipamentos, materiais, componentes, software, sistemas, processos de trabalho, entre outros, classificando, por exemplo, se ela está em estágio de pesquisa científica, de desenvolvimento, de validação, ou já industrializada e suficientemente comprovada, podendo ser incorporado com baixo risco a um sistema ou subsistema. Uma avaliação de TRL é válida para um determinado elemento em um dado instante de tempo, podendo evoluir ou regredir caso as condições prevalentes no momento da avaliação se alterem. Os níveis definidos para classificação do TRL no desenvolvimento de um equipamento médico são apresentados a seguir [7; 8; 9].

TRL 1 – Princípios de base observados e reportados. Identificação de potenciais aplicações.

TRL 2 – Conceito e/ou aplicação da tecnologia formulados. Projeto conceitual preliminar do elemento, fornecendo entendimento de como os princípios básicos pode ser usados.

TRL 3 – Prova de conceito analítica e experimental da função crítica e/ou da característica. Entrada de dados experimentais, definição e resultados de experimentos laboratoriais. Testes hipotéticos e provas de conceitos iniciais são comprovados em modelos *in vitro*.

TRL 4 – Verificação funcional em ambiente de laboratório. O desempenho funcional do elemento é

demonstrado por ensaios com maquete em ambiente laboratorial. Prova de conceito e segurança do provável equipamento ou sistema é comprovado em um bem definido modelo vivo ou de laboratório.

TRL 5 – Verificação em ambiente relevante da função crítica do componente e/ou maquete. As funções críticas da tecnologia são identificadas e analisadas, ainda sujeitos a efeitos de escala. Os resultados dos estudos pré-clínicos são positivos.

TRL 6 – Modelo demonstrando as funções críticas do elemento em um ambiente relevante. A segurança dos produtos, inclusive aqueles de alto risco, é comprovada com relatório dos ensaios do modelo.

TRL 7 – Modelo demonstrando o desempenho do elemento para o ambiente operacional. O projeto final do produto é validado e o modelo representativo, refletindo totalmente todos os aspectos do projeto do modelo é construído e ensaiado com margens de segurança adequadas para demonstrar o desempenho em ambiente operacional.

TRL 8 – Sistema real completo e aceito. Aprovação do registro do equipamento pelo órgão regulamentador. No caso do Brasil, na Agência Nacional de Vigilância Sanitária - Anvisa.

TRL 9 – Sistema real demonstrado por meio de operações bem sucedidas. A tecnologia está madura e é utilizada no ambiente operacional real com sucesso. Estudos pós-mercado e de vigilância sanitária.

Para a análise do TRL, além dos editais, foram considerados os resultados finais dos projetos apoiados, quando disponíveis.

A fim de facilitar a visualização dos resultados, foi utilizado o modelo linear da inovação, que compreende as etapas: pesquisa básica; pesquisa aplicada ou desenvolvimento; demonstração e testes; produção e lançamento comercial [10].

Resultados

Foram identificados sete principais programas de apoio ao desenvolvimento tecnológico e à inovação do setor de equipamentos médicos, descritos a seguir.

Inova Saúde Equipamentos Médicos – engloba instrumentos de fomento dos parceiros MS (parceria para o desenvolvimento produtivo – PDP), BNDES (operações de crédito, Funtec ou instrumentos de renda variável) e Finep (subvenção econômica, Inova Brasil ou instrumentos de renda variável), divididos em quatro linhas temáticas: diagnósticos *in vitro* e por imagem, dispositivos implantáveis, equipamentos eletromédicos e odontológicos, tecnologias da informação e comunicação para a saúde [11];

Rede Sibratec de Centros de Inovação em Equipamentos Médicos, Odontológicos e Hospitalares – formada por quatorze instituições, tem como objetivo realizar projetos cooperativos de desenvolvimento tecnológico com empresas [12];

Empresa Brasileira de Pesquisa e Inovação Industrial - Embrapii – é uma organização social ligada ao MCTI e ao MEC, atualmente com treze

unidades credenciadas e cinco pólos de institutos federais. Contam com recursos não reembolsáveis disponíveis exclusivamente para projetos cooperativos de inovação [13];

Edital Sesi-Senai de Inovação – trata-se de um edital cujo escopo é financiar propostas de projetos de inovação de caráter incremental, radical ou disruptivo que impactem a sociedade e a indústria brasileiras, com apoio a propostas de valor bem definida e que proponham soluções a desafios tecnológicos [14];

Sibrateshop - laboratórios abertos – é uma rede com onze laboratórios abertos, apoiados pelo MCTI, Senai e Sebrae, para prototipar ou desenvolver prova de conceito de um produto, além de apoiar o desenvolvimento do modelo de negócios como preparação para participação em rodadas de investimentos [15];

Start-up Brasil – programa de aceleração de empresas do CNPq/MCTI, com o objetivo de apoiar projetos de pesquisa, desenvolvimento tecnológico e inovação de empresas emergentes que desenvolvam ou que se proponham a utilizar software, hardware e serviços de tecnologias da informação [16]; e

InovAtiva Brasil – programa de aceleração para negócios inovadores brasileiros de qualquer setor, com três etapas: a primeira engloba treinamentos e é aberta a quaisquer interessados; a segunda oferta acesso a mentores e especialistas; e a terceira conecta as empresas a investidores [6].

Discussão

O programa Inova Saúde Equipamentos Médicos traz um grande avanço ao reunir diversos instrumentos de fomento em torno de um único objetivo.

Os programas Edital Sesi-Senai de Inovação, SibratesShop, Start-up Brasil e InovAtiva, embora sejam transversais, não específicos ao setor de equipamentos médicos, atuam em etapas críticas do desenvolvimento tecnológico, ou seja, no TRL 4 a 7, e poderiam ser mais utilizados pelas empresas do setor.

Os programas Inova Saúde Equipamentos Médicos, Rede Sibrates de Centros de Inovação e Edital Sesi-Senai de Inovação atuam com recursos não-reembolsáveis e também apoiam projetos com TRL de 4 a 7.

Dos programas analisados, apenas a Embrapii cita explicitamente que os resultados ou entregas previstas nos projetos de PD&I contratados devem pertencer aos TRL de 3 a 6 [13]. A Embrapii, assim como os programas citados anteriormente, atua com recursos não-reembolsáveis de forma transversal, além de possuir um pólo específico para tecnologias em saúde no Instituto Federal da Bahia - IFBA.

O programa Inova Saúde Equipamentos Médicos, por envolver diversos instrumentos de fomento, é o único que oferece recursos financeiros reembolsáveis.

O programa SibratesShop, por apoiar provas conceito, também atua no TRL 3. Os programas Inova Saúde Equipamentos Médicos, Edital Sesi-Senai de

Inovação, SibratesShop, Start-up Brasil e InovAtiva também atuam no TRL 8, ao aproximar empresas e potenciais investidores, interessados no lançamento do produto no mercado.

O diferencial dos programas SibratesShop, Start-up Brasil e InovAtiva é o apoio ao aperfeiçoamento do modelo de negócios para disponibilizar o produto no mercado, por meio da oferta de mentorias.

Os resultados obtidos foram plotados sobre o modelo linear da inovação (Figura 1), com os respectivos TRL apoiados.

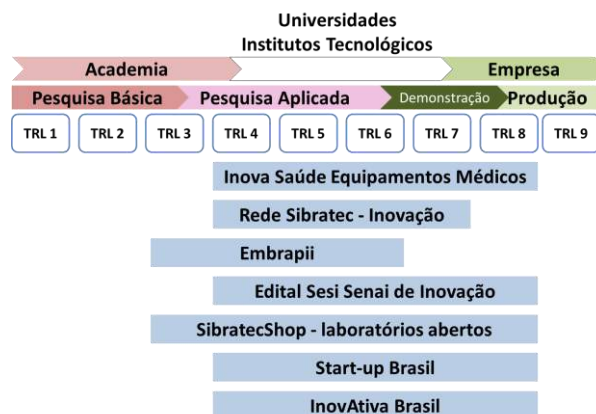


Figura 1: Programas de apoio ao desenvolvimento tecnológico no modelo linear da inovação e respectivos TRL apoiados

É razoável não encontrar programas específicos para apoiar projetos nos TRL 1 a 3, visto que esses níveis estão relacionados à pesquisa básica ou início da pesquisa aplicada. Essa etapa é usualmente considerada como atribuição das universidades e centros de pesquisa, com alto investimento público e baixo investimento privado.

Já as tecnologias mais maduras, de TRL 8 a 9, por envolverem a fabricação de lotes de produção e relacionamento com os clientes, costumam ser atividades típicas da empresa. Por isso, não foi encontrado programa com foco específico no TRL 9, quando é necessário estabelecer canais de comunicação com os usuários para aperfeiçoamento do produto pós-comercialização. Entretanto, essa etapa pode ser apoiada indiretamente por meio dos TRL 7 e 8, ao se considerar os requisitos de usabilidade exigidos na certificação de um produto para a saúde.

Observa-se também na Figura 1 uma lacuna entre a academia e as empresas, entre os TRL 4 a 7. Esse é o chamado “vale da morte”, etapa em que a maioria dos desenvolvimentos são encerrados por falta de apoio. Portanto, é plausível que os recursos não-reembolsáveis estejam disponíveis para projetos nesses TRL, induzindo que a lacuna entre universidades e empresas seja preenchida por instituições científicas, tecnológicas e de inovação – universidades ou institutos tecnológicos. Ainda, esse posicionamento indica que o setor público concorda em aportar recursos quanto mais distante de o produto entrar no mercado, quando o risco

da inovação ainda é muito alto. À medida que o TRL do produto aumenta, a expectativa do gestor público é que o investimento privado também aumente.

Conclusão

Considerando que muitas iniciativas possuem similaridades do tipo de fomento e das etapas do processo inovativo apoiado, verifica-se que há ainda oportunidades de otimização dos mecanismos de fomento. Isso diminuiria os custos administrativos da universidade ou do instituto tecnológico e também facilitaria para o empresário escolher o instrumento de fomento mais adequado a sua necessidade.

Devido ao setor da saúde ser considerado prioritário no País, programas transversais, que atendem diversas áreas, poderiam ser mais utilizados para o desenvolvimento de produtos médicos.

Há ainda que avaliar os programas do ponto de vista operacional, a fim de estabelecer boas práticas que atendam à legislação vigente com menor burocracia para o pesquisador e para o empresário.

Agradecimentos

Agradecimentos à Universidade de Brasília e ao Ministério da Ciência, Tecnologia, Inovações e Comunicações.

Referências

- [1] GADELHA, C.A.G. O complexo industrial da saúde e a necessidade de um enfoque dinâmico na economia da saúde, 2003. Ciência Saúde Coletiva.
- [2] OCDE, Organização para a Cooperação e Desenvolvimento Econômico. Manual de Oslo: Proposta de diretrizes para coleta e interpretação de dados sobre inovação tecnológica, 3ª ed. 2005, 136p.
- [3] ABIMO, Associação Brasileira da Indústria de Artigos e Equipamentos Médicos, Odontológicos, Hospitalares e de Laboratórios. Dados Econômicos (2014). Disponível em: <http://abimo.org.br/dados-do-setor/dados-economicos/>. Acesso em: 12/05/2016.
- [4] BRASIL, Anvisa. Relatório de Gestão do Exercício de 2014 (2015). Disponível em: <http://portal.anvisa.gov.br/wps/wcm/connect/d424098048ce679389bdf738c6564cd/Relat%C3%B3rio+de+Gest%C3%A3o+2014.pdf?MOD=AJPERES>. Acesso em: 12/05/2016.
- [5] BRASIL, IBGE. Pesquisa de Inovação – PINTEC 2011 (2013). Disponível em: <http://www.pintec.ibge.gov.br/>. Acesso em: 22/01/2015.
- [6] BRASIL, Ministério do Desenvolvimento, Indústria e Comércio Exterior. Regulamento da 5ª edição do programa InovAtiva Brasil (2016). Disponível em: <http://www.inovativabrasil.com.br/regulamento/>. Acesso em: 12/05/2016.
- [7] DoD, *Department of Defense. Technology Readiness Assessment (TRA) Deskbook. Director, Research Directorate (DRD), Office of the Director, Defense Research and Engineering (DDR&E)*. Estados Unidos, 2009. Disponível em: https://www.skatelescope.org/public/2011-11-18/WBS-SOW_Development_Reference_Documents/DoD_TRA_July_2009_Read_Version.pdf. Acesso em: 22/01/2015.
- [8] MANKINS, 1995; GIL et al. *Technology Readiness Levels*, 2014. Office of Space Access and Technology, NASA. Disponível em: <https://www.hq.nasa.gov/office/codeq/trl/trl.pdf>. Acesso em: 22/01/2015.
- [9] ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE NORMAS TÉCNICAS. NBR ISO 16290: Sistema espaciais – Definição dos níveis de maturidade da tecnologia (TRL) e de seus critérios de avaliação. Rio de Janeiro, 2015. 15p.
- [10] CPI, *Centre for Process Innovation. The Innovation Process*. Reino Unido, 2014. Disponível em: <https://www.uk-cpi.com/news/the-innovation-process/>. Acesso em: 13/07/2016.
- [11] BNDES, Plano Inova Saúde (2013). Disponível em: http://www.bndes.gov.br/SiteBNDES/bndes/bndes_pt/Areas_de_Atualizacao/Inovacao/inovasaude.html. Acesso em: 12/05/2016.
- [12] BRASIL, Ministério da Ciência, Tecnologia e Inovação. Apresentação Sibratec. Disponível em: <http://www.mct.gov.br/sibratec>. Acesso em: 12/05/2016.
- [13] EMBRAPII, Empresa Brasileira de Pesquisa e Inovação Industrial. Inovando no apoio à inovação. Disponível em: http://embrapii.org.br/wp-content/uploads/2016/02/embrapii_potfolio-embrapii-v2.pdf. Acesso em: 12/05/2016.
- [14] SENAI, Serviço Nacional de Aprendizagem Industrial. Edital Sesi Senai de Inovação (2016). Disponível em: http://www.portaldaindustria.com.br/media/aler_public/36/a3/36a3b18b-afe1-4393-b9a7-3b40f6af1351/edital2_2016.pdf. Acesso em: 12/05/2016.
- [15] BRASIL, Ministério da Ciência, Tecnologia e Inovação. Documento de Referência do SibratecShop (2016).
- [16] BRASIL, CNPq. Chamada CNPq/MCTI/SEPIN 12/2014. Programa Start-Up Brasil. Disponível em: http://startupbrasil.org.br/wp-content/uploads/2014/09/Chamada-CNPq_MCTI_SEPIN-12_2014-Programa-Start-Up-Brasil.d-205.d-205.pdf. Acesso em: 12/05/2016.

USO DE TECNOLOGIAS GLOBAIS PARA A DETERMINAÇÃO DE HABITATS DE ESPÉCIES BIOINDICADORAS E TRANSFORMAÇÕES DE TERRITÓRIOS

K. C. Grande*, B. Schneider Jr.*

*UTFPR, PPGEB, CPGEI, Curitiba, Brasil

E-mail: karin_cristine@yahoo.com.br

Resumo: Algumas espécies animais e vegetais estão tão intimamente relacionadas com o meio ambiente que podem ser usadas como indicadores da saúde desse ambiente. A saúde desse ambiente, por sua vez, pode estar relacionada com a da espécie humana ou com processos econômicos ou com reservas estratégicas naturais de maneira muito importante. O registro e monitoramento dessas espécies são essenciais para um mundo que deseja crescer de modo sustentável. A *Scinax imbegue* é um anuro encontrado somente em dois focos no Brasil e está intimamente relacionada com a saúde ambiental de seu habitat. Um dos focos fica na Ilha do Mel, no litoral do estado do Paraná, numa praia também ímpar pelo fato de existir há menos de duas décadas. O registro e monitoramento dessa espécie foram feitos através de marcação de território por GPS, associando as coordenadas colhidas com mapas de satélite disponibilizados pelo Google Earth ou pelos órgãos de mapeamento nacionais, através do programa TrackMaker. Tais repositórios e programas são de acesso global e foram escolhidos por serem de amplo e fácil acesso. Os resultados mostram que a praia Mar de Fora, região de Encantadas da Ilha do Mel, surgiu em menos de 15 anos, tempo em que as poças do anuro em questão cresceram. Duas expedições de campo demarcaram o crescimento dessas poças, demonstrando que o uso de tecnologias globais pode ser útil no monitoramento de animais e ambientes.

Palavras-chave: GPS, Bioindicadores, *Scinax imbegue*, biomonitoramento.

Abstract: *Some animal and plant species are so closely related to the environment that can be used as indicators of the health of this environment. Environment health, in turn, can be related with the human species or with economic processes or strategic reserves so well. The registration and monitoring of those species are essential to a world that wants to grow in a sustainable way. The Scinax imbegue is a frog found only in very few places in Brazil and is closely related to the environmental health of their habitat. One of these focuses is on Ilha do Mel, an Island on the coast of the state of Paraná, on a less than two decades beach. The registration and monitoring of this species were made through marking the habitat territory by GPS, associating the coordinates with satellite maps*

provided by Google Earth or by national mapping agencies, through the gratuity version of the software TrackMaker. Such repositories and programs are global free access were chosen because this. The results show that the Mar de Fora Beach of Ilha do Mel is a less than 15 years enlarged beach. In those years the pools and the frog specie grow up. Two field expeditions marked the growth of these pools, demonstrating that the use of global technologies can be useful in monitoring of animals and environment.

Keywords: *GPS, bioindicators, Scinax imbegue, Biomonitoring*

Introdução

O Brasil abriga a maior biodiversidade do mundo, e possui as duas florestas mais ricas do planeta, a Amazônica e a Atlântica, que juntas contêm mais de 20% do número total de espécies da Terra. O uso correto dos recursos naturais, aliado ao uso de tecnologias para monitoramento dessas áreas, é essencial para o equilíbrio e manutenção da saúde tanto ambiental quanto humana. Conforme definição do Houaiss, Saúde é o “estado de equilíbrio dinâmico entre o organismo e seu ambiente, o qual mantém as características estruturais e funcionais do organismo dentro dos limites normais para sua forma de vida e para a sua fase do ciclo vital [1]. Muitos animais e vegetais são considerados bioindicadores de qualidade do ambiente. Possuem sensibilidade a estresses provocados por alterações antropogênicas e, em alguns casos, naturais.

Um dos principais bioindicadores de qualidade ambiental são os anfíbios. No Brasil existem 988 espécies de anfíbios [2]. Destes, aproximadamente 50% pertencem ao Bioma Mata Atlântica. A grande variedade de micro-habitats é um dos fatores sugeridos para explicar a alta diversidade em espécies e de modos reprodutivos apresentados por elas neste bioma [3]. Anfíbios atuam como componentes de muitas comunidades ecológicas, são importantes no controle de diversas pragas, tais como os mosquitos *Aedes aegypti*. Servem de alimento para outros animais e podem ser usados como indicadores de qualidade ambiental, devido à sua sensibilidade às mudanças do habitat e a sua necessidade da água no período larval. Os anfíbios são considerados bioindicadores dos ecossistemas

aquáticos e terrestres [4]. Anuros insulares possuem menor riqueza e diversidade quando comparados a comunidades continentais. Para que tenham sucesso precisam de fatores como isolamento e grandes áreas [5]. A Ilha do Mel possui 18 espécies de anuros, sendo que quatro delas ocorrem somente na Ilha. A *Scinax imbegue* ocorre somente em algumas áreas dos litorais de Santa Catarina, Paraná e São Paulo. No estado do Paraná, ela ocorre em Paranaguá e na Ilha do Mel [6]. Na Ilha do Mel, a espécie habita uma poça na beira mar da praia do Mar de Fora, em Encantadas, a aproximadamente 100 metros do mar. A *Scinax imbegue* vista na Figura 1, uma perereca de dois cm, foi escolhida para ser monitorada por este trabalho. Pertence a uma espécie de anuro rara, insular, e bioindicadora de qualidade ambiental. Além disso, a ocorrência dessa espécie num local que há apenas dez anos ficava na região entre marés é de extremo interesse para várias ciências. A praia aumentou de tamanho devido ao recuo do oceano, provavelmente pelo soerguimento daquela região, por processos epirogênicos, comuns ao litoral brasileiro. A praia, atualmente, é composta de mangue e restinga. Curiosamente, nesta restinga adjacente ao oceano, existem grandes poças de água doce, onde essa perereca vive.



Figura 1: *Scinax imbegue*, espécie de anuro insular, registrada com câmera fotográfica CANON EOS 60DA®. Foto: a autora.

Esse estudo faz parte de um grande projeto iniciado em 2013, quando foi iniciada a monitoração dessa espécie através da vocalização e comprovação visual [7], e que pretende em futuro próximo demonstrar como as ferramentas e instrumentações da Engenharia Biomédica podem colaborar com as ciências biológicas, introduzindo a quantificação de variáveis biológicas que são comumente estudadas somente através de processos qualitativos. Em 2014, foi encomendada uma disciplina especial de Cartografia e Orientação no PPGEB/UTFPR, com o objetivo de capacitar profissionais da Engenharia Biomédica a fazer trabalhos de campo, principalmente nas áreas de monitoração de espécies animais com tecnologia de engenharia. No caso específico de monitoramento de anuros, variáveis importantes são a variação do tamanho e localização de

seu habitat no tempo, a quantidade de indivíduos durante o tempo e em relação ao espaço de seu habitat, e o comportamento e fatores aos quais a espécie é sensível. Nem sempre a Biologia tem ferramentas para estas demandas. A Engenharia Biomédica pode auxiliar principalmente quando se trata de quantificar variáveis. Aqui, para esta parte do projeto, foram escolhidas tecnologias abertas globalmente como fotos de satélites, Google Earth® e programas gratuitos. A coleta de dados, sua quantização e análise utilizando de ferramentas eletrônicas são essenciais no auxílio no campo de estudo da biologia. Biomonitoramentos se tornam mais precisos com o apoio destas tecnologias, além do resultado poder ser usado em futuras comparações com outros autores.

O presente trabalho teve como objetivo principal demarcar a área de ocorrência da espécie de anfíbio *Scinax imbegue*, na Ilha do Mel, município de Paranaguá, no estado do Paraná, em dois instantes de tempos, gerando um histórico de evolução e um mapa que pudessem ser consultados por futuros pesquisadores. Uma análise da evolução do habitat ao longo do tempo também foi feita e está discutida neste artigo.

Materiais e Métodos

O estudo foi conduzido na praia do Mar de Fora (Figura 2), na comunidade de Encantadas, Ilha do Mel, município de Paranaguá, Paraná, Brasil. A coleta de dados dos pontos de passagem foi realizada nos dias 22 de agosto de 2014 e 19 de dezembro de 2015.



Figura 2: Ilha do Mel, com indicação das duas poças estudadas na praia do Mar de Fora. Fonte: Google Earth®.

Na praia do Mar de Fora existem duas poças onde ocorre a espécie *Scinax imbegue*. As áreas foram mapeadas usando o aparelho de GPS Garmin Etrex 30®. A espécie foi confirmada nestes locais para os dois instantes de medição. A cada 1 metro do perímetro de

cada poça foi marcado um ponto de passagem, e em trechos retos eram marcados menos pontos. Para o registro, um aparelho de GPS era levado na mão, programado para coletar pontos de passagem a cada metro, enquanto se caminhava no contorno da poça, durante o dia (Figura 3). Para efeito de comparação com a antiga área de praia, uma foto de satélite de 2002 recebe a justaposição da área mapeada na Fig. 4. Como as pererecas são animais de hábito noturno, a identificação da espécie era feita na noite anterior, através da vocalização e confirmação visual das mesmas.



Figura 3: Demarcação das poças da área de estudo. Sobreposição da imagem gerada pela análise de dados de GPS no TrackMaker® sobre a imagem de satélite (Fonte: Google Earth®).



Figura 4: Imagem de satélite da área das poças em 2002, com sobreposição da imagem gerada com o campo e o trabalho dos dados no TrackMaker® para a segunda visita, mostrando como não havia restinga nem mangue (como observado na Fig. 3). Fonte: Google Earth®.

Os dados obtidos foram processados no software TrackMaker® versão 13.9.576 gratuita (software para manipulação de dados posicionais e mapas, provenientes de diversos aparelhos de GPS e mapas cartográficos). No software era configurado para o *datum* SIRGAS-2000, que foi definido como *datum* oficial do Brasil a partir de 2005. O *datum* referencia o modelo geométrico de uma área representada em mapa e o ponto de referência a partir do qual a grade (neste caso, latitude e longitude) do mapa é apresentada [8].

A imagem obtida no TrackMaker® foi sobreposta às imagens de satélite do Google Earth®, demarcando a área real da poça e, conseqüentemente, o hábitat das pererecas. Com a visualização dos mapas antigos de satélite foi possível observar que em 2002 a mesma área que hoje é hábitat de um importante indicador biológico (a perereca em questão) era tomada pelo oceano, como pode ser visto na Fig. 4.

Resultados

A pesquisa de campo possibilitou a coleta dos dados da área de ocorrência da espécie de perereca *Scinax imbegue* na Ilha do Mel. Foram marcados pontos de passagem que formaram a trilha que demarca a área de ocorrência dessa espécie em dois instantes de tempo (22/09/2014 e 19/12/2015), i.e., com um intervalo de 15 meses.

Nas Fig. 3 e Fig. 4, pode-se observar o grande aumento da área de praia entre 2002 (Fig. 4) e 2016 (Fig. 3), o que possibilitou a propagação dessa espécie de anuro. Na área adicional da praia que ficou fora da área de amplitude de maré, formaram-se a restinga e o mangue, com as áreas marcadas nas figuras 3 e 4 com poças de água doce.

Esses dados foram triados com o software TrackMacker®, versão gratuita, disponível *on line*, dando origem ao mapa da área.

Na Fig. 5, podemos ver um resumo da análise dos dados. A e B são as linhas de preia-mar e baixa-mar existentes em 2002, quando a espécie analisada não existia na região. C e D são as novas linhas de preia-mar e baixa-mar atuais, de 2016. Acima da linha C, formaram-se a restinga e o mangue e, no meio deles, as poças de água doce que possibilitaram a propagação da espécie *Scinax imbegue*. As poças marcadas com E são referentes à primeira data de levantamento das mesmas, 22/09/2014, e as poças com a letra F, as poças mapeadas na data, 19/12/2015. Pode-se perceber que o avanço em área das poças foi considerável. A poça E menor, na metade superior da figura, foi desalojada artificialmente. Na área original da poça foi construído um poço artesiano com motor automático que acabou por provocar o ressecamento da área original da poça, deslocando-a para as áreas F adjacentes. Também foi verificado uma queda do número de anuros nesta região, mas a relação da diminuição do número de indivíduos da espécie com o poço é ainda desconhecida.

Este mapa foi sobreposto às imagens de satélite do Google Earth® demonstrando a eficiência da captação da trilha, com erros menores que um metro.

Uma das conclusões importantes apontados por esse trabalho demonstra que, em 2002, a área na qual hoje ocorre a espécie era ocupada pelo oceano. O recuo do mesmo (provavelmente causado por epirogênese), ao longo de pouco mais de 10 anos, possibilitou a formação das poças e a proliferação dessa espécie de anuro. É importante ressaltar que estas poças formadas são, curiosamente, de água doce, estando na beira da praia. Essa característica rara permitiu a esse anuro insular a permanência e desenvolvimento nesse hábitat.

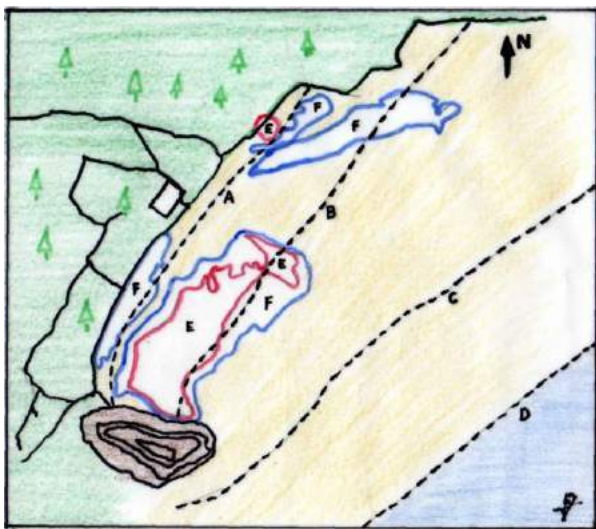


Figura 5: Figura esquemática resumindo os resultados. A e B são as linhas de preia-mar e baixa-mar existentes em 2002, e C e D são as linhas de preia-mar e baixa-mar de 2016. Acima da linha C, encontram-se atualmente a restinga e o mangue e as poças de água doce que possibilitaram a propagação da espécie *Scinax imbegue*. As poças E foram mapeadas em 22/09/2014 e as poças F mapeadas em 19/12/2015.

Esse monitoramento mostrará também o crescimento ou diminuição da poça ao passar dos anos, que pode trazer sucesso ou declínio para a espécie.

Discussão

O uso de tecnologias simples e globais possibilita a realização do levantamento de habitats biológicos. O mesmo procedimento pode ser utilizado em projetos de *animal tracking*, onde dispositivos de GPS e serviços variados de rádio fazem o monitoramento e biotelemetria de animais em seus habitats originais.

O trabalho com animais em campo, que habitam regiões alagadas, gera implicações e limitações: dificuldade de realizar o monitoramento das poças durante períodos chuvosos ou secos; dificuldade de contagem da população, devido ao seu tamanho e a capacidade de mimetismo e alto custo do trabalho de campo [5].

O monitoramento da área da *Scinax imbegue*

continuará e serão realizadas outras medições, da quantidade de animais presentes na área, através de estudo de quadrantes, entre outros.

Conclusão

Tecnologias de orientação podem ser utilizadas para áreas puras da ciência, como é o caso da biologia. A demarcação da área de ocorrência de animais sensíveis a pressão ambiental é uma ferramenta de monitoramento da espécie, que pode demonstrar se o ambiente se apresenta sobre pressão antropogênica ou não. Além disso, essas ferramentas são essenciais no estudo da ecologia e comportamento desses animais.

Agradecimentos

Agradecemos ao PPGEB (Programa de Pós-Graduação em Engenharia Biomédica), pois foi durante o curso de mestrado que os dados foram levantados e o CPGEI (Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica e Informática Industrial) da UTFPR, onde atualmente curso o doutorado. Os autores agradecem a CAPES o apoio recebido. Agradeço ao professor Dr. Raul Friedmann por todo o ensinamento em cartografia e orientação.

Referências

- [1] Dicionário Eletrônico Houaiss da Língua Portuguesa, v 1.0, 2009, Instituto Antônio Houaiss, Editora Objetiva Ltda, Desenvolvimento e concepção do software: FL GAMA DESIGN Ltda.
- [2] Segalla MV, Caramaschi V, Cruz CAG, Grant T, Haddad CFB, Langone JA e Garcia PCA. Brazilian Amphibians: List of species. *Herpetologia Brasileira*, 3:37-48, 2014.
- [3] Ramos JZO. Estudo comparativo da taxocenose de anuros em quatro municípios do Lagamar Paulista. Tese. Programa de Pós-Graduação em Zoologia. UNESP, Rio de Janeiro, 2010.
- [4] Gonçalves MW, Carvalho WF, Pereira RR, Silva DM, Bastos RP e Cruz AD. Avaliação de danos genômicos em anfíbios do cerrado goiano. *Estudos*. 41:89-104. Goiânia, 2014.
- [5] Leivas, PT. Estruturas de comunidade de anuros em ilhas. Tese. Programa de Pós-Graduação em Ecologia. UFPR, Curitiba, 2014.
- [6] Nunes, I., Kwet, A., and Pombal J.P. Taxonomic revision of the *Scinax* alter species complex (Anura: Hylidae). *Copeia*, 3:554–569, 2012. [nunes]
- [7] Grande KC, Schneider B e Oliveira RL. Monitoramento da *Scinax imbegue* através de registros fotográficos e sonoros, para o desenvolvimento de banco de dados e material didático. *Anais do XXIV CBEB*. 1789-1791, Uberlândia, 2014.
- [8] Friedmann, R. M. P., Fundamentos de Orientação, Cartografia e Navegação Terrestre., segunda edição, 2008, CDD: 623.89, CDU: 527, F911f, Editora UTFPR, 412p.

QUINZINHO EM TORRE DE PEDRA: JOGO PARA AUXILIAR AS CRIANÇAS COM TRANSTORNO DE APRENDIZAGEM DA ESCRITA

I. A. Lima¹, M. A. S. Bissaco¹ e L. M. P. R. Lima²

¹Núcleo de Pesquisas Tecnológicas, Universidade de Mogi das Cruzes (UMC), Mogi das Cruzes, SP, Brasil.

²Instituto Florestal, Secretaria do Meio Ambiente, São Paulo, SP, Brasil.
e-mail: tutor.lima@gmail.com

Resumo: Crianças com transtorno de aprendizagem na expressão escrita necessitam de métodos de ensino diferenciados. Estudos mostram que a aplicação de jogos como ferramenta de aprendizagem proporciona uma experiência prazerosa, motivadora e estimulante. O objetivo deste estudo foi desenvolver um ambiente virtual interativo, para auxiliar o educador e/ou terapeuta no estímulo às crianças das séries iniciais do ensino fundamental e na melhoria das habilidades da expressão escrita. O uso da plataforma Android permitiu sua aplicação em equipamentos móveis, do tipo tablet e com tecnologia touchscreen, utilizando linguagem de programação HTML5. No desenvolvimento das fases do jogo foram contempladas as habilidades do domínio da coordenação visuomotora, do gesto e da direção gráfica, do desenvolvimento da motricidade ampla e fina e da eficiência da organização temporoespacial, da lateralidade e da direcionalidade. Foi realizada a avaliação da efetividade do ambiente como ferramenta pedagógica e terapêutica, com 30 crianças, com aplicação de pré e pós-teste. Em seguida, utilizou-se o teste t-Student com o software BioStat, obtendo o resultado médio do pós-teste estatisticamente superior ao do pré-teste (IC=95%, (p) bilateral = 0,08 e (t) = -1,87). Isso revelou a melhoria no resultado médio das crianças após a experiência com o ambiente virtual.

Palavras-chave: ambiente virtual, transtorno de expressão escrita, disgrafia, dificuldade de aprendizagem.

Abstract: Children with learning disability in written expression require different methods to assist in the development of their learning process. According to the literature, the use of games as a learning tool provides the acquirement of knowledge in a pleasant, motivating and stimulating way. The aim of this study was to develop an interactive virtual environment to help the teacher and/or therapist stimulate the children in the early grades of elementary school in order to minimize written expression disorder. The use of Android platform enabled its application in mobile devices, like tablets and with touchscreen technology. HTML5 game programming language was used. The field of visual-motor coordination of gesture and graphical direction, the development of large and fine motor skills; and the laterality and directionality are some of the written expression skills which were included in the different phases of the virtual environment. Test was applied to 30

children, as well as a statistical analysis of the results using Student's t-test indicated that the virtual environment enabled a significant improvement as a tool to help children with learning disabilities (IC=95%, (p) bilateral = 0,08 e (t) = -1,87).

Keywords: virtual educational environment, dysgraphia, learning disability, written expression disorder.

Introdução

A capacidade de aprendizagem da linguagem escrita pela criança, sendo uma atividade mental que envolve funções neuropsicológicas e processos interdependentes, pode ser influenciada por problemas e transtornos específicos de saúde, como é o caso da Disgrafia. [1].

A dificuldade na expressão da linguagem escrita é definida pelo Manual de Diagnóstico e Estatística de Desordens Mentais (DSM-V-315.2) como a combinação de dificuldades na habilidade de os indivíduos comporem textos, evidenciada por caligrafia ilegível, má organização de parágrafos, e por erros de ortografia, gramaticais e de pontuação [2]. Já a Classificação Estatística Internacional de Doenças e Problemas Relacionados à Saúde 10ª Revisão (CID-10), da Organização Mundial de Saúde, classifica o transtorno do desenvolvimento de expressão escrita na categoria "transtornos específicos do desenvolvimento das habilidades escolares", código de diagnóstico F-81.8 [3].

A disgrafia é um distúrbio específico de aprendizagem que afeta forma, fluidez, qualidade e/ou o significado da escrita, que acomete cerca de 3% a 5% dos escolares (4-5). Todavia, essas crianças são capazes de aprender, sendo necessária a elaboração de um método de ensino que as ajude a converter a forma auditiva da palavra para sua forma escrita ou lida. Elas compreendem a palavra falada, mas quando os métodos de ensino tradicionais são aplicados, apresentam dificuldade de aprender e realizar esta conversão [1-6-7].

Segundo os Parâmetros Curriculares Nacionais (PCN), para superar essas dificuldades no ensino e aprendizagem é recomendado utilizar formas diferentes de linguagens, seja verbal, gráfica, plástica ou corporal e saber utilizar fontes diversas de informação e recursos tecnológicos para adquirir e construir conhecimento [8].

Especialistas afirmam que os métodos lúdicos são importantes ferramentas de ensino [6-9]. Destaca-se a aplicação de jogos no processo de aprendizagem, como

ferramenta que proporciona o aprender de forma prazerosa e num contexto desvinculado do aprendizado formal. No brincar, a criança pode experimentar comportamentos, ações e percepções sem medo de cobranças ou fracassos [10]. Os jogos computadorizados educativos podem se estruturar como ambientais virtuais que se beneficiam de vantagens como o estímulo ao entusiasmo e à concentração, além de motivadores por despertar curiosidade, fantasia e desafio [11-12].

Porém, a maioria dos jogos computadorizados e ambientes virtuais educacionais não contemplam distúrbios de escrita, especialmente as atividades voltadas ao ato motor da escrita. Assim, este estudo apresenta um ambiente virtual para equipamentos com tecnologia móvel e com recurso *touchscreen*, como ferramenta auxiliar ao educador e/ou terapeuta no estímulo às crianças com transtorno na expressão escrita das séries iniciais do ensino fundamental.

Materiais e métodos

Esse projeto foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa envolvendo seres humanos (CAAE 50324115.2.0000.5497) e todos os participantes assinaram Termos de Consentimento Livre e Esclarecido.

O ambiente virtual desenvolvido para ajudar as crianças na minimização da disgrafia é composto por estruturas de aprendizagem, que abrangem de forma lúdica conceitos e conteúdos propostos no PCN para a fase inicial da alfabetização. Desta forma, foram selecionadas as capacidades linguísticas necessárias à aquisição da língua escrita. As competências trabalhadas são: desenvolver a coordenação motora fina; grafar o texto de próprio punho; conhecer e utilizar o alfabeto e os diferentes tipos de letras (fôrma e cursiva); codificar os sons da fala, transformando-os em sinais gráficos; e compreender os textos orais e escritos.

Para abranger o lúdico foram implementadas características de jogos de entretenimento: interface gráfica 2D, desafios, estruturação de roteiro em fases, feedback, cenários coloridos, efeitos sonoros e scores. O tema, a sinopse e o roteiro deste ambiente virtual foram elaborados com o auxílio de equipe multidisciplinar (psicomotricistas, psicólogos e educadores), que atuam com crianças com transtornos de aprendizagem. O tema escolhido foi “Quinzinho em Torre de Pedra”, que apresenta o caminho para chegar ao topo de uma torre. O personagem principal é um menino de 9 anos, Quinzinho, e outros dois personagens: Laura e o cãozinho Maroto.

Um roteiro foi elaborado para definir a história do jogo, as características e ações dos personagens e os cenários. O cenário é baseado em duas cidades do interior do estado de São Paulo, Torre de Pedra e Dois Córregos. O objetivo do jogo, definido nesse roteiro, é chegar ao topo da Torre, vencendo os desafios que constituem as fases do jogo e que devem auxiliar na melhoria das habilidades para a expressão escrita.

Linguagens de programação de games HTML 5 e o software Construct2 foram utilizadas na codificação do ambiente virtual. Os recursos do software Inkscape

permitiram a criação e a composição dos elementos vetorizados (personagens, paisagens e cenários). Para a modelagem das vozes foi utilizado o software MorphVOX Júnior. A opção pela plataforma Android deveu-se ao fato de permitir o seu uso em equipamentos móveis, do tipo tablet, com tecnologia *touchscreen*, possibilitando o uso do toque diretamente com o dedo e/ou com canetas especiais para escrever na tela destes dispositivos.

Para descrever as funcionalidades do sistema do ponto de vista do usuário e os fluxos das atividades foram elaborados diagramas de caso de uso e de atividade. Na Figura 1 é apresentado o diagrama de atividade do Menu.

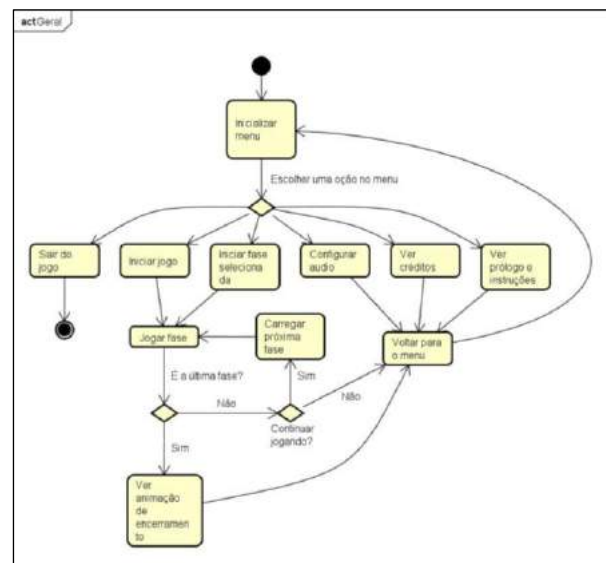


Figura 1: Diagrama de atividade do Menu (abertura)

O ambiente foi avaliado por seis especialistas. Os psicomotricistas verificaram se o ambiente virtual trabalha os aspectos de desenvolvimento do movimento da escrita. Os psicólogos verificaram o fator motivacional e se o mesmo é capaz de manter a atenção e a concentração das crianças. Já os educadores, se os conteúdos abrangem as capacidades linguísticas, segundo critérios estabelecidos pelo Ministério da Educação e Cultura (MEC) e se estimulam uma relação entre o sistema simbólico e as grafias. Dez voluntários de diferentes idades, formação profissional e níveis de práticas em jogos também auxiliaram na avaliação de usabilidade, comunicabilidade, navegabilidade e confiabilidade do ambiente virtual.

A efetividade do ambiente virtual “Quinzinho em Torre de Pedra” foi verificada por meio da aplicação de testes com 30 crianças entre 7 e 11 anos de idade. Inicialmente, foi realizado um pré-teste com o uso de Teste de Desempenho Escolar (TDE) – subteste de escrita [13]. As crianças foram separadas em dois grupos similares considerando a pontuação no TDE, os quais foram denominados Grupo Experimental (GE) e Grupo Controle (GC). As crianças do grupo GE realizaram a intervenção com ambiente virtual e as crianças do grupo GC participaram apenas da terapia convencional antes da

segunda aplicação do TDE. Após quatro semanas, as crianças foram submetidas a um pós-teste, mediante instruções, condições e horários semelhantes ao pré-teste.

O ambiente virtual foi aplicado com acompanhamento do terapeuta e do pesquisador, os quais também registraram o comportamento das crianças durante a fase de intervenção em um formulário.

Com o intuito de analisar se havia significância estatística entre os diferentes resultados apresentados pelo GE no pré-teste e pós-teste, os dados obtidos foram analisados utilizando teste t-Student (para amostras relacionadas e pareadas e distribuição de probabilidades t-student bilateral) do software estatístico BioEstat 5.3. Os resultados foram considerados significativos em 5% ou abaixo ($p \leq 0,05$). Para os dados qualitativos foi utilizada uma análise estatística descritiva.

O ambiente virtual é monousuário e está dividido em seis fases, com uma proposta de linearidade, ou seja, que o jogador passe para a fase seguinte, após concluir a anterior. Entretanto, a ferramenta permite, também, acessar diretamente cada fase, de acordo com as habilidades de aprendizagem da escrita em que seja necessário um maior treino (Figuras 2 e 3).

A cada fase vencida, aparece na tela o escore do jogo e uma “torrezinha” em construção (que estará dividida em seis partes, representando cada etapa vencida), de modo que o usuário tenha o *feedback* imediato.

As fases implementadas possibilitam o desenvolvimento de habilidades, conforme Tabela 1.

Tabela 1: Habilidades a serem desenvolvidas nas diferentes fases do jogo

Fases	Habilidades trabalhadas
1- Complete o percurso	Precisão, coordenação motora, rapidez e controle.
2- Desenhando com o alfabeto	Estruturação espacial e coordenação motora.
3- Desenhe as palavras	Exercícios de progressão, permitindo que a mão faça uma translação da esquerda para direita do suporte.
4- Ache as letras	Reconhecer letras (cursiva e <i>script</i>). Significação das palavras e sua utilização.
5- Complete a história	Associação da linguagem oral com escrita e consciência sintática, a partir de áudio.
6- Escreva	Construção da escrita a partir de sua oralidade. Estímulo do aprendizado da ligação e união das letras.

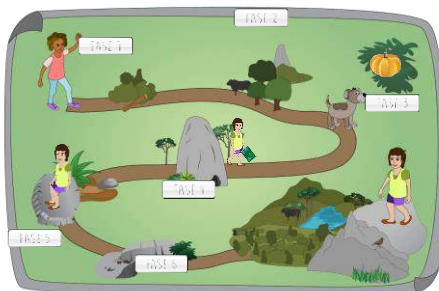


Figura 2: Tela com opção de acesso às fases do jogo



Figura 3: A criança executa o exercício escrevendo em letra cursiva sobre o texto em linhas pontilhadas

Resultados

Conforme observado na Figura 4, houve significativa melhora no desempenho do pós-teste realizado pelo GE, cujo escore total foi de 228 pontos, revelando a melhoria no resultado das crianças após terem interagido com o ambiente virtual. Ou seja, em termos práticos, após essa interação (30 minutos por sessão, duas vezes por semana, durante quatro semanas), houve um maior número de palavras grafadas corretamente pelas crianças.

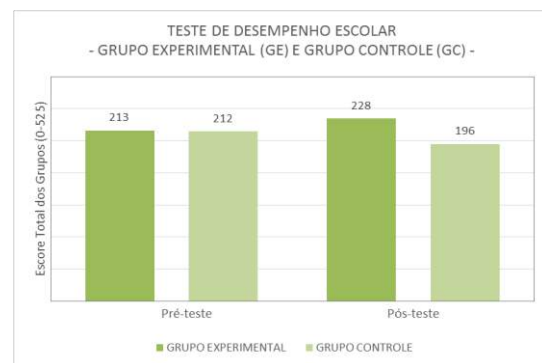


Figura 4: Comparação dos resultados dos testes aplicados ao GE e GC (pré-teste e pós-teste).

Para o GE, considerando que são duas amostras relacionadas (mesmo grupo de alunos) e amostras pareadas (análise de variância para dois resultados de um mesmo grupo, comparando-se pré-teste e pós-teste, após a aplicação do ambiente virtual), o resultado do teste t-Student revelou um valor de (p) bilateral = 0,08, assumindo distribuição de probabilidades bilateral e com nível de significância de 5% (ou seja, IC=95%). Como esse valor de (p) bilateral = 0,08 é superior ao valor de referência (t) = -1,87 calculado para essa amostra de 15 crianças, há diferença estatisticamente significativa entre os resultados médios do pós-teste e do pré-teste do GE.

As avaliações e testes efetuados pelos voluntários permitiram constatar que o ambiente virtual possui características atrativas e agradáveis, com jogabilidade e usabilidade similar à dos jogos de entretenimento. Por outro lado, também indicaram pontos que poderiam ser melhorados, contribuindo para a sua efetividade: ajustes nos textos (diálogos entre o personagem Quinzinho e o jogador), nos efeitos sonoros (regulagem do volume e música), na extensão e na dificuldade do ambiente virtual.

A Figura 5 apresenta o comportamento das crianças durante a intervenção com o ambiente virtual. Observa-se que 80% das crianças demonstraram interesse pelas atividades interativas.



Figura 5: Comportamento das crianças na intervenção

Discussão

Os resultados corroboram com aqueles encontrados na literatura. Da mesma forma que Yu [12] constatou que os participantes de seu estudo se demonstraram motivados, quando convidados ao uso de jogos para a aprendizagem; o presente trabalho identificou que devido à aceitação dessa ferramenta pelo público infantil, o uso de jogos na área educacional é realmente um processo motivador da aprendizagem. Além disso, para Brasil [8], estudantes devem ser capazes de saber utilizar recursos tecnológicos para adquirir e construir conhecimentos.

Nesse estudo, o recurso *touchscreen*, os personagens e as cores foram os principais motivos do interesse das crianças, havendo uma identificação com a história narrada no início do jogo, em que o drama do personagem Quinzinho traz referência às crianças devido a suas próprias dificuldades de aprendizagem ou aquelas vividas por seus colegas. Nesta perspectiva, as diretrizes apresentadas por Brasil [8] vão ao encontro do que foi constatado acima, ao afirmar a importância de que temas locais ligados à realidade de cada contexto social, político, econômico e cultural sejam integrados e favoreçam o processo de aprendizagem.

Conclusão

O ambiente virtual desenvolvido tem interface amigável, interativa e funcional. Pode ser um importante aliado por se tratar de um instrumento motivador pelo grande interesse da criança em jogos computadorizados e ambientes virtuais, não sendo, contudo, substituto de outras vivências importantes para o desenvolvimento desta competência. Ficou evidente também, a necessidade de que ferramentas deste tipo sejam construídas de forma conjunta e multidisciplinar.

Os resultados do teste revelaram que o uso do ambiente virtual é estatisticamente significativo no auxílio à minimização do transtorno na expressão escrita de crianças. A realização de testes de efetividade com um maior número de participantes e por um período mais longo será muito importante, pois pode trazer mais detalhes sobre a atuação do sistema.

Agradecimentos

À Fundação de Amparo ao Ensino e Pesquisa/UMC (FAEP).

Referências

- [1] Johnson DJ, Myklebust HR. Distúrbios de aprendizagem. 3. ed. São Paulo: Biblioteca Pioneira de Ciências Sociais, 1987.
- [2] American Psychiatric Association. DSM-5 - Development. Specific Learning Disorder. 2013. Disponível em: <<http://www.dsm5.org/Documents/Specific%20Learning%20Disorder%20Fact%20Sheet.pdf>>. Acesso em: 13 set. 2014.
- [3] CID-10 - Classificação Internacional de Doenças e Problemas Relacionados à Saúde. 10. rev. Organização Panamericana de Saúde; Escritório Regional da Organização Mundial da Saúde, 2015.
- [4] Rodrigues SD, Ciasca SM. Disgrafia na infância: aspectos psicomotores. In: Capovilla F. (Org.). Transtornos de aprendizagem: Progressos em avaliação e intervenção preventiva e remediativa. 2. ed. São Paulo: Memnon, 2011.
- [5] O'Hare A. Dysgraphia and dyscalculia. In: Whitmore K, Hart H, Willems G. (Ed.). A neurodevelopmental approach to specific learning disorders. London: Cambridge University Press, 1999. p. 97-118.
- [6] Vygotsky LS. The role of play in development. In: Mind in society: the development of higher psychological processes. Cambridge: Harvard University, 1989. p. 90-104.
- [7] Maluf MR, Cardoso-Martins C. (Org.). Alfabetização no século XXI: como se aprende a ler e a escrever. Porto Alegre: Penso, 2013. 183 p.
- [8] Brasil. Ministério da Educação. Secretaria de Educação Fundamental. Parâmetros curriculares nacionais: introdução aos parâmetros curriculares. Brasília, DF: MEC/SEF, 1997. 126 p.
- [9] Piaget J, Inhelder B. A psicologia da criança. 18. ed. Rio de Janeiro: Bertrand Brasil, 2002. 312 p.
- [10] Organization for Economic Cooperation and Development - OECD. Entendendo o cérebro: nova ciência do aprendizado. 2002. Disponível em: <http://www.oecd.org/dataoecd/32/20/1954834.pdf>. Acesso em: 1 mar. 2015.
- [11] Valente JA, Valente AB. Logo: conceitos, aplicações e projetos. São Paulo: McGraw-Hill, 1988.
- [12] Yu Z, Yu WH, Fan X, Wang X. An exploration of computer game-based instruction in the «world history» class in secondary education: a comparative study in China. PLoS ONE, United Kingdom, v. 9, n. 5, 2014. Disponível em: <<http://journals.plos.org/plosone/article?id=10.1371/journal.pone.0096865>>. Acesso em: 22 fev. 2015.
- [13] Stein LM. Teste de Desempenho Escolar – TDE: manual para aplicação e interpretação. São Paulo: Casa do Psicólogo, 2015. 36 p.

AS PERCEPÇÕES E O PERFIL DOS EGRESSOS DO CURSO DE ENGENHARIA BIOMÉDICA DA UFABC

P. A. Ana*, J. G. Freitas* e H. Tanaka*

*Universidade Federal do ABC, São Bernardo do Campo, Brasil
e-mail: patricia.ana@ufabc.edu.br

Resumo: É notável o crescimento do número de cursos disponíveis de Engenharia Biomédica (EB) e, por consequência, o aumento da quantidade de egressos. A transição entre a etapa estudantil e o meio laboral é uma etapa importante na carreira. Assim, é de extrema importância o acompanhamento dos ex-alunos no mercado de trabalho para que seja possível determinar um perfil dos egressos de Engenharia Biomédica e avaliar o curso que foi ministrado. Esse estudo objetivou caracterizar os egressos de Engenharia Biomédica na Universidade Federal do ABC. Para tal, foi realizado um estudo descritivo exploratório com abordagem quantitativa, a partir um questionário respondido por eles. Dos 44 egressos, 40 responderam ao questionário. Desses, 26 ingressaram no mercado de trabalho, enquanto que 8 fazem curso de pós-graduação acadêmico ou outra graduação, e os demais encontram-se em outras áreas de atuação. A maior parte dos egressos possui uma renda mensal de até R\$ 3000,00, sendo sua maior área de atuação em Engenharia Clínica em empresas privadas. Os egressos mostraram-se satisfeitos com a formação interdisciplinar que receberam durante o curso de graduação, ressaltando, como qualidades, a habilidade de inserção em situações adversas. Contudo, há ainda preocupação com os aspectos práticos do curso. Portanto, pode-se concluir que houve boa inserção dos egressos do curso de Engenharia Biomédica da UFABC no mercado de trabalho, em diferentes áreas de atuação, o que favorece a satisfação destes profissionais.

Palavras-chave: Engenharia Biomédica, egressos, mercado de trabalho.

Abstract: *It is remarkable the increase in the number of available courses of Biomedical Engineering and, as a consequence, the increased amount of graduates. In this way, it is important to follow the graduate in the labor market in order to determine a profile of the graduates and to evaluate the graduation course. This study aimed to characterize the graduates of Biomedical Engineering at Federal University of ABC. For that, a descriptive, quantitative-based exploratory study was carried out, in which a questionnaire was answered by them. From the 44 graduates, 40 completed the questionnaire; of these, 26 entered the labor market, while 8 are ongoing academic postgraduate degree or other graduation course and the other ones are in other areas. The wage of the major part of the graduates ranged about \$ 3,000.00, and their largest practice area*

is in Clinical Engineering, in private companies. The graduates were satisfied with interdisciplinary training they received during the undergraduate program, emphasizing, as qualities, the skill of solving problems in adverse situations. However, there is still concern about the practical aspects of the course. Thus, we can conclude that there was a good insertion of Biomedical Engineering students of UFABC in the labor market, acting in different areas, which favors the personal satisfaction of these professionals.

Keywords: *Biomedical Engineering, graduates, labor market.*

Introdução

O curso de graduação em Engenharia Biomédica (EB) é relativamente recente, sendo atrativo por se tratar de uma área do estudo que engloba diferentes campos da tecnologia e suas aplicações práticas na área da saúde [1, 2]. Os formandos desse curso não só possuem um amplo mercado de trabalho nas empresas e indústrias como também existem várias áreas de atuação dentro de hospitais e laboratórios.

De acordo com a Escola Politécnica da Universidade de São Paulo[3], A Engenharia Biomédica é uma área em que conhecimentos, métodos e técnicas de Engenharia, Matemática, Computação, Física e Química são utilizados para resolver problemas da Biologia e Medicina. Assim, espera-se que o profissional seja capacitado para resolver os problemas de seus clientes, sejam eles profissionais da área da saúde ou mesmo pacientes, de forma lógica e crítica. Assim, a interdisciplinaridade do curso de Engenharia Biomédica é uma característica fundamental.

A realização do curso de graduação em Engenharia Biomédica requer uma boa infraestrutura, assim como professores qualificados [4]. Desse modo, é de extrema importância que se avalie os egressos desse curso para que se tenha conhecimento da inserção desses no mercado de trabalho, assim como para se estimar a satisfação dos egressos em relação à instituição em que se graduou e o quão qualificados estão os profissionais. Além disso, essa avaliação busca nortear a melhor estruturação do curso em relação às necessidades do mercado de trabalho e, também, garantindo a maior satisfação profissional dos egressos.

Material e método

Para a análise das percepções dos egressos do curso de Engenharia Biomédica da Universidade Federal do

ABC, foi realizado um estudo descritivo exploratório com abordagem quantitativa. Após a aprovação do estudo pelo Comitê de Ética em Pesquisa da Universidade Federal do ABC (CEP-UFABC, CAAE 35419314.0.0000.5594, parecer n. 878.050), foi realizado um levantamento de dados dos formados em EB pela UFABC, por meio da Pró-Reitoria de Graduação (PROGRAD) e pela coordenação do curso de EB. Em seguida, foi realizada a pesquisa de campo com os ex-alunos da UFABC a partir de um instrumento estruturado composto por questões abertas e fechadas. As questões fechadas buscam identificar os sujeitos da pesquisa e caracterizá-los, por meio de idade, sexo, estado civil, ano e quadrimestre da conclusão do curso. Foram contabilizados a realização de outros cursos de graduação, cursos de pós-graduação, tempo para sua inserção no mercado de trabalho, locais onde trabalhou ou trabalha, como ingressou nestes locais, tempo de permanência nos empregos e funções exercidas.

As questões abertas visavam identificar os motivos que facilitaram ou dificultaram a inserção desses profissionais no mercado de trabalho, assim como pretendeu-se, também, coletar sugestões de melhoria para o curso de Engenharia Biomédica da UFABC. A aplicação do instrumento ocorreu por meio dos endereços eletrônicos dos voluntários, tendo em vista que muitos dos egressos não residem em Santo André, São Bernardo do Campo ou em suas proximidades. Foi destinado um período de um mês para a devolução dos questionários respondidos pelos voluntários, após assinatura do termo de Consentimento Livre e Esclarecido. Em seguida, foi feita a compilação dos dados e análise descritiva dos mesmos, buscando-se identificar o perfil dos egressos e suas percepções em relação ao curso de graduação realizado, vida profissional e educação continuada.

Resultados

Dos 44 egressos do curso de graduação em EB até o presente momento (formados até o primeiro quadrimestre de 2016), 40 (90,9%) responderam ao questionário.

Perfil dos egressos – Dos 40 entrevistados, 11 (27%) dos egressos são do sexo masculino e 29 (73%) do sexo feminino. Dos que não responderam ao questionário, observou-se 2 mulheres e 2 homens. A grande maioria (85%) é solteira e a menor parte (7,5%) é casada, vive em união estável (5%) ou é divorciada (2,5%). A Figura 1 ilustra a distribuição da faixa etária e sexo dos egressos.

Em relação à cidade onde moram, prevaleceram os que residem na cidade de São Paulo com 19 (47,5%) dos egressos e em seguida os que vivem na região do ABC (Santo André, São Bernardo do Campo e São Caetano do Sul) com 16 (40%) dos ex-alunos. Dois egressos (5%) moram em cidades do interior de São Paulo, 2 egressos (5%) vivem fora do Estado de São Paulo e um único egresso mora no exterior. A grande maioria dos egressos (97,5%) relatou ter domínio da língua inglesa. Desses, 35% também referiram domínio

da língua espanhola, 20% referiram ter domínio em francês, enquanto que 7,5% referiram domínio em alemão, 2,5% em mandarim e 2,5% em japonês.

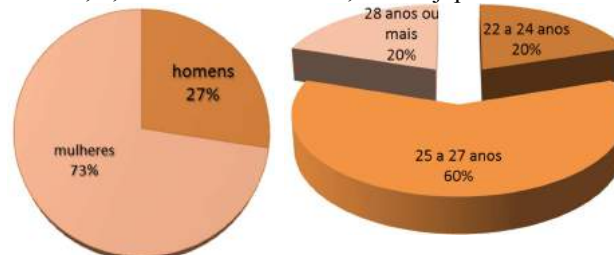


Figura 1: Faixa etária e sexo dos egressos da UFABC.

Estrutura do curso de graduação – Considerando-se o tempo de conclusão de curso, 10 (25%) dos egressos se formaram em quinze quadrimestres ou menos, o equivalente a 5 anos, 17 (42,5%) deles concluíram o curso entre o quinto e sexto ano de curso e 13 (32,5%) dos egressos finalizaram em seis anos ou mais. Apenas 5 desses discentes beneficiaram-se do programa de bolsas de estudo Ciência Sem Fronteiras.

Na Figura 2, é mostrada a média do grau de satisfação dos egressos em relação a cada área apresentada, sendo o número 10 o representante da satisfação máxima e, o número 0 da insatisfação total. As principais dificuldades do curso relatadas pelos egressos ocorrem na área de estrutura física e nos laboratórios didáticos, sendo que os docentes e funcionários foram os mais bem avaliados.

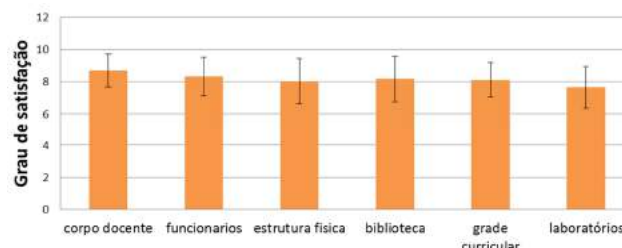


Figura 2: Grau médio de satisfação dos egressos em relação ao curso de graduação da UFABC. Barras evidenciam desvio-padrão.

Durante a graduação, a maioria dos egressos (87,5%) participou de atividades extracurriculares, sendo que, dentre eles, 77,2% participaram de programas de iniciação científica e 45,7% fizeram parte da monitoria acadêmica. Dentre outras atividades mencionadas, destacam-se participações na Atlético, IEEE, realização de palestras, trabalhos voluntários, mobilidade acadêmica (5,7%) e estágio no exterior (14,3%). Em relação a estágios, todos os entrevistados realizaram estágios remunerados e, ao serem questionados se essa atividade contribuiu para sua formação profissional, a resposta foi positiva por unanimidade. Contudo, 18 (45%) dos egressos não foram efetivados após o período de estágio. Na maioria dos casos relatados, isso foi causado por divergência no valor da remuneração ofertado.

Ao término do curso, 16 (40%) dos egressos não se sentiam preparados para a atuação profissional, sendo as principais queixas relacionadas à falta do conhecimento

prático e também à existência de áreas privilegiadas no ensino, como a de instrumentação biomédica, biomecânica e biomateriais, em detrimento de outras, tais como gestão, enfoque mercadológico, engenharia clínica, informática médica e programação (interfaces software-hardware), as quais poderiam ter recebido maior atenção. Contudo, os egressos ressaltaram que, na UFABC, aprenderam o conceito de pesquisar os assuntos de interesse, o que possibilita que eles se adaptem bem às diferentes situações de trabalho.

Vida profissional – Dos 40 egressos entrevistados, 26 (65%) ingressaram no mercado de trabalho, 8 (20%) deles realizavam cursos de pós-graduação acadêmico e o restante (15%) estava desempregado ou atuante em outras áreas. Diante disso, dos ingressantes do mercado de trabalho, 19 (73%) deles tiveram um período de espera entre 1 a 3 meses para ingressarem em um emprego, 2 (7,6%) dos ex-alunos aguardaram um período entre 4 a 6 meses e 5 (19,2%) dos egressos estudados inseriram-se no mercado de trabalho em um período de 6 a 12 meses.

Em relação a dificuldades encontradas no ingresso ao mercado de trabalho, observou-se que 24 (60%) dos entrevistados alegaram dificuldade da inserção no mercado de trabalho. Alguns dos comentários feitos pelos egressos foram referentes ao baixo conhecimento do mercado sobre os engenheiros biomédicos, a presença dominante dos tecnólogos em sistemas biomédicos ou em engenharia clínica, fazendo com que a procura pelo engenheiro formado seja menor. Outras indagações feitas relacionavam-se a poucas vagas disponíveis no mercado, à exigência de um período grande de experiência profissional pelas empresas, visto que eles eram recém-formandos, impossibilitando a contratação dos jovens engenheiros. Alguns egressos também relataram que a visão do mercado sobre a profissão tem melhorado, visto que agora há um grande número de profissionais e cursos de graduação. Isso faz com que seja reconhecida, gradativamente, a importância do profissional em empresas e hospitais.

O campo em que o engenheiro biomédico pode atuar é bastante amplo e os egressos que estão inseridos no mercado de trabalho podem ser encontrados em diversas áreas. Na Figura 3 é mostrada a distribuição dos engenheiros formados na UFABC em relação à área em que atuam. É possível identificar uma leve tendência dos egressos que atuam no campo da engenharia clínica, seguido pelas áreas de instrumentação biomédica e equipamentos médicos. Dos 16 egressos que se encontram empregados, 62,5% deles possuem carga horária de 44 horas semanais e 37,5% têm uma jornada de trabalho de 40 horas. Além disso, ainda relacionado aos egressos com vínculo empregatício, 13 egressos (32,5%) recebem uma remuneração entre R\$1.000 e R\$3.000, 10 (25,0%) ganham entre R\$3.000 e R\$5.000, e 11 (27,5%) dos egressos são remunerados com mais do que R\$5.000 (Fig 4). Dos egressos inseridos no mercado de trabalho, todos estão empregados em empresas relacionadas à Engenharia Biomédica, dentre as quais foram citadas Siemens Healthcare, Vidalink,

Biotronik, Teccaúde, Johnson & Johnson, GE Healthcare, Air Liquide, Magnamed, VK Driller e E-MED.

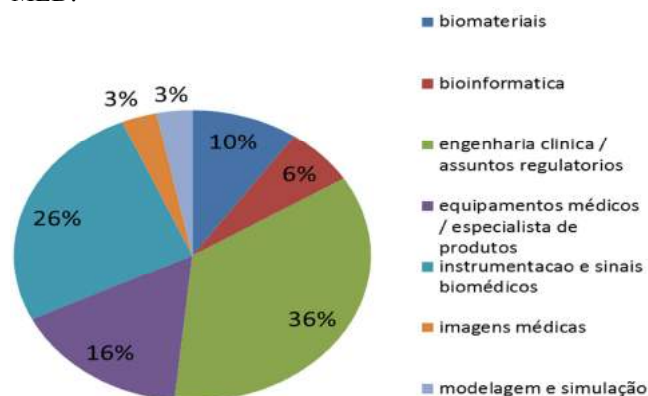


Figura 3: Porcentagem de egressos da UFABC trabalhando nas diferentes áreas da Engenharia Biomédica.



Figura 4: Remuneração média dos egressos do curso de Engenharia Biomédica da UFABC.

Educação continuada – Embora todos os egressos do curso de EB da UFABC tenham dois cursos de graduação concluídos (Bacharelado em Ciência e Tecnologia e EB), observou-se que 4 egressos (10%) optaram pela realização do terceiro curso de graduação, sendo que, desses, 2 egressos optaram pelo curso de Engenharia de Gestão, 1 optou pelo curso de Neurociências e 1 optou pelo curso de Engenharia de Automação e Robótica, todos da UFABC. Ademais, 8 egressos (42%) optaram pela realização de cursos de pós-graduação, sendo que, destes, 4 optaram pela realização do curso de Mestrado em Engenharia Biomédica na UFABC, 1 optou pelo curso de Mestrado em Engenharia Biomédica na USP, 1 realizou Mestrado em Engenharia Biomédica no exterior, 1 realizou Mestrado em Neurociências na UFABC e 1 realizou curso de Gerenciamento de Projetos.

Embora 23 egressos (57,5%) ainda não realizaram nenhum curso complementar, apenas 3 (7,5%) não manifestaram interesse na realização de cursos de pós-graduação. Os demais confirmaram interesse na realização de cursos de MBA e mestrado profissional (27,5%), enquanto que 20 egressos (50%) manifestaram interesse na realização do curso de mestrado acadêmico e 10% desejam a realização do curso de Doutorado. Em relação às áreas de interesse, observou-se que a grande maioria deseja cursar pós-graduação em áreas relacionadas à Engenharia Biomédica, priorizando a Engenharia Clínica e assuntos regulatórios, enquanto que outros manifestaram interesse nas áreas de

Neurociências, Engenharia de Segurança do Trabalho, Gerência de Projetos, Eletrônica e gestão e inovação.

Discussão

O curso de graduação em Engenharia Biomédica da UFABC é um curso pós-bacharelado criado em 2007 tendo, como base, o projeto pedagógico da UFABC [5]. Nesse sentido, trata-se de um curso dinâmico e com características interdisciplinares, exigindo que o discente tenha formação ampla e generalista, de forma a propiciar o ingresso e atuação do egresso no mercado de trabalho em expansão. Similarmente à UFABC, outros cursos de graduação, tais como os oferecidos pela Universidade Federal do Rio Grande do Norte (UFRN) e Universidade Federal de São Paulo (UNIFESP, campus São José dos Campos), também consistem em cursos pós-bacharelado com formação generalista, o que reflete a necessidade do mercado de trabalho por um profissional apto a atuar em diferentes áreas.

No presente trabalho, evidenciou-se haver apenas 44 egressos no curso da UFABC. Esse número de egressos é esperado considerando que se trata de um curso jovem. Do total de egressos 73% pertencem ao sexo feminino, o que demonstra a grande preferência do público feminino pelo curso. O tempo de formatura encontra-se dentro ou próximo do previsto de 5 anos. O tempo maior para alguns alunos reflete a atividade dos mesmos dentro da universidade, seja por meio da realização de disciplinas livres para o curso, pela realização de outros cursos de graduação de forma concomitante ou por meio da realização de estágio dentro do programa “Ciência sem Fronteiras”. Ainda assim, embora não avaliado no instrumento aplicado, o maior tempo de curso é também resultado das reprovações dos discentes nas disciplinas de graduação, fato que é muito comum, não apenas na UFABC, como a muitos cursos de Engenharia. O tempo maior na universidade permite aos alunos um maior aprimoramento teórico. Vale ressaltar que todos os egressos informaram que o tempo de estágio é essencial para a aplicação dos conhecimentos adquiridos no curso, o que garante maior segurança aos mesmos. Este fato corrobora a importância deste período para a formação dos discentes, tal como acontece não apenas nos cursos de graduação em Engenharia Biomédica, como também nos demais cursos de Engenharia onde o estágio é obrigatório.

Embora os egressos tenham relatado boa inserção no mercado de trabalho, os mesmos demonstraram certa insegurança no primeiro contato com o mercado. Esse fato pode estar relacionado também com a infraestrutura da UFABC, principalmente relativas às aulas práticas. Isso é reflexo da universidade ter sido fundada em 2005 e as obras não terem sido totalmente concluídas, fazendo com que alguns serviços ainda estejam indisponíveis até a formação dos egressos, principalmente em relação à finalização dos laboratórios didáticos e aquisição de equipamentos, a qual ainda se encontra em andamento. A dificuldade de inserção no mercado de trabalho se deve também ao pequeno

número de vagas e, principalmente, ao desconhecimento do mercado em relação à real atuação do Engenheiro Biomédico. Contudo, tem-se observado que, após a entrada do egresso na empresa, a mesma reconhece e valoriza esse profissional. Essas empresas passam a selecionar novos estagiários da engenharia biomédica a partir de então. Exemplos de empresas que hoje empregam alunos e ex-alunos da UFABC são Siemens, Johnson&Johnson, Philips, dentre outras.

Em relação às áreas de atuação, observa-se uma atuação maior dos egressos na área de engenharia clínica, o que reflete a necessidade do mercado para a contratação de profissionais que atuem em ambiente hospitalar. Os engenheiros formados pela UFABC são capacitados para atuação em diversas funções, como na gestão de controle de qualidade do aparelhamento em hospitais, avaliação e desenvolvimento de terapias, sistemas de reabilitação, avaliação de projetos hospitalares, dentre outros [5]. Também, observa-se uma preocupação com a realização de cursos de pós-graduação, com preferência ao MBA, o que novamente reflete a necessidade do aperfeiçoamento contínuo exigida pelo mercado de trabalho.

Conclusão

Conclui-se que os egressos do curso de Engenharia Biomédica da UFABC mostraram-se satisfeitos com o curso, apresentando boa aceitação no mercado de trabalho em diferentes frentes de atuação.

Agradecimentos

Os autores agradecem à coordenação do curso de Engenharia Biomédica, à Pró-reitoria de Graduação da UFABC, aos egressos voluntários do estudo e à UFABC pela bolsa de Iniciação Científica. Os autores declaram não haver conflitos de interesse.

Referências

- [1] Novaes, D. M. H. Da produção à avaliação de tecnologias dos sistemas de saúde. Desafios do século XXI, São Paulo, Saúde pública. p. 133-40.
- [2] Bassani, M. W. J. Semeando interdisciplinaridade em Engenharia Biomédica: no coração do problema, 2006. Florianópolis. Anais da 58ª Reunião Anual da SPBC, Florianópolis, 2006.
- [3] Escola Politécnica da USP. Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica (PPGEE) [internet]. 2016. Available from: <http://ppgee.poli.usp.br/programas/areas-de-concentracao/engenharia-biomedica/>
- [4] Guimarães A. J. A pesquisa médica e biomédica no Brasil. Comparações com o desempenho científico brasileiro e mundial, Rio de Janeiro, Ciência e Saúde Coletiva para a sociedade. p. 303-327.
- [5] Centro de Engenharia, Modelagem e Ciências Sociais Aplicadas da UFABC. Projeto pedagógico das Engenharias, catálogo 2013. [internet]. 2016. Available from: http://cecs.ufabc.edu.br/images/pdf/catalogo2013_18.12.2013.

PREVISÃO DE DEMANDA DA VACINA CONTRA HEPATITE B PELO MÉTODO DE BOX-JENKINS (ARIMA)

G.P.N. Duque*, M.L.O. Novaes*, R.M.V.R. Almeida*

*Programa de Engenharia Biomédica/Universidade Federal do Rio de Janeiro, Rio de Janeiro, Brasil

e-mail: vaciclin@powerline.com.br

Resumo: Modelos de previsão de demanda podem melhorar o desempenho dos serviços de vacinação. O modelo ARIMA foi utilizado para prever a demanda mensal da vacina contra Hepatite B numa cidade do Sudeste brasileiro, durante o período 1999-2011. Obtiveram-se valores de MAPE e R^2 para a sub-séries temporais dessa vacina com 25, 50, 75, 100, 125 e 150 observações, a fim de verificar se o número de observações interferia com o desempenho preditor do modelo, e de acordo com horizonte de previsão de seis meses. Os valores do MAPE e R^2 , para a série da vacina variaram pouco com o tamanho da série e com o horizonte de previsão proposto. Uma série de 25 pontos não evidenciou alterações evidentes quanto ao MAPE e R^2 , comparada a séries com maior número de observações. Conclui-se que o modelo foi adequado como preditor para a série histórica estudada e que séries com menor número de observações podem ser utilizadas para prever a demanda da vacina contra Hepatite B.

Palavras-chave: Vacinas; Previsão de demandas; Método de Box- Jenkins.

Abstract: Demand forecasting models can improve the performance of the vaccination services. In this paper an ARIMA model was used to forecast the monthly demand of Hepatitis B vaccine in a Southeastern Brazilian city, during the period 1999-2011. Values of MAPE and R^2 were obtained for time sub-series with 25, 50, 75, 100, 125 and 150 observations for this vaccine series, in order to verify if the number of observations change the performance of the model, according to forecasting horizon of six months. The values of MAPE and R^2 to the series of Hepatitis B vaccine investigated, vary a few with the size of the series and with the proposed forecasted horizon. Series of 25 observations showed little changes in MAPE and R^2 , compared with series of largest number of observations. In conclusion, series with few observations can be used to forecast the demand of Hepatitis B vaccine.

Keywords: Vaccines; Demand forecasting; Box-Jenkins model.

Introdução

Causas relevantes da mortalidade mundial, as doenças infecciosas têm maior prevalência na infância e em países em desenvolvimento [1,2,3,4]. A vacinação contribui de forma expressiva para a redução dessa mortalidade [5], mas o sucesso dos programas de vacinação depende de um suprimento adequado de vacinas e da manutenção de estoques satisfatórios desses insumos. Sua gestão é uma tarefa complexa, com reflexos, por exemplo, na ocorrência de perdas vacinais [6,7].

Verifica-se, assim, a necessidade da pesquisa de métodos auxiliares no dimensionamento das demandas vacinais [8], como os modelos de previsão de demandas baseados em séries temporais. Tais modelos podem auxiliar na estimativa do número de vacinas a serem utilizadas, reduzindo o desperdício desses imunobiológicos. Apesar do uso de métodos de previsão consagrados em séries temporais, ocorrem discussões como, por exemplo, acerca do número ideal de pontos de observação a se considerar para certo método de modelagem. Neste cenário os autores empregam o modelo ARIMA para prever a demanda da vacina contra Hepatite B em uma cidade do Sudeste brasileiro, avaliando se o número de pontos de observação interfere na acurácia do modelo.

Materiais e métodos

Método de Box-Jenkins (ARIMA)- Os Métodos Autorregressivos Integrados de Médias Móveis (ARIMA) descrevem séries estacionárias e não estacionárias na média ou na variância [9,10]. Esses modelos fundamentam-se em dois conceitos estatísticos: a *Autocorrelação* e a *Estacionariedade*. A Autocorrelação implica relação de dependência temporal entre os termos sucessivos da série investigada, de maneira que cada observação pode ser explicada por observações anteriores [11]. A Estacionariedade aponta autocorrelações, média e variância estáveis ou que variam muito pouco com o tempo, ocorrências pouco frequentes no mundo real [10, 11]. Para séries não-estacionárias recorre-se a um processo de diferenciação de ordem d , a fim de tornar o processo estacionário e permitir sua análise [11].

Modelos ARIMA postulam que as séries temporais são submetidas a três filtros: 1) Filtro de médias-móveis; 2) Filtro autorregressivo e 3) Filtro de integração. De acordo com a literatura, esses modelos são usados em séries temporais com mais de 50 pontos de observação [11]. Representa-se a equação dos modelos ARIMA (p,d,q) por:

$$\begin{aligned}x_t - x_{t-d} &= w_t = \Phi(w) + e_t - \theta(e) \\ \Phi(w) &= \Phi_1 w_{t-1} + \Phi_2 w_{t-2} + \dots + \Phi_p w_{t-p} \\ \theta(e) &= \theta_1 e_{t-1} + \theta_2 e_{t-2} + \dots + \theta_q e_{t-q}\end{aligned}\quad (1)$$

Na expressão [1], x_t são os valores da série temporal x observados em um tempo t ; e_t é o erro associado aos valores observados no tempo t ; p é a ordem de um modelo auto-regressivo de coeficientes Φ ; q é a ordem de um modelo de média móvel de coeficientes θ e d é a ordem de integração do modelo ARIMA.

Assim, em um modelo ARIMA, os valores futuros de uma série temporal são supostos como associados tanto aos valores passados da série (o componente autorregressivo) quanto aos erros das observações passadas (componente média móvel).

Métricas- As métricas empregadas nesta pesquisa para a avaliação do erro de previsão foram:

1) A Função de Autocorrelação (FAC) e a Função de Autocorrelação Parcial (FACP): observa-se que diminuições acentuadas nos valores da FAC e FACP após *lag*1 indicam que a série temporal não é aleatória, tem alto grau de correlação entre as observações adjacentes e possibilita do uso dos modelos ARIMA [11, 12].

2) Coeficiente de Determinação (R^2): é uma medida de ajustamento de um modelo estatístico, em relação aos valores observados. O R^2 varia entre 0 e 1, indicando, em porcentagem, o quanto o modelo consegue explicar a variação dos valores observados na série. Quanto maiores os valores de R^2 melhor o ajuste do modelo.

Sua expressão é:

$$R^2 = \frac{\sum (\hat{y}_i - \bar{y})^2}{\sum (y_i - \bar{y})^2} \quad (2)$$

Na expressão acima:

R^2 = Coeficiente de determinação;

y_i = Valores da variável dependente observados;

\bar{y} = Média;

\hat{y}_i = Valores previstos.

3) Erro médio percentual absoluto (MAPE): representa a média dos erros absolutos percentuais, fornecendo uma indicação do tamanho médio do erro, expresso como uma porcentagem do valor observado. É uma das medidas de erro mais usadas para se avaliar os métodos de previsão. Sua expressão é:

$$MAPE = \frac{1}{n} \sum_{t=1}^n \frac{|(A_t - F_t) / A_t|}{n} \quad (3)$$

Na expressão acima:

MAPE = Erro médio percentual absoluto;

n = Número de observações;

A_t = Valor da observação atual;

F_t = Valor da previsão.

Dados- As observações consistem do total das doses mensais da vacina contra Hepatite B (HepB) aplicadas em 46 salas de vacinação da Secretaria Municipal de Saúde de Juiz de Fora, Minas Gerais, no período de jan-1999 e dez-2011, configurando em 156 observações.

Modelagem- A modelagem compreendeu:

1) Identificação do modelo por meio de suas FAC e FACP. Determinação do nível de integração d , da ordem dos termos autorregressivos (p) e de média móvel (q).

2) Estimativa dos coeficientes Φ e θ . Nessa fase procedeu-se à divisão da série em seis sub-séries com 25, 50, 75, 100, 125 e 150 pontos de observação (da observação mais recente para as mais antigas).

3) Validação dos modelos por meio das métricas MAPE e R^2 .

4) Construção do modelo de previsão de acordo com o menor valor do MAPE e o maior valor de R^2 . Utilizou-se horizonte de previsão de seis meses.

5) Utilização do programa *Forecast Pro XE* para a análise da série e sub-séries.

Resultados

Os resultados da acurácia da previsão dados pelos valores do MAPE e R^2 , respectivamente, relativamente às sub-séries (25, 50, 75, 100, 125 e 150 observações), são exibidos na Tabela 1, de acordo com horizonte de previsão de seis meses.

Tabela 1: MAPE e R^2 das sub-séries da vacina contra Hepatite B, com diferentes números de observações e horizontes de previsão de seis meses.

NÚMERO DE OBSERVAÇÕES	MAPE	R^2
25 últimas	0,27	0,26
50 últimas	0,23	0,24
75 últimas	0,23	0,20
100 últimas	0,22	0,22
125 últimas	0,22	0,64
150 últimas	0,24	0,50

A Figura 1 mostra o horizonte de previsão de seis meses adiante, sub-série de 25 e 150 observações, respectivamente.

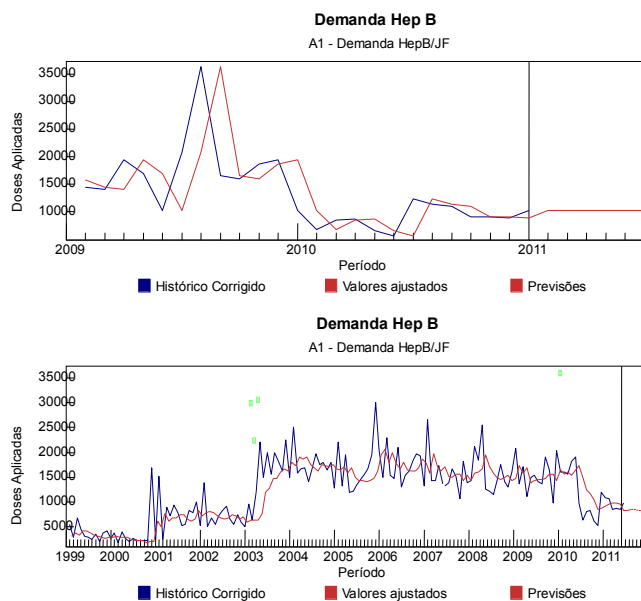


Figura 1: Previsões para sub-série de 25 observações e sub-série de 150 observações, respectivamente. Horizonte de previsão de seis meses.

Discussão

A HepB é aplicada em um esquema de três doses, priorizando-se o grupo de risco de hemofílicos, usuários de hemodiálise/transfusões de sangue, profissionais de saúde, profissionais do sexo, reclusos e homossexuais masculinos [8]. Os métodos de previsão mais utilizados no setor de saúde são os Modelos de Médias Móveis, de Suavização Exponencial e ARIMA [10,11,13]. Os processos de previsão de demandas são mencionados como essenciais à gestão dos estoques vacinais, como a modelagem por métodos como a Média Móvel e ARIMA [14,15], além de métodos empregados por organizações internacionais [16].

Destacamos o comportamento atípico da série entre os anos 1999 e 2004. Tal comportamento justifica-se por serem anos iniciais de adaptação do abastecimento deste imunobiológico nas salas de vacinação. Logo, a demanda de vacinas em um determinado mês não se justifica apenas pela demanda dos meses anteriores.

Os resultados da presente pesquisa mostram que os valores do MAPE e R^2 , para a série de HepB investigada variam pouco com o tamanho da série e com o horizonte de previsão proposto, apesar de a literatura mencionar a necessidade de séries com 50 e preferencialmente 100 ou mais observações como necessárias para a modelagem ARIMA [11].

Relativamente ao número de observações adequado para a previsão em séries vacinais, notam-se poucas referências na literatura [15], e métodos voltados aos cálculos de previsões de demandas vacinais são quase inexistentes, embora usados para outras finalidades [13,17,18,19,20,21,22,23].

Estas constatações apontam a necessidade de identificação de modelos de previsão para as demandas

vacinais que usem poucos pontos de observação, tenham curto tempo de desenvolvimento e empreguem um número reduzido de variáveis.

Conclusão

Prever demandas impacta de maneira relevante nas políticas de vacinação coordenadas pelo PNI.

Esta pesquisa inova ao mostrar que, para a série estudada, o uso de 25 pontos de observação apresenta valores de MAPE próximos àqueles obtidos para séries com maior número de pontos de observação, de acordo com um horizonte de previsão de seis meses adiante.

Indica a possibilidade do uso de séries curtas relativamente às séries da vacina estudada, o que facilita a coleta de dados e propicia menores investimentos na obtenção do modelo. Enfatiza-se a importância do estudo para outras séries vacinais, para a verificação destas prerrogativas.

Sugerimos a incorporação de outras informações que contribuam para este tipo de previsão em trabalhos futuros, como por exemplo, fatores que influenciam no abastecimento das salas de vacinação. Além do uso do modelo SARIMA, utilizando estas possíveis sazonalidades.

Agradecimentos

Os autores agradecem ao Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico (CNPq) e à CAPES (Programa Proex) pelo auxílio financeiro ao presente trabalho. Agradecemos também ao Departamento de Vigilância Epidemiológica da Secretaria Municipal de Saúde de Juiz de Fora- MG pela disponibilização dos dados referentes às doses aplicadas de Hepatite B.

Referências

- [1] Roush SW, Murphy TV. Historical Comparisons of Morbidity and Mortality for Vaccine-Preventable. *The Journal of the American Medical Association*. 2007. 298 (18): 2155- 2163. Available from: <http://http://jama.jamanetwork.com/article.aspx?articleid=209448>.
- [2] Schwartz J. The distributed lag between air pollution and daily deaths. *Epidemiology* 11 (3), May. 2000; p. 320–326.
- [3] Andre FE, Booy, R., Bock, H.L. *et al.* Vaccination greatly reduces disease, disability, death and inequity worldwide. *Bull World Health Organ* 86 (2), Fev. 2008; p. 140–146.
- [4] UN- United Nations, The Millennium Development Goals Report, 2008. Disponível em: <http://www.un.org/millenniumgoals/pdf>.
- [5] Uddin MJ, Larson CP, Oliveras E *et al.* Child immunization coverage in urban slums of Bangladesh: impact of an intervention package. *Health Policy and Planning* 25 (1), Jan. 2010; p. 50–60.

- [6] UNICEF 2014. United Nations Children's Fund. Immunization Why are millions of children and women dying? Disponível em: http://www.unicef.org/health/index_problem.html.
- [7] Grasso M, Ripabelli G, Sammarco ML *et al.* Vaccine storage in the community: a study in central Italy. *Bull World Health Organ* 77 (4), 1999; p. 352-355.
- [8] Setia S, Mainzer H, Washington ML *et al.* Frequency and causes of vaccine wastage. *Vaccine* 20 (7-8), Jan. 2002; p. 1148-1156.
- [9] Ministério da Saúde - Brasil. Secretaria de Vigilância em Saúde, Manual de procedimentos para vacinação. 4 ed. Brasília: Fundação Nacional de Saúde, 2001.
- [10] Morettin PA, Toloí CM, Análise de séries temporais. São Paulo: Edgard Blucher, 2006
- [11] Stellwagen EA, Goodrich RL. Forecast Pro: Statistical Reference Manual. Business Forecast Systems, Inc. Software Version 7. 2011.
- [12] Box GEP, Jenkins GM, Reinsel GC, Time series analysis: forecasting and control. 4. New Jersey: John Wiley, 2008.
- [13] Pankratz A, Forecasting with dynamic regression models. New York: Wiley, 1991.
- [14] Luz PM, Mendes BV, Codeço CT, *et al.* Time series analysis of dengue incidence in Rio de Janeiro, Brazil. *The American Journal of Tropical Medicine and Hygiene* 79 (6), Dec. 2008; p. 933-939.
- [15] Novaes MLO, Almeida, RMVR, Dias BF *et al.*, Perdas de vacina monodose versus multidose em uma cidade brasileira. In: Anais do XV Congresso Latinoamericano de Infectologia Pediátrica. São Paulo, 2013; p. 42.
- [16] Novaes MLO, Almeida RMVR, *et al.* Avaliação da adequabilidade de uma caixa térmica para transporte de vacinas. In: Anais do XXIII Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica, Uberlândia, Out. 2014; p. 949-952.
- [17] Duque, GPN, Novaes, MLO, Almeida RMVR, *et al.* Comparação de modelos de previsão aplicados a uma série de demanda da vacina contra Hepatite B. In: Anais do XXIII Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica, Uberlândia, Out. 2014; p. 893-896.
- [18] WHO - World Health Organization, Guidelines for estimating costs of introducing new vaccines in the national immunization system, Jun. 2002. Disponível em: <http://www.who.int/vaccines-documents/>.
- [19] Cohen JM, Singh J, O'Brien ME. Predicting Global Fund grant disbursements for procurement of artemisinin-based combination therapies. *Malaria Journal*, 7, Oct. 2008; p. 200.
- [20] Luz PM, Mendes BV, Codeço CT, *et al.*, "Time series analysis of dengue incidence in Rio de Janeiro, Brazil", *The American Journal of Tropical Medicine and Hygiene* 79 (6), Dec. 2008; p. 933-939.
- [21] Zanobetti A, Schwartz J., Samoli E *et al.* The temporal pattern of mortality responses to air pollution: a multicity assessment of mortality displacement. *Epidemiology* 13 (1), Jan. 2002; p. 87-93.
- [22] Baccini M, Biggeri A, Accetta G *et al.* Heat Effects on Mortality in 15 European Cities. *Epidemiology* 19 (5), Sep. 2008; p. 711-719.
- [23] Chiu RK, Kuo CW. A decision support model of demand forecast for national immunization vaccines. *International Journal of Electronic Healthcare* 2 (1), Sep. 2006; p. 92-104.

ASSISTENTE DE NAVEGAÇÃO *INDOOR* PARA DEFICIENTES VISUAIS ATRAVÉS DE *PEDESTRIAN DEAD RECKONING* E CORREÇÃO DE ESTIMATIVA DE POSIÇÃO POR RECONHECIMENTO DE PADRÕES

Walter C. S. Seiffert Simões, Yuri Motta L. R. Silva e Vicente F. de Lucena Jr

*PPGEE, PPGI, CETELI - Universidade Federal do Amazonas - UFAM, Manaus, Brasil
e-mail: waltersimoes@gmail.com

Resumo: Este artigo apresenta um sistema de navegação *Indoor* guiado por áudio construído num dispositivo vestível projetado para trabalhar com um mapeamento híbrido. Este mapeamento consiste em marcadores de rádio frequência e marcadores visuais localizados dentro de um ambiente conhecido. O sistema permite a usuários deficientes visuais realizar uma navegação guiada de forma segura e rápida, além de possuir uma baixa complexidade computacional. A metodologia escolhida divide o sistema em duas fases: uma *offline* e outra *online*. Na fase *offline* o mapeamento interior é feito por meio da construção de marcadores para gerar uma base de dados contextual. A fase *online*, onde a navegação *indoor* é realizada, está baseada em um método de proximidade, reconhecimento de padrão visual, odometria, e percepção ultrassônica de obstáculos. Os resultados mostraram taxas superiores a 90,00% de reconhecimento dos marcadores RF e visuais com o tempo de 0,4 segundos e 95,00% de percepção ultrassônica positiva de obstáculos. Além dos resultados funcionais, os testes de usabilidade mostraram aprovação em torno de 85% em relação a qualidade da orientação e 75% em relação a confiabilidade.

Palavras-chave: *Pedestrian Dead Reckoning*, *Transit Sign Recognition*, Sistema Híbrido, Dispositivo vestível.

Abstract: *This paper presents an audio guided Indoor Navigation Systems built in a wearable device designed to work with a hybrid mapping. This mapping consist of radio frequency markers as well as visual markers located in special places inside known ambient. This system allows blind users a safe guided navigation with quick and low computational complexity. The chosen methodological approach divides the system in two stages: one offline and another online. In offline stage the indoor mapping is made through construction of markers to generate a contextual database that increases the quality of location indication. The online stage, where the indoor navigation is performed, is based on the proximity method, visual pattern recognition, odometry, and ultrasonic perception of barriers. Results showed rates of over 90.0% of the recognition of RF and visual markers with time of 0.4 seconds and 95.0% of positive ultrasonic perception of obstacles. In addition to the functional results, usability tests showed approval around 85% over the quality of guidance and 75% for reliability.*

Keywords: *Pedestrian Dead Reckoning*, *Transit Sign Recognition*, *Hybrid System*, *Wearable Devices*.

Introdução

Há uma abundância de novas tecnologias capazes de localizar pessoas em lugares fechados, porém, poucas atendem as demandas de pessoas cegas [1].

Entre as abordagens, Changhong *et al.* apresentam um estudo para identificar a quantidade mínima de marcadores visuais para garantir uma navegação mais confiável [2]. Neste trabalho, foram construídos classificadores através do algoritmo de *Multiple-Instance Learning Classifiers* (MILC) e organizados em uma matriz de adjacência. Um rastreamento por *Tracking by Detection* (TBD) lia os marcadores e gerava a rota. Colombo *et al.* construíram um mapa de sensores RFID usando a técnica de *Inertial Navigation System* (INS) para medir a sua posição e um Filtro de Kalman Estendido (EKF) para suavizar os valores de leitura. As informações foram organizadas em uma matriz de covariância [1]. Wilk *et al.* construíram uma navegação direcionada a grandes espaços através do mapeamento e percepção da frequência de rádio usando a técnica de *Pedestrian Dead Reckoning* (PDR) para determinar as ligações que participam na rota [3].

Baseado nos trabalhos já apresentados observou-se que o principal problema é a margem de erro de localização durante a navegação, que deve ser mantida em valores pequenos, comunicando assim instruções mais confiáveis aos usuários com deficiência visual. Este artigo apresenta uma fusão de estratégias, a fim de permitir que os usuários naveguem em um ambiente *indoor*, utilizando um dispositivo vestível de navegação, discreto e com baixo custo. O sistema completo oferece uma assistência de áudio ao usuário sobre marcadores e potenciais obstáculos não mapeados na rota.

Materiais e Métodos

O assistente de navegação *indoor* proposto tem duas fases: *offline* e *online*. Na fase *offline* ocorre o mapeamento do cenário com marcadores de rádio frequência e visuais. Na fase *online*, onde ocorre a navegação de fato, é feita a percepção dos marcadores. A navegação ainda utiliza informações extras, como direção e velocidade obtidas de bússola eletrônica e de acelerômetro, além da detecção de obstáculos por sensoriamento ultrassônico. Os usuários recebem as instruções através de sons por fones de ouvido de condução óssea. A Figura. 1 mostra a arquitetura proposta.

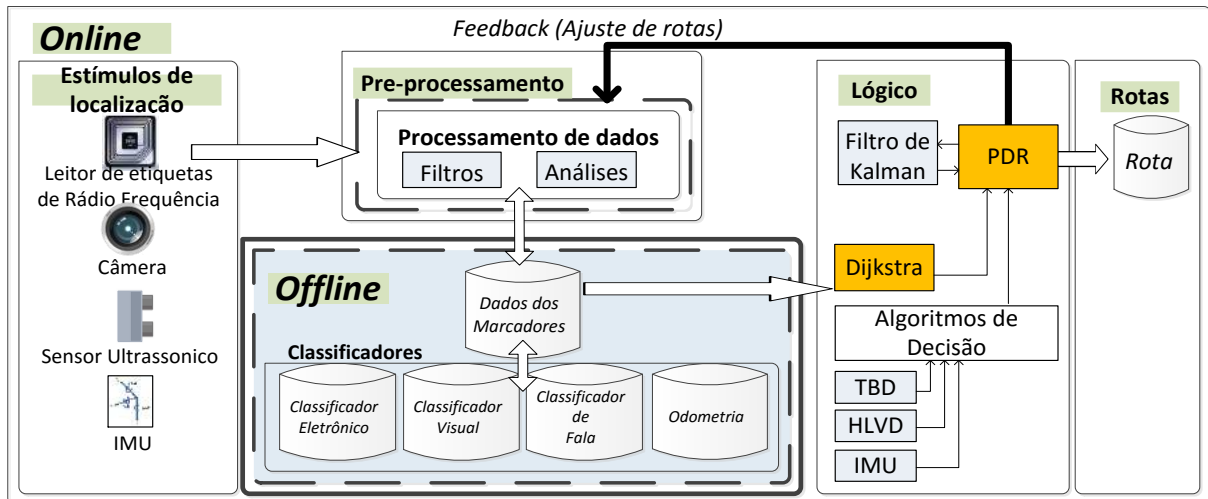


Figura 1: Arquitetura do sistema de interação proposto.

Fase Offline – nesta fase ocorre uma análise de dados que determina os melhores valores para caracterizar os marcadores. Três classificadores foram construídos: um eletrônico, para as etiquetas de rádio frequência, um visual e um classificador de áudio.

O classificador de rádio frequência utiliza a intensidade do sinal de rede do dispositivo RF FS1000A 433 MHz, da plataforma *Arduino* e uma associação das técnicas de observação de *Minimum Number of Neighbors* (MNN) e *Tracking by Detection* (TBD) para o registro de seus parâmetros.

Os classificadores dos marcadores visuais usam a *Transit Signal* (TS) como linguagem dos rótulos. *Object Marker*, *CreateSamples*, e *Traincascade* do pacote *OpenCV* foram utilizados para definir as padronizações de brilho, iluminação e o tamanho das imagens no processo de formação dos classificadores *Haar-like* [4].

A construção do classificador de áudio usou o algoritmo GMM-HMM. O filtro de *Gaussian Mixture Model* (GMM) reduziu o ruído nas faixas de áudio e um algoritmo baseado no Modelo Oculto de Markov (HMM) registrou os coeficientes mais importantes para o modelo.

Após a construção de todos os classificadores, houve uma fusão das informações em uma base de dados para identificar um marcador específico. Estas informações foram distribuídas em uma matriz de adjacência, devido ao seu baixo grau de complexidade [5]. A matriz de adjacência é preenchida de acordo com a seguinte regra:

$$E_{jk} = \begin{cases} = 1, & \text{Se os vértices estão ligados por uma aresta} \\ = 2, & \text{Se o vértice é um cruzamento} \\ = 0, & \text{senão} \end{cases}$$

A fim de executar um experimento, quatro marcadores eletrônicos (RF1, RF2, RF3 e RF4) e dez marcadores visuais (A, B, C, D, E, F, N, M, AA e BB) foram distribuídos em um corredor.

Os dispositivos de RF foram dispostos a uma altura de 2,5 metros para identificar a região e os marcadores visuais colados ao chão e nas portas para identificar locais específicos, como mostrado na Figura 2. A matriz de adjacência destes pontos é apresentada na Tabela 1.

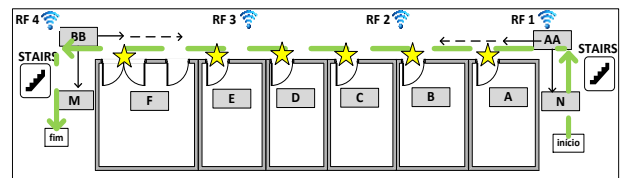


Figura 2: Cenário mapeado para o experimento.

Tabela 1: Matriz de adjacência dos marcadores dispostos no cenário.

	A	B	C	D	E	F	N	M	AA	BB
A	0	1	0	0	0	0	0	0	2	0
B	1	0	1	0	0	0	0	0	0	0
C	0	1	0	1	0	0	0	0	0	0
D	0	0	1	0	1	0	0	0	0	0
E	0	0	0	1	0	1	0	0	0	0
F	0	0	0	0	1	0	0	0	0	2
N	0	0	0	0	0	0	0	0	2	0
M	0	0	0	0	0	0	0	0	0	2
AA	2	0	0	0	0	0	2	0	0	0
BB	0	0	0	0	0	0	0	2	0	0

Fase Online – nesta fase, a navegação *indoor* executou dois processos: o reconhecimento de marcadores e o processo de ajuste sobre a localização do marcador para aumentar a confiança do uso do sistema pelo usuário e também para eliminar erros acumulados durante o tempo de execução pelo algoritmo de PDR.

Todos os dispositivos necessários para ler os marcadores do cenário foram inseridos em um par de óculos, conforme mostrado na Figura 3.

Estes dispositivos são uma câmera RGB de 5 Mb e sensores da plataforma *Arduino*: dois sensores ultrassônicos modelo HC-SR04, um receptor de sinal de rádio frequência FS1000A, acelerômetro MMA7361, giroscópio e magnetômetro HMC5883L, dispositivo de reconhecimento de voz VR3, microfone e fone de ouvido de condução óssea AFTERSHOKZ.

Para a navegação aplicou-se a fusão das técnicas *Pedestrian Dead Recognizing* (PDR), *Transit Sign*

Recognition (TSR), *Heterogeneous Landmark-based Visual Navigation* (HLVN), *Microelectro-Mechanical System* (MMS), e *Ultrasonic Navigation* (UN), a fim de aumentar a confiança sobre a localização do usuário e reduzir os riscos de acidentes.



Figura 3: Protótipo dos óculos projetados para os testes.

O PDR usa o algoritmo de Dijkstra para fornecer uma rota, procurando as melhores ligações entre os marcadores para obter o caminho mais curto através da remoção de vértices que não têm ligações possíveis [3]. Por exemplo, em um sistema de navegação a partir de N para M, o sistema cria um percurso e seleciona as instruções de áudio como mostrado na Figura 4.

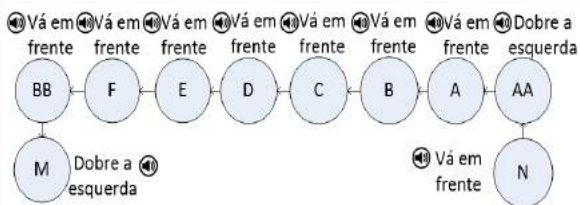


Figura 4: Caminho entre o marcador N e o marcador M e a informação do assistente de áudio.

O algoritmo de Dijkstra é responsável pela geração do menor caminho, lendo os marcadores registrados na matriz de adjacência [6].

A Figura 5 ilustra o algoritmo de Dijkstra responsável pela construção das rotas de custo mínimo neste trabalho.

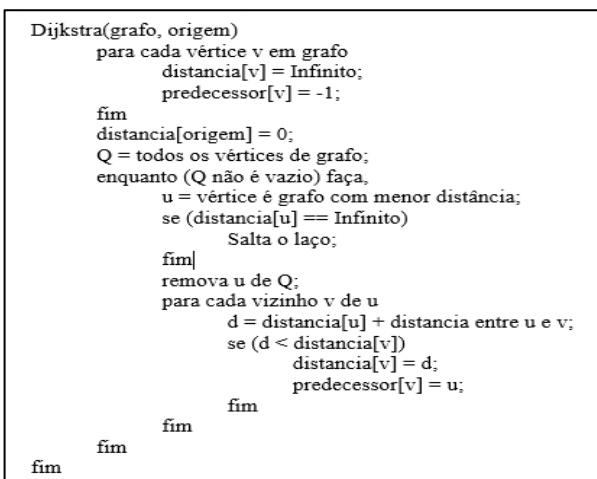


Figura 5: Algoritmo de Dijkstra.

O algoritmo de Dijkstra seguiu os 5 passos:

Passo 1: atribuir distância para todos os pares de vértices, começando pelo valor padrão infinito, menos para o vértice de origem;

Passo 2: todos os vértices são marcados como não visitados e definido o vértice corrente como o inicial;

Passo 3: iniciando pelo vértice corrente, são considerados todos os vértices vizinhos não visitados e calculadas as suas distâncias. Se a distância encontrada for menor que a anterior, esta substitui a anterior;

Passo 4: quando todos os vértices vizinhos ao vértice corrente forem visitados, estes são marcados como visitados, eliminando a necessidade de analisá-los novamente;

Passo 5: é eleito o vértice não visitado com a menor distância (a partir do vértice inicial) como o vértice corrente e o algoritmo retorna ao passo 3.

Em navegação, o cálculo de estimativa de posição (também chamado *dead*) é um processo que utiliza uma posição previamente determinada para corrigir a rota ou simplesmente avançar ao próximo marcador. Por analogia, o algoritmo de PDR é usado para significar que o processo, que tem dados gerados em uma etapa inicial (pelo algoritmo de Dijkstra, neste trabalho), poderá alterá-los em etapas posteriores.

PDR está sujeito a erros significativos devido a muitos fatores como a velocidade e a direção de deslocamento. Desta forma, outras abordagens foram aplicadas para aumentar a precisão de localização pelo sistema, como o TSR e o HLVN. Estes algoritmos são acionados para efetuar a leitura dos marcadores e permitir a confirmação da posição atual do usuário, atualizando quando necessário as informações dos marcadores.

O algoritmo TSR lê os sinais de rádio de baixa frequência na cena e aplica o filtro de Kalman para reduzir os sinais de oscilação. O algoritmo HLVN lê os marcadores visuais, aplicando processamento da imagem e a comparação com os classificadores visuais para identificar os objetos mapeados. O HLVN utiliza no processamento de imagem nas seguintes fases: captura de imagens, pré-processamento, segmentação de características e extração de características [7].

A captura de imagens consiste em receber as imagens da câmera, aplicando um pré-processamento que realiza uma calibração radiométrica e do histograma de acordo com as configurações de contraste e brilho nas imagens definidas previamente. Nesta etapa também são executados algoritmos de transformações morfológicas para redução de ruído. A etapa de segmentação aplica os filtros de Canny e Sobel para destacar bordas internas e externas dos objetos. Na etapa de extração de características se aplica filtros de detecção de cor para destacar as características de cores dos objetos.

A fim de reconhecer visualmente os objetos mapeados, o algoritmo de HLMV utiliza classificadores *Haar-Like* e *CanShift*. Esses algoritmos facilitam a execução de ações específicas feitas na etapa de interpretação [7]. A odometria usa acelerômetro e giroscópio para indicar a direção e a velocidade de deslocamento adotada pelo usuário. A navegação ultrassônica utiliza os parâmetros de tempo e distância para a percepção de obstáculos não mapeados.

A orientação de áudio permite ao usuário uma interação mais natural. A recepção do comando de voz

usa *Vocal Track Length Normalization* (VTLN) e *Maximum Likelihood Linear Regression* (MLLR). O VTLN normaliza o comprimento do trato vocal para abordar a questão do alto-falante macho-fêmea e o MLLR permite perceber as nuances gerais da fala do usuário para adaptar o sistema.

Resultados

Vinte usuários avaliaram a eficiência do sistema proposto após receber uma breve explicação de sua utilização, registrado no Comitê de Ética com o registro CAEE 58312716.7.0000.5020. Cada usuário fez 5 navegações, totalizando 100 testes. Em cada navegação foi registrado o tempo gasto no caminho e a eficiência da percepção dos marcadores. A velocidade média de caminhada dos usuários foi de 1,11 m/s.

Os resultados mostraram um tempo médio de 0,4 segundos no reconhecimento de RF e marcadores visuais a uma taxa de 94,92% de sucesso. O sistema de percepção ultrassônica conseguiu identificar os obstáculos localizados no centro, do lado direito e do lado esquerdo a uma taxa de sucesso de 98,33%.

Além das questões técnicas sobre os algoritmos, também foram levantadas informações mais subjetivas para atender as questões principalmente relacionadas a usabilidade. Assim, os usuários foram submetidos a seis questões (Tabela 2).

A Pergunta 1 foi sobre a qualidade da orientação obtida pelo sistema. A Pergunta 2 foi sobre a capacidade do sistema para proporcionar liberdade ou independência para os usuários na navegação ao longo do caminho. A Pergunta 3 era sobre a importância do sistema para a identificação de informações sobre a posição e/ou localização atual. A Pergunta 4 foi sobre o quanto o sistema era confiável para o usuário. A Pergunta 5 foi sobre o tempo de resposta do sistema e a Pergunta 6 sobre a usabilidade geral do sistema.

As respostas sobre estas questões apontam onde a pesquisa e o protótipo devem ser melhorados, a fim de satisfazer os usuários.

Tabela 2: Resultados das perguntas após os experimentos.

Questão	Nível de Desempenho Avaliação				
	Excelente	Muito bom	Bom	Satisfatório	Ruim
1 Qualidade da orientação	55%	30%	5%	5%	5%
2 Independência	35%	35%	25%	5%	0%
3 Localização	35%	35%	25%	5%	0%
4 Confiabilidade	55%	20%	10%	15%	0%
5 Tempo de resposta	35%	35%	20%	10%	0%
6 Usabilidade	5%	65%	20%	10%	0%

Discussão

Observando os dois melhores resultados de avaliação de desempenho (Excelente ou Muito Bom), percebe-se que: 85% aprovaram a qualidade da orientação, 75% aprovaram a confiabilidade, 70% aprovaram a

independência do sistema, modelo de localização adotada, tempo de resposta e usabilidade.

A próxima meta é testar algoritmos que permitam ao sistema gerar as rotas com maior grau de certeza. Esta necessidade foi percebida após os testes dos algoritmos de navegação, onde os erros acumulados ao longo do percurso distanciavam o usuário da posição correta, exigindo a aplicação de marcadores intermediários entre os pontos de interesse em uma navegação.

Conclusão

Este artigo apresenta um dispositivo vestível de baixo custo para a navegação *indoor* e um sistema de mapeamento misto interior, desenvolvido para resolver os problemas relatados pelos usuários deficientes visuais ao caminhar sozinhos.

Os resultados mostraram que a abordagem adotada é promissora, entre outras características, também pela sua capacidade de expansão.

Referências

- [1] Colombo, A., Fontanelli, D., Macii, D., Palopoli, L., "Flexible indoor localization and tracking based on a wearable platform and sensor data fusion", IEEE Trans. Instrum. Meas., vol. 63, no. 4, pp.864 -876, 2014.
- [2] Changhong, F.; Carrio, A.; Olivares-Mendez, M.A.; Suarez-Fernandez, R.; Campoy, P. Robust real-time vision-based aircraft tracking from Unmanned Aerial Vehicles. 2014 IEEE Int. Conf. on Robotics and Automation (ICRA), pp. 5441 – 5446.
- [3] Wilk, P.; Karciarz, J. "Optimization of map matching algorithms for indoor navigation in shopping malls", 2014 Int. Conf. on Indoor Positioning and Indoor Navigation (IPIN), On page(s): 661 – 669, 2014.
- [4] Królak, A., "Use of Haar-like features in vision-based human-computer interaction systems," New Trends in Audio & Video and Signal Processing: Algorithms, Architectures, Arrangements, and Applications (NTAV/SPA), 2012 Joint Conference, pp. 139-142, 2012.
- [5] Drouilly, R.; Rives, P.; Morisset, B. "Hybrid metric-topological-semantic mapping in dynamic environments", Intelligent Robots and Systems (IROS), 2015 IEEE/RSJ International Conference on, On page(s): 5109 – 5114.
- [6] Chuang, R.; Jianping, L.; Yu, W. "Map navigation system based on optimal Dijkstra algorithm", 2014 IEEE 3rd International Conference on Cloud Computing and Intelligence Systems, pp. 559 – 564, 2014.
- [7] Lu, Y., Song, D., "Visual navigation using heterogeneous landmarks and unsupervised geometric constraints", IEEE Transactions on Robotics, vol. 31, pp. 736-749, 2015.

EDUCHH: SOFTWARE PARA APOIO AO ENSINO DAS PROPRIEDADES ELÉTRICAS DE NEURÔNIOS

N. F. Oshiyama^{1*}, A. Fim Neto^{2**}, R.A. Bassani^{*} e J. W. M. Bassani^{3***}

* Centro de Engenharia Biomédica, Universidade Estadual de Campinas, Campinas, Brasil

** Faculdade de Engenharia Elétrica e de Computação, Universidade Estadual de Campinas, Campinas, Brasil

e-mail: natalia@ceb.unicamp.br

Resumo: A geração do potencial de ação (PA) é um processo biofísico complexo que envolve propriedades passivas da membrana, propriedades de canais e transportadores iônicos, e gradientes eletroquímicos através da membrana. Programas computacionais de apoio ao ensino podem ser ferramentas úteis para melhor compreensão de conceitos de bioeletricidade. Este trabalho propõe um programa, desenvolvido em Microsoft ExcelTM, para apoio ao ensino do processo de geração do PA neural e inclui uma ferramenta de simulação do modelo matemático do PA de axônio gigante de lula, desenvolvido por Hodgkin e Huxley.

Palavras-chave: Ensino, modelo computacional, potencial de ação, canais iônicos

Abstract: *The generation of the action potential (AP) is a complex biophysical process that involves passive properties of the cell membrane, properties of ion channels and transporters, and transmembrane electrochemical gradients. Computer programs may be useful tools to help learning bioelectricity concepts. The educative program presented in this article, developed in Microsoft ExcelTM, is focused in the process of neural AP generation, and includes a module for simulation of the mathematical model proposed by Hodgkin and Huxley for the AP in the squid giant axon.*

Keywords: *Teaching, computational modeling, action potential, ionic channels*

Introdução

A membrana celular atua como barreira seletiva para passagem de moléculas e íons entre os meios intra- e extracelular. O fluxo transmembrana, principalmente do íon K^+ , leva ao estabelecimento de uma diferença de potencial elétrico (E_m), que é negativo na face interna da membrana com relação à externa durante o repouso.

A aplicação de um estímulo adequado a uma célula excitável despolarizará a membrana, i.e., fará com que E_m se torne menos negativo que o valor de repouso (E_R). Caso E_m atinja um valor limiar, que depende da abundância e das propriedades dos canais de Na^+ dependentes de tensão presentes na membrana, ocorre a abertura de uma massa crítica destes canais, causando o disparo de um potencial de ação (PA). Este consiste de uma variação não-linear e transitória de E_m . Quando a condutância da membrana ao Na^+ (G_{Na}) aumenta, E_m

tende ao potencial de equilíbrio deste íon (E_{Na}), que é cerca de +50 mV, e, portanto, torna-se progressivamente menos negativo e chega a se inverter. Com a inativação desses canais, que causa declínio de G_{Na} , e o lento aumento da condutância da membrana ao K^+ (G_K) devido à abertura de canais dependentes de tensão, seletivos para este íon, E_m passa a tender ao potencial de equilíbrio do K^+ (E_K ; ~-80 mV), ocorrendo então a fase de repolarização do PA [1].

Hodgkin e Huxley foram os primeiros a descrever quantitativamente as bases iônicas da excitação celular. A partir de medições eletrofisiológicas em axônio gigante de lula, estes autores conseguiram modelar matematicamente as correntes de Na^+ e K^+ , através de canais dependentes de tensão de condutância variável, e a corrente de vazamento (constituída principalmente por fluxo de Cl^-) através de canais não regulados. Estas correntes dependem da força eletromotriz gerada pela diferença entre E_m e o potencial de equilíbrio do íon, bem como da condutância da membrana ao íon [2].

Como o estudo das propriedades elétricas de células excitáveis envolve conceitos de diversas áreas do conhecimento (e.g. biologia, física e química), não é incomum que a adequada apreensão do conteúdo neste tema seja prejudicada por insuficiência de bases teóricas nas áreas envolvidas e/ou pela dificuldade de integração de conceitos de modo transdisciplinar. No presente trabalho, é apresentado um *software* educativo (EduCHH) que contempla os fenômenos supracitados, para apoio didático em cursos de graduação e pós-graduação na área de Engenharia Biomédica, bem como em Ciências Biológicas e da Saúde. No desenvolvimento desta ferramenta, procurou-se manter um equilíbrio entre o formalismo dos conceitos e o panorama geral da bioeletricidade, um dos principais desafios da biofísica [3], de modo que o usuário possa compreender de forma mais intuitiva os conceitos envolvidos na geração do PA. O *software* ainda inclui uma ferramenta de simulação do modelo de Hodgkin e Huxley que permite ao usuário aprofundar seus conhecimentos em biofísica de células excitáveis.

Materiais e métodos

O *software* EduCHH foi desenvolvido para que pudesse ser executado em computadores com diferentes versões de sistemas operacionais sem necessidade de ser

instalado na máquina. Para isso, foi escolhida a plataforma Microsoft Excel™, um editor de planilhas altamente difundido, que permite realizar cálculos e criar interfaces gráficas a partir de programação com a linguagem Visual Basic. O programa ocupa somente 557 KB de memória do disco rígido do computador e requisita no máximo 79,6 MB da memória principal (RAM). Este programa foi desenvolvido para que professores e alunos possam utilizá-lo como ferramenta de apoio para entendimento da atividade elétrica de células neurais, e está disponível para download no site: <http://www.ceb.unicamp.br/~natalia>.

São apresentados diversos princípios básicos envolvidos na geração do PA dentro de três tópicos principais: Origem dos Biopotenciais, Propriedades Elétricas de Células Excitáveis, e Bases Iônicas da Geração do PA. Estes tópicos foram escolhidos com base no programa didático da disciplina EA997, Introdução à Engenharia Biomédica, ministrada pelo Departamento de Engenharia Biomédica da Faculdade de Engenharia Elétrica e de Computação da Universidade Estadual de Campinas. No EducHH também foi incluído um módulo de simulação do PA de axônio gigante de lula (i.e., modelo de Hodgkin e Huxley) em que é possível variar os seguintes parâmetros: (1) de estimulação: o usuário pode escolher utilizar um ou dois pulsos de corrente, bem como a amplitude e duração dos pulsos e intervalo entre eles; (2) de simulação: tempos inicial e final de simulação; (3) iônicos: concentrações intra- e extracelulares de Na⁺, K⁺ e Cl⁻, além da condutância máxima da membrana a estes íons; (4) capacitância de membrana; e (5) temperatura. Pode-se ainda fazer a simulação com os valores padrões que foram utilizados no trabalho original de Hodgkin e Huxley [2]. Todas as explicações sobre o funcionamento do *software* podem ser acessadas na página inicial, clicando-se no botão *Instruções de Uso do Software*.

No tópico “Origem dos Biopotenciais”, há seções em que são apresentadas as principais propriedades da membrana celular, a existência de assimetria de concentrações iônicas entre os meios intra- e extracelular, a manutenção desta assimetria por transportadores ativos de íons, principalmente a ATPase Na⁺/K⁺, o potencial de equilíbrio dos íons aos quais a membrana é permeável e, finalmente, a origem de E_R.

No tópico de “Propriedades Elétricas de Células Excitáveis”, são apresentadas as respostas sub- e supralimiar da membrana a estímulos elétricos, além de fenômenos relativos à resposta à estimulação elétrica, como latência, acomodação, adição latente, refratariedade e a relação intensidade vs. duração.

No último tópico, é apresentada a base iônica da geração do PA, sendo mostradas a forma de onda do PA, e as correntes e variações de condutância iônica que modulam sua forma de onda, incluindo a descrição quantitativa de correntes iônicas e do E_m pelo modelo de Hodgkin e Huxley.

No modelo de Hodgkin e Huxley, quatro equações diferenciais acopladas descrevem a ativação e

inativação do canal de Na⁺, a ativação do canal de K⁺ e a variação de E_m ao longo do tempo [2, 4, 5].

A variação dos parâmetros de ativação (*m*) e inativação (*h*) do canal de Na⁺ ao longo do tempo (Equações 1 e 2, respectivamente) é descrita por meio de taxas de transição do estado não-permissivo (simplificação dos estados fechado e inativado) para o permissivo (aberto) (α_m e α_h , Equações 3 e 5) e do estado permissivo para o não-permissivo (β_m e β_h , Equações 4 e 6).

$$dm/dt = \alpha_m \cdot (1 - m) - \beta_m \quad (1)$$

$$dh/dt = \alpha_h \cdot (1 - h) - \beta_h \quad (2)$$

$$\alpha_m = 0,1 \cdot (E_m + 40) / (1 - e^{-0,1 \cdot (E_m + 40)}) \quad (3)$$

$$\beta_m = 4 \cdot e^{-0,056 \cdot (E_m + 65)} \quad (4)$$

$$\alpha_h = 0,07 \cdot e^{-0,05 \cdot (E_m + 65)} \quad (5)$$

$$\beta_h = 1 / (1 + e^{-0,1 \cdot (E_m + 35)}) \quad (6)$$

No caso do canal de K⁺, somente a ativação é considerada. A variação do parâmetro de ativação (*n*) ao longo do tempo (Equação 7) também é representada por meio de taxas de transição do estado não-permissivo para o permissivo (α_n , Equação 8) e do estado permissivo para o não-permissivo (β_n , Equação 9).

$$dn/dt = \alpha_n \cdot (1 - n) - \beta_n \quad (7)$$

$$\alpha_n = 0,01 \cdot (E_m + 55) / (1 - e^{-0,1 \cdot (E_m + 55)}) \quad (8)$$

$$\beta_n = 0,125 \cdot e^{-0,0125 \cdot (E_m + 65)} \quad (9)$$

A variação de E_m ao longo do tempo (dE_m/dt) foi equacionada como na Equação 10, onde I_{stim} é a corrente de estimulação, I_{Na} , I_K e I_L são as correntes de Na⁺, K⁺ e de vazamento, respectivamente, e C_m é a capacitância de membrana, cujo valor é 1 μF/cm².

$$dE_m/dt = (I_{stim} - I_{Na} - I_K - I_L) / C_m \quad (10)$$

A correntes iônicas I_{Na} , I_K , e I_L são descritas pelas Equações 11, 12 e 13, respectivamente, e são consideradas como o produto da condutância máxima ao íon ($G_{Na} = 120$ mS/cm², $G_K = 36$ mS/cm², $G_L = 0,3$ mS/cm²), dos respectivos parâmetros de ativação e inativação, e da força eletromotriz, i.e., a diferença entre E_m e o potencial de equilíbrio do íon ($E_{Na} = 50$ mV, $E_K = -77$ mV, $E_L = -54$ mV).

$$I_{Na} = G_{Na} \cdot m^3 \cdot h \cdot (E_m - E_{Na}) \quad (11)$$

$$I_K = G_K \cdot n^4 \cdot (E_m - E_K) \quad (12)$$

$$I_L = G_L \cdot (E_m - E_L) \quad (13)$$

As soluções das equações diferenciais são obtidas aplicando-se o método de Euler [6].

Na seção de Resultados deste artigo, é proposto um exemplo do uso da ferramenta de simulação como um complemento aos conhecimentos que podem ser obtidos pelo EducHH. Este roteiro foi criado para abordar os principais conceitos envolvidos na geração do PA: potencial de equilíbrio dos íons, potencial de repouso da célula, resposta à estimulação sub- e supralimiar, relação entre intensidade e duração do estímulo necessário para excitação celular, e propriedades dos canais iônicos dependentes de tensão.

Resultados

Entre as várias possibilidades de aplicação deste programa, propõe-se que o aluno entre no módulo de simulação do modelo de Hodgkin e Huxley e observe os valores de $[K^+]_i$ e $[K^+]_o$ no axônio gigante de lula, que podem ser encontrados ao clicar em “Lista com o valor padrão de cada parâmetro”. A partir destes valores, o aluno pode calcular o potencial de equilíbrio do K^+ para a temperatura de $6,3^\circ C$, que foi a utilizada nos experimentos de Hodgkin e Huxley [2]. Em seguida, o aluno pode fazer a simulação do PA neural com os valores padrões que foram utilizados no trabalho original de Hodgkin e Huxley [2] e observar o valor de E_R . O E_R é próximo do valor de E_K ? De acordo com a equação de Nernst [1], $E_K = -72$ mV e, de acordo com a simulação, o E_R é ~ -63 mV, o que é esperado, já que o K^+ é o principal, mas não o único íon cujo fluxo transmembrana determina E_R . O que acontece com o valor de E_K se a $[K^+]_o$ for diminuída pela metade (de 20 para 10 mM)? Pela equação de Nernst, o E_K será mais negativo. Pela simulação, o E_R se torna também mais negativo (~ -68 mV) do que quando a $[K^+]_o = 20$ mM. Neste caso, porém, não ocorre disparo do PA em resposta ao estímulo, como pode ser observado na Figura 1 (painel inferior). Por que isto ocorre? O limiar de estimulação da célula é alterado quando a $[K^+]_o$ é diminuída?

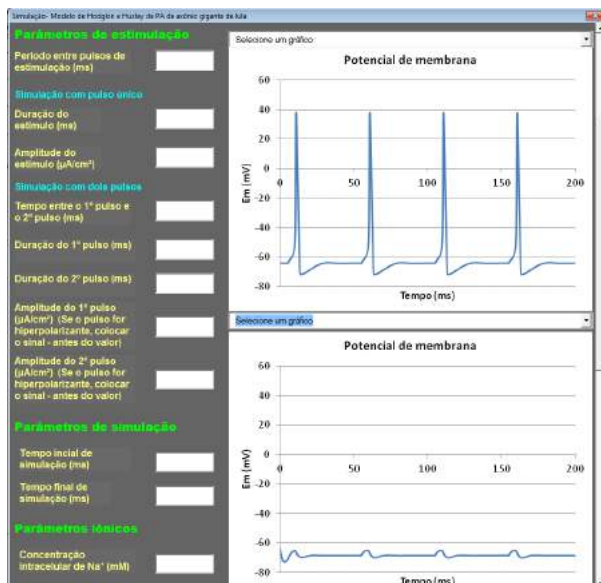


Figura 1. Potencial de membrana obtido a partir de simulações com pulso estimulatório de 5 ms de duração e densidade de $2 \mu A/cm^2$. No gráfico superior a $[K^+]_o = 20$ mM, enquanto que, no inferior, $[K^+]_o = 10$ mM.

Estas perguntas podem ser respondidas com a informação apresentada no Tópico 2 do EducHH, que trata das propriedades elétricas de células excitáveis. Neste tópico, é explicado que o limiar de estimulação da célula depende do potencial em que são abertos os canais de Na^+ dependentes de tensão presentes na membrana. Este valor limiar de E_m não depende da $[K^+]_o$. Também é mostrado no Tópico 2, que, quando a célula é estimulada eletricamente, a resposta da membrana é equivalente à resposta de um circuito

composto de uma resistência em paralelo com um capacitor. Portanto, a variação de E_m segue a forma de onda de uma função exponencial, cujo *plateau* é proporcional à amplitude da corrente elétrica aplicada, e cuja constante de tempo é proporcional ao produto da resistência e da capacitância da membrana. Mesmo que a resposta elétrica passiva da membrana seja a mesma em ambos os valores de $[K^+]_o$, no caso da simulação com $[K^+]_o = 10$ mM, esta resposta se inicia a um valor de E_m mais negativo, de modo que o E_m de *plateau* não atinge o potencial limiar para excitação da célula. Portanto, neste caso, a despolarização da membrana evocada pelo estímulo deve ser maior para que o PA seja gerado e, para isto, é necessária maior densidade de corrente elétrica. O aluno pode então aumentar gradualmente a densidade desta corrente para determinar qual será seu novo valor limiar. O aluno também pode explorar a possibilidade de levar E_m ao seu valor limiar usando um estímulo com a mesma amplitude, porém com maior duração, a partir da informação, apresentada no programa, da existência de uma relação entre intensidade e duração de estímulo efetivo para excitação (curva I vs. D). O aluno pode então, ao invés de adicionar um valor ao campo “Amplitude do Estímulo”, aumentar a duração de 5 para 10 ms ou valores maiores, sem, no entanto, conseguir restaurar a capacidade do estímulo em induzir a geração de PA. Por que isto acontece? Na seção sobre a curva I vs. D, é informado que existe um valor mínimo de corrente necessária para que o limiar de excitação da célula seja atingido, denominada de corrente de rebase [1]. Quando $[K^+]_o = 10$ mM, provavelmente a corrente de rebase deve ter densidade maior do que a padrão utilizada na simulação. O aluno poderá verificar esta possibilidade levantando a relação I vs. D para ambos os valores de $[K^+]_o$ (Tabela 1).

Tabela 1: Duração e densidade limiar de corrente estimulatória necessárias para que um potencial de ação seja evocado para diferentes valores de concentração extracelular de K^+ ($[K^+]_o$).

Duração (ms)	Densidade de corrente ($\mu A/cm^2$)	
	$[K^+]_o = 10$ mM	$[K^+]_o = 20$ mM
1	10,5	5,3
2	6,0	2,9
3	4,7	2,2
4	4,2	1,8
5	4,0	1,7
6	3,9	1,6
7	3,9	1,6
8	3,9	1,6
9	3,9	1,6
10	3,9	1,6

Qual poderia ser a outra maneira de disparar o PA quando o axônio é perfundido com solução com $[K^+] = 10$ mM e são utilizados os valores padrões de

intensidade e duração? Quando o modelo de Hodgkin e Huxley é explicado no Tópico 3, o aluno observa que a variação da condutância da membrana aos íons ao longo do tempo é proporcional ao produto da condutância máxima e dos respectivos parâmetros de ativação e inativação, que são dependentes do tempo. Portanto, se a condutância máxima ao Na^+ for aumentada, maior será o valor absoluto G_{Na} atingido durante a estimulação e a taxa de despolarização da membrana, de modo que um número considerável de canais de Na^+ será ativado antes do término do pulso estimulatório. Na Figura 2, pode-se observar que, quando G_{Na} é aumentada de 120 para 270 mS/cm^2 , um PA pode ser evocado por um estímulo igual ao anteriormente usado.

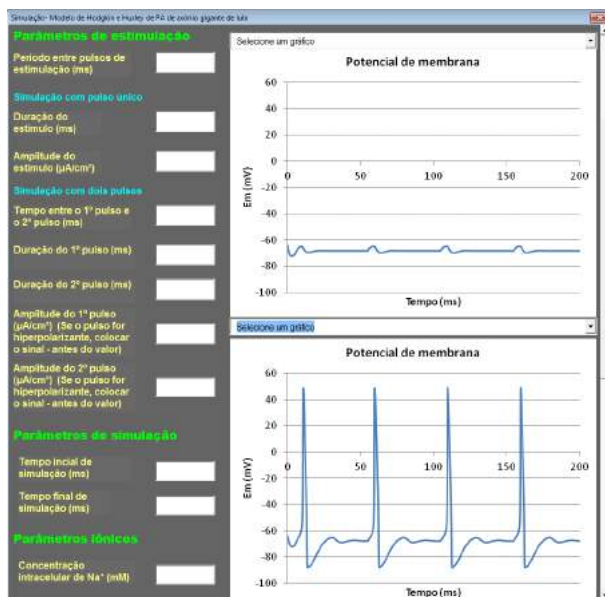


Figura 2. Potencial de membrana sob estimulação com pulsos de corrente de duração de 5 ms e densidade de 2 $\mu\text{A/cm}^2$, e $[\text{K}^+]_o = 10 \text{ mM}$. Nos painéis superior e inferior, a condutância da membrana ao Na^+ é 120 e 270 mS/cm^2 , respectivamente.

Esta é uma das muitas possibilidades de roteiro que mostra como o programa EducHH pode auxiliar alunos a entender melhor fenômenos bioelétricos celulares.

Em uma janela, quatro gráficos podem ser gerados. Além dos gráficos de E_m , gráficos que ilustram a corrente estimulatória, as condutâncias iônicas (G_{Na} e G_{K}) e os parâmetros de ativação (m e n) e inativação (h) em função do tempo podem ser gerados. O usuário pode selecionar quatro gráficos referentes a uma única simulação, ou de simulações com diferentes parâmetros, o que permite a comparação de resultados como mostrado nesta seção.

Nos tópicos e seções do programa que discorrem sobre os conceitos básicos, basta o usuário seguir os passos indicados no programa. Há exercícios de fixação e pequenos lembretes de definições e noções teóricas que merecem especial atenção, por meio de uma interface simples, que possibilita a interação do usuário com o *software*.

Discussão

Atualmente, há três programas gratuitos mais conhecidos para simulação de PA neural: NERVE (<http://nerve.bsd.uchicago.edu/>), HHsim (<http://www.cs.cmu.edu/~dst/HHsim/>) e LabAXON (<http://www.labheart.org/index.php?site=download.php>). No entanto, estes programas necessitam de conhecimento prévio sobre os conceitos de geração do PA para serem utilizados. No caso do EducHH, o usuário segue uma sequência de passos, nos quais são introduzidas as bases iônicas da geração do PA, e então ele é encorajado a utilizar a simulação para complementar e reforçar os conceitos vistos anteriormente. Diferentes roteiros de uso desta ferramenta podem ser explorados pelos professores para diferentes graus de desafio e aplicação dos conhecimentos adquiridos pelos alunos.

Conclusão

EducHH é um programa de apoio ao ensino de propriedades elétricas de neurônios que inclui uma ferramenta de simulação do modelo de Hodgkin e Huxley. Devido à ampla utilização do pacote Microsoft Office™ em computadores pessoais e ambientes educacionais, o *software* pode ser facilmente utilizado por um grande número de usuários. A interface é simples e amigável, o que possibilita a utilização do programa por professores e alunos como uma plataforma de apoio ao ensino de Biofísica em cursos de Engenharia Biomédica, e das áreas de Ciências Biológicas e da Saúde.

Agradecimentos

Ao Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico, CNPq (Proc. 163911/2012-6, AFN, 300632/2005-3, JWMB), e à EDUCORP/UNICAMP pelo apoio financeiro.

Referências

- [1] Aidley DJ. The physiology of excitable cells. 4. ed. Cambridge: Cambridge University Press; 1998.
- [2] Hodgkin AL, Huxley AF. A quantitative description of membrane current and its application to conduction and excitation in nerve. *J Physiol.* 1952; 117:500-544.
- [3] What is biophysics? Accessed: 2016. Available from: <http://www.biophysics.org/portals/1/pdfs/what%20is%20biophysics%20brochure.pdf>.
- [4] Hille B. Ionic channels of excitable membranes. 2. ed. Massachusetts: Sinauer Associates Inc.; 1992.
- [5] Şengül S, Clewley R, Bertram R, Tabak J; Determining the contributions of divisive and subtractive feedback in the Hodgkin-Huxley model. *J Comput Neurosci.* 2014; 37:403–415.
- [6] Parker TS, Chua LO. Practical numerical algorithms for chaotic systems. Berlin: Springer Verlag; 1989.

ACUPUNTURA X LASER NO ALÍVIO DA DOR E NO GANHO DA AMPLITUDE DE MOVIMENTO NA SÍNDROME DO IMPACTO

Lidiane Ribeiro Giugni¹, Vicente Machado Neto^{1,2}, Miguel Antonio Sovierzoski^{1,2}

¹ Programa de Pós Graduação em Engenharia Biomédica – PPGEB

² Departamento de Eletrônica – DAELN_CT

^{1,2} Universidade Tecnológica Federal do Paraná - UTFPR, Curitiba, Brasil.

e-mail: ligiugni@hotmail.com

Resumo: A Síndrome do Impacto no Ombro é uma das principais causas de dor no ombro, principalmente em pessoas que realizam atividade física ou de trabalho que envolva a elevação do braço acima da cabeça. Os principais sintomas associados são a restrição de amplitude de movimento e consequente limitação de atividades de vida diária e prática esportiva. Dessa maneira o tratamento adequado dos sintomas e a correção dos possíveis fatores relacionados ao surgimento dessa síndrome são fundamentais para o restabelecimento da função do ombro e retorno às atividades. O presente estudo teve por objetivo avaliar os efeitos da Acupuntura e do Laser de baixa intensidade no tratamento da Síndrome do Impacto. Participaram do estudo 12 pacientes de uma clínica de fisioterapia de Curitiba. Para a seleção dos participantes foi realizada uma entrevista para seleção prévia. Em seguida uma anamnese, e a aplicação dos questionários para avaliação da dor, protocolo para obtenção da amplitude de movimento, além do diagnóstico pela Medicina Tradicional Chinesa. Os pacientes foram divididos aleatoriamente em dois grupos de $n = 6$, e submetidos a dez atendimentos da terapia proposta para cada grupo, três vezes na semana. Os mesmos métodos foram utilizados para a reavaliação. Os resultados do estudo demonstraram uma significância pós-tratamento no alívio da dor, um aumento da amplitude de movimento e nos sintomas psicossomáticos em ambos os tratamentos. O grupo que se tratou com acupuntura houve uma melhora mais significativa dos sintomas que o grupo que se tratou com Laser.

Palavras-chave: Síndrome do Impacto no Ombro, acupuntura, Laser, dor no ombro, Medicina Tradicional Chinesa.

Abstract: *The Shoulder Impingement Syndrome is one of the leading causes of shoulder pain, mainly in people who perform physical work or activity that involves raising the arm above the head. The main symptoms are associated with the restriction of range of motion and consequent limitation of daily life activities and sports. In this manner the proper treatment of symptoms and the correction of possible factors related to the emergence of SIS are fundamental to the restoration of shoulder function and return to the activities. The present study*

aimed to evaluate the effects of acupuncture and low intensity Laser in the treatment of syndrome. Participated in this study 12 patients at a clinic of physiotherapy of Curitiba. For the selection of participants was conducted an interview to prior selection. After a history, and applied the questionnaires for assessment of pain, Protocol for obtaining the range of motion, beyond the diagnosis by Traditional Chinese Medicine. The patients were randomly divided into two groups of $n = 6$, and subject to ten sessions of therapy proposed for each group, three times a week. The same methods were used for the reevaluation. The results showed that there was a significant post treatment in pain relief and an increase in rang of motion and psychosomatic symptoms in both treatments, but the group who received acupuncture had a more significant improvement of then the Laser group.

Keywords: *Shoulder Impingement Syndrome, acupuncture, Laser, shoulder pain, Traditional Chinese Medicine.*

Introdução

A Síndrome do Impacto no Ombro (SIO) foi descrita por Neer em 1972, como sendo uma condição dolorosa que afeta os músculos e tendões do manguito rotador e a bursa subacromial através da compressão entre a cabeça do úmero e o arco coracoacromial, sendo esta condição a causa mais freqüente de dor e da diminuição da amplitude de movimento nesta articulação [1, 2]. É uma das condições que mais leva a inatividade do trabalho ou da prática de atividades físicas. Existem vários fatores que podem causar a síndrome do impacto, dentre elas o impacto repetido entre o arco coracoacromial e os músculos do manguito rotador, principalmente o músculo supraespinhal, que é o mais frequentemente lesionado [2]. Quanto a sua epidemiologia, a SIO é a mais comum entre as lesões de ombro e envolve cerca de 10 a 40% da população em geral, aumentando essa porcentagem com o aumento da idade [3]. A SIO ocorre principalmente em pessoas que exercem funções ou atividades físicas com o membro superior em flexão, abdução por longo período, vibração ou carga excessiva nos membros superiores. As mulheres são mais propensas a relatar incapacidade física e dor quando comparadas aos homens [4].

Uma das maneiras de tratar um paciente com a síndrome do impacto em ombro é utilizando terapias alternativas, como o uso do Laser ou a Acupuntura.

O Laser é a abreviação da expressão inglesa “*Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation*”, que significa amplificação de luz por emissão estimulada da radiação. Ele é um tipo de energia que se transforma em energia luminosa, de acordo com a matéria que a produz [5]. Essa luz é um tipo de radiação eletromagnética não ionizante, com características especiais que diferem da luz comum [6].

Para tratamentos terapêuticos usa-se o Laser de baixa intensidade, pois utilizam radiações emitidas com potência média ou baixa, sem potencial destrutivo. É o caso do Laser de Arsenieto de Galio (As-Ga) que emite uma potência considerada média, apresentando assim um potencial terapêutico destacado em lesões profundas, do tipo articular e muscular. Os efeitos terapêuticos do Laser de baixa intensidade podem ser: analgésicos, anti-inflamatórios, cicatrizante e antiedematoso [7, 8].

A acupuntura é uma técnica da Medicina Tradicional Chinesa (MTC), que consiste na inserção de agulhas em pontos anatômicos específicos do corpo, com o objetivo de produzir efeito terapêutico ou analgésico [9]. É uma terapia que visa o equilíbrio do corpo e da mente por meio do estímulo em pontos de acúmulo de energia ao longo de linhas corporais conhecidas como meridianos de acupuntura, na visão clássica. Alguns de seus mecanismos de ação, como a analgesia, são comprovados pela medicina ocidental [10].

A Fisioterapia tem um importante papel na melhora do controle da dor e no aumento ou manutenção das habilidades funcionais do paciente em casa ou no trabalho, assim como na redução de outros sintomas que lhe causam sofrimento [11]. A fim de buscar uma alternativa mais eficaz no alívio da dor e da restrição da amplitude de movimento, o presente estudo buscou avaliar dois recursos utilizados na fisioterapia: a eletroterapia com a aplicação da Laser e a Acupuntura, com a inserção de agulhas, para verificar qual recurso é mais eficaz.

Materiais e Métodos

O estudo se qualifica em pesquisa aplicada quanto a sua natureza, exploratória quanto aos objetivos, qualitativa quanto a sua abordagem do problema e experimental em relação aos procedimentos técnicos. Sua área de atuação foi a Fisioterapia e a Medicina Tradicional Chinesa aplicada a ortopedia e traumatologia em pacientes com SIO, buscando cientificidade na aplicação das técnicas da acupuntura e Laser [12].

A população do estudo foram mulheres, caucasianas, na faixa etária de 25 a 65 anos e com diagnóstico de SIO.

A média da idade das participantes foi de 48 anos. 65% eram casadas, 87% tinham filhos, 45% praticavam alguma atividade física pelo menos duas vezes na semana e 60% exerciam alguma atividade profissional.

Os critérios de inclusão utilizados foram: 1) Ter diagnóstico clínico realizado pelo médico e pela clínica; 2) Ter a principal queixa de dor e diminuição da

amplitude de movimento; 3) O critério de ser caucasiana será utilizado para restringir a amostra. Os critérios de exclusão: 1) Não cumprir o protocolo de atendimento; 2) Ter outras patologias ortopédicas associadas; 3) Estar submetido a outros tipos de tratamentos para alívio da dor. Essa pesquisa foi realizada em uma clínica de fisioterapia.

Quanto à amostra da pesquisa foram selecionadas participantes de acordo com a disponibilidade para fazer as sessões e de acordo com os critérios de inclusão e exclusão. Os participantes foram aleatoriamente separados em dois grupos; O GA (grupo da Acupuntura) e o GL (grupo do Laser). Cada grupo continha 6 participantes determinados aleatoriamente.

Primeiramente foi realizado um levantamento teórico sobre a síndrome do impacto no ombro, das técnicas de Acupuntura e sobre utilização do Laser. Em seguida iniciou-se a parte prática com uma entrevista qualificativa que teve por objetivo selecionar as participantes da pesquisa. Depois de selecionados os pacientes, foi realizada uma anamnese com cada paciente, para avaliar aspectos físicos e psicológicos.

Para a avaliação da dor foi aplicado o Questionário McGill de dor, que tem por objetivo avaliar, de um ponto de vista tridimensional, a dor. Ele é usado para avaliar qualitativa e quantitativamente o relato das experiências de dor. Também foi utilizada a escala visual da dor (EVD), aonde a cada atendimento os pacientes tiveram que quantificar a sua dor, de maneira geral, atribuindo uma nota de zero a dez (zero = dor nenhuma e 10 = dor insuportável). Esse critério foi aplicado todos os dias de atendimento com cada paciente, no início e no final de cada atendimento.

Na avaliação da amplitude de movimento foi utilizado a Goniometria. Foram avaliados e comparados os movimentos de flexão, extensão, rotação interna e externa, adução horizontal e abdução do ombro de acordo com a literatura de referência, segundo Marques [14].

Após essa avaliação, cada participante foi submetida a dez atendimentos, da terapia proposta. Esses atendimentos foram realizados 3 vezes por semana.

O grupo da acupuntura (GA) consistia na inserção de agulhas em determinados pontos do ombro, de acordo com os estudos da MTC para a SIO. Nessas aplicações foram utilizadas agulhas de 25x40 mm em pontos localizados em regiões estabelecidas conforme o diagnóstico da MTC e pelo pesquisador, conforme dados da literatura. Os pontos aplicados durante os atendimentos foram: IG14, IG 15, TA 14, ID 9, ID 10, ID 11, ID 12, ID 13 [12].

Quanto a aplicação do Laser utilizou-se um aparelho de marca KLD, modelo Endophoton Microprocessado e uma caneta de baixa frequência, Laser Invisível Pulsada, infravermelha, com comprimento de onda de 904 nm, 50 mW, ERA: 0,01 cm², de GaAlAs (Arseneto de Gálio e Alumínio). Os parâmetros utilizados foram: aplicação pontual na região do ombro, com uma distância de 1 cm cada ponto, energia de 3 Joules/cm², com tempo de radiação de 18s em cada ponto [13]. O aparelho foi devidamente calibrado e estava apto para o uso. Os

pontos da aplicação do Laser foram os mesmos da região utilizadas para inserção das agulhas.

No final dos dez atendimentos, foi feita uma reavaliação com cada paciente, refizeram-se todos os métodos de avaliação utilizados anteriormente, com o intuito de coleta de dados para avaliar o quanto à terapia interferiu na qualidade de vida dos pacientes. A análise dos dados estatísticos foram realizados através do programa MINITAB 16 e Microsoft Excel 2007. Procurou-se a diferenciação dos grupos por meio da análise de variância, uma vez que os grupos apresentavam características normais e variâncias equivalentes. A diferenciação estatística dos grupos deu-se principalmente pela comparação dos intervalos de confiança de 95%. Testes t que não estão aqui apresentados, foram feitos na comparação dos grupos aos pares e embasam algumas das conclusões tiradas. Como o experimento trata-se de um teste piloto, não foram aplicadas outras ferramentas estatísticas disponíveis.

Resultados

Na aplicação do questionário de McGill de Dor os dados mostram que houve uma redução no quadro algico dos pacientes em ambos os grupos, Tabela 1. Porém, o grupo acupuntura (GA) apresentou uma redução um pouco maior que a do grupo que recebeu a laserterapia (GL). Os grupos pré e pós são significativamente diferentes, comprovando a eficácia de ambos os tratamentos ($p < 0.001$), como mostra a Tabela 2 .

Tabela 1: Resultados do questionário McGill de dor (Versão brasileira de Castro, 1999).

	GA		GL	
	Pré	Pós	Pré	Pós
Pac1	63	38	57	40
Pac2	62	37	63	42
Pac3	65	42	58	37
Pac4	62	41	55	45
Pac5	58	37	62	39
Pac6	62	39	65	43
MEDIA	62	39	60	41
DESPAD	2,28	2,10	3,90	2,90

Tabela 2: Análise de Variância e Intervalos de Confiança McGill: Pré GA; Pós GA; Pré GL; Pós GL.

Análise de Variância						Pré GA; Pós GA; Pré GL; Pós GL			
Fonte	g.l.	SQ	QM	F	P	Intervalos de Confiança Individuais de 95% da média, baseados no desv pad agrupado			
Fator	3	2670,00	890,00	107,23	0,000				
Erro	20	166,00	8,30						
Total	23	2836,00							
Nível	N	Média	Desv.P.						
Pré GA	6	62,000	2,280						
Pós GA	6	39,000	2,098						
Pré GL	6	60,000	3,899						
Pós GL	6	41,000	2,898						
Desvio padrão agrupado = 2,881						42,0	49,0	56,0	63,0

Na aplicação da Escala Visual da Dor, pode-se observar que para o grupo acupuntura houve uma redução de 4 pontos contra apenas 2 no grupo Laser, conforme apresenta a Tabela 3.

Na tabela 4 observa-se uma diferença significativa Pré e Pós tratamento para ambas as terapêuticas ($p < 0.001$). O GA apresenta reduções da média maiores do que o GL.

Tabela 3: Escala Visual da Dor

	GA		GL	
	Pré	Pós	Pré	Pós
Pac1	8	6	10	8
Pac2	9	5	9	7
Pac3	9	4	10	8
Pac4	10	5	9	6
Pac5	8	6	8	6
Pac6	10	4	8	7
MEDIA	9	5	9	7
DESPAD	0,89	0,89	0,89	0,89

Tabela 4: Análise de Variância e Intervalos de Confiança EVD: Pré GA; Pós GA; Pré GL; Pós GL

Análise de Variância: Pré GA; Pós GA; Pré GL; Pós GL					
Fonte	g.l.	SQ	QM	F	P
Fator	3	76,500	25,500	31,88	0,000
Erro	20	16,000	0,800		
Total	23	92,500			
Intervalos de Confiança individuais de 95% da média, baseados no desv. pad. agrupado					
Nível	N	Média	Desv.P.		
Pré GA	6	9,0000	0,8944		
Pós GA	6	5,0000	0,8944		
Pré GL	6	9,0000	0,8944		
Pós GL	6	6,0000	0,8944		
Desvio Padrão agrupado = 0,8944					
4,5 6,0 7,5 9,0					

Ao analisar os resultados da Goniometria, pode-se perceber que houve um ganho da amplitude de movimento em ambos os grupos, em todos os movimentos. A Tabela 5 apresenta a média entre o antes e o depois para cada movimento.

Tabela 5: Média da Goniometria da articulação do ombro, segundo Marques [14].

Movimentos	GA		GL	
	Pré	Pós	Pré	Pós
flexão 0° a 180°	99°	115°	105°	116°
extensão 0° a 45°	9°	15°	10°	14°
abdução 0° a 180°	75°	105°	75°	95°
adução hor 0° a 40°	15°	22°	15°	19°
Rot Int 0° a 90°	78°	52°	79°	57°
Rot Ext 0° a 90°	76°	55°	75°	60°

A Tabela 6 mostra que não se pode afirmar que os ganhos de amplitude de movimento sejam significativos. Os ganhos das médias pré e pós são muitos discretos em termos de amplitude de movimento por isso não pode-se

afirmar que existiu ganhos nesse requisito. Também não se pode afirmar qual das terapêuticas foi mais eficaz em termos de amplitude de movimento.

Tabela 6: Análise de Variância e Intervalos de Confiança Goniometria : Pré GA; Pós GA; Pré GL; Pós GL

Análise de Variância: Pré GA; Pós GA; Pré GL; Pós GL					
Fonte	g.l.	SQ	QM	F	P
Fator	3	13	4	0,00	1,000
Erro	20	31074	1554		
Total	23	31087			

Intervalos de Confiança individuais de 95% da média, baseados no desv. pad. agrupado					
Nível	N	Média	Desv.P.	Intervalo de Confiança	
Pré GA	6	58,67	37,26	(- - - - - * - - - - -)	
Pós GA	6	60,67	41,49	(- - - - - * - - - - -)	
Pré GL	6	59,83	38,37	(- - - - - * - - - - -)	
Pós GL	6	60,17	40,41	(- - - - - * - - - - -)	

Desvio Padrão agrupado = 39,42

Discussão

O objetivo do estudo foi analisar os efeitos proporcionados pela laserterapia e a acupuntura nos sintomas da síndrome do impacto no ombro.

Os dados coletados durante a realização do trabalho apontam que as duas terapias possuem efeitos benéficos para os pacientes. Tais efeitos são a diminuição do quadro algico e recuperação parcial dos movimentos afetados, que se dão provavelmente pelo efeito analgésico e anti-inflamatório do laser [15], e a capacidade da acupuntura em liberar os movimentos e diminuir a dor [12].

Ao término dos atendimentos os pacientes obtiveram uma melhora significativa no estado geral dos sintomas apresentados, melhorando assim a sua qualidade de vida.

Weber e Lima [15], afirmam que o uso da laserterapia é eficaz no retorno da funcionalidade do membro afetado pela SIO.

Maciocia [12] afirma que a invasão dos meridianos do ombro por frio, pode causar contração dos músculos e os tendões, causando rigidez - estagnação *Qi* (Energia Vital).

E o excesso de trabalho ou de exercício, repetição de movimento ou através de um esporte ou trabalho pode gerar estagnação do *Qi* (energia vital) no local, levando a dores e a lesão nos tendões. Por isso a acupuntura se tornou uma terapia aliada na diminuição da dor e no aumento da amplitude de movimento [12].

Conclusão

Através das análises dos dados, do presente estudo, pode-se observar que, apesar de ambos os tratamentos terem demonstrado ganhos em termos de diminuição de dor, a acupuntura teve um ganho ligeiramente maior que o laser de baixa intensidade na diminuição da dor. Em relação ao ganho da amplitude de movimento, a análise de variância pré e pós em termos de ganho de movimento apontou a acupuntura como técnica mais satisfatória, porém deve-se lembrar que a análise de variância apontou

resultados muito discretos, portanto é importante ressaltar que novos estudos devem focar principalmente a análise do ganho de amplitude de movimento e da dor, para que conclusões mais assertivas possam ser tiradas.

Na síndrome do impacto, a dor é o principal fator limitante de ganho de amplitude de movimento. Portanto se há diminuição da dor, consequentemente existe um aumento na amplitude de movimento que para a recuperação do paciente é muito importante. E quanto mais rápido essa recuperação da funcionalidade da articulação, mais rápido o paciente voltará as suas atividades normais de vida diária, de trabalho e desportiva.

Referências

- [1] Roquelaure Y *et al.* Epidimiologic surveillance of upper-extremity musculoskeletal disorders of case definition. *Arth. Rheum.* v. 55, n.5, p. 765-778, 2006.
- [2] Hebert S, Xavier R. Ortopedia e traumatologia: princípios e práticas. 3 ed, Artmed, 2003.
- [3] Andrade RP, Correia Filho MRC, Queiroz BC. Lesão de manguito rotador. *Revista Brasileira de Ortopedia.* v. 39, n. 11/12, p. 621-636, 2004.
- [4] Heyworth BE, Williams RJ. Internal emingement of the shoulder. *American Journal of Sport Medicine.* v. 37, n. 5, p. 1024-1037, 2009.
- [5] Mello JB, Mello GPS. Laser em Odontologia. São Paulo: Santos; p. 71-85, 2001.
- [6] Deep H, Horch HH. Laser applications in oral surgery and implant dentistry. *Lasers Med Sci.* p. 217-221, Nov 2007.
- [7] Sevilha, FM. Avaliação do músculo masseter através da eletromiografia de superfície após aplicação do laser de baixa potência em indivíduos submetidos à exodontia de terceiros molares inferiores retidos. Dissertação de Mestrado. FMUSP. São Paulo; 2013.
- [8] Carrasco TG. Avaliação da terapia a laser de baixa intensidade e ultrassom no tratamento das disfunções temporomandibulares e na qualidade de vida [tese doutorado]. Ribeirão Preto; Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto; USP; 2009.
- [9] Lin YC. Perioperative usage of acupuntura. *Pediatric Anesthesia,* v.16, p.231-235, 2006.
- [10] Wang SM, Kain ZN, White P. Acupuntura analgesia I: the scientific basis. *Anesth Analg.* 2008.
- [11] Souza AC.; Fialh, FAP.; Otani N. TCC: métodos e técnicas; Visual Books; 2007.
- [12] Maciocia G. A prática da medicina chinesa: Tratamento das doenças com acupuntura e ervas chinesas. 2º ed. São Paulo: Roca. 2006.
- [13] Salgado ASI. Manual Clínico de Eletrofisioterapia; 1ª Ed; Midiograf; 1999.
- [14] Marques AP. Ângulos articulares dos membros superiores. In: Manual de Goniometria. 2 ed., Manole. p.12-17, São Paulo, 2003.
- [15] Weber S; Lima, IAX. Efeitos da cinesioterapia e laserterapia na Síndrome do Impacto do Ombro: um estudo de caso. Disponível em: <[http:// www.fisio-tb.unisul.br](http://www.fisio-tb.unisul.br)>. Acesso em: maio 2016.

JOGO DE REABILITAÇÃO DE MEMBROS SUPERIORES UTILIZANDO O SENSOR KINECT COM *FEEDBACK* PARA ANÁLISE DO TRATAMENTO

T. P. Rosa*, W. P. Almeida*, R. S. Alves*, F. A. Freitas*, D. F. M. Lobato** e C. A. Ynoguti*

* Centro de Desenvolvimento e Transferência de Tecnologia Assistiva, Instituto Nacional de Telecomunicações – INATEL, Santa Rita do Sapucaí, Brasil

** Curso de Fisioterapia, Escola de Enfermagem, Universidade Federal de Alfenas – UNIFAL, Alfenas, Brasil
e-mail: thiago.peixoto@get.inatel.br

Resumo: O intuito deste trabalho é apresentar o protótipo de um jogo sério, utilizando o sensor Kinect, tendo como objetivo auxiliar as sessões de terapia para reabilitação de membros superiores e ao mesmo tempo torná-las mais agradáveis e dinâmicas aos pacientes. O jogo foi desenvolvido em C++ e consiste no surgimento de alvos aleatórios na tela, que devem ser alcançados pelo paciente, estimulando-o a realizar movimentos que contribuem na recuperação do membro deficitário, tendo em vista suas limitações. Emite-se, ao final da sessão, um relatório do desenvolvimento visando facilitar a análise do terapeuta.

Palavras-chave: Reabilitação, jogo sério, sensor Kinect.

Abstract: *The purpose of this paper is to present the prototype of a serious game using the Kinect sensor, aiming to assist the therapy sessions for rehabilitation of the upper limbs and simultaneously make them more pleasant and dynamic to patients. The game was developed in C++ and it's based on targets on the screen, which should be achieved by the patient, encouraging him to perform movements that contribute to the recovery of the deficit member, aware of its limitations. It's emitted, at the end of the session, a development report to facilitate the analysis of the therapist.*

Keywords: *Rehabilitation, serious game, Kinect sensor.*

Introdução

A tecnologia incorporada aos jogos voltados à reabilitação se mostra promissora, pois possibilita uma realimentação visual e/ou verbal aos usuários [1, 2]. Os principais objetivos, nesse contexto, são criar uma forma mais agradável e interativa para as sessões de terapia de reabilitação, como, por exemplo, em casos de acidente vascular encefálico, paralisia cerebral, linfadenectomia, entre outros, e fornecer medidas destas atividades para que o terapeuta possa acompanhar a evolução do tratamento [1, 3, 4, 5, 6, 7].

Nessa lógica, jogos que utilizam sensores são uma forma natural de atender a esses objetivos. O Kinect™ Xbox 360®, por sua vez, possibilita um *feedback* ao mesmo tempo que propõe uma sessão mais lúdica durante a avaliação clínica [5].

Conhecendo-se a dependência da participação do paciente no processo convencional de reabilitação, da sua capacidade de memorização e do método de explanação do terapeuta, insere-se no tratamento a possibilidade de problemas intercorrentes [8]. Além do fato que a realização de exercícios biomecânicos repetitivos, em boa parte dos casos, pode tornar a sessão tediosa [9].

Dito isso, objetiva-se com este trabalho criar uma ferramenta capaz de auxiliar o profissional durante as sessões de terapia e, simultaneamente, trazer benefícios ao paciente nos âmbitos físicos, emocionais e cognitivos [5, 6].

Materiais e métodos

O projeto atende as diretrizes da Resolução 466/12, tendo sido aprovado pelo comitê de ética em pesquisa envolvendo seres humanos com o protocolo CAAE 55065616.6.0000.5142.

Para o desenvolvimento do protótipo foram utilizados os softwares: *Visual Studio Community 2015* e *QtCreator*, sendo o primeiro responsável pelo funcionamento do jogo e o segundo pela criação da interface de usuário. Optou-se por utilizar as bibliotecas inclusas no *Kinect for Windows SDK* e no *OpenCV*, e a linguagem escolhida foi C++ devido a sua facilidade de integração com este último conjunto de bibliotecas.

Para a máquina que executa o jogo são necessários os seguintes requisitos: *drivers* do Kinect™ Xbox 360® instalados, resolução mínima de tela de 1280x960 *pixels*, memória RAM de 2GB, processador *Pentium Dual Core* de 1.6Ghz ou equivalente e 200 MB de espaço em disco.

O jogo, desenvolvido neste projeto, fundamenta-se em diversos alvos gerados na tela, um ou dois de cada vez, que devem ser alcançados pelo paciente. Esses são gerados aleatoriamente pelo sistema e permanecem na tela até serem alcançados, momento no qual um novo alvo surge iniciando um novo ciclo.

É possível realizar as atividades nas posições de ortostatismo ou sedestação. Para o funcionamento é necessária a identificação, pelo sensor, dos pontos anatômicos utilizados, sendo esses: mãos, cotovelos e ombros. Após o reconhecimento, são geradas sinalizações em cada um desses pontos na forma de

círculos com diferentes cores: mãos em verde, cotovelos em amarelo e ombros em vermelho (Figura 1).

Foi conveniente dividir a área de trabalho em quatro quadrantes, como pode ser visto na Figura 1, podendo-se assim determinar a probabilidade de incidência de alvos em cada um desses, facilitando o tratamento de um membro e/ou movimento deficitário. Ainda nesse sentido, pode-se configurar o tamanho desses quadrantes, sendo três possibilidades: pequeno (Figura 1A), médio (Figura 1B) e grande (Figura 1C). Terminadas as configurações, pode-se ocultar as demarcações da tela facilitando a visualização e a jogabilidade (Figura 1D) [10].

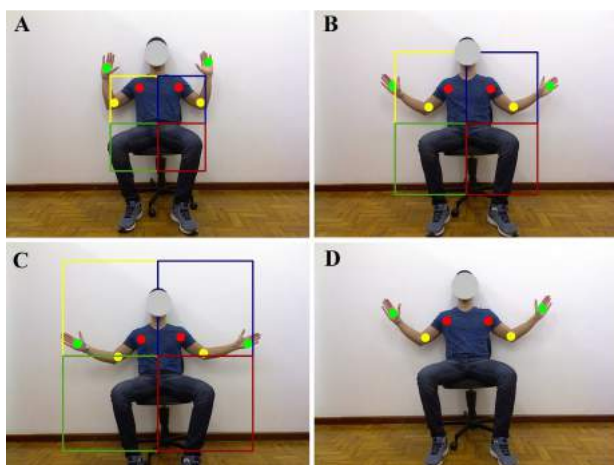


Figura 1: Demonstração das possibilidades das áreas de jogo. A distância entre o voluntário (desenvolvedor) e o sensor foi de 1,8m. A) Configuração da menor área de jogo; B) Área média; C) Área máxima; D) Tela sem demarcações para que o jogo seja iniciado.

Configuração do jogo – Além do ajuste no tamanho dos quadrantes, pode-se, também, variar a jogabilidade a partir das diferentes configurações disponíveis: número de alvos, probabilidade de geração de alvos em cada quadrante e dos diferentes pontos anatômicos, especificidade, simetria e sincronismo. Por meio desses quesitos, determina-se a melhor configuração de acordo com o perfil de cada paciente.

Inicialmente, deve-se selecionar o número de alvos que aparecerão na tela simultaneamente, sendo permitidos um ou dois alvos. Quando há apenas um, somente a configuração de especificidade fica habilitada, visto que essa seleção inviabiliza as demais opções (simetria e sincronismo).

Com relação à especificidade dos alvos, têm-se duas classificações: livre ou específico. No primeiro caso os alvos podem ser alcançados por quaisquer pontos anatômicos de referência; já no segundo, os alvos aparecem com cores iguais a um desses, sendo necessário, nesse caso, alcançá-los com o ponto que o corresponde em cor, por exemplo: um alvo de cor verde só poderá ser alcançado quando atingido pela mão.

Quando existem dois alvos na tela, precisa-se configurar a simetria e o sincronismo desses. O modo

simétrico é caracterizado por dois alvos que possuem simetria em relação ao centro da tela e esses devem ser alcançados simultaneamente. No modo assimétrico os dois alvos surgem na tela ausentes de qualquer relação entre si e, ainda nesse modo, é necessária a configuração de simultaneidade, podendo esta ser síncrona ou assíncrona. Na primeira, os alvos são interdependentes e devem ser alcançados conjuntamente, assim como no modo simétrico, mas ausentes de simetria. E na segunda, os alvos são independentes um do outro, ou seja, ao alcançar um alvo, este é atualizado, porém o segundo permanece no mesmo lugar até que seja alcançado.

Armazenamento de dados – A cada sessão realizada pelo paciente, captam-se informações de tempo e espaço que podem ser utilizadas pelo terapeuta para uma posterior análise.

No momento em que o primeiro alvo é alcançado, dispara-se um temporizador que permanece até o final da sessão e, com ele, é possível determinar o intervalo de tempo entre dois alvos consecutivos.

Conjuntamente, quando se atinge cada alvo, registram-se as posições das coordenadas de todos os pontos anatômicos de ambos os membros (X, Y e Z) e das posições dos alvos (X e Y).

Posteriormente, o relatório com os dados é gerado no formato 'txt', para facilitar sua leitura por outras aplicações, e salvo automaticamente em uma pasta intitulada com nome e sobrenome do paciente, facilitando, assim, sua busca. Nesse relatório há um cabeçalho identificando o modo de jogo utilizado e todos os dados obtidos no decorrer da sessão.

Interface gráfica de usuário – Com o objetivo de tornar o processo de configuração mais prático e intuitivo, foi desenvolvida uma interface gráfica de usuário (*Graphical User Interface – GUI*), como pode ser visto da Figura 2. Pode-se nela configurar o jogo e inserir as informações do paciente para serem salvas junto ao seu arquivo de dados.

Exemplificando a configuração padrão mostrada na Figura 2, a seguinte dinâmica seria executada: o paciente deveria alcançar um único alvo disposto aleatoriamente na área de tamanho pequeno e com probabilidades de incidência iguais para os quatro quadrantes. O alvo, em modo específico, só poderia ser alcançado pelo ponto anatômico correspondente em cor, com probabilidade de aparecimento de 50% para mãos, 25% para cotovelos e 25% para ombros. Nota-se que, ao selecionar apenas um alvo, as configurações de simetria e sincronismo ficam desativadas. A opção de mostrar quadrados não está selecionada e, portanto, as demarcações da tela estariam ocultas para que o jogo, já configurado, fosse inicializado.

Figura 2: Interface gráfica de usuário. Na área superior existe uma entrada para os dados do paciente, seguida das configurações para a sessão. Na parte inferior encontra-se uma barra para o ajuste do ângulo da câmera para facilitar o enquadramento do paciente na tela além do botão para atualização dos parâmetros.

Resultados

O jogo está apto a ser testado na reabilitação de pacientes com limitações motoras nos membros superiores e se propõe a complementar o trabalho do terapeuta com uma ferramenta interativa. Entretanto a validação ainda não foi iniciada.

Na Figura 3 o voluntário demonstra o funcionamento do jogo e em seguida há uma breve explicação dos modos utilizados.

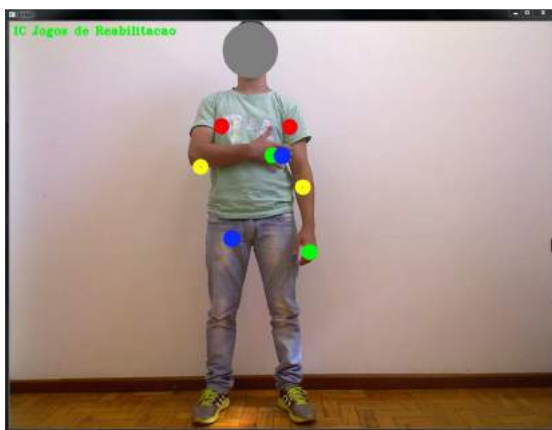


Figura 3: Demonstração de funcionamento do jogo. O

voluntário pode decidir qual alvo (em azul) alcançar e qual ponto anatômico (ombros, cotovelos ou mãos) utilizar para esta tarefa.

Para o exemplo da Figura 3 utilizaram-se dois alvos e foram selecionados os modos: livre, assimétrico e assíncrono. Com essa seleção, os alvos (em azul) podem ser alcançados com quaisquer dos pontos anatômicos e são independentes entre si, ou seja, ao alcançar um alvo este é contabilizado e então tem sua localização atualizada, porém o segundo alvo permanece na mesma posição. Diante dessas condições, o voluntário optou por atingir o alvo próximo ao seu braço esquerdo utilizando sua mão direita.

Ao início da execução do protótipo, em média, três frames são perdidos por causa da inicialização do sensor. Após essa etapa, não há perda de dados durante o funcionamento do protótipo.

Ao final de cada sessão fica disponível um relatório com os dados de todo o desenvolvimento, permitindo ao terapeuta acompanhar o andamento do tratamento e avaliar o que pode ser melhorado, além de servir como embasamento para uma possível tomada de decisões.

Discussão

Segundo especialistas, a tecnologia tem papel fundamental para o aperfeiçoamento e diferenciação do tratamento fisioterapêutico de pacientes. Essa combinação permite análise posterior dos movimentos e exercícios realizados pelos pacientes, possibilitando um tratamento mais eficaz e personalizado [4].

Percebeu-se então, a necessidade de criar um jogo voltado para reabilitação, visto que os jogos convencionais não são aconselhados para uso nesse cenário, uma vez que não se adequam às limitações de cada paciente.

Com relação à perda de dados, inerente à inicialização do sensor, crê-se que esse fato é irrelevante na aquisição de dados, pois o relatório é criado ao ser feito o primeiro ajuste de configurações, já com o protótipo em execução.

O protótipo se assemelha com aquele desenvolvido por d'Ornellas *et al.* [11], no qual aparecem maçãs aleatoriamente em uma árvore que devem ser coletadas e o grau de dificuldade é definido pelo terapeuta. Há o conceito da possibilidade de configurar o jogo baseado em limitações do usuário, mas não se encontra o armazenamento de dados da sessão para uma posterior análise.

Um objetivo válido com a inserção de jogos voltados à reabilitação é tornar as sessões de terapia menos tediosas e mais estimulantes aos pacientes. Em Moreira [7], relata-se que uma das principais preocupações com que os terapeutas se deparam nas clínicas de reabilitação é identificar ferramentas de intervenção que sejam efetivas e motivantes, capazes de transferir as tarefas realizadas na terapia para as atividades diárias, o que induz a exploração e utilização de novas tecnologias, como por exemplo, o uso de

videogames. O trabalho desenvolvido corrobora com outros trabalhos no sentido de utilizar jogos no processo de reabilitação como uma forma de tornar as sessões mais lúdicas [3, 4, 5, 6, 10, 11, 12].

Uma característica do protótipo é a não utilização de interface gráfica, como desenhos, cenários ou personagens. Isso permite ao paciente se ver na tela, possibilitando maior facilidade na execução de movimentos e ativando neurônios espelho. Esses, segundo Mihai [13], são capazes de aprender, baseado em estímulos, e passar a realizarem funções dedicadas a neurônios afetados por algum motivo.

Com o início dos testes envolvendo pacientes com diferentes graus de acometimento motor, poder-se-á realizar alterações no jogo conforme a necessidade percebida pelos profissionais a fim de sanar os possíveis erros. Acredita-se que serão necessárias melhorias no sistema para torná-lo mais envolvente para o paciente e mais agradável para o terapeuta.

Conclusão

Neste artigo foi apresentado o funcionamento do protótipo atual do jogo sério utilizando o Kinect™ Xbox 360®. Possivelmente, o jogo que está sendo desenvolvido proporcionará uma imersão ao paciente, trazendo-lhe benefícios e inovando o trabalho de reabilitação realizado pelo terapeuta.

A proposta de desenvolver um jogo sério foi cumprida, pois o protótipo desenvolvido apresenta características primordiais para este tipo de aplicação, como, por exemplo, a inclusão dos dados do paciente e as diversas possibilidades de configuração para atender as necessidades de diferentes casos clínicos.

Como trabalhos futuros, pode-se, por exemplo, expandir a cobertura do tratamento para membros inferiores, criar novos modos de jogo gerando uma maior gama de possibilidades para as sessões, tratar um membro de forma especializada e fazer um processamento dos dados obtidos no decorrer da sessão refinando a análise posterior. Aumentando-se a abrangência da ferramenta, poder-se-á aplicá-la em mais situações e o número de pessoas beneficiadas acompanhará o crescimento.

Agradecimentos

A FAPEMIG, órgão fomentador da pesquisa, e a Universidade Federal de Alfenas.

Referências

[1] Mendes, I. S. Estudo da aplicabilidade clínica da manta vibratória e da realidade virtual nas complicações secundárias ao câncer de mama [dissertação]. São José dos Campos: Instituto de Pesquisa e Desenvolvimento da Universidade do Vale do Paraíba; 2013.

[2] Microsoft Corporation. Quick Setup Guide – Xbox 360® S with Kinect™ Sensor [internet]. [acessado

em 03/09/2015]. Disponível em: <https://support.xbox.com/pt-BR/xbox360/system/manual-specs>.

[3] Abd Latif, M. H. et al. A Gaming-Based System for Stroke Patients Physical Rehabilitation. In: IEEE Conference on Biomedical Engineering and Sciences 2014, Miri, Sarawak, Malaysia.

[4] Fernandes, F. G. et al. Realidade Virtual e Aumentada Aplicada em Reabilitação Fisioterapêutica Utilizando O Sensor Kinect e Dispositivos Moveis. Em: XII Conferência de Estudos em Engenharia Elétrica, 2014, Universidade Federal de Uberlândia, Uberlândia, Minas Gerais.

[5] Campos, G. P. Sistema para fisioterapia baseado na plataforma Kinect [dissertação]. Porto: Faculdade de Engenharia – Universidade do Porto; 2013.

[6] Lange, B. et al. Interactive Game-Based Rehabilitation Using the Microsoft Kinect. In: IEEE Virtual Reality 2012, Orange County, CA, USA. Institute for Creative Technologies, University of Southern California.

[7] Moreira, M. C. A utilização da realidade virtual como intervenção terapêutica para a melhora do controle postural e da mobilidade funcional em crianças com paralisia cerebral [dissertação]. Recife: Programa de Pós-Graduação em Fisioterapia do Centro de Ciências da Saúde – CCS da Universidade Federal de Pernambuco; 2012.

[8] Junior, W. G. S. Manipulação de Objetos 3D em Ambientes Colaborativos com o uso do Dispositivo Kinect [dissertação]. Uberlândia: Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica da Universidade Federal de Uberlândia; 2012.

[9] Dias, D. R. C. et al. Design and evaluation of an advanced virtual reality system for visualization of dentistry structures. In: 18th International Conference on Virtual Systems and Multimedia (VSM), 2012, Politecnico di Milano, Milan, Italy.

[10] Rosa, T. P. et al. Jogo de Reabilitação de membros superiores utilizando o Kinect. Em: Anais do VII Simpósio de Instrumentação e Imagens Médicas / VI Simpósio de Processamento de Sinais, Campinas. Universidade Estadual de Campinas. 2015. p. 157-160.

[11] D’Ornellas, M. C., Cargnin, D. J., Prado, A. L. C. A thoroughly approach to upper limb rehabilitation using serious games for intensive group physical therapy or individual biofeedback training. In: Brazilian Symposium on Computer Games and Digital Entertainment 2014, Porto Alegre, Brazil.

[12] Jaume-I-Capó, A., Samcovic, A. Vision-based interaction as an input of serious game for motor rehabilitation. In: 22nd Telecommunications forum TELFOR 2014, Serbia, Belgrade.

[13] Mihai, P. MirorrBot: Using human-inspired mirroring behavior to pass a turing test. In: IEEE Conference on Computational Intelligence in Games (CIG) 2013, Niagara Falls, ON, Canada.

PERCEPÇÕES DE PROFISSIONAIS DA SAÚDE SOBRE PRÓTESES NO TRATAMENTO DE FRATURAS OCACIONADAS POR OSTEOPOROSE

L. Y. Morimoto*, S. M. Malmonge*, J. K. M. B. Daguano*

*CECS, UFABC, São Bernardo do Campo, Brasil
e-mail: lymorimoto@aluno.ufabc.edu.br

Resumo: A osteoporose é uma doença caracterizada pela perda da qualidade do tecido ósseo, que acomete principalmente indivíduos com idade superior a 50 anos, impactando na qualidade de vida dessas pessoas. Estima-se que 1 em cada 3 mulheres e 1 em cada 5 homens ao redor do mundo possam sofrer uma fratura devido à osteoporose. Estudos apontam uma alta taxa de morbidade e mortalidade em indivíduos que sofrem de osteoporose e passam por tratamentos de fraturas. O objetivo deste trabalho foi constatar as percepções de profissionais da área da saúde, especificamente médicos ortopedistas, sobre as próteses utilizadas no tratamento de fraturas em pacientes com osteoporose, afim de elucidar quais os fatores relevantes para a escolha de uma prótese e quais as necessidades tecnológicas que precisam ser supridas para atender indivíduos acometidos pela doença. Por conseguinte, este estudo busca contribuir para a união entre as áreas de conhecimentos de Medicina e Engenharia, apontando algumas estratégias para isto. A partir de um questionário, profissionais médicos ortopedistas do estado de São Paulo foi entrevistada. A análise conjunta das respostas dos entrevistados e dos dados a respeito dos números e custos de cirurgias e formas de tratamentos relativos à artroplastia de quadril em pacientes osteoporóticos coletados no Portal da Anvisa, no DATASUS e na literatura demonstrou a deficiência de um sistema que regulamente o mercado dos dispositivos implantáveis, que permita o acesso as informações por todos os interessados e uma plataforma que possibilite a troca de informações entre médicos, pesquisadores e empresas.

Palavras-chave: Osteoporose, próteses, SUS, Anvisa

Abstract: Osteoporosis is a disease characterized by loss of quality of bone tissue, which mainly affects individuals older than 50 years, affecting the quality of life of these people. It was estimated that 1 in 3 women and 1 in 5 men around the world will suffer a fracture due to osteoporosis. Studies indicate a high morbidity and mortality rate in patients suffering from osteoporosis and undergo fracture treatments. The aim of this study was to evaluate the perceptions of health-care professionals, specifically orthopedists, on the prostheses used in the fractures treatment in patients with osteoporosis, in order to elucidate the relevant factors to choose a prosthesis and which technological needs that should be solved to assist the individuals affected by the disease. Therefore, this study aims to contribute to the knowledge areas union of Medicine and Engineering, pointing out some

strategies for this. From a questionnaire, orthopedic medical professionals in the state of São Paulo was interviewed. The answers from the questionnaires, the data from operations costs and treatment operation forms for hip arthroplasty in osteoporotic patients collected in the Anvisa portal, in the DATASUS and in the literature were analyzed. The data analysis demonstrated a deficiency system to regulate implantable devices market and to provide this information to all interested. Furthermore, the development of a platform to enable the information exchange between doctors, researchers and companies is required.

Keywords: Osteoporosis, prosthesis, SUS, Anvisa

Introdução

A osteoporose é considerada uma doença que acomete os processos fisiológicos de remodelação óssea, trazendo prejuízos à matriz desta estrutura, bem como fragilidade e consequente risco de fratura. Caracterizada como uma doença silenciosa, se tornou ao longo do tempo um problema de saúde mundial, onde cerca de 100 a 200 milhões de pessoas por ano correm o risco de sofrer uma fratura devido à osteoporose [1].

O grande problema decorrente de fraturas causadas por osteoporose é a queda na qualidade de vida deste paciente, ou mesmo morte decorrente de processos que iniciaram com a fratura do osso osteoporoso. Estudos mostraram uma elevada deficiência funcional e queda na qualidade de vida de indivíduos idosos que sofreram fratura de quadril, mesmo após 12 meses pós-fratura, com taxa menor que 50% da recuperação completa das funções, além de um valor de mortalidade de 20% a 30% após fratura de quadril [2,3,4].

Outro estudo, realizado por Moraes *et al.* [5] mostrou que foram gastos mais de R\$ 280 milhões pelo sistema único de saúde (SUS) no tratamento de osteoporose no Brasil entre os anos de 2008 e 2010. Para o setor privado de assistência à saúde, Araújo *et al.* [6] estimou um gasto de R\$12 milhões, no período entre 2003 e 2004, onde 61% das despesas com o tratamento são referentes aos materiais, sendo que o item de maior impacto são as próteses.

Dessa forma, fica evidenciada a necessidade de maior compreensão das deficiências no setor da saúde, visando o desenvolvimento técnico-científico de novos materiais para o tratamento de fraturas ocasionadas por osteoporose, para melhorar fatores que irão influenciar na morbidade e mortalidade pós-cirúrgico e reduzir custos.

Materiais e métodos

O presente estudo foi dividido em duas fases, na primeira parte foram realizadas entrevistas com médicos ortopedistas, os quais responderam um questionário contendo questões de múltipla escolha e dissertativas abordando informações sobre o impacto da osteoporose em indivíduos que passaram por procedimento de artroplastia. A segunda parte, consistiu em correlacionar as respostas obtidas com dados apresentados pelo SUS, pela Anvisa, artigos científicos e relatório gerado pelo Ministério da Saúde sobre órtese, próteses e materiais especiais (GTI-OPME).

A pesquisa foi aprovada pelo Comitê de Ética em Pesquisa em Seres Humanos da Universidade Federal do ABC, protocolo CAAE:44576415.9.0000.5594.

O tamanho da amostra foi calculado a partir da descrição de variáveis qualitativas de uma população finita, considerando grau de confiança de 0,95 e erro padrão de 0,057, conforme Equação (1) [8]. Para tanto, foi considerada uma população de 3143 profissionais médicos, com especialidade em ortopedia e traumatologia, localizados no estado de São Paulo, com experiência mínima de 2 anos na área de ortopedia [9].

$$n = \frac{N \cdot p \cdot q \cdot \left(\frac{Z\alpha}{2}\right)^2}{(N - 1) \cdot E^2 + p \cdot q \cdot \left(\frac{Z\alpha}{2}\right)^2} \quad (1)$$

Onde, n é o tamanho de amostra; N é o tamanho da população; $Z\alpha$ é o valor crítico para o grau de confiança de 1,96; E , erro padrão; p é a proporção de resultados favorável na população, adotado como 0,95 e q é a proporção de resultados desfavoráveis na população, adotado como 0,05.

O questionário apresentado aos profissionais médicos, em entrevista, consta de 21 perguntas, as quais versam sobre a qualidade de vida pós cirurgia e fator de escolha da prótese, dentre outras.

Resultados

Foram entrevistados 14 médicos, com tempo médio de atuação na área de 14,1 anos, sendo que todos possuem ou já possuíram paciente com osteoporose. Dentre eles, 71,42% já realizaram e/ou acompanharam pelo menos mais de 50 procedimentos cirúrgicos de uma fratura em pacientes com osteoporose e 28,58% realizaram e/ou acompanharam entre 20 a 50 procedimentos.

O questionário mostrou que 64,28% dos médicos entrevistados acreditam que indivíduos com osteoporose possuem um processo de recuperação pior que indivíduos sem osteoporose e 78,57% dos participantes acreditam que a osteoporose tem um impacto de valor médio sobre a qualidade de vida do paciente, após tratamento cirúrgico de uma fratura. Quando questionado o nível de mortalidade dos pacientes após um ano de cirurgia de colocação de prótese, identificou-se que 35% dos entrevistados apontaram um nível de mortalidade na

faixa de 10% a 20%, e 28% deles apontaram níveis maiores que 20%, corroborando com os dados encontrados na literatura [10].

A tabela 1 apresenta um *ranking* das respostas em relação aos fatores mais relevantes para a escolha de uma prótese de quadril.

Tabela 1: *Ranking* de fatores de maior relevância na escolha da prótese.

Colocação	Fator
1°	Prognóstico do paciente
2°	Familiaridade/confiança com o instrumental para artroplastia
3°	Facilidade de colocação do dispositivo
4°	Material da prótese
5°	Design do dispositivo
6°	Custo da prótese
7°	Fabricante
8°	Embalagem

Ainda, foi questionado se os profissionais consideravam que as próteses de quadril disponíveis atualmente no mercado seriam adequadas para pessoas com osteoporose e se haveria sugestão de mudanças. Apenas um deles relatou a funcionalidade de próteses com características piezoelétricas, como fator desejável. Todos os demais consideraram que as próteses são adequadas.

Na última fase de entrevista foram questionadas quais as dificuldades encontradas para a realização do procedimento de artroplastia de quadril em indivíduos com osteoporose. A Figura 1 apresenta as maiores dificuldades relatadas pelos entrevistados.

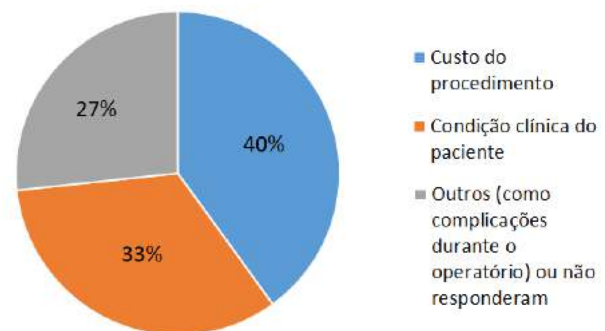


Figura 1: Dificuldades citadas pelos médicos na realização do procedimento de artroplastia de quadril.

Informações foram coletadas do Portal da Anvisa, como por exemplo os preços informados por operadoras de saúde para dispositivos implantáveis e os diferentes valores pagos por hospitais privados em algumas capitais do Brasil. Na Tabela 2 são apresentados valores praticados em 2013 para a haste femoral Accolade TMZF.

Tabela 2: Preços para dispositivo implantável encontrados na ferramenta de gerenciamento da Anvisa.

Localidade	Preço mínimo (R\$)	Preço médio (R\$)
São Paulo	5.320,00	5.362,10
Brasília	5.690,00	5.739,00
Porto Alegre	5.580,00	5.704,50
Belém	6.400,00	6.466,00
Brasil	2.282,00	12.650,00

Ademais, a partir de informações do DATASUS, Figura 2, foi possível relacionar o aumento no número de internações, e consequentemente, maior gasto pelo setor público (SUS) em procedimentos de Artroplastia de quadril no estado de São Paulo.

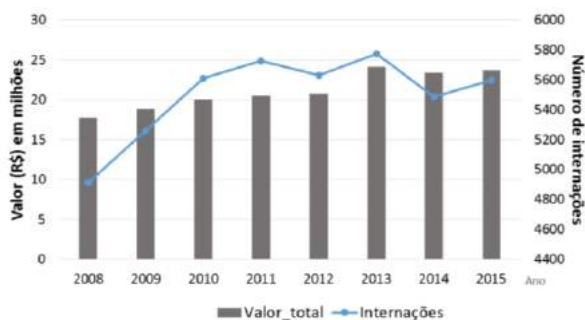


Figura 2: Dados dos valores dos procedimentos hospitalares e número de internações em procedimentos de Artroplastia de quadril do SUS São Paulo.

Discussão

A partir da Tabela 1 foi possível observar que o fator de maior relevância para a escolha de uma prótese, sob o ponto de vista do profissional médico, foi o prognóstico do paciente, isto é, a análise de doenças associadas, tal como a osteoporose, idade, condição clínica do paciente.

Em contrapartida, é interessante observar que apesar de o prognóstico ser considerado como o ponto mais importante para a escolha de uma prótese, e o custo da prótese ter sido classificado na 6ª colocação, os entrevistados apontaram em questão posterior o custo do procedimento como a maior dificuldade encontrada. Isto se deve a problemas relacionados ao custo do procedimento, tal como liberação do SUS, de convênios, custo de próteses, custo de cirurgia, como indicado por 40% das respostas (Figura 1).

Analisando este problema enfrentado pelos profissionais, onde qualidade e custos são temas que acabam por se tornar interdependentes dentro da medicina ortopédica, é possível afirmar que os pacientes são os mais afetados. Principalmente, aqueles que possuem uma doença como a osteoporose, os quais muitas vezes necessitam de uma prótese de maior qualidade e, consequentemente, maior custo. Mas, infelizmente, existe uma falha ao acesso a informações claras, como por exemplo a própria dificuldade encontrada pelos autores em obter catálogos das empresas distribuidoras de próteses de quadril, bem como acesso à informação de custo. É válido ressaltar

que todas as empresas listadas na ABIMO [11] que oferecem produtos implantáveis para procedimento de artroplastia de quadril foram contatadas, porém nenhuma resposta foi obtida, sendo que algumas delas sequer possuíam catálogo disponível, caso o interessado não fosse um profissional médico.

Segundo o relatório final do Grupo de Trabalho Interinstitucional sobre órteses, próteses e materiais especiais (GTI-OPME) do Ministério da Saúde [12], a escolha dos dispositivos médicos implantáveis envolve, além do prognóstico do paciente, outros fatores que estão ligados ao mercado. Como exemplo, o relatório cita o oferecimento de uma série de vantagens (cobertura de viagens a congressos e cursos, etc.) aos profissionais médicos que utilizam os dispositivos implantáveis de determinada empresa ou marca, ou quando existe a indicação do uso dos mesmos por outros profissionais. A preferência adotada acaba impedindo que o hospital e operadoras de saúde realizem aquisição de outros materiais de menor custo. Estas práticas, associadas ao que o GTI-OPME chama de presença de “falha de mercado”, isto é, a impossibilidade de comparação entre os produtos devido à falta de um padrão ou controle sobre a nomenclatura dos produtos implantáveis e sua grande diversidade, acarretam em uma discrepância e falta de controle dos valores de comercialização dos produtos.

“Nem sempre a qualidade do material está em discussão, mas sim, nesse caso, as habilidades e comodidades oferecidas ao profissional pelos fornecedores de dispositivos implantáveis” (PEREIRA *et al.*, 2015, p.82).

Mantendo a discussão sobre controle de preços, a Anvisa [13] lançou em 2010 uma ferramenta com objetivo de controlar preços, manter a transparência e permitir que as empresas, interessados e profissionais da saúde tenham acesso às tendências do mercado. Esta ferramenta permite o acesso a mais de 900 dispositivos implantáveis com informações sobre fabricantes, preço médio, máximo e mínimo em diferentes países e regiões do Brasil, como mostrado na Tabela 2. Esta estratégia seria uma boa alternativa, se não estivesse desatualizada e com difícil acesso pelo portal da Anvisa. A transparência neste tipo de informação permite maior regulação dos dispositivos, bem como disponibiliza aos profissionais da saúde e interessados conhecer o comportamento de preços dos produtos de interesse. Logo, o paciente teria maiores informações sobre suas possibilidades de escolhas, além do que, gestores e pesquisadores teriam maiores informações para futuros investimentos em pesquisa e mercado.

Em 2014, a Anvisa iniciou a implementação de uma base de dados, conhecida por Registro Nacional de Implantes (RNI) [14], que visa reunir informações de pacientes, procedimentos médicos e implantes utilizados nos serviços hospitalares. Com o RNI pretende-se padronizar o registro e acompanhar o ciclo de vida dos produtos implantados junto ao SUS e à rede de assistência suplementar em saúde, permitindo assim, a identificação, rastreabilidade e análise dos produtos implantáveis com dados dos respectivos pacientes.

Infelizmente, não existe ainda um acesso às informações desta base de dados.

É possível citar outras estratégias a serem seguidas no Brasil, tal como o Ageing, uma parceria entre países da Europa, na forma de base de dados para a comunicação e troca de informações entre as comunidades clínica, de pesquisadores e empresas [15]. De forma semelhante, o Departamento de Saúde do governo da Austrália [16] disponibiliza online um guia de próteses, o qual foi desenvolvido para fornecer orientações e definir os benefícios que as seguradoras privadas de saúde são obrigadas a pagar aos seus beneficiários.

O fato de apenas um ortopedista citar melhoria nas próteses utilizadas atualmente, mesmo com o alto índice de morbidade e mortalidade dos pacientes, sugere a necessidade de uma ferramenta que possibilite a discussão e aproximação entre os profissionais das áreas de medicina e engenharia, para se encontrar alternativas tecnológicas nos tratamentos de pacientes com osteoporose.

Por fim, na Figura 2 é notório o crescente número de internações para procedimentos de Artroplastia de quadril, visto o aumento na expectativa de vida da população e, possível, aumento dos casos de pessoas com osteoporose. Este cenário demonstra a importância de se encontrar alternativas para o aumento da qualidade de vida e diminuição nos índices de mortalidade em procedimentos. Portanto, investir em novas tecnologias a próteses e tratamentos é necessário, somado à possibilidade de criação de uma base de dados nacional em parceria com as entidades governamentais regulatórias, a qual possibilite o controle dos preços de próteses, a notificação compulsória dos casos de falhas destas e igualmente dos motivos de cirurgia de revisão. Contudo, principalmente, que estas informações estejam acessíveis a todos os interessados, tal como uma plataforma aberta para a discussão, parcerias e troca de informações com o objetivo permitir o avanço das pesquisas em próteses.

Conclusão

Neste estudo foi relatado que o aumento na expectativa de vida e, conseqüente aumento nos casos de pessoas que sofrem de osteoporose, tem se tornado um problema de saúde pública. Portanto, evidenciou-se a necessidade do investimento em novas alternativas às próteses e tratamentos. O estudo também permitiu constatar a falta de transparência e acesso às informações sobre procedimentos e dispositivos implantáveis, apontando como estratégias algumas iniciativas existentes no exterior, as quais poderiam ser implementadas no Brasil.

Agradecimentos

Os autores gostariam de agradecer ao Eng. Tomaz Puga Leivas e ao Instituto de Ortopedia e Traumatologia da Universidade de São Paulo (IOT – USP) pelo suporte à pesquisa.

Referências

- [1] Giannoudis P *et al.* Fracture healing in osteoporotic fractures: Is it really different? *Injury*, [s.l.]. 2007; 38(1):90-99.
- [2] Kuru P *et al.* Fracture History in Osteoporosis: Risk Factors and its Effect on Quality of Life. *Balkan Med J*, [s.l.]. 2014; 31(4):295-301.
- [3] Boonen S *et al.* Functional outcome and quality of life following hip fracture in elderly women: a prospective controlled study. *Osteoporosis International*, [s.l.]. 2004; 15(2):87-94.
- [4] Cornell CN. Internal Fracture Fixation in Patients With Osteoporosis. *J Am Acad Orthop Surg*, New York. 2003; 2(11):109-119.
- [5] Moraes LFS *et al.* Expenditures on the treatment of osteoporosis in the elderly in Brazil (2008 - 2010): analysis of associated factors. *Rev. Bras. Epidemiol.*, [s.l.]. 2014; 17(3):719-734.
- [6] Araujo DV *et al.*; Custo da Fratura Osteoporótica de Fêmur no Sistema Suplementar de Saúde Brasileiro. *Arq Bras Endocrinol Metab*, [s.l.]. 2005; 49(6):987-901.
- [7] Brasil. Ministério da Saúde. Departamento de informática do SUS. DATASUS. Disponível: <<http://datasus.saude.gov.br/>> Acesso: 13/04/2016.
- [8] Miot HA. Tamanho da amostra em estudos clínicos e experimentais. *J Vasc Bras.*, [s.l.]. 2011; 10(4):275-278.
- [9] Scheffer M. Demografia Médica no Brasil. Cenários e indicadores de distribuição, v.2, 2013.
- [10] Brasil. Ministério da Saúde. Departamento de informática do SUS. DATASUS. Disponível: <<http://datasus.saude.gov.br/>> Acesso: 13/04/2016.
- [11] Associação Brasileira da Indústria de Artigos e Equipamentos Médicos, Odontológicos, Hospitalares e de Laboratórios (ABIMO). Disponível: <http://abimo.org.br/>
- [12] Pereira S. S. S. et al. Grupo de Trabalho Interinstitucional sobre órteses, próteses e materiais especiais (GTI-OPME). Brasília, julho de 2015.
- [13] Brasil. Ministério da Saúde. Anvisa - Agência Nacional de Vigilância Sanitária. Núcleo de assessoramento econômico em regulação informações de preço de produtos para a saúde.
- [14] Brasil. Ministério da Saúde. Anvisa - Agência Nacional de Vigilância Sanitária. Plataforma online monitora próteses implantadas no País, 2014. Disponível: <http://www.brasil.gov.br/saude/2014/04/plataforma-online-monitora-protese-implantadas-no-pais>.
- [15] Arcos D *et al.* The relevance of biomaterials to the prevention and treatment of osteoporosis. *Acta Biomaterialia*, [s.l.]. 2014; 10(5):1793-1805.
- [16] Austrália. Australian Government. Department of Health. The Prostheses List. Disponível: <http://www.health.gov.au/internet/main/publishing.nsf/Content/health-privatehealth-prostheseslist.htm>.

CONSTRUÇÃO AUTOMÁTICA DE COVARIÁVEIS PARA MODELOS DE REGRESSÃO APLICADOS EM ESTIMATIVA ANTROPOMÉTRICA

V. V. de Melo*, R. M. Savii*, C. B. Martins*, F. G. Souza**, F. C. M. Q. Mariano*, M. E. Kunkel*

*Instituto de Ciência e Tecnologia, Universidade Federal de São Paulo,
São José dos Campos, SP, Brasil

**Universidade Federal do ABC, Santo André, SP, Brasil
e-mail: elizete.kunkel@unifesp.br

Resumo: Na antropometria, geralmente são utilizados algoritmos clássicos como a regressão linear simples ou múltipla para realizar previsões. Em geral, assume-se pouca ou nenhuma interação entre as variáveis para se obter modelos simples, porém úteis. A identificação de interações relevantes mais complexas requer o trabalho manual, demorado e custoso de especialistas. Neste trabalho, esta tarefa foi automatizada por meio da técnica de Programação Kaizen (PK). Aqui, a PK é adotada como auxílio à antropometria forense na previsão da estatura de indivíduos a partir de medidas de suas mãos. Foram obtidos resultados com uma melhoria da estatística R^2 em 25% na previsão da altura feminina e de 14% na previsão da altura masculina a partir das covariáveis identificadas pela PK.

Palavras-chave: Programação Kaizen, aprendizado de máquina, regressão simbólica, regressão linear, algoritmo evolutivo, programação genética.

Abstract:

In Anthropometry, predictions are usually performed by classical algorithms such as simple or multiple linear regression. In general, one assumes simple or no interaction between the variables to develop simple but useful models. The discovery of more complex significant interactions requires the experts' manual labor, which is time consuming and expensive. In this work, such task was automated by the Kaizen Programming technique (KP). Here, KP is adopted as an aid to forensic anthropometry in predicting the height of individuals from measures of their hands. We obtained results with substantial improvement in the R^2 statistic of 25% in predicting female height and 14% in predicting male height from covariates discovered by KP.

Keywords: *Kaizen Programming, machine learning, symbolic regression, linear regression, evolutionary algorithm, genetic programming.*

Introdução

Como um dos resultados da maior população humana já registrada, o número de pessoas envolvidas em todos os tipos de desastres, crimes e acidentes é cada

vez maior. Há a necessidade de se criar técnicas, ferramentas e protocolos para auxiliar no esclarecimento de fatos, na tentativa de amenizar suas consequências. As técnicas da antropometria forense se desenvolveram significativamente na Renascença pelos avanços da medicina neste mesmo período. Desde então elas têm auxiliado em investigações criminais e no reconhecimento de vítimas. Nos casos de crimes, acidentes com alto grau de destruição e desastres, é necessária a identificação dessas vítimas por meio de análises forenses. A investigação se inicia com pistas, pegadas, marcas corporais qualquer informação que auxilie em prever características importantes do indivíduo, sendo que uma dessas características é sua estatura.

Diversos países possuem estudos, com dados antropométricos de população local, que definem modelos de regressão para estimativa da altura de pessoas a partir de medidas de estruturas anatômicas como pés [1], crânio [2] e mãos [3-8]. Até a realização deste estudo, não se tem conhecimento da existência de bancos de dados brasileiros que permita fazer tal análise estatística. Com o objetivo de auxiliar a investigação forense nesse sentido, foi efetuada uma coleta de dados preliminar para dar início a um Banco de Dados de medidas de mãos brasileiro, bem como a investigação de modelos de previsão.

Assim, o objetivo principal desse trabalho é identificar a técnica de regressão linear múltipla que gera um modelo com boa qualidade preditiva para estatura a partir de medidas de mãos. Mais especificamente, foram investigados dois tipos de modelos: 1) assumindo independência entre as covariáveis (medidas das mãos) e 2) assumindo alguma dependência entre elas. As dependências são identificadas automaticamente por uma técnica de Aprendizado de Máquina denominada Programação Kaizen que busca otimizar a qualidade da previsão.

Materiais e métodos

Nesta seção são apresentadas uma descrição do conjunto de dados selecionados para os experimentos e

a tarefa de construção de covariáveis com a técnica de Programação Kaizen [10].

Descrição do conjunto de dados experimental

A base de dados é constituída por medidas antropométricas de 201 voluntários brasileiros de ambos os sexos com idades entre 18 e 60 anos de um estudo anteriormente aprovado pelo Comitê de Ética da Universidade Federal do ABC (UFABC), sob o parecer de número 1.334.138 [9]. Foram incluídos na amostra indivíduos saudáveis e sem deformidade de membros, cabeça e coluna vertebral. Foram excluídos indivíduos que passaram por cirurgia nas mãos, usuários de próteses de membro inferior e superior ou implante de coluna, e indivíduos com deformação congênita ou adquirida nas mãos ou coluna vertebral.

Foram realizadas medições diretas com o uso de um paquímetro digital da marca Mitutoyo (Mitutoyo Corp, Kanagawa, Japan) e um estadiômetro vertical portátil da marca Sanny® (American Medical do Brasil Ltda, São Bernardo do Campo-SP, Brasil). A Figura 1 apresenta as sete medidas antropométricas (em mm) que foram colhidas das mãos dos voluntários. Além disso, a medida de interesse (estatura) foi registrada para cada voluntário. Estas medidas foram sugeridas em [6-8], e são: comprimento dos cinco dedos de cada mão definidos como distância entre a ponta e a base da falange proximal de cada dedo [6]; comprimento da palma de cada mão (CPM) definido como distância em linha reta entre prega distal da articulação do punho e a base da falange proximal do dedo médio [8]; largura da mão (LM) definida como distância entre o lado radial do segundo metacarpofalangeal e o lado ulnar do quinto conjunto do metacarpofalangeal [7]. De cada voluntário também foram obtidos: Sexo, Naturalidade, Idade, Etnia e Dominância.

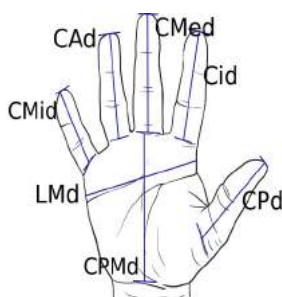


Figura 1: Parâmetros antropométricos das mãos.

Para gerar os modelos de regressão neste experimento, foram consideradas somente as medidas retiradas da mão direita, desconsiderando-se as medidas do polegar. Os motivos destas decisões foram devidos a predominância de destros e a dificuldade da medição, confirmada por outros autores [4-5], pelo polegar não

estar em mesmo eixo com os outros dedos. Os modelos foram desenvolvidos tanto para o sexo Feminino quanto Masculino, conforme recomendado na literatura [9]. Neste trabalho, assumiu-se que etnia, naturalidade e idade são variáveis não significativas. Porém, após atualização deste banco de dados, análises devem ser feitas para verificar a significância das mesmas.

Construção de atributos com Programação Kaizen

Melo [10] desenvolveu a técnica de Programação Kaizen (PK) a partir da metodologia japonesa *Kaizen* de melhoramento contínuo. A técnica se fundamenta em ciclos de melhoria iterativos e incrementais. Cada ciclo passa por 4 passos: *Plan-Do-Check-Act* (planejar-fazer-verificar-agir) ou PDCA.

Na PK, cada *especialista* propõe uma *ideia* para solucionar parte do problema e uma solução (denominada *padrão*) é a composição de diversas ideias. A qualidade de uma ideia (análoga ao *fitness* da computação evolutiva) é uma medida de contribuição ou importância para a solução. Com isso é possível determinar partes da solução que podem ser removidas ou mantidas e melhoradas. Neste trabalho, uma ideia é uma expressão matemática, por exemplo:

$$Ideia_1 = SQRT((ARG1 + (ARG0 + ARG4))) \quad (1)$$

sendo ARG_i , $i=0, \dots, n$ as variáveis originais do conjunto de dados, n a quantidade de variáveis, e $SQRT$ a função de raiz quadrada. Tal expressão é criada arbitrariamente a partir de um conjunto de funções disponíveis (por exemplo, +, -, *, /) e um conjunto de variáveis (constantes numéricas e as variáveis do conjunto de dados original).

O Algoritmo 1 possui uma descrição básica da PK aplicada na geração de características. No caso deste trabalho, essas características são covariáveis de um modelo de regressão linear múltipla. Assim, a PK utiliza Regressão Linear Múltipla (RLM) pelo método dos Mínimos Quadrados para a construção de um modelo a partir de características geradas pelos especialistas. A contribuição de cada ideia (solução parcial) é dada pelo seu p -valor após a construção do modelo. Já a qualidade do modelo, que é a medida a ser otimizada, foi medida pelo RMSE (*Root Mean Squared Error*).

Desse modo, a cada ciclo, a técnica de RLM constrói um modelo a partir do conjunto expandido de ideias (as ideias atuais e as novas) e obtêm-se quais delas foram relevantes (menores p -valores). Em seguida, a técnica de RLM constrói um modelo apenas com as ideias relevantes (seleção de características) e obtêm-se sua qualidade (RMSE). Se essa nova solução for melhor do que o padrão (solução atual), então ocorre a substituição. Esse processo é repetido até que algum critério de parada seja atingido. No final, tem-se o conjunto de

características que produziu a solução de maior qualidade, no caso, o menor RMSE.

Algoritmo 1: Funcionamento básico da técnica de Programação Kaizen para a criação de características.

- Gerar o *padrão* contendo *n* características (fórmulas) arbitrárias
- Avaliar a qualidade do padrão
- Faça
 - **PLANEJAR**: usar os especialistas para propor variações do padrão
 - **FAZER**: juntar o padrão e suas variações em um mesmo conjunto
 - **VERIFICAR**: avaliar a qualidade de cada característica e selecionar as *n* mais importantes
 - **AGIR**: construir um modelo usando as características selecionadas e atualizar o padrão se necessário
- Repetir se não atingir um critério de satisfação

Para efeito de comparação, serão considerados modelos de RLM e RLM com seleção de atributos via *Stepwise* (RLMSW), por serem técnicas já conhecidas e aplicadas em estudos relacionados [1-8]. Além disso, as estatísticas utilizadas neste processo, baseadas nos erros entre os valores de Estatura observados e preditos, foram as seguintes: RMSE, R² (Coeficiente de Determinação), MAE (*Mean Absolute Error*), AIC (*Akaike Information Criterion*) e BIC (*Bayesian Information Criterion*) [11]. Assim, quanto mais próximo de 1,0 for o valor de R² e menores os valores das outras medidas, mais acurado será o modelo.

Resultados

Nesta seção serão apresentados resultados dos modelos adquiridos através da PK. Foram obtidos diferentes modelos, tanto para o sexo Feminino quanto Masculino (Tabela 1).

O algoritmo PK foi executado dez vezes (rodadas independentes) por ser um algoritmo estocástico. A PK foi configurada para gerar 3, 5 e 10 características a cada rodada, com o objetivo de avaliarmos o aumento na complexidade do modelo em relação à sua qualidade. As melhores covariáveis geradas são apresentadas na Tabela 1, sendo que ARG0 = Cid, ARG1 = Cmd, ARG2 = Cad, ARG3 = Cmid, ARG4 = CPMd e ARG5 = LMd. Além disso, foram empregadas as seguintes funções para evitar erros numéricos:

```
safeLog (X): if (X==0) 0 else log(abs(X))
safeExp (X): if (X < 10) exp(X) else exp(10)*X
safeSQRT (X): if (X==0) 0 else sqrt(abs(X))
```

Na Tabela 1, as covariáveis estão ordenadas pela sua importância no modelo (menor *p*-valor) pode-se perceber que algumas das variáveis são mais frequentes, por exemplo, ARG1. Foge do escopo deste trabalho a

interpretação dessas covariáveis, pois o foco do mesmo é verificar a qualidade de ajuste e predição dos modelos.

Tabela 1: Melhor conjunto de dez covariáveis geradas pela PK, por sexo.

Sexo	Novas covariáveis
Fem.	C1=safeExp ((ARG1 * ARG1))
	C2=safeSQRT (safeSQRT (ARG0)) / ARG0
	C3=ARG1
	C4=safeSQRT (((-1 * (ARG0)) / safeSQRT (ARG1)) + (-1 * (1/(ARG1)))) / ARG0
	C5=ARG4 / ARG0
	C6=safeExp (ARG1) / ARG0)
	C7=safeSQRT (((-1 * (ARG0)) / safeSQRT (ARG1)) + (-1 * (ARG1 * ARG1)))) / ARG0
	C8=ARG4 / safeLog ((ARG0 * ARG1))
	C9=ARG4
	C10=ARG4 / safeLog (safeExp (ARG1))
Masc.	C1=ARG2 + (ARG1 + ARG1)
	C2=ARG0
	C3=safeExp (safeLog (((-1 * (ARG0)) + (ARG5 - ARG0))))
	C4=(ARG2 / ARG4) + (ARG1 + ARG1)
	C5=ARG1 + ARG5
	C6=ARG5 * ARG4
	C7=ARG2 + (ARG5 * ARG0)
	C8=(-1 * (ARG4)) - (ARG1 * ARG5) * ARG4
	C9=safeExp (safeLog ((safeSQRT (ARG4) + (ARG5 + ARG0))))
	C10=safeSQRT ((safeSQRT (ARG3) - (-1 * (ARG0))))

Tabela 2: Estatísticas usadas para verificar a adequabilidade do ajuste dos modelos considerados.

Sexo	Método	MAE	RMSE	AIC	BIC
Fem.	RLM	3.42	4.24	491.32	510.67
	RLMSW	3.5	4.26	484.3	493.98
	d=03	3.24	3.96	473.97	486.06
	d=05	2.92	3.64	473.98	503.01
	d=10	2.84	3.63	473.64	502.67
Masc.	RLM	3.99	4.82	721.87	744.03
	RLMSW	3.99	4.82	716.12	729.97
	d=03	3.87	4.69	709.79	723.64
	d=05	3.67	4.43	700.2	719.6
	d=10	3.72	4.43	709.9	743.14

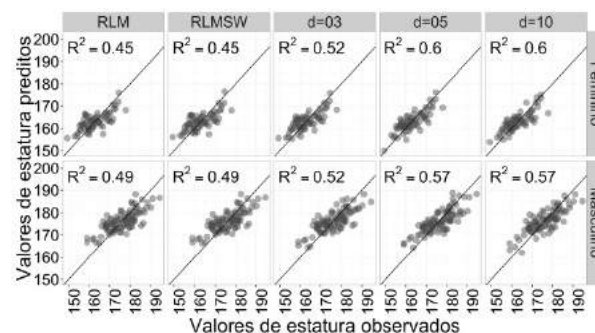


Figura 2: Gráficos de valores observado versus valores preditos para cada modelo, de acordo com o sexo.

Discussão

Nesta seção são feitas comparações entre RLM, RLM com seleção de atributos via *Stepwise* (RLMSW),

e RLM com as covariáveis construídas pela PK, em vez de usar os atributos originais. Nestas comparações foram considerados modelos tanto para o sexo Feminino quanto Masculino (ver Figura 2).

Com relação à qualidade do ajuste, na Figura 2 observam-se os gráficos de valores preditos para as alturas versus valores observados para cada modelo. Os gráficos possuem as linhas de referência e os coeficientes de determinação (R^2). Nota-se que, tanto para o conjunto de dados Feminino quanto para o Masculino, a RLMSW não melhorou o R^2 em relação à RLM. Já a PK mostrou uma melhora no valor do R^2 . Percebe-se que o modelo $d=10$ não proporcionou um ajuste melhor do que com $d=05$, mesmo sendo mais complexo. Contudo, como a PK é um algoritmo estocástico, é possível que outras execuções atinjam melhores resultados por iniciarem com ideias diferentes.

Na Tabela 2, têm-se os resultados estatísticos associados aos modelos selecionados neste trabalho. Como se sabe, as medidas AIC e BIC são usadas como aproximação da etapa de validação do modelo sem a necessidade de um conjunto de teste para a comparação e seleção de modelos [11]. Ainda, AIC e BIC penalizam a complexidade do modelo (número de covariáveis); logo, a melhoria precisa ser significativa. Vale lembrar que todas essas medidas devem ser minimizadas.

Para as medidas de ajuste, nota-se que a RLMSW aumentou o erro em relação à RLM, mas que, como esperado, as covariáveis geradas pela PK apresentaram uma redução no erro. Para as medidas de seleção de modelo (AIC e BIC), a RLMSW obteve pequena melhoria. Porém, os melhores resultados foram com a PK, mostrando que é possível melhorar tanto o ajuste quanto a predição (ver Tabela 2).

Conclusão

Neste trabalho, foi apresentada a técnica de Programação Kaizen para construção automática de covariáveis para modelos de regressão para previsão antropométrica. Os testes foram realizados em dois conjuntos de dados separados por sexo (feminino e masculino), comparando-se os modelos gerados a partir dos dados originais (RLM), com seleção de características via *Stepwise* (RLMSW) e RLM com as novas covariáveis. Foi verificado que com a PK houve aumento no R^2 em 33% para mulheres e 16% para homens, em porcentagens relativas.

A interpretação biológica dessas covariáveis será realizada em trabalhos futuros, mas fica claro que existem interações não-lineares entre as variáveis que impactam positivamente na qualidade da predição. Assim, a PK se mostrou uma ferramenta promissora para realizar a busca por covariáveis relevantes. Entretanto, novos estudos e verificações de suposições dos modelos devem ser realizados para que o modelo seja disponibilizado à comunidade científica como um

modelo preditivo. Além disso, após análises de significâncias das variáveis etnia, naturalidade e idade, as mesmas poderão ou não serem incorporadas nos modelos, visando uma melhora na acurácia dos mesmos.

Agradecimentos:

À CAPES e ao CNPq Proc. 486950/2013-1.

Referências

- [1] K. Krishan, “Estimation of stature from footprint and foot outline dimensions in gujjars of north india,” *Forensic science international*, vol. 175, no. 2, pp. 93–101, 2008.
- [2] K. R. Patil and R. N. Mody, “Determination of sex by discriminant function analysis and stature by regression analysis: a lateral cephalometric study,” *Forensic science international*, vol. 147, no. 2, pp. 175–180, 2005.
- [3] D. Bhatnagar, S. Thapar, and M. Batish, “Identification of personal height from the somatometry of the hand in punjabi males,” *Forensic science international*, vol. 24, no. 2, pp. 137–141, 1984.
- [4] O. Jasuja and G. Singh, “Estimation of stature from hand and phalange length,” *JIAFM*, vol. 26, no. 3, pp. 100–106, 2004.
- [5] S. R. Habib and N. N. Kamal, “Stature estimation from hand and phalanges lengths of egyptians,” *Journal of Forensic and Legal Medicine*, vol. 17, no. 3, pp. 156–160, 2010.
- [6] N. I. Ishak, N. Hemy, and D. Franklin, “Estimation of stature from hand and handprint dimensions in a western australian population,” *Forensic science international*, vol. 216, no. 1, pp. 199–e1, 2012.
- [7] P. Rastogi, K. Nagesh, and K. Yoganasimha, “Estimation of stature from hand dimensions of north and south indians,” *Legal medicine*, vol. 10, no. 4, pp. 185–189, 2008.
- [8] K. Agnihotri, S. Agnihotri, N. Jeebun, and K. Googoolye, “Prediction of stature using hand dimensions,” *Journal of Forensic and legal Medicine*, vol. 15, no. 8, pp. 479–482, 2008.
- [9] F. G. Souza, Criação de uma base de dados de mãos e estaturas para geração de modelos de regressão em antropometria forense. 161p. 2016. Dissertação (Mestrado) - Universidade Federal do ABC, Santo André, 2016.
- [10] V. V. De Melo, “Kaizen programming,” in *Proceedings of the 2014 conference on Genetic and evolutionary computation*. ACM, 2014, pp. 895–902.
- [11] Hastie T, Friedman J, Tibshirani R. Model assessment and selection. In *The Elements of Statistical Learning*. Springer New York, 2001, pp. 193–224.

MÉTODO COMPUTADORIZADO PARA ENSINAR CRIANÇAS COM TRANSTORNO DO ESPECTRO AUTISTA A RECONHECER EMOÇÕES

L. M. Almeida*, M. A. S. Bissaco*, T. A. Scardovelli*, A. P. Silva*

* Universidade de Mogi das Cruzes, Mogi das Cruzes, São Paulo, Brazil, +55 11 4798 7112
e-mail: lincxdevelopers@gmail.com, marciab@umc.br

Resumo: Esta pesquisa apresenta um método computadorizado desenvolvido para auxiliar no treinamento do reconhecimento das expressões faciais associadas às emoções, o que é principalmente importante para crianças e indivíduos com Transtorno do Espectro Autista (TEA). Para desenvolver este método, foram consultadas equipes multidisciplinares compostas por profissionais da educação, psicologia e desenvolvedores de sistemas para gerar as atividades que permitem estimular as capacidades sociais de indivíduos com TEA. Também foi levado em consideração o lúdico e as características próprias de jogos computadorizados educativos e de entretenimento a fim de reter a atenção das crianças. Todo o ambiente foi desenvolvido utilizando interface gráfica 2D. A execução do método permite o registro de informações de cada usuário para uma posterior verificação de progresso. O método foi testado por cinco colaboradores do projeto, a fim de verificar possíveis erros de execução. Testes de usabilidade demonstraram a eficácia do método desenvolvido em funcionamento. Espera-se com o desenvolvimento deste método contribuir para o aprimoramento da interação social de crianças e indivíduos com TEA.

Palavras chave: Autismo, Emoções, Método computadorizado

Introdução

O Transtorno do Espectro Autista (TEA) é um distúrbio com múltiplas etiologias em que são acometidas as habilidades de interação social, linguagem e comportamento [1] [2]. Os indivíduos com TEA apresentam especificidades particulares, enxergando o mundo de uma forma diferenciada e fragmentada, não compreendendo diversos fatores como expressões, sentimentos, condição de outras pessoas e de si mesmo [3].

Para aumentar as competências de comunicação desses indivíduos é necessário melhorar a habilidade para conhecer e responder as emoções através da expressão facial [11]. O uso de *serious games* e de métodos computadorizados podem comprovadamente trazer benefícios ao ensino de modo geral [4]. As crianças autistas apresentam melhoras importantes na escola por meio do uso de ferramentas computadorizadas. Normalmente essas ferramentas auxiliam na alfabetização e no aumento das habilidades de interação social ampliando o reconhecimento das expressões

faciais [5].

Existem várias ferramentas computacionais que associam a imagem de expressões faciais com som especificando qual o sentimento é exibido, tais como: *Autism iHelp*, *Autimo*, *Autism Emotions*, *Touch-Emotions*, *Emotions*. Essas ferramentas treinam a instrução por imagem, que é muito importante para o ensino das expressões faciais. Outra característica que essas ferramentas auxiliam é a instrução por som, visando auxiliar crianças não alfabetizadas. Porém, não utilizam recursos lúdicos, que é o modo natural das crianças aprenderem, bem como também não registram o desempenho da criança, para uma análise posterior de suas habilidades de comunicação[5].

Portanto, o objetivo deste trabalho é desenvolver um método computadorizado que através de situações lúdicas exercitem o reconhecimento das expressões faciais associadas às emoções, permitindo verificar as habilidades e inabilidades da criança posteriormente.

Materiais e Métodos

Para desenvolver o método computadorizado proposto nesse artigo, (ALTRIRAS, acrônimo de alegria, tristeza, raiva e surpresa), houve interação com uma equipe multidisciplinar composta por profissionais da educação, da psicologia e de desenvolvimento de softwares.

Estes profissionais contribuíram na fase de levantamento dos requisitos funcionais e não funcionais, a fim de abranger os conteúdos educacional, psicológico, lúdico, computacional e tecnológico necessários para alcançar o objetivo proposto, ou seja, a educação lúdica do reconhecimento de emoções em expressões faciais.

Segundo a equipe multidisciplinar é importante que o método computadorizado proporcione *feedbacks* positivos a fim de motivar a criança a continuar realizando as atividades/missões de reconhecimento das emoções através da associação delas com algumas expressões faciais. Para isso, foram selecionadas as seguintes emoções: Alegria, Tristeza, Raiva e Surpresa (Figura 1), que segundo [3], são emoções consideradas básicas para trabalhar a habilidade de conhecer a expressões faciais e responder as emoções.

Os psicólogos descreveram a forma como desenvolver um personagem (*Emotion*) ao qual a criança irá reconhecer as expressões faciais. Este personagem tem foco em suas expressões faciais não possuindo corpo focando a atenção em seu rosto.



Figura 1. Emoções e expressões faciais. Fotos do autor.

Os educadores auxiliaram na compreensão das rotinas diárias das crianças com TEA, esclarecendo sobre as preferências delas, como o gosto por dinossauros e trens. Por isso, foi criado um personagem no formato de dinossauro (*RexTina*) com características que atendem tanto aos meninos quanto às meninas.

Para desenvolvimento do método ALTRIRAS foram levados em conta os conceitos e instrumentos da Engenharia de Software e do documento de concepção de jogos comerciais (*Game Design Document - GDD*)[15] (Figura 2), que abrangem as fases de desenvolvimento de software e de jogos comerciais, respectivamente.

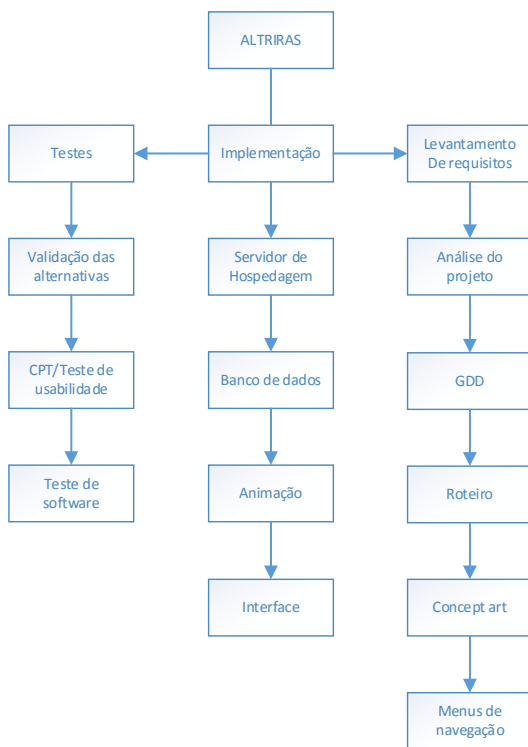


Figura 2. Etapas de desenvolvimento do método ALTRIRAS.

Esses recursos foram empregados visando seguir um modelo de processo de desenvolvimento e as normas de qualidade de software bem como inserir o componente de diversão (entretenimento), que existe em jogos comerciais para reter a atenção dos jogadores [6] [7] [10].

Os recursos lúdicos foram usados na construção da interface gráfica, dos mecanismos de interatividade e dos fatores que definem os jogos computadorizados. Foram usados cenários e casas explorando um tema medieval e contemporâneo, bastante explorados em jogos de

estratégia como *Age of Empires* (Microsoft), *Clash of Clans* (Supercell) (Figuras 3) e os personagens desenvolvidos com um estilo *cartoon* (Figuras 4 e 5).



Figura 3: Esboço do ambiente e casas

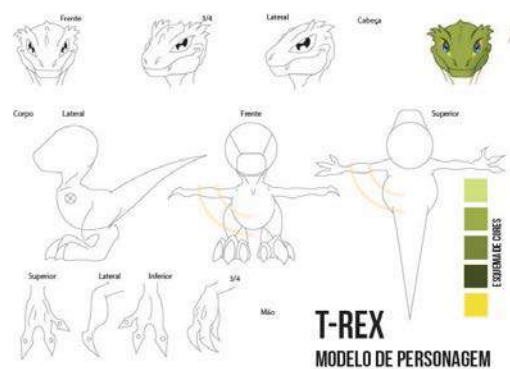


Figura 4: Esboço do personagem REX

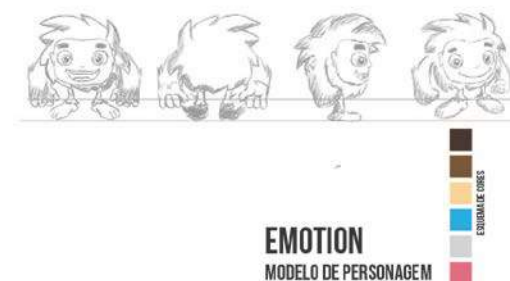


Figura 5: Esboço do personagem Emotion

Para a implementação do método foram usados o *Unity 3D* (Unity Technologies), o *Hypertext Preprocessor* (PHP) e um banco de dados *MySQL* (Oracle Corporation). Todo o ambiente foi desenvolvido utilizando interface gráfica 2D em algumas cenas e ambientes foram utilizados gráficos 2D isométricos.

Através de um sistema de *login* e senha o educador ou psicólogo poderá acessar de forma segura o sistema permitindo assim continuar o método de onde parou.

As animações e a lógica de cada objeto de aprendizagem como, as animações do avatar foram implementadas com o *Spriter Pro* (Brashmonkey) e exportados para a *Unity 3D* (Unity Technologies).

Os efeitos sonoros, como as vozes e/ou as falas de personagens, OS ruídos e outros sons diversos foram

gravados usando o gravador de som do sistema operacional *Windows (Microsoft)* e tratados com o *Adobe Audition (Adobe)*.

Para todas as tarefas de reconhecimento de emoção executadas são exibidos *feedbacks* ao final, pois mesmo que a criança não consiga concluir, deve ser incentivada. Todas as instruções do aplicativo são simultaneamente narradas e apresentadas por escrito na parte inferior da tela.

Foram realizados testes de *software* (caixa-branca e caixa-preta) e teste de usabilidade levando em conta as normas ISO/IEC 9126 e ISO/IEC 14598[12] [13] [14]. Os testes de caixa-preta e caixa-branca foram aplicados pelo autor afim de verificar o funcionamento do método e as possíveis falhas. O teste de caixa-branca foi aplicado para avaliar a construção lógica do software, ou seja, a lógica de programação, enquanto o teste de caixa-preta foi aplicado para avaliar as funcionalidades do sistema. O protocolo de casos de teste foi obtido através do uso de aspectos de usabilidade, comunicabilidade, navegabilidade e confiabilidade [8][9].

O teste de usabilidade envolveu as métricas de gráfico, som, controle, diversão e animação. Ele foi executado por cinco colaboradores do projeto, sendo três com experiência em desenvolvimento de jogos comerciais e dois com experiência somente em desenvolvimento de softwares, os quais avaliaram gráficos, sons, controles, diversão e animação usando uma escala de cinco níveis, onde: 5 – Muito Bom, 4 – Bom, 3 – Regular, 2 – Ruim e 1 – Muito ruim. Em seguida, foi calculada a média das respostas por colaborador e por componente de qualidade.

Testes de efetividade com crianças serão realizados em trabalhos futuros. O procedimento para realização do teste já foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa envolvendo seres humanos (CEP) da Universidade de Mogi das Cruzes (CAAE: 57356916.2.0000.5497, Processo CEP/UMC-2016, Número do Parecer: 1.621.387). Todos os especialistas e voluntários que participaram da pesquisa foram convidados e esclarecidos sobre os objetivos da pesquisa e assinaram um termo de consentimento livre e esclarecido.

Resultados

As Figuras 6 a 8 ilustram algumas das interfaces desenvolvidas para o método computadorizado. A Figura 6 ilustra a interface, onde a criança escolhe o personagem Rex (menino) ou Tina (menina), que foi desenhado levando em conta algumas características de dinossauros. Este personagem guiará a criança durante a seleção das expressões faciais. A Figura 7 apresenta a interface em que a criança recebe seu *Emotion* do instrutor e pode começar a sua aventura. A Figura 8 apresenta o *Emotion* expressando as mesmas emoções observadas na Figura 1 e a Figura 9 ilustra um exemplo de *feedback*.



Figura 6: Seleção de personagem.



Figura 7: Recebendo o *Emotion*.



Figura 8: Expressões faciais do *Emotion*.



Figura 9: Exemplo de *feedback* apresentado por escrito

No método foram utilizadas somente expressões faciais básicas, raiva, surpresa, alegria e tristeza [3] a fim de evitar confusão para as crianças, utilizando no início fotos de pessoas e posteriormente desenhos, como ilustram as Figuras 5 e 8.

As interfaces gráficas e os mecanismos de interatividade implementados no método ALTRIRAS criam um ambiente lúdico para as crianças focarem sua atenção com entusiasmo na realização das ações que viam a associação de expressões faciais às emoções.

Além disso, o fato de a criança poder escolher o personagem e customizá-lo pode motivar o uso do método, pois segundo [10] isto contribui para a imersão do jogador na trama e de sua identificação com o personagem.

O resultado dos testes caixa-branca e caixa-preta não apresentaram falhas de execução ou programação. Foram realizados 150 testes, sendo 20 testes que devem ser

realizados pelo sistema. Foram também realizados 15 testes de transição de ambientes para cada ambiente e 12 testes para cada *puzzle* do jogo. Foram realizados 30 testes de exibição do *feedback* por não concluir o *puzzle*, totalizando 449 testes. O método ALTRIRAS foi considerado aprovado em ambos os testes. Com relação ao teste de usabilidade, os colaboradores do projeto também consideraram o método aprovado em todas as métricas (gráficos, sons, controles, diversão e animações) de qualidade avaliadas, conforme ilustrado na Figura 10.

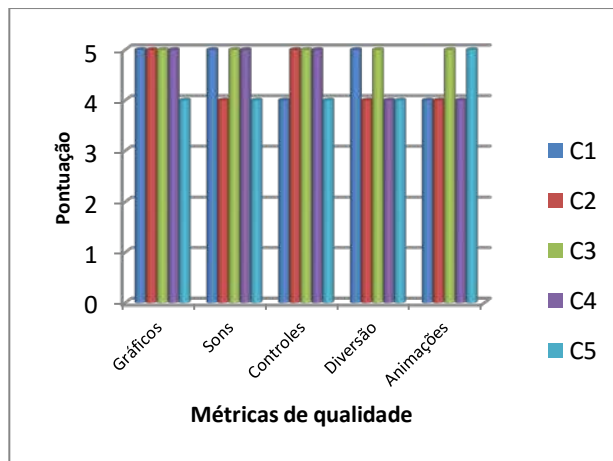


Figura 10. Resultados da avaliação realizada pelos colaboradores do projeto

Conclusão

O método computacional foi desenvolvido conforme requisitos funcionais e não funcionais levantados junto à equipe multidisciplinar, possibilitando uma integração construtiva entre pensamento, sentimento e ação.

Segundo especialistas, colaboradores do projeto, o método atende aos requisitos psicológicos e de entretenimento. Porém, sua efetividade como ferramenta educacional será verificada em trabalhos futuros.

Espera-se com o desenvolvimento do método ALTRIRAS que as crianças com TEA possam aumentar suas capacidades sociais e desta forma melhorar seu convívio na sociedade. Este método também será uma forma de auxiliar educadores, pais e psicólogos para o tratamento e minimização dos traços autísticos relacionados à interação social.

Agradecimentos

Ao CNPq, FAEP/UMC e FAPESP (nº 2013/22947-0 nº 2015/12248-2) pelo suporte financeiro.

Referências

[1] Viveiros, M. A. J. Centro de referência em distúrbios de aprendizagem – CRDA, Turma – VII. Desenvolvimento lingüístico no autismo, 2008.

[2] Hay, W.W.; Levin, M.J.; Deterding, R.R.; SonDheimer, J.M. *Current Diagnóstico e Tratamento: Pediatria*. McGraw Hill Brasil, 2012. p.127-128.

[3] Assumpção Jr, F. B. et al. Reconhecimento facial e autismo. *Arquivo Neuropsiquiatria*, v. 57, n. 4, 1999. p. 944-949.

[4] Yussof, A. A Conceptual Framework for Serious Games and its Validation. Thesis for the Degree of Doctor of Philosophy. Faculty of Engineering, Sciences and Mathematics School of Electronics and Computer Science - University of Southampton. 2010.

[5] Seletos, L. Comparing native and cross-platform development tablet environments based on an application for autism - Stetson University 2012.

[6] Pourabdollahiana, B; Taischa, M; Kergaa, E. Serious Games in Manufacturing Education: Evaluation of Learners' Engagement. *Procedia Computer Science*, 2012. n.15, p.256-265.

[7] Yuda, M. Effectiveness of Digital Educational Materials for Developing Spatial Thinking of Elementary School Students. *Procedia Social and Behavioral Sciences*, 2011. n.21, p. 116-119.

[8] Nielsen, J. *Usability Engineering*. Londres: Academic Press, 1994. p. 380.

[9] Laitinen, S. Better Games through Usability Evaluation and Testing. Disponível em: http://www.gamasutra.com/view/feature/130745/better_games_through_usability_.php.

[10] Aranha, G. Jogos Eletrônicos como um conceito chave para o desenvolvimento de aplicações imersivas e interativas para o aprendizado. *Ciências & Cognição*, 2006. v. 7, n. 1, p. 105-110.

[11] Rabello, R. S. Interação e autismo: uso de agentes inteligentes para detectar déficits de comunicação em ambientes síncronos. 2010.

[12] Gomes, N. *Qualidade de Software: uma necessidade*. Brasília, 2000. Disponível em: http://www.fazenda.gov.br/ucp/pnafe/cst/arquivos/Qualidade_de_Soft.pdf.

[13] Associação Brasileira de Normas Técnicas. NBR ISO/IEC9126-1 Engenharia de software - Qualidade de produto - Parte 1: Modelo de qualidade. 2003.

[14] Associação Brasileira de Normas Técnicas. NBR ISO/IEC14598-4 Engenharia de software - Avaliação de produto - Parte 4: Modelo de qualidade. 2003.

[15] Rogers, S. *Level Up! The guide to great video game design*. John Wiley & Sons, 2014.

DESAFIO TEMÁTICO EM ENGENHARIA BIOMÉDICA (DETEB): UMA PROPOSTA AOS CURSOS DE GRADUAÇÃO DO BRASIL

AO Cunha*, EB Gouveia*, FM Lopes*, RGQ Silva*, YC Dias*, AN Silva**, EA Lamounier***

* PET Engenharia Biomédica, Universidade Federal de Uberlândia, Uberlândia, Brasil

** Laboratório de Engenharia Biomédica, Universidade Federal de Uberlândia, Uberlândia, Brasil

*** Laboratório de Computação Gráfica, Universidade Federal de Uberlândia, Uberlândia, Brasil
e-mail: andrei.ufu@gmail.com

Resumo: Atividades extra-classe são vitais à formação de qualquer aluno de graduação. São essas atividades que podem providenciar os elementos adicionais que não podem ser obtidos somente dentro de sala de aula. Além disso, essas atividades podem motivar os alunos a terem um maior envolvimento nas atividades acadêmicas e profissionais ao longo do curso. Neste sentido, diferentes tipos de competições foram criados dentro dos cursos de engenharia. Elas permitem os alunos engajarem em diferentes situações nas quais o trabalho em equipe e a construção de soluções para diferentes problemas são essenciais para o sucesso. Considerando a ausência de competições nesse âmbito voltadas à Engenharia Biomédica, o objetivo deste artigo é apresentar a proposta de uma competição temática a ser implantada para o curso de graduação da Universidade Federal de Uberlândia. A nossa proposta envolve a construção de um braço robótico controlado por sinais eletromiográficos. O artigo detalha as especificações da competição e os potenciais benefícios que ela pode trazer aos alunos participantes.

Palavras-chave: competição temática, engenharia biomédica, braço robótico, sinais EMG

Abstract: *Extra-class activities are essential to the formation of every undergraduate student. They might provide the additional elements that might not be obtained in class. Besides, these activities might motivate the students to have a greater involvement in the academic and professional activities during the course. In this sense, competitions have been created within engineering departments. They allow the students to participate of situations where teamwork and problem solving are keys to success. Considering the absence of competitions in the Biomedical Engineering field in Brazil, the objective of this paper is to present the proposal of a competition to be organized in the Federal University of Uberlândia. The proposed project involves the development of a robotic arm to be controlled by electromyographic signals. This paper addresses the specifications of the competition and the potential benefits for the participants.*

Keywords: *thematic competition, biomedical engineering, robotic arm, EMG signals*

Introdução

Atualmente, o número de evasões nos cursos de graduação em engenharia da Universidade Federal de Uberlândia (UFU) ainda é muito grande em relação ao número de diplomados, com base nos dados da Diretoria de Controle Acadêmico que constam no Anuário 2015, Ano Base 2014 da UFU [1]. Diante disso nota-se a real necessidade de atividades que proporcionem uma maior motivação e formação aos graduandos. Apesar de serem capazes de conceber pensamentos críticos, os estudantes ainda têm grandes falhas na construção e gerenciamento de projetos práticos, tendo em vista que os cursos proporcionam uma maior bagagem teórica do que prática.

Existem propostas pedagógicas para a melhoria do ensino nos cursos de graduação de engenharia. Um exemplo é a aplicação dos conceitos de PBL (Problem Based Learning) que buscam o desenvolvimento de problemas contextualizados que exigem dos alunos uma participação ativa na sua solução. PBL é reconhecido por incentivar o trabalho em equipe e a formulação de soluções que realmente precisam estar fundamentadas nos conceitos aprendidos em sala de aula [2].

Além do PBL, existem outras propostas que visam proporcionar aos alunos outros tipos de experiências. Um exemplo são as competições temáticas comuns aos cursos de engenharia, tais como: competição de pontes de palito para a engenharia civil [3], competições de robótica para as diversas engenharias [4, 5], maratonas de programação para os cursos de computação [6], entre outras. Os alunos participantes dessas competições podem se beneficiar da parte prática que esses tipos de competições proporcionam, saindo da rotina comum de sala de aula.

Portanto, competições temáticas podem funcionar como um ponto de imersão na engenharia para os estudantes mais novos nos cursos e como aplicação das habilidades adquiridas para os mais veteranos. Ainda, é uma oportunidade para os alunos desenvolverem um projeto que além de desafiador, possui limitações orçamentárias e prazo para conclusão, demandando uma organização necessária à vida profissional destes estudantes.

Nesta linha, seria interessante aos cursos de Engenharia Biomédica (EB) no Brasil, o desenvolvimento de competições e desafios, ainda não

encontrados no nosso cenário. Os torneios incentivariam os alunos a inovar e se empenhar na área, buscando sempre novos conhecimentos, além de colocar em prática as teorias aprendidas em sala de aula. As competições nesta área ajudariam também a EB a ter maior visibilidade em âmbito nacional, uma vez que poderiam atrair empresas e ajudar a divulgar melhor o curso. Assim, propomos o Desafio Temático em Engenharia Biomédica (DETEB).

A proposta abordada neste trabalho para o DETEB consiste no desenvolvimento de um braço robótico controlado por sinais eletromiográficos (EMG), com o propósito de efetuar movimentos de alcance e apreensão. Este torneio envolve diversos conceitos aprendidos pelos alunos durante o curso como programação, biomecânica, robótica, processamento de sinais biomédicos e reconhecimento de padrões. Além disso, para a realização do projeto, os materiais necessários possuem preços acessíveis, sendo um projeto de possível desenvolvimento por alunos de todos os anos da graduação.

Metodologia

Esta seção irá apresentar os principais aspectos da competição proposta neste trabalho que consiste no controle de um braço robótico por sinais EMG.

Objetivo – O objetivo nesta competição é desenvolver um braço robótico que seja capaz de completar uma tarefa motora de alcance e apreensão, como o da Figura 1. Ou seja, os alunos devem controlar este braço robótico usando sinais EMG para alcançar um objeto, segurá-lo e então movê-lo para outra posição no espaço, um alvo.



Figura 1: Exemplo de braço robótico que pode ser construído pelas equipes.

Como funciona – Cada equipe deve desenvolver seu próprio braço robótico e criar seu respectivo mecanismo de controle. O controle deve ser baseado no processamento de sinais EMG e as equipes podem utilizar quantos músculos elas julgarem necessários à tarefa. O braço mecânico será limitado em relação ao número de graus de liberdade e ao tamanho das peças utilizadas. Além disso, cada equipe deve respeitar um orçamento máximo estipulado para a confecção do projeto.

A competição pode ser dividida em três etapas. A primeira etapa ocorre no início da competição e baseia-se na apresentação dos robôs e códigos fonte ao comitê avaliador, além de um relatório do projeto realizado.

A segunda etapa consiste na realização do torneio em si. Ele consiste em alcançar um objeto, prendê-lo e então levá-lo até um alvo, como o de um jogo de dardos, e então soltá-lo, buscando marcar mais pontos (Figura 2). No entanto, as equipes devem completar toda essa tarefa dentro de um limite de tempo imposto pela organização do DETEB.

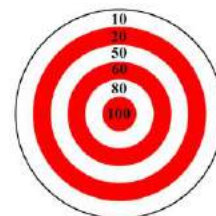


Figura 2: Exemplo de alvo que pode ser usado para contabilizar os pontos das equipes.

As tarefas são divididas em três blocos, com a posição inicial do objeto alterando-se entre estes blocos, para variar a complexidade da tarefa. Cada equipe terá direito a duas tentativas por bloco, com direito a eliminação da nota mais baixa obtida. Desta forma, é possível avaliar as estratégias de controle e também o projeto mecânico do braço robótico.

Entre as tentativas, as equipes podem alterar apenas a programação referente ao sistema de controle ou o processamento do sinal EMG. Não é permitido alterar o braço robótico após a sua construção e apresentação.

Um comitê técnico avaliará cada equipe de acordo com o seu desempenho nas tarefas, observando se as equipes foram capazes de executá-las e o total de pontos obtidos. O comitê também será responsável por analisar cada projeto e seu referente relatório. Este comitê deve ser formado por três professores que possuam experiência em pelo menos uma das seguintes áreas: Biomecânica, robótica, instrumentação biomédica e processamento de sinais biomédicos.

A terceira etapa da competição consiste na apresentação do projeto desenvolvido para público aberto. Cada visitante pode votar livremente na equipe que preferir. A apresentação deve ser feita por meio de pôster e também da exibição do sistema desenvolvido funcionando.

Ao final, as notas dadas por cada integrante do comitê avaliador sobre o projeto, a pontuação total da equipe durante as tarefas e os votos do público aberto serão contabilizadas, gerando uma avaliação final. A avaliação técnica, realizada pelo comitê avaliador, terá um peso maior que a avaliação pública. As três equipes mais bem colocadas receberão uma premiação referente a cada posição.

Materiais – As equipes poderão escolher livremente os componentes que irão utilizar para o projeto. Apenas duas restrições devem ser seguidas: O valor total do projeto não deve passar um valor limite (por exemplo, R\$ 500,00) e o braço robótico deve ser construído, sendo proibido o uso de estruturas já prontas, como a de kits de desenvolvimento.

As equipes devem projetar o seu protótipo levando em consideração o projeto mecânico e eletrônico do braço robótico. Neste sentido, elas deverão pesquisar quais são os melhores tipos de atuadores (servomotores, por exemplo) e sensores a serem usados, além do material do braço (acrílico, madeira mdf, etc.). A sua montagem deve-lhe garantir ao menos três graus de liberdade.

Sugere-se o uso do Arduino e um *Shield* de EMG para a coleta dos sinais EMG para as equipes iniciantes. As equipes mais avançadas podem, se desejarem, utilizar outros kits (BeagleBone Black, RaspberryPi) e desenvolver seu próprio *hardware* de aquisição de sinais EMG.

A etapa de processamento pode ser feita de forma embarcada, ou seja, dentro de um microcontrolador dedicado ou de um PC, ficando a critério das equipes.

Premiação – As premiações são componentes essenciais da competição por servirem como um estímulo à participação dos alunos. Além das premiações tradicionais como dinheiro, troféu e medalhas, podem-se buscar outros prêmios também. Kits de desenvolvimento (Arduino DUE, BeagleBone Black, RaspberryPi), LEGO Mindstorms podem ser interessantes para o desenvolvimento contínuo das equipes. Menções honrosas podem ser distribuídas em categorias como: melhor design estético, projeto preferido do público, equipe revelação, etc.

Além disso, os vencedores podem ser convidados a apresentar o seu trabalho nas seções orais de algum congresso ou simpósio, tendo seu artigo publicado nos anais destes eventos. Anualmente, o Programa de Educação Tutorial (PET) da Engenharia Biomédica ajuda a organizar o Simpósio de Engenharia Biomédica (SEB) na Universidade Federal de Uberlândia (UFU). O SEB pode ser mais uma oportunidade para os vencedores terem o seu trabalho divulgado e publicado. O evento será um suporte à competição a ser aplicada ao curso de EB da UFU.

Avaliação – A avaliação das equipes é feita de acordo com três critérios: Projeto mecânico e código-fonte (PMC); Desempenho nas atividades propostas (DT); Avaliação aberta ao público (AP). O resultado final é dado pela Equação 1.

$$Nota\ Final = 0.3PMC + 0.6DT + 0.1AP \quad (1)$$

Projeto mecânico e código-fonte – Tanto o projeto mecânico quanto o código-fonte será julgado pelo comitê avaliador. O comitê deve avaliar a estrutura desenvolvida, a escolha dos materiais, sua resistência, durabilidade e etc. Já os códigos devem ser avaliados de acordo com as condutas de boas práticas de programação e documentação do *software* desenvolvido. Além disso, a estratégia de controle usando sinais EMG também deve ser avaliada de acordo com sua praticidade, complexidade e se os alunos se atentaram ao estado da arte para desenvolver seu projeto.

Desempenho na atividade com alvo – O método de avaliação das equipes durante a competição se baseará

na pontuação total da equipe somada ao longo de todos os blocos, excluindo-se a menor nota obtida em entre as tentativas. As equipes que não conseguirem soltar o objeto no alvo dentro do tempo máximo, receberão nota zero naquela tentativa. As notas das equipes serão normalizadas de acordo com aquela que acumular mais pontos, que receberá 100 nesta categoria.

Avaliação do público – A equipe que receber o maior número de votos ao fim do tempo de exposição irá receber o total de 100 pontos. As outras equipes receberão notas normalizadas de acordo com o número de votos que receberam em relação ao maior número de votos obtido por qualquer uma das equipes.

Cronograma – O DETEB deve ser realizado anualmente na UFU. O edital será lançado com pelo menos um semestre de antecedência para que as equipes tenham tempo suficiente para desenvolver o projeto proposto.

A competição será realizada em dois dias, sendo o primeiro dia reservado para a entrega da documentação referente ao projeto e a realização da competição com a tarefa descrita previamente. O segundo dia contará com a apresentação pública das equipes, avaliações finais e anúncio dos resultados oficiais e a cerimônia de premiação do evento.

Discussão

Os alunos que participarem desta competição irão se envolver com os conceitos de pelo menos três áreas: Processamento de sinais biomédicos; Reconhecimento de Padrões e Robótica. Os benefícios relacionados a cada serão apresentados a seguir.

Processamento de sinais biomédicos – Diversos tipos de sinais eletrofisiológicos podem ser tratados com ferramentas matemáticas com o objetivo de extrair informações sobre o funcionamento de um dado sistema fisiológico.

No projeto proposto, os alunos terão contato direto com o processamento de sinais EMG. Desta forma, eles precisarão entender quais são as origens deste sinal e que tipo de informações do sistema neuromuscular eles carregam. Além disso, eles terão que estudar os procedimentos básicos para a coleta dos sinais EMG como: preparo da pele e posicionamento dos eletrodos de captação e do eletrodo de referência. Ainda, eles irão compreender a magnitude da influência de ruídos provenientes da rede elétrica e do ambiente sobre os sinais EMG. Todos esses passos irão familiarizá-los com a metodologia a ser seguida por qualquer trabalho que envolva sinais EMG, seja para pesquisa ou projetos de desenvolvimento.

A etapa de processamento será fundamental para condicionar o sinal EMG para as etapas de extração de características e classificação, que pode ser uma estratégia bastante adotada pelas equipes para executar o controle do braço robótico.

Reconhecimento de padrões – O controle de dispositivos a partir de sinais EMG passa, normalmente, por uma etapa de reconhecimento de padrões. Um

procedimento comum passa geralmente por duas etapas: Extração de características e classificação. Na literatura, encontram-se vários artigos que tratam do problema de classificação de sinais EMG para controle de próteses ou exoesqueletos [7,8]. Algumas abordagens tradicionais visam discriminar gestos da mão para controlar diferentes graus de liberdade, por exemplo. Esses trabalhos podem servir de base para as equipes desenvolverem seus algoritmos. Além disso, as equipes irão se familiarizar com conceitos que tem várias aplicações dentro de áreas como imagens médicas e neuroengenharia [9].

Robótica – A robótica tem encontrado espaço dentro das pesquisas em EB, principalmente nos eixos de próteses, interfaces cérebro-máquina e reabilitação [8, 10]. Portanto, a competição é bem-vinda no sentido de familiarizar os estudantes com os princípios de robótica que serão necessários para o desenvolvimento de novas tecnologias para as já citadas áreas. É importante que os alunos compreendam os mecanismos de acionamento de servo-motores, a construção de sistemas mecânicos (caixas de redução, cálculo dos torques, etc.) e o controle digital dos robôs. O Laboratório de Engenharia Biomédica (Biolab) da UFU, por exemplo, deseja construir um braço robótico para reabilitação de sujeitos pós-AVE, simbolizando a necessidade de ter alunos da EB com *background* em robótica dentro do laboratório.

As competições em engenharia têm apresentado bons resultados principalmente por aproximarem os alunos de experiências práticas [3, 4, 5]. Alguns artigos reportam um melhor entendimento por parte dos alunos de como é a atuação profissional de um engenheiro e uma melhora na construção de soluções para problemas reais.

A nossa proposta é bastante específica. No entanto, existem alternativas. Poderiam ser realizadas competições atreladas a alguma empresa/hospital para solucionar um determinado problema encontrado por eles ou competições no estilo de *hackathons* em que diferentes grupos trabalham durante o dia todo em um dado projeto pessoal ou outras competições temáticas que abordariam um dado conteúdo dentro da EB. Também existem competições livres em que as equipes podem desenvolver o projeto que quiserem. Este artigo é apenas o início de um projeto que desejamos implantar na UFU em breve. Acreditamos que a sua implantação pode gerar bons resultados em longo prazo para os futuros egressos do curso de EB da UFU.

Conclusão

Neste artigo, apresentamos a proposta de uma competição que visa trazer para a prática os conceitos vistos durante o curso de EB. Acreditamos que o envolvimento de toda a comunidade acadêmica nessas competições pode ser de grande valia para a carreira profissional dos estudantes e elas podem servir como incentivo aos seus estudos e o seu envolvimento no desenvolvimento de tecnologia e inovação dentro da UFU.

Agradecimentos

Os autores agradecem às agências de fomento CNPq, CAPES e FAPEMIG pelo apoio financeiro.

Referências

- [1] Universidade Federal de Uberlândia. Anuário 2015 ano base 2014. Webpage Universidade Federal de Uberlândia [internet]. 2015 [cited 2016 maio 30]. Available from: http://www.ufu.br/sites/www.ufu.br/files/Anuario_2015_ano_base_2014_v_FINAL_0.pdf
- [2] Ribeiro LRC. A aprendizagem baseada em problemas (PBL): Uma implementação na educação em engenharia na voz dos atores [tese]. São Carlos: Universidade Federal de São Carlos; 2005.
- [3] Santos AM, Carvalho DO, Rocha MCM, Andrade PHR, Silva TM and Teles TFG. O ensino da engenharia por meio da metodologia da problematização. In XL Congresso Brasileiro de Educação em Engenharia (COBENGE); 2012 sep 03-06; Belém, Brazil 2012.
- [4] Ferreyra-Ramírez EF, Piai JC, Cervantes SG, Scanavino Jr FA, Munhoz DJ, Cianca FS, and Leonessa VT, Desenvolvimento de competências através de campeonato de robótica para estudantes com altas habilidades / superdotação, in Congresso Brasileiro de Ensino em Engenharia (COBENGE), 2014.
- [5] Brawerman A, Alberti EJ, Perretto EC, Felice F, and Perretto M, Competição entre robôs: uma proposta motivacional para os cursos de engenharia elétrica e computação, in Congresso Brasileiro de Ensino em Engenharia (COBENGE), 2011.
- [6] Fassbinder AGO, Paula LC, Araújo JCD. Experiências no estímulo à prática de Programação através do desenvolvimento de atividades extracurriculares relacionadas com as competições de conhecimentos. In XXXII Congresso da Sociedade Brasileira de Computação (CSBC); 2012 jul 16-19; Curitiba, Brazil 2012.
- [7] Soares A, Andrade A, Lamounier E, and Carrijo R, The development of a virtual myoelectric prosthesis controlled by an EMG pattern recognition system based on neural networks. Journal of Intelligent Information Systems. vol. 21, no. 2. pp. 127–141. 2003.
- [8] Kiguchi K and Hayashi Y, An EMG-based control for an upper-limb power-assist exoskeleton robot. IEEE Transactions on Systems, Man, and Cybernetics, Part B: Cybernetics. vol. 42, no. 4. pp. 1064–1071. 2012.
- [9] Qin L, Ding L, and He B, Motor Imagery Classification by Means of Source Analysis for Brain Computer Interface Applications. Journal of neural engineering. vol. 2, no. 4. pp. 65–72. 2005.
- [10] Huang VS and Krakauer JW, Robotic neurorehabilitation: a computational motor learning perspective. Journal of neuroengineering and rehabilitation. vol. 6. p. 5. 2009.

SISTEMA DE DETECÇÃO DE MOVIMENTO PARA AUXÍLIO NA ANÁLISE DE ESTRESSE DE ROEDORES EM MICROGRAVIDADE SIMULADA

Ingrid Gradaschi Lamadrid*, Flavia Dreyer Ortmann**, Marlise Araújo dos Santos** e Júlio César M. de Lima*

* PUCRS – Faculdade de Engenharia, Centro de Microgravidade, Porto Alegre, Brasil

** PUCRS – Faculdade de Farmácia, Laboratório de Farmácia Aeroespacial Joan Vernikos, Porto Alegre, Brasil

e-mail: ingrid.lamadrid@acad.pucrs.br

Abstract: Study of the physiological alterations experienced by astronauts when exposed to extraterrestrial environments through use of rodent animal models, given the physiological similarities, is of vital importance for the advancement of space research. In this context, this study aimed to develop a device for locating rodents within a confined environment, which is able to register the movement of these animals. This enables analysis of their behavioral change when, for example, the rodents are submitted to a simulated microgravity environment using postural inversion. The animals are placed in cages in which sensors are installed for determining their location over a period of time, thereby registering their activity to obtain the frequency and distance of their movements, as well as the time spent in each region of the cage. The equipment continually registers the spatial location of the animals through the use of a microcontroller and E2PROM memory. The system features a communication port for the transmission of data to a PC type computer. Computer software is being developed to enable estimation of rodent stress levels through evaluation of parameters, such as, length of time the rodents remained still, or how often they approached the food or water supplies [1].

Palavras-chave: Medição do Movimento de Roedores, Sensores de Proximidade Capacitivos, Microgravidade Simulada, Sistema de auxílio à análise de estresse de roedores.

Introdução

Garantir a integridade física de astronautas expostos a ambientes extraterrestres é fundamental para o sucesso dos programas de exploração espacial. A exposição à microgravidade é potencialmente perigosa para a saúde do ser humano devido às adaptações anatomo-fisiológicas que ocorrem pela alteração na forma como os movimentos são realizados, em especial, o processo de locomoção, afetado pela flutuação dos corpos submetidos à gravidade reduzida.

Estudar as alterações fisiológicas que ocorrem nos seres humanos, como a redistribuição de fluidos corporais da porção inferior para a superior do corpo e a atrofia muscular e óssea dos membros inferiores, sofridas devido a redução da gravidade, é então, de vital

importância para o avanço na pesquisa espacial [7].

De modo a não expor o ser humano a riscos desnecessários o modelo animal é amplamente utilizado [2, 3]. Devido às semelhanças anatômicas, é usual a utilização de roedores, especialmente os de pequeno porte no estudo da atrofia muscular e óssea causada pela exposição à microgravidade.

Dada à complexidade e os custos envolvidos na realização de estudos em ambientes de microgravidade, é usual a construção de experimentos em ambientes de microgravidade simulada. O modelo animal, utilizando roedor, que melhor simula os efeitos da microgravidade se dá através da remoção da carga de sustentação nos membros posteriores do animal por meio da inversão postural. Os autores estão propondo uma nova técnica, diferente das atualmente empregadas. Para avaliar a eficácia deste novo processo, um estudo avaliando o estresse causado nos roedores será realizado. O estresse dos roedores pode ser determinado pela análise do movimento destes animais. O objetivo deste trabalho é então desenvolver uma ferramenta automatizada que permita avaliar a movimentação dos roedores, auxiliar na análise do estresse destes animais, bem como permitir avaliar o novo sistema de inversão postural.

Um sistema usualmente empregado em inversão postural de roedores está representado na figura 1. A inversão postural é obtida com a suspensão do roedor pela cauda, restringindo o movimento dos membros posteriores, sem interferir de forma significativa, na mobilidade do animal. Esta remoção de carga dos membros posteriores simula as mesmas mudanças de líquido encefálico e atrofia óssea e muscular que ocorrem em seres humanos submetidos a gravidade reduzida [6, 9 e 10].

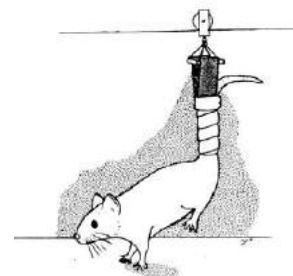


Figura 1 - Suspensão do rato pela cauda. Adaptado de Kasper 1993.

Os roedores quando submetidos a esta mudança postural apresentam uma resposta de adaptação ao estresse, uma vez que os mesmos estão expostos a condições adversas do seu equilíbrio fisiológico [1 e 9].

Alterações comportamentais são os primeiros indicativos do nível de estresse, e podem ser percebidas, por exemplo, quando o animal tenta se livrar do agente estressor, que influencia diretamente no seu bem-estar. A forma como é implementada a inversão postural impacta significativamente no tempo de adaptação ao estresse dos roedores. Uma vez adaptados, o organismo do animal busca restaurar sua homeostase, que ocorre graças às adaptações biológicas do seu sistema nervoso autônomo através do aumento do batimento cardíaco, da respiração, da secreção de hormônios da glândula pituitária e, posteriormente, do sistema neuroendócrino, com o aumento da secreção de glicocorticóides (cortisol e corticosterona) [8].

Ainda que os sinais fisiológicos, como as alterações do sistema nervoso autônomo e neuroendócrino possam ser utilizados para medir o estresse do animal, essas ocorrem quando o animal já está desenvolvendo determinadas patologias. Assim, a observação da alteração comportamental, é uma ferramenta de extrema importância para diagnosticar estados pré-patológicos, empregando um método não-invasivo no intuito de avaliar suas condições de estresse [1].

Os testes de atividade locomotora são amplamente utilizados para avaliar o estado emocional dos animais [1, 8]. O principal deles foi desenvolvido por Hall, em 1934, denominado teste de campo aberto (*open-field test*), que consiste em uma arena com o assoalho marcado em três zonas virtuais (central, intermédica e periférica), permitindo a quantificação da atividade locomotora do animal, para efeitos de análise comportamental [5]. Neste teste são observados: a distância total percorrida (cm), o número de entradas e o tempo despendido em cada área virtual e, o número de atividades exploratórias verticais (*rearings*) [3]. Considera-se indicador de ansiedade a alta defecação, a baixa atividade locomotora, assim como a zona onde o animal despende maior tempo. A permanência do animal no centro do campo aberto é um indicativo de maior ansiedade [2] [3].

Neste contexto, o objetivo deste trabalho é o desenvolvimento de um sistema capaz obter e registrar a localização de roedores dentro de ambientes confinados. De posse da localização destes animais é possível monitorar o seu movimento, de forma automatizada e durante todo o tempo do experimento, permitindo assim obter dados que podem ser utilizados na análise de alterações comportamentais. Atualmente o registro da movimentação é feito de forma manual e somente em certos períodos do dia, por um técnico. O sistema proposto apresenta-se como uma ferramenta útil na avaliação do nível de estresse de roedores, quando comparada com a metodologia empregada atualmente, pois permite obter um registro completo e sem falhas, ao longo do dia e durante todo o período do experimento, de forma automatizada. A replicação do sistema proposto permite monitorar vários animais

simultaneamente, o que não é possível quando o registro é feito de forma manual. O sistema proposto então é capaz de obter dados mais confiáveis e detalhados sobre alterações no comportamento de roedores que estão sendo submetidos, por exemplo, à simulação de microgravidade através da inversão postural, porém não se limitando a apenas esta aplicação.

Assim, quando os animais forem colocados dentro das moradias padrão do biotério, nas quais estiverem sido instalados os sensores de movimento, será possível determinar a localização dos roedores ao longo do tempo, e desta forma, registrar sua movimentação, quantificar a distância e frequência dos deslocamentos realizados, bem como o tempo de permanência em cada região da moradia, tempo que permaneceu parado, se alimentando ou bebendo água. Cada moradia é monitorada por 24 sensores, que dividem a superfície do ambiente de confinamento em 24 regiões, ou seja, uma resolução 8 vezes maior do que o experimento proposto por Hall.

Materiais e Métodos

Para determinar a posição dos roedores dentro da moradia padrão, foi necessário inicialmente determinar quais seriam os sensores mais adequados para esta tarefa. Câmeras de vídeo, sensores PIR, LEDs infravermelhos, diodo LASER, sensores ultrassônicos, sensores de proximidade entre outros dispositivos foram pesquisados. Um critério de escolha foi estabelecido, com a avaliação das características e limitações de cada um dos sensores, considerando também aspectos como custo e complexidade de implantação, além de aspectos como presença de serragem que pode obstruir o feixe luminoso ou ocultar o roedor. Foi pontuado também que sensores que pudessem ser instalados fora da moradia seriam mais úteis, uma vez que a higienização das moradias e o próprio roedor poderiam danificar dispositivos e fiações presentes no interior da moradia. Considerando todos estes aspectos, o sensor de proximidade capacitivo foi escolhido como um dos mais adequados segundo os critérios descritos. Foram construídos diversos sensores de modo a avaliar o seu desempenho bem como a utilização de sensores comerciais.

Em seguida foi selecionado o microcontrolador mais adequado para esta aplicação, considerando aspectos como capacidade de processamento, quantidade de memória e dispositivos periféricos disponíveis para realizar a medição de proximidade com um mínimo de componentes externos. As famílias MSP430 da Texas Instruments e ARM Cortex-M0 da ST Microelectronics foram consideradas. O MSP430 foi escolhido por ter uma arquitetura mais simples. É um microcontrolador de 16 bits, que permite a medição de capacitância diretamente nas portas do microcontrolador, de forma nativa, com poucos componentes externo. A figura 2 ilustra o diagrama em blocos do sistema de teste do sensor capacitivo. Uma placa foi elaborada para avaliar a sensibilidade do microcontrolador em determinar a presença ou não de um objeto orgânico posicionado

sobre o sensor. Foram construídos apenas quatro sensores nesta placa. Foram adicionados quatro LEDs para sinalizar quando o microcontrolador detectou a presença de um objeto orgânico.

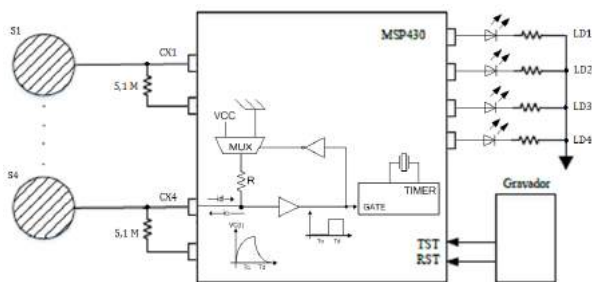


Figura 2 - Diagrama em blocos do sensor capacitivo

O circuito de teste consiste de quatro sensores (S1, S2, S3 e S4) que foram construídos na própria placa de circuito impresso, como uma área de cobre de formato circular, envolta por uma malha de cobre desta mesma placa. A figura 3 mostra o aspecto físico da placa de teste, onde pode-se observar os sensores de proximidade e a malha de cobre colocada ao redor dos mesmos.

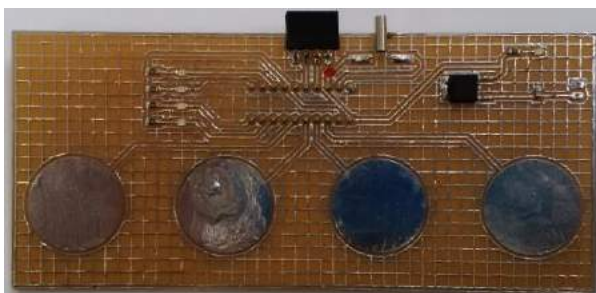


Figura 3 - Aspecto físico da placa de teste

O circuito equivalente destes sensores é o de um capacitor que surge em cada pino do microcontrolador (uC) indicado no diagrama como Cx1, Cx2, Cx3 e Cx4. Para tanto, o microcontrolador mede a capacitância de cada sensor, utilizando um resistor de valor conhecido e medindo o tempo de carga e descarga destes capacitores (Eq1 e Eq2 respectivamente).

$$V_c(t) = V_{cc}(1 - e^{-\frac{t}{RC_x}}) \quad (\text{Eq.1})$$

$$V_c(t) = V_c(e^{-\frac{t}{RC_x}}) \quad (\text{Eq.2})$$

Um timer do microcontrolador é utilizado para realizar a medida deste tempo. A aproximação de um objeto orgânico (por exemplo, de um roedor) de um determinado sensor, resulta no aumento da capacitância no pino associado a este sensor e conseqüentemente, no aumento do tempo de carga e descarga do capacitor formado neste pino. Como resultado, o valor do Timer se altera função da aproximação dos objetos dos sensores.

A placa de teste desenvolvida mostrou-se capaz de monitorar a movimentação de roedores nas moradias padrão. O hardware, embora simples apresentou

sensibilidade suficiente para detectar objetos orgânicos mesmo quando os sensores foram instalados na parte externa da moradia padrão do biotério. Esta é uma característica importante deste sistema, que desta forma não oferece risco de choque elétrico ao animal, e permite a higienização da moradia sem perigo de danificar o circuito elétrico. O software escrito foi capaz de detectar objetos orgânicos de forma satisfatória. Um limiar de corte foi estabelecido para rejeitar ou não a detecção de objetos, definindo a sensibilidade do sistema.

Uma vez construído o sensor de proximidade foi então definida a quantidade de sensores (24) que deveriam ser utilizados para monitorar a moradia padrão. O passo seguinte foi o de definir como os dados coletados seriam disponibilizados para a análise comportamental. Ficou definido então que os dados seriam disponibilizados por meio de uma conexão de rádio para um computador do tipo PC, responsável por armazenar as informações de posicionamento dos roedores, para posterior processamento. Este sistema torna flexível a sua implementação pois evita a necessidade de cabeamento para cada moradia. Uma vez que o tráfego de dados é baixo (a leitura de posição é feita a cada segundo) este sistema permite que uma porta de comunicação do PC permita controlar várias moradias simultaneamente.

Uma versão final do sistema foi então construída. Devido ao elevado número de sensores e também considerando que o processador adotado não tem grande capacidade de processamento, um novo hardware foi elaborado com a utilização de um MPR121 para a leitura dos sensores capacitivos, liberando o processador para o gerenciamento das demais tarefas (varredura dos sensores, armazenamento temporário dos dados e envio das leituras para um PC). O MPR121 utiliza a mesma técnica discutida para detecção de objetos. A figura 4 mostra um diagrama em blocos do sistema completo.

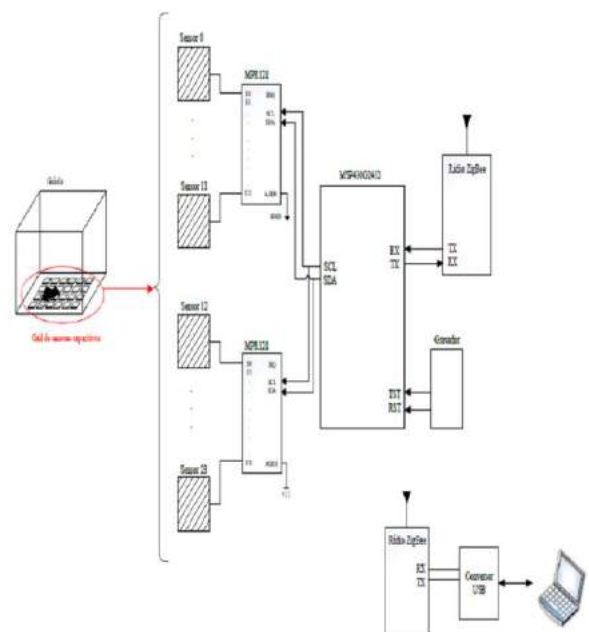


Figura 4 – Sistema Completo de Monitoração

Resultados

Foram testados diversos sensores de proximidade capacitivos e avaliadas diversas técnicas de medição de capacitância, como a utilização de osciladores de relaxação e a medida da constante de tempo de carga dos capacitores utilizando microcontroladores MSP430 [2]. Para a leitura dos 24 sensores que são utilizados para monitorar os roedores nas moradias padrão foi utilizado um medidor de proximidade do tipo MPR121. Um *timer* do microcontrolador foi utilizado para realizar a medição do tempo de permanência dos animais em cada área da moradia. A versão final do sistema permitiu o monitoramento das moradias padrão e o envio dos dados para um PC com a utilização de rádios com protocolo Zigbee.

Foram escritos dois programas no PC, um deles para a leitura da porta de comunicação e gravação dos dados em arquivo. O segundo programa faz a leitura do arquivo de coleta e realiza a análise dos dados, determinando entre outros parâmetros, quanto o roedor se movimentou, quanto tempo esteve parado, a frequência com que se alimentou e bebeu e quais zonas da moradia o animal mais frequentou.

Discussão

Foram pesquisados diversos tipos de sensores que poderiam ser utilizados para a determinação do posicionamento de roedores nas moradias padrão do biotério. O sensor capacitivo foi escolhido e demonstrou ser eficiente na detecção de objetos orgânicos.

Os programas desenvolvidos para o tratamento dos dados permite extrair entre outras informações, o deslocamento dos roedores, as zonas mais frequentadas, quanto tempo ele permaneceu parado ou quantas vezes o mesmo se alimentou. De posse destes dados será possível estimar o estado de estresse destes animais e quanto o ambiente de microgravidade afetou o comportamento dos mesmos.

Este sistema de auxílio na avaliação do estresse dos roedores será utilizado para avaliar a eficácia do novo sistema de inversão postural, pela avaliação do estresse causado nos roedores.

Conclusão

O nível de estresse de roedores mantidos em ambientes confinados pode ser determinado, registrando-se a movimentação destes animais ao longo do tempo. Muitos pesquisadores fazem este registro de forma manual e apenas durante certo período de tempo. O sistema proposto realiza este registro de forma automatizada, continuamente, durante todo o intervalo de tempo do experimento, permitindo uma avaliação muito mais precisa e sem erros de registro, da movimentação destes animais. Foram pesquisadas diversas técnicas para a construção dos sensores que permitissem localizar os animais dentro das moradias padrão. O sensor de proximidade capacitivo mostrou-se eficiente para esta tarefa. Os resultados demonstraram

que a técnica adotada permite identificar corretamente a localização dos roedores nas moradias padrão. O *software* de tratamento dos dados desenvolvido permite utilizar este sistema na análise comportamental de roedores pois possibilita extrair informações como a distância percorrida, tempo descanso, ou quantas vezes o animal buscou por alimentação, água ou permaneceu parado, e quais áreas o animal mais frequentou. Desta forma este sistema se constitui em uma versátil ferramenta para a análise comportamental de roedores.

Referências

- [1] Andrade A, Pinto SC, and Oliveira RS. Orgs. *Animais de Laboratório: criação e experimentação* [online]. Rio de Janeiro: Editora FIOCRUZ, 2002. 388 p. ISBN: 85-7541-015-6. Available from SciELO Books <<http://books.scielo.org>>.
- [2] Brudzynski SM, Krol S. Analysis of Locomotor Activity in the Rat: Parallelism Index, a New Measure of Locomotor Exploratory Pattern. *Physiology. Behavior*, 1997; 62: 635-642.
- [3] Cruz APM, Landeira-Fernandez J. Modelos animais de ansiedade e o estudo experimental de drogas serotoninérgicas. *Métodos em psicopatologia. Seção III*. 2012; 192-217. Capturado em 22/05/2016: http://www.nnce.org/Arquivos/Artigos/2012/cruz_etal_2012.pdf pp192-217
- [4] Goeger D, Blankertz M, Woern H. "A Tactile Proximity Sensor", *IEEE Sensors*, 2010; 589-594.
- [5] Hall CS. Emotional behavior in the rat: I. Defecation and urination as measures of individual differences in emotionality. *J Comp Psychol*. 1934;18:385-403.
- [6] Kasper CE, et al. Alterations in skeletal muscle related to impaired physical mobility: an empirical model. *Res Nurs Health*. 1993;16: 265-273.
- [7] Martinelli LKB. Aperfeiçoamento e Validação do Clinostato 3D e Seu Uso no Estudo de Células do Sistema Imune Humano. [Dissertação de Mestrado em Engenharia Elétrica]. Porto Alegre: Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul (PUCRS) 2007.
- [8] Moberg GP. *Animal Stress: biological response to stress: key to assessment of animal well being*. USA: Ed. G.1985.
- [9] Morey-Holton ER, Globus RK. Hindlimb unloading of growing rats: a model for predicting skeletal changes during space flight. *Bone*. 1998; 22: 83-88.
- [10] Musacchia XJ, et al. Rat hindlimb muscle responses to suspension hypokinesia/hipodynamia. *Aviation space and environmental. Medicine*. 1983; 54: 1015-1020.
- [1] Russomano T, et al. O efeito da escopolamina na performance mental durante simulação de microgravidade. *Scientia Medica*. 2005; 15 (2): 124-131.

ATRIBUIÇÕES PROFISSIONAIS DO GRADUADO EM ENGENHARIA BIOMÉDICA: ANÁLISE SOBRE AS ATUAIS RESOLUÇÕES DO CONFEA

F.J.R. Sales***

*Departamento de Engenharia Biomédica – UFPE, Recife, Brasil

** Núcleo de Telessaúde do Hospital das Clínicas – UFPE, Recife, Brasil

e-mail: fernando.sales@nutes.ufpe.br

Resumo: Mudanças no sistema de concessão de atribuições profissionais tem um impacto no exercício profissional dos engenheiros. No caso da engenharia biomédica, as consequências podem ser mais sérias haja vista a diversidade de subáreas e da complexidade das mesmas. Esse trabalho visa esclarecer as principais modificações nas resoluções do Conselho Federal de Engenharia e Agronomia (CONFEA) que tratam do tema e discutir os principais impactos dessas no exercício profissional do engenheiro biomédico. Dentre as principais modificações, possibilitou-se a extensão de atribuições iniciais expedidas na graduação, por meio de cursos de pós-graduação. Para finalizar, discute-se o eventual impacto desse processo para profissionais sem formação específica atuarem num ambiente específico como o hospitalar.

Palavras-chave: engenharia biomédica, atribuição profissional, CREA, CONFEA e exercício profissional.

Abstract: *Changes in granting professional assignments process has an impact on the professional exercise of engineers. In the case of biomedical engineering, consequences can be more severe considering the diversity and complexity of its subareas. This paper aims to clarify the main changes in resolutions of the Federal Council of Engineering and Agronomy (CONFEA) addressing this issue and discuss the main impact of these to professional practice of the biomedical engineer. Among them, postgraduate degrees may be used extent of initial assignments issued at the undergraduate course. Finally, we discuss the possible impacts caused by the extension of assignments to engineers not related to biomedical engineering.*

Keywords: *biomedical engineering, professional skills'assessment, Brazilian Engineering Regulatory Affairs .*

Introdução

A formação de recursos humanos em Engenharia Biomédica no Brasil iniciou-se junto com a fundação do Programa de Pós-Graduação em Engenharia Biomédica na Escola de Engenharia da Universidade Federal do Rio de Janeiro, em nível de mestrado em 1971[1].

Outro marco histórico relevante é a fundação da Sociedade Brasileira de Engenharia Biomédica (SBEB), associação civil que congrega profissionais atuantes nas

diversas áreas da Engenharia Biomédica, realizada no final de 1975 [2]. A SBEB, desde então, promove eventos, congressos e ações de divulgação científica voltadas aos temas de pesquisa e formação de recursos humanos em Engenharia Biomédica.

Deste então, a formação de recursos humanos cresceu em números absolutos, juntamente com o aumento da quantidade de programas de pós-graduação. Atualmente, há seis (06) programas de mestrado acadêmico, três (03) mestrados profissionais e cinco (05) programas habilitados em nível mestrado e doutorado, segundo a Plataforma Sucupira da CAPES [3]. No total, há catorze (14) programas distribuídos em 12 instituições de ensino.

Em 2001, os primeiros cursos de graduação em Engenharia Biomédica foram criados na Universidade do Vale do Paraíba e na Universidade Federal de Pernambuco. Atualmente, segundo os dados do Ministério de Educação (MEC), disponíveis no Sistema e-MEC [4], são dezesseis (16) cursos de graduação, conforme mostrado na Tabela 1. Adicionalmente, está autorizada a abertura de 1180 vagas anuais nos cursos da Tabela 1.

A formação de engenheiros biomédicos em nível de graduação tem ganhado destaque nos eventos da SBEB nos últimos anos, culminando na criação de um evento específico para discussão de temáticas correlatas, denominado *1ª Oficina de Cursos de Graduação em Engenharia Biomédica e Engenharia Clínica*, realizado em abril de 2016, nas dependências do Instituto Eldorado em Campinas-SP [5].

Neste evento, o modelo de concessão de atribuições profissionais para engenheiros biomédicos foi discutido sob diferentes pontos de vista, bem como se os engenheiros graduados têm uma formação mínima para atuar de forma competente no amplo mercado relacionado à Engenharia Biomédica.

Essa questão tornou-se mais relevante se considerarmos o modelo de concessão que estava em vigor desde 1973 até o início deste ano, onde as atribuições era concedidas de acordo com o curso reconhecido pelo MEC. Por exemplo, todos os engenheiros eletrônicos tinham as atribuições dadas no Art. 9º da Resolução n. 218/1973 do Conselho Federal de Engenharia e Agronomia (CONFEA) [6], conforme descrito no Quadro 1.

A concessão de licenças para o exercício de profissão varia consideravelmente mundialmente. No

Reino Unido, por exemplo, os engenheiros para trabalhar com assistência à saúde precisam ser acreditados pelo *Institute of Physics and Engineering in Medicine* [7] e pelo *Engineering Council* [8]. Esses programas de acreditação existem em diversos países.

Com base na resolução recém-publicada e nos pontos abordados na Oficina SBEB anteriormente citada, este trabalho propõe uma análise dos diferentes modelos de concessão de atribuições e os possíveis impactos dos mesmos no contexto dos engenheiros biomédicos em nível de graduação.

Materiais e Métodos

Este trabalho aborda a questão relacionada à modificação do modelo de concessão de atribuições, podendo gerar impactos no exercício profissional para os engenheiros biomédicos e nas ações da SBEB a cerca do tema.

Os materiais utilizados foram as diferentes resoluções CONFEA associadas à temática em questão: Res. CONFEA 218/1973 [5], Res. CONFEA 1010/2005 [9] e Res. CONFEA 1073/2016 [10], das quais foram destacadas algumas características no Quadro 1.

Resultados

De acordo com as informações constantes na Tabela 1, há atualmente dezesseis (16) cursos de graduação em Engenharia Biomédica em atividade no país. Há cursos que ainda não possuem registro profissional no Conselho Regional de Engenharia e Agronomia (CREA) de seus respectivos estados e no Sistema CREA/CONFEA. Essa situação ainda é normal pois, para obter o registro no CREA/CONFEA, é necessário que o curso já tenha sido reconhecido pelo MEC, conforme descrito em [11].

O primeiro curso de graduação em Engenharia Biomédica a obter o registro no CREA/CONFEA foi o da Universidade do Vale do Paraíba após a decisão PL-0034/2008 na Plenária Ordinária 1347 de 31 de janeiro de 2008 [12], da qual transcreveremos os seguintes trechos:

“(...) considerando que está previsto o Setor Biomédica no Campo de Atuação Profissional da Modalidade Elétrica - Categoria Engenharia, do Anexo II da Resolução nº 1.010, de 2005, permitindo a concessão de atribuições profissionais aos egressos dos cursos de graduação em Engenharia Biomédica; considerando que o título profissional deve ser estabelecido pelo sistema fiscalização profissional, ao qual compete outorgá-lo em conexão com as características da formação profissional do concludente; (...)”

“(...) 1) A homologação do cadastramento do Curso de Graduação em Engenharia Biomédica da Universidade do Vale do Paraíba – UNIVAP, concedendo aos egressos o título de ENGENHEIRO BIOMÉDICO e as atribuições relacionadas no art. 7º da Lei nº 5.194, de 1966, e no art. 9º da Resolução nº 218, de 1973, limitadas às atividades relativas aos

serviços, aos materiais, aos dispositivos e sistemas de auxílio à motricidade e locomoção de seres vivos (órteses e próteses mioelétricas), aos instrumentos e aos equipamentos elétricos, eletrônicos e eletromecânicos de imagenologia, de aferição, monitoração, reprodução e ressuscitamento de sinais vitais da área médico-odonto-hospitalar. (...)”

No primeiro trecho transcrito, destaca-se algumas considerações ressaltadas pelo colegiado do CONFEA para a inclusão da Engenharia Biomédica no rol de engenharias regulamentadas.

Naquela data, a resolução que tratava das atribuições profissionais dos engenheiros em vigor era a nº218/1973, visto que a nº1010/2005, apesar de publicada e aprovada, não estava em vigor. Observe que o colegiado destaca a importância da concessão de atribuições vinculadas às características da formação profissional do concluinte.

No segundo trecho transcrito, destacamos que as atribuições foram concedidas em bloco, onde foi selecionado um subconjunto das atribuições dos engenheiros eletrônicos voltadas ao contexto dos dispositivos e instrumentação médico-hospitalar.

A forma de concessão de atribuições profissionais em bloco é discutível no contexto da Engenharia Biomédica, visto que a área contempla desde instrumentação eletromédica até dispositivos implantáveis, cujos fundamentos teóricos são fornecidos em disciplinas de áreas distintas e, geralmente, disjuntas como eletrônica e biomateriais.

Com base nisso, o modelo de concessão de atribuições em função dos conhecimentos adquiridos se mostrou mais adequado para os engenheiros biomédicos, apesar de não ter sido implementado na prática, com a suspensão da Res. nº1010/2005 devido à complexidade de implementação desse modelo.

Após esse longo período de mais de dez anos após a aprovação da Res. nº1010/2005, o CONFEA aprovou uma nova resolução, a Resolução nº1073/2016, para abordar a questão das atribuições profissionais.

Há pontos interessantes como a análise do currículo escolar do egresso conjuntamente com o Projeto Pedagógico do curso, conforme explicado no Quadro 1. Entretanto, não está claro como esse processo de concessão de atribuição acontecerá, uma vez que não se referencia o modelo matricial nesta resolução.

Por outro lado, um aspecto interessante é a possibilidade de extensão das atribuições profissionais por meio da realização de cursos de pós-graduação senso estrito ou senso lato.

Por exemplo, suponha que um engenheiro tenha recebido atribuições mais voltadas à instrumentação biomédica e engenharia clínica pois teve esse foco na graduação.

Porém, no mestrado, ele desenvolveu trabalhos voltados à área de biomateriais e biocompatibilidade. Atualmente, será possível a este indivíduo solicitar que atribuições voltadas a área de biomateriais sejam incluídas na lista de atribuições vinculadas ao registro profissional do mesmo.

Tabela 1. Relação de Instituições de Ensino Superior (IES) com cursos de Engenharia Biomédica cadastrados no Sistema e-MEC. Consulta atualizada em 31/05/2016.

Sigla	Nome	Localização	Início (Mês/Ano)	C.C.	Carga (horas)	Vagas Autorizadas
UNIVAP	Universidade do Vale do Paraíba	São José dos Campos – SP	02/2000	5	3720	60
UFPE	Universidade Federal de Pernambuco	Recife – PE	07/2001	5	3600	20
UFABC	Universidade Federal do ABC	São Bernardo do Campo – SP	09/2006	5	3600	125
UFU	Universidade Federal de Uberlândia	Uberlândia – MG	10/2006	4	3795	60
FUNORTE	Faculdades Integradas do Norte de Minas	Montes Claros – MG	02/2008	3	4200	100
PUC-SP	Pontifícia Universidade Católica de São Paulo	São Paulo – SP	02/2009	4	4092	50
INATEL	Instituto Nacional de Telecomunicações	Santa Rita do Sapucaí – MG	03/2010	4	3800	120
UNIFRA	Centro Universitário Franciscano	Santa Maria – RS	02/2011	3	4325	40
FUMEC	Fundação Mineira de Educação e Cultura	Belo Horizonte – MG	08/2011	4	3940	60
UFRN	Universidade Federal do Rio Grande do Norte	Natal – RN	08/2011	4	3700	80
UNIFESP	Universidade Federal de São Paulo	São José dos Campos – SP	02/2011	N/R	3780	75
UCL	Faculdade do Centro Leste	Serra – ES	02/2013	4	8360	150
UFPA	Universidade Federal do Pará	Belém – PA	04/2013	N/R	4030	40
UFSJ	Universidade Federal de São João Del Rei	São João Del Rei – MG	*12/2013	N/R	3600	40
UNISINOS	Universidade do Vale do Rio dos Sinos	São Leopoldo – RS	02/2016	N/R	3600	50
FAM	Faculdade das Américas	São Paulo – SP	04/2016	N/R	3998	100

Legenda: C.C. – Conceito do Curso; N/R – Não Reconhecido, isto é, ainda não constam dados sobre o processo de reconhecimento de curso no Sistema e-MEC.

* Não consta a data de início da atividade do curso. Consta que o mesmo foi criado em dezembro de 2013 e já está em atividade.

Quadro 1. Comparativo entre as Resoluções CONFEA em questão e suas principais características.

Resolução	Atribuição Inicial	Extensão da Atribuição Inicial
218/1973	Forneceida pelo CREA de acordo com a modalidade de engenharia. A Engenharia Biomédica só foi reconhecida pelo CONFEA em 2008, a partir da Decisão Plenária CONFEA PL-0034/2008, na Plenária Ordinária 1.347, em janeiro de 2008 [site confea]. As atribuições correspondiam às mesmas do engenheiro eletrônico (Art. 9º).	Não era possível estender as atribuições iniciais após a graduação.
1010/2005	Forneceida pelo CREA mediante análise do Projeto Pedagógico do Curso e do Currículo Escolar do aluno. As atribuições eram dadas de forma matricial, onde as atribuições eram dadas em virtude do conhecimento adquirido.	É possível estender as atribuições por meio de cursos de pós-graduação senso lato e senso estrito, desde que atendidas às questões descritas na resolução.
1073/2016	Forneceida pelo CREA mediante análise do Projeto Pedagógico do Curso e do Currículo Escolar do aluno, apesar de não estar claro se o modelo matricial da Resolução 1010/2005 será resgatado.	É possível estender as atribuições por meio de cursos de pós-graduação senso lato e senso estrito, desde que atendidas às questões descritas na resolução. Um ponto adicional previsto é a possibilidade de extensão de atribuições relacionadas a outros campos profissionais.

A nova resolução também prevê que cursos de mestrado acadêmico ou doutorado podem prover novas atribuições referentes às áreas de atuação, inclusive possibilitando a extensão de atribuições referentes a outros grupos profissionais

Por exemplo, um engenheiro agrônomo com doutorado em engenharia elétrica poderia, em tese e caso os requisitos fossem atendidos, solicitar a inclusão de atribuições referentes à engenharia elétrica que estejam relacionadas à área do curso de pós-graduação.

Discussão

Neste trabalho abordou-se o impacto das mudanças no sistema de concessão de atribuições profissionais no contexto da EB. A maneira mais tradicional, regulamentada para Resolução nº 218/1973, apresenta pontos questionáveis, no tocante à amplitude de atribuições em áreas distintas e, ao mesmo tempo, se um engenheiro possui competência e habilidades para realizar o exercício com os conhecimentos necessários.

O modelo mais próximo do ideal seria o proposto na Resolução nº 1010/2005, onde as atribuições estão relacionadas diretamente à formação de cada engenheiro, permitindo a incorporação de novas atribuições à medida que o profissional submete-se a novas especializações. Essa é uma maneira interessante de estimular o treinamento e a capacitação profissional após a graduação e ao longo da carreira.

Como o modelo matricial não foi implementado pelo CREA/CONFEA, uma solução alternativa foi criada com a Resolução nº 1073/2016, onde propõe-se que características do Projeto Pedagógico e do Currículo serão consideradas no momento da concessão, bem como a possibilidade de extensão das atribuições profissionais, inserida na 1010/2005, será incorporada.

Entretanto, há um ponto que poderá ser considerado polêmico e que possivelmente causará impactos no exercício profissional: a possibilidade de incorporação de atribuições referentes a outros grupos profissionais por meio de pós-graduação *senso estrito*.

Por exemplo, suponha que um engenheiro florestal faça um mestrado acadêmico voltado à Engenharia Clínica. Será adequado que o mesmo, por meio do mecanismo de extensão de atribuições iniciais, receba a possibilidade de exercer a engenharia clínica em hospitais?

Esse é um ponto que tem gerado discussões no contexto da SBEB e que conduz a outros pontos que precisam ser mais discutidos frente à realidade brasileira como, por exemplo, a criação de programas de acreditação e certificação profissional voltados aos principais contextos de atuação do engenheiro biomédico.

Agradecimentos

À UFPE pelo apoio para participação na 1ª Oficina SBEB de Cursos de Engenharia Biomédica e de

Engenharia Clínica, realizada nos dias 14 e 15 de abril de 2016.

Referências

- [1] Nobre, F.F. e de Almeida, R.T. (2011), “Programa de Engenharia Biomédica: 40 anos de engenharia dedicados à saúde”. Disponível em <http://www.peb.ufrj.br/noticias/RevistaBiomedica40Anos.PDF>. Acesso em 20 de maio de 2016.
- [2] Sociedade Brasileira de Engenharia Biomédica (SBEB). <http://www.sbeb.org.br/origem.php>. Acesso em 25 de julho de 2016.
- [3] Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior (CAPES), Plataforma Sucupira. <https://sucupira.capes.gov.br/>. Acesso em 20 de maio de 2016.
- [4] Sistema e-MEC. Site: <http://emec.mec.gov.br/>. Acesso em 30 de maio de 2016.
- [5] Sociedade Brasileira de Engenharia Biomédica (SBEB). <http://www.sbeb.org.br/noticias.php?nid=206>. Acesso em 20 de maio de 2016.
- [6] BRASIL. Resolução CONFEA nº 218, de 29 de junho de 1973. Discrimina atividades das diferentes modalidades profissionais da Engenharia, Arquitetura e Agronomia.
- [7] Institute of Physics and Engineering in Medicine (IPEM). Regulation through Professional or Statutory Registration.
- [8] <http://www.ipem.ac.uk/ProfessionalMatters/Registration.aspx>. Acesso em 25 de julho de 2016.
- [9] Engineering Council. Professional registration. <http://www.engc.org.uk/professional-registration/>. Acesso em 25 de julho de 2016.
- [10] BRASIL. Resolução CONFEA nº 1010, de 22 de agosto de 2005. Dispõe sobre a regulamentação da atribuição de títulos profissionais, atividades, competências e caracterização do âmbito de atuação dos profissionais inseridos no Sistema Confea/Crea, para efeito de fiscalização do exercício profissional.
- [11] BRASIL. Resolução CONFEA nº 1073, de 19 de abril de 2016. Regulamenta a atribuição de títulos, atividades, competências e campos de atuação profissionais aos profissionais registrados no Sistema Confea/Crea para efeito de fiscalização do exercício profissional no âmbito da Engenharia e da Agronomia.
- [12] Sales, F.J.R.. Estado Atual do Ensino de Engenharia Biomédica em Nível de Graduação no Brasil. In: XXIII Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica, 2012, Ipojuca - PE. Anais do XXIII CBEB, 2012. v. 01.
- [13] BRASIL. CONFEA, Cadastramento do Curso de Graduação em Engenharia Biomédica oferecido pela Universidade do Vale do Paraíba - UNIVAP. <http://normativos.confesb.org.br/ementas/visualiza.asp?idEmenta=39560>. Acessado em 20 de maio de 2016.

MAPAS COGNITIVOS NA AVALIAÇÃO DE DISPOSITIVOS MÉDICOS

Fernandes, Ms. Rafael Gomes*** e Calil, Dr. Saide Jorge**

* Gerência de Equipamentos (GQUIP), Agência Nacional de Vigilância Sanitária (ANVISA)

** Departamento de Engenharia Biomédica, Universidade de Campinas, Campinas, SP, Brasil
e-mail: haphaeo@gmail.com

Introdução: A avaliação de dispositivos médicos é fundamental para a licença de comercialização emitida pelas autoridades regulatórias, pois é a partir dela que são gerenciados os riscos e benefícios. No entanto, os critérios de avaliação utilizados na Europa [1] e Estados Unidos [2], [3] são qualitativos, sem descritores ou cardinalidade explícitos, tornando-se bastante dependentes dos analistas [4],[5]. No Brasil [6] não existem tais critérios, embora alguns trabalhos já foram realizados dentro e fora do Brasil para reverter esta realidade [7] [8]. Assim, o objetivo deste trabalho foi desenvolver os critérios (descritores e cardinalidade) encontrados na literatura e construir novos critérios contextualizados, por meio de entrevistas e pesquisa na literatura. Espera-se que as avaliações sejam mais independentes dos analistas (objetiva) por meio de matrizes de decisão.

Materiais e Métodos: Foi levantado os critérios usados nos principais modelos regulatórios [1]–[3], e entrevistas semi-estruturadas com os principais envolvidos [9]: ANVISA (governo - equipes do pré e pós-mercado), médicos, gestores de saúde (usuários e profissionais de saúde) e associações (fabricantes e importadores). Para estruturação das informações utilizou-se da técnica do mapa de relações meios-fins e a estruturação hierárquica de valores, gerando os pontos de vista elementares e fundamentais a partir da agregação consensual dos mapas (*Value-Focused Thinking* [12] associado à mapa cognitivo [11]) no software *Visual Understanding Environment* (VUE v. 3.3.0). Essas são técnicas consagradas para mapeamento de critérios [11]. Cada critério atende as propriedades essenciais da teoria: essencial, controlável, completo, mensurável, operacional, decomponível (*decomposable*), não-redundante, conciso e compreensível [12].

Resultados: Foi obtido um mapa cognitivo congregado (estrutura hierárquica de valores) das entrevistas e pesquisa literária, com elementos consensuados com os decisores. Os critérios finais incorporaram descritores e cardinalidade, tornando-os passíveis de uso em matrizes de decisão. Do trabalho emergiram (i) novos critérios (inexistentes na literatura, tal como garantia); (ii) critérios que já existiam explicitamente [1], mas difíceis de serem aplicados, tiveram o uso simplificado (ex. similaridade do dispositivo); (iii) e alguns implícitos, tornaram-se mensuráveis (ex.: *peer review*).

Conclusões: A abordagem mostrou-se frutífera, porque novos critérios emergiram e tornou mais objetivo critérios já existentes para avaliação; e as avaliações atuais incorporaram critérios do trabalho na apreciação dos estudos clínicos.

Referências: [1] Europe Commission (2009), MEDDEV 2.7.1 Rev.3 - Clinical evaluation: a guide for manufacturers and notified bodies. [2] US FDA (2012), Factors to Consider When Making Benefit-Risk Determinations in Medical Device Premarket Approval and De Novo Classifications. Silver Spring: FDA.[3] US FDA (2014), Benefit-Risk Factors to Consider When Determining Substantial Equivalence in Premarket Notifications [510 (k)] with Different Technological Characteristics. Silver Spring: FDA. [4] Sorenson C., Drummond M. (2014), Improving Medical Device Regulation: The United States and Europe in Perspective, *Milbank Q.*, 2014; 92(1): 114–150. [5] D. Kramer B., Tan Y. T., Sato C., e Kesselheim A. S. (2014), Ensuring Medical Device Effectiveness and Safety: A Cross-National Comparison of Approaches to Regulation, *Food Drug Law J.*, 2014; 69(1): 1-26. [6] ABDI (2010), Manual para registro de equipamentos médicos na ANVISA. Brasília, ABDI. [7] Agapova M., Devine E. B., Bresnahan B. W., Higashi M. K., e Garrison L. P., Applying Quantitative Benefit–Risk Analysis to Aid Regulatory Decision Making in Diagnostic Imaging”, *Acad. Radiol.*, 2014; 21(9): 1138-1143. [8] Fernandes R. G. 2010, Uma proposta de sistematização da análise técnica do registro de equipamentos para a saúde na ANVISA com base no risco potencial. Monografia de especialização em Vigilância Sanitária. Brasília: Fiocruz. [9] WHO, Medical device regulations: Global overview and guiding principles, Geneva: WHO. [10] Barclay C., Overview of the Value-Focused Thinking Methodology, in *Advances in Research Methods for Information Systems Research*, K.-M. Osei-Bryson e O. Ngwenyama, Orgs. Boston, MA: Springer US; 34: 183–196. [11] Almeida S., Morais D. C., e Almeida A. T., Agregação de pontos de vista de stakeholders utilizando o Value-Focused Thinking associado à mapeamento cognitivo. *Production*, 2014; 24(1): 144-159. [12] Keeney R. L., *Value-focused thinking: A path to creative decision making*. Harvard University Press, 1992.

Palavras-chave: *Value-Focused Thinking*; matriz de decisão; estrutura hierárquica de valores;

Agência Financiadora: Agência Nacional de Vigilância Sanitária - ANVISA.

FALA FILTRADA DIGITALMENTE: NOVA PERSPECTIVA PARA AVALIAR ERROS DE PROCESSAMENTO AUDITIVO

Gisele Vieira Hennemann Koury*, Francisca Canindé Rosário da Silva Araújo*, Antônio Marcos de Lima Araújo* e Manoel da Silva Filho**

*ABA, Belém, Brasil

**SBA, SBNec, Belém, Brasil

e-mail: manoel@ufpa.br

Introdução: A fala filtrada (FF) foi uma das primeiras formas de avaliação comportamental do processamento auditivo central (PAC). Utiliza a diminuição da redundância extrínseca da fala para avaliar o fechamento auditivo (FA) [1]. Esta habilidade auditiva é importante para permitir a compreensão da fala em situações de escuta com estímulos distorcidos [2]. Não há na literatura um consenso sobre qual seria a melhor frequência de corte do filtro a ser usada para reduzir de forma eficaz a informação acústica e qual o tipo de material de fala, no português brasileiro, que permita que ele seja efetivo em separar o normal do patológico [3,4,5]. O teste atualmente utilizado no Brasil é composto por monossílabos filtrados analogicamente, tendo baixa sensibilidade [2]. Assim é imprescindível determinar a inteligibilidade de fala no português brasileiro em indivíduos normo-ouvintes para palavras com conteúdo significativo, filtradas digitalmente em diferentes frequências de corte (Fc). Isto formará um arquivo léxico para aplicação em testes de baixa redundância da fala (BRf). O estudo do desenvolvimento da habilidade de FA deste material, em diferentes faixas etárias, normatizará o desempenho por idade. A avaliação do desempenho de indivíduos com alterações do PAC, antes e após terapia para reabilitação, permitirá verificar se o teste é efetivo em separar indivíduos normais daqueles com alteração do FA.

Materiais e Métodos: Estudo prospectivo, transversal e observacional, aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa do Centro de Ciências da Saúde da Universidade Federal do Pará (CEP-CCS/UFPA, No. CAAE 03107912.4.0000.00180). Foram selecionadas por 53 crianças entre 8 e 10 anos palavras do português brasileiro com conteúdo significativo [5,6]. Elas foram gravadas e filtradas com filtros digitais [7] passa-alta (PA) e passa-baixa (PB) tipo *Finite Impulse Response* de ordem 4096, com fase nula, e submetidas de forma monótona a 100 adultos normo-ouvintes para obtenção da inteligibilidade por frequência de corte (Fc). Foi escolhida uma Fc com inteligibilidade em torno de 70%, a fim de permitir um bom desempenho dos indivíduos com o sistema nervoso central íntegro e dificultar a realização por pacientes com alteração do FA. Foi avaliado o desempenho destes testes em 155 pessoas normo-ouvintes, divididas por faixa etária de 6 a 8 anos, 10 a 12 anos, 14 a 16 anos e 18 a 30 anos. Trinta pacientes com idade de 10 a 12 anos foram submetidos aos testes PA e PB com BRf antes e após reabilitação do PAC, para confirmar a eficácia diagnóstica do procedimento.

Resultados: Houve melhora progressiva da porcentagem de acertos por palavra e por listas de acordo com a ampliação da faixa de frequência fornecida ao ouvinte, principalmente nos filtros PA. A Fc PA 1100Hz e a Fc PB 1000 Hz foram as escolhidas para a avaliação de inteligibilidade por faixa etária, mostrando uma melhora progressiva no desempenho com o aumento da idade ($p=0,0001$). Houve diferença no desempenho dos testes BRf no grupo de pacientes com alterações do PAC antes e após o treinamento acusticamente controlado ($p=0,0001$).

Conclusões: O material de fala, a eficiência do filtro e a frequência de corte podem interferir na inteligibilidade da FF. O uso correto destas ferramentas pode garantir, com maior precisão, a separação dos indivíduos com compreensão normal daqueles com dificuldades em realizar o FA.

Referências: [1] Araújo F.C.R.S., Matos E.C.G. (2006), Processamento auditivo e a escola. In: Damasceno A., Machado H., Souza O. *Fonoaudiologia escolar – Fonoaudiologia e Pedagogia: saberes necessários para a ação docente*. Ed.: Edufpa, Belém. p. 57-68. [2] Desgualdo, L.D., Schochat, E. (2011), *Testes Auditivos Comportamentais para Avaliação do Processamento Auditivo Central*, Ed.: Pró-Fono, São Paulo, 82 p. [3] O’Beirne G.A., McGaffin A.J., Rickard N.A. (2012), Development of an adaptive low-pass filtered speech test for the identification of auditory processing disorders, *International Journal of Pediatric Otorhinolaryngology*, n. 76, p. 777–782. [4] Araújo A.M., Violaro F., Lima M.C.M.P. (1999), Inteligibilidade do português falado no Brasil limitado às frequências abaixo de 1000HZ, *Pró-Fono*, n.11(2), p. 15-21. [5] Russo I., Behlau M. (1993), *Percepção da fala: Análise acústica do português brasileiro*. Ed.: Lovise, São Paulo, 57 p. [6] Capovilla A.G.S., Capovilla F. C. (2004), *Alfabetização fônica: Construindo competência de leitura e escrita*. Ed.: Casa do Psicólogo, São Paulo. [7] Digital Signal Processing Committee of the IEEE Acoustics, Speech, and Signal Processing Society (1979), *Programs for Digital Signal Processing*. Ed.: IEEE Press, New York.

Palavras-chave: Inteligibilidade da fala; Percepção auditiva; Testes de discriminação da fala; Sistema nervoso central.

Agência Financiadora: UFPA, CAPES

DISPOSITIVO PARA REGISTRAR O PERFIL DE PREENSÃO EM NEONATOS

Amir Samer Zahlan*, Agatha Yasmin Netto Barata, Matheus Guimarães Nogueira e Manoel da Silva Filho**

*SBC, Belém, Brasil

**SBA, SBNec, Belém, Brasil

e-mail: manoel@ufpa.br

Introdução: A sucção constitui a função necessária para a alimentação eficiente por via oral e o adequado desenvolvimento motor oral. Esta deve ser coordenada e harmônica, sendo necessários, o reflexo de busca e de sucção; vedação labial; adequada movimentação da língua e mandíbula; ritmo de sucção, eclosões de sucção alternadas com pausas; coordenação entre sucção-deglutição-respiração [1,2,3]. Nos reflexos de busca e sucção, ocorre a abertura da boca, a protrusão da língua em busca do mamilo e um firme selamento labial. A partir do momento em que o mamilo encontra-se dentro da cavidade oral, o reflexo de sucção é desencadeado e se iniciam os movimentos de sucção [4,5]. A mandíbula auxilia na criação da pressão intra-oral, através de movimentos horizontais e verticais. O sucesso na sucção e, conseqüentemente, na alimentação, assim como a presença de ritmo e sincronia, depende da coordenação entre sucção, deglutição e respiração. Sinais de estresse como regurgitação, náuseas, soluço, caretas faciais, retração labial, arqueamento do tronco, dedos espalhados, abdução dos braços estendidos, extensão dos membros, espirro, bocejo, tosse, suspiro, choro e engasgos podem ser indicativos de uma falta de coordenação dessas funções [6]. Portanto, é importante comparar a função de sucção de lactentes com alterações anatomofuncionais que podem interferir no funcionamento oral dos bebês. Neste trabalho foi desenhado um dispositivo eletrônico que registra o perfil de preensão através da variação de pressão exercida em uma chupeta.

Materiais e Métodos: O desempenho do dispositivo foi avaliado comparando dois grupos de 21 crianças até o momento: as com anquiloglossia (CAN) e as sem (SAN). Foram excluídos os com mais de três meses de idade, em ventilação mecânica invasiva, com síndromes genéticas e clinicamente instáveis. Para o registro utilizou-se uma chupeta (*Soothie, Philips Avent Inc.*) conectada a um sensor de pressão (*MPX 5100GP, Freescale Semiconductor Inc.*). Uma plataforma de desenvolvimento (*Mega, Arduino Co.*) registrou os dados provenientes do sensor em uma frequência de amostragem de 1 kHz. O conjunto foi conectado a um microcomputador através de porta USB. Uma microválvula solenoide (*190105, Angar Scientific Inc.*) anulou pressões espúrias oriundas das trocas de chupeta. Uma câmera de alta definição (*HD webcam C270, Logitech International SA*) foi adicionada para registrar eventuais mudanças comportamentais. Um programa escrito em Java, processou em tempo real por 180 s as variações relativas (0-100%) de pressão que descrevem os perfis de preensão, associadas concomitantemente ao vídeo da face da criança. Os dados foram salvos em disco rígido para análise em *off-line*. O projeto foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa do Centro de Ciências da Saúde da Universidade Federal do Pará (CEP-CCS/UFPA, No. CAAE 48449615.1.0000.517). Este é um estudo piloto e por isso os resultados empregaram estatística descritiva apenas, sendo assim não foi calculado o N amostral.

Resultados: Os neonatos CAN apresentaram uma frequência de preensão de $2,19 \pm 0,23$ Hz e pressão de $48,07 \pm 5,37\%$. Nos SAN a frequência foi de $2,18 \pm 0,20$ Hz e a variação de pressão foi de $50,50 \pm 6,8\%$. Portanto, até o momento não foram observadas diferenças entre os grupos, provavelmente pelo reduzido N amostral nesta fase do projeto.

Conclusões: O método pode ser promissor para avaliar o perfil de sucção em crianças e assim introduzir novas condutas de aleitamento materno.

Referências: [1] Morris S., Klein M. (1987), Pre-feeding skills: a comprehensive resource for feeding development, therapy skill builders. Psychological Corp, 2 edition, Arizona: Tucson. [2] Glass R.P., Wolf L.S. (1994), A global perspective on feeding assessment in the neonatal intensive care unit. *Am. J. Occup. Ther.* v. 48, n. 6, p. 514-526. [3] Gamburgio L. J. L., Munhoz S. R. M., Amstalden L. G. (2002), Alimentação do recém-nascido: aleitamento natural, mamadeira e copinho. *Fono Atual*, São Paulo, n. 20, p. 39- 47. [4] Eishima K. (1991), The analysis of sucking behavior in newborn infants. *Early Hum Dev.* 27(3):163-73. [5] Lawrence R.A. (1989), Breast-feeding. *Pediatr Rev.* 11(6):163-71. [6] Lau C., Schanler R. (1996), Oral motor function in the neonate. *Clin Perinatol.* 23(2):161-78.

Palavras-chave: Anquiloglossia, Sucção, Amamentação.

Agência Financiadora: UFPA, CAPES

TESTE PARA FUSÃO BINAURAL COM PALAVRAS DIGITALMENTE FILTRADAS: UMA NOVA PROPOSTA AVALIATIVA

Francisca Canindé Rosário da Silva Araújo*, Gisele Vieira Hennemann Koury*, Antônio Marcos de Lima Araújo, Manoel da Silva Filho**

*ABA, Belém, Brasil

** SBA, SBNeC, Belém, Brasil

e-mail: manoel@ufpa.br

Introdução: Os testes de interação binaural (IB), desenvolvidos em 1950 por Joseph Matzker com filtros analógicos para a língua inglesa, tem por objetivo avaliar o mecanismo de fusão da informação auditiva no tronco encefálico em função de diferenças de percepção de intensidade ou tempo dos estímulos acústicos [1,2,3]. Basicamente consiste em apresentar um sinal de voz dividido em duas faixas de frequência: uma com sinal de voz filtrado para baixas frequências e outra para as altas frequências [1,2,4]. Cada faixa, deve apresentar isoladamente baixa inteligibilidade. As duas faixas, quando ouvidas simultaneamente, uma em cada orelha, deve permitir alta inteligibilidade, indicando a ação cooperativa e integrada do tronco cerebral baixo e dos hemisférios cerebrais na compreensão do estímulo sonoro. Não existe na língua portuguesa do Brasil, testes filtrados digitalmente, que reduzam de maneira eficaz a redundância do sinal de voz. Portanto, esse trabalho pretende avaliar: a inteligibilidade da fala no português brasileiro, em indivíduos normo-ouvintes adultos, empregando palavras submetidas a filtros digitais do tipo passa-baixa (PB) e passa-alta (PA) em diferentes frequências de corte (F_c), o desenvolvimento da habilidade da IB em diferentes faixas etárias, comparar o desempenho do teste de fusão binaural (TFB) em indivíduos com alterações do processamento auditivo central (PAC) antes e depois de treinamento auditivo acusticamente controlado. Os dados obtidos servirão como indicativo do desempenho do teste para segregar indivíduos normais daqueles com alteração da IB.

Materiais e Métodos: Projeto aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa do Núcleo de Medicina Topical da Universidade Federal do Pará (CEP-NMT/UFPA, No. CAAE 03688912.0.00005172). O material do teste foi confeccionado com palavras de conteúdo significativo [3], as quais foram gravadas e filtradas com filtros digitais [4] passa-alta (PA) e passa-baixa (PB) tipo *Finite Impulse Response* de ordem 4096, com fase nula. Inicialmente o teste foi apresentado de forma dicótica à 203 indivíduos adultos normo-ouvintes para obter a melhor inteligibilidade por frequência de corte (F_c). Para isso, foi usada uma F_c com inteligibilidade próxima de 70%, para garantir a integração das informações auditivas em indivíduos com o sistema nervoso central (SNC) íntegro e dificultar essa integração em indivíduos com alteração da IB. Após isso, avaliou-se o desempenho do teste em 170 indivíduos, divididos em quatro faixas etárias: de 6 a 8, 10 a 12, 14 a 16 e 18 a 30 anos. Destes, 27 com idade entre 10 e 12 anos foram submetidos ao TFB antes e depois da reabilitação do PAC para confirmar o desempenho do procedimento.

Resultados: Houve melhora progressiva da porcentagem de acertos por F_c e por listas de acordo com a ampliação da faixa de frequência fornecida ao ouvinte ($p < 0,004$). A F_c PA em 500 e PB em 1700 Hz foram escolhidas para a avaliação de inteligibilidade por faixa etária, mostrando uma melhora progressiva no desempenho com o aumento da idade ($p < 0,0001$). Houve diferença no desempenho do TFB em pacientes com alterações do PAC antes e após do treinamento acusticamente controlado ($p < 0,0001$).

Conclusões: O material de fala utilizado no teste, a eficiência do filtro e a frequência de corte podem interferir na inteligibilidade do TFB, permitindo uma maior sensibilidade na detecção de indivíduos com alterações da IB.

Referências: [1] Aquino A.M.C.M.D. (2002). Processamento Auditivo: Eletrofisiologia & Psicoacústica. São Paulo: Editora Lovise Ltda. [2] Bornstein S.P., Wilson R.H., Cambron N.K. (1994). Low-and High- Pass Filtered Northwestern University Auditory Test No. 6 for Monaural and Binaural Evaluation. Journal of the American Academy of Audiology, 4 (5), p. 259-264. [3] Capovilla A.G.S., Capovilla F.C. (2004). Alfabetização fônica: Construindo competência de leitura e escrita. São Paulo, SP: Casa do Psicólogo. [4] Digital Signal Processing Committee of the IEEE Acoustics, Speech, and Signal Processing Society. (1979). Eds. Programs for Digital Signal Processing. New York: IEEE Press, algorithm 5.2. [5] Machado S.F. (2003). Processamento Auditivo: Uma nova abordagem. São paulo: Plexus Editora.

Palavras-chave: Fala; Inteligibilidade; Filtragem digital; Sistema nervoso central.

Agência Financiadora: UFPA, CAPES.

MAPEAMENTO DE MAMÓGRAFOS E ANÁLISE DE DEMANDA NO BRASIL

F. S. Leal*, T. X. S. Zarza* e M. C. Moraes*

*Instituto de Ciência e Tecnologia/UNIFESP, São José dos Campos, SP, Brazil.
e-mail: fseixasleal@hotmail.com

Introdução: O câncer mais diagnosticado em mulheres no mundo é o de mama [1], com estimativa de mais de 57 mil novos casos em 2016, no Brasil. Anualmente, cerca de 14 mil mulheres morrem acometidas por esta doença [2]. Um estudo de 2013 apresentou que, ao longo de dois anos, os gastos com cinquenta e uma pacientes de câncer de mama foram da ordem de mais de R\$2.900.000,00, entre o diagnóstico e o tratamento. Isto resulta em cerca de R\$56.863 gastos por paciente [3]. Assim como os demais tipos de câncer, o de mama se desenvolve devido a proliferação de células anormais e ocorre majoritariamente em mulheres. Isto se dá devido a quantidade de tecido mamário, onde o carcinoma usualmente se inicia, além de interações hormonais, especialmente relacionadas a estímulos de estrogênio [4]. O intervalo entre os primeiros sinais da doença e o diagnóstico é fator relevante para a taxa de sobrevivência [1]. Portanto, o acesso aos equipamentos de diagnóstico, em especial o mamógrafo, tem papel fundamental na diagnose precoce e qualidade de vida dos pacientes acometidos por câncer de mama. Logo, com objetivo de conhecer melhor a distribuição de mamógrafos no Brasil e as possíveis demandas locais por esses equipamentos, o presente trabalho visa uma análise de dados fornecidos por instituições governamentais, apresentando pontos fortes e fracos do cenário atual da saúde pública brasileira.

Materiais e Métodos: Inicialmente foi realizada a consulta a sistemas de dados em saúde brasileiros. Dentre os sistemas disponíveis no DATASUS, foram utilizados o Cadastro Nacional de Estabelecimento de Saúde (CNES) [5] e o Sistema de Informação do Câncer de Mama (SISMAMA) [6]. A criação de mapas de distribuição nacional advém de dados de quantidade de equipamentos em uso e fora de uso obtida no CNES e da quantidade de exames realizados, obtida no SISMAMA, ambos diferenciados por região, estado e cidade. Os dados obtidos são referentes ao período entre 2009 e 2014. Ainda em relação a distribuição dos mamógrafos, a análise destes, fora de uso, visa observar possíveis equipamentos adquiridos em estabelecimentos de saúde sem devida estrutura necessária para seu funcionamento, ou sem equipes para solucionar eventuais defeitos. Por fim, dados de custo financeiro complementam a análise, com informações sobre repasses referentes a procedimentos para rastreamento de câncer de mama.

Resultados: Observa-se uma distribuição assimétrica dos equipamentos de diagnóstico de câncer de mama no Brasil. Apenas o estado de São Paulo concentra 24,5% de todos os mamógrafos em território nacional, índice acima dos 21,6% da população brasileira residente neste estado. Segundo o CNES, em Maio de 2016, apenas 1120 municípios brasileiros possuíam mamógrafos registrados, o que representa apenas 20% das cidades do país. Além disto, os estados do sudeste concentram 51% de toda a verba nacional destinada ao repasse financeiro referente a exames de rastreamento de câncer de mama.

Discussão: A análise dos dados de distribuição de equipamentos para diagnóstico de câncer de mama e a quantidade de exames realizados por região brasileira se apresenta fundamental ao objetivo de criar-se modelos de solução de necessidades e demandas. O levantamento dos equipamentos em uso e fora de uso também se faz importante ao que tange a realização de programas de manutenção e estabelecimento de infraestruturas mais eficientes nas EAS do país. A irregularidade da distribuição dos mamógrafos gera problemas logísticos à população, além de congestionamento na fila de espera por atendimento em determinados locais. Este fator é evidenciado através de dados de migração intermunicipal e até interestadual, para realização de procedimentos médicos. É preciso, também, estabelecer estratégias para aquisição consciente desses equipamentos, para que os investimentos não sofram obstáculos estruturais ou por falta de pessoal nos estabelecimentos de saúde.

Referências: [1] World Health Organization (WHO), *Breast Cancer: Prevention and Control*, Disponível em: <http://goo.gl/hjx06A>. [2] Instituto Nacional de Câncer José de Alencar Gomes da Silva (INCA), Disponível em: <http://goo.gl/kAHe2p>. [3] Kaliks, R. A. et al. Pacientes com câncer de mama oriundas do Sistema Único de Saúde tratadas no setor privado: custos de um piloto de parceria público-privada em oncologia. *Gestão e Economia em Saúde, Hospital Albert Einstein*, 2013;11(2):216-23. [4] Ministério da Saúde do Brasil, *Câncer de Mama: é preciso falar disso*. 3. ed. Rio de Janeiro, INCA, 2015. [5] Cadastro Nacional de Estabelecimentos de Saúde, CNES. Sistema disponível para acesso através de <http://cnes.datasus.gov.br/>. [6] Sistema de Informação do Câncer de Mama, SISMAMA. Sistema disponível para acesso através de <http://goo.gl/bLOkNh>.

Palavras-chave: Mamografia, Câncer de Mama, Imagens Médicas, Gestão de Saúde, Outubro Rosa.

MANUTENÇÃO PREDITIVA EM AUTOCLAVES HOSPITALARES A VAPOR UTILIZANDO SISTEMA SUPERVISÓRIO EMBARCADO

B. S. R. Rafael* e L. M. N. Eduardo**

* Universidade Federal de Uberlândia – Faculdade de Engenharia Elétrica, Uberlândia, Brasil

** Universidade Federal de Uberlândia – Faculdade de Engenharia Elétrica, Uberlândia, Brasil
e-mail: rafael.engenharia.ufu@gmail.com

Introdução: O presente trabalho propõe uma solução na área de Engenharia Clínica (EC) para otimizar o gerenciamento de manutenções de tecnologias hospitalares através de um Sistema Supervisório Embarcado (SSE) para monitoramento contínuo de parâmetros físicos, químicos, elétricos e mecânicos de Autoclaves Hospitalares a Vapor (AHV). Serão utilizadas técnicas de análises de Manutenções Preditivas (MPd) e Manutenção Centrada na Confiabilidade (MCC) [1], tais como *Failure Mode and Effect Analysis (FMEA)* e *Root Cause Failure Analysis (RCFA)*, além de análises estatísticas comparativas dos resultados com técnicas de Manutenções Preventivas (MPv) convencionais. O objetivo principal será mostrar, através da validação do SSE e análise comparativa, que a utilização de MPd em equipamentos hospitalares promove vantagens como diminuição do *Downtime (Dt)* e aumento da confiabilidade, reduzindo custos com MPv e *Mean Time To Repair (MTTR)*, garantindo um processo de cirurgia segura [2].

Materiais e Métodos: A Central de Materiais e Esterilização do hospital universitário em estudo possui duas autoclaves a vapor idênticas, com a mesma idade operacional e históricos similares de manutenções. Na Autoclave 1 (A1) será aplicado o SSE destinado ao acompanhamento contínuo de parâmetros, ou seja, aplicando análises de MPd, enquanto na Autoclave 2 (A2) continuará sendo aplicada a MPv convencional [3]. O SSE possui sensores e transdutores para medir parâmetros essenciais da A1 como: pH, condutividade [$\mu\text{S}/\text{cm}$], temperatura [$^{\circ}\text{C}$] e fluxo [L/s] da água de alimentação, vibração das bombas de água e vácuo, além de Sensores de Efeito Hall (SEH) para monitorar a Corrente Elétrica (CE) nas resistências para geração de vapor [4]. Serão projetados Circuitos de Condicionamento (CC) para cada um dos sensores e os resultados enviados a um micro controlador da família *dsPIC* para o processamento digital. Esses sinais serão mostrados gráfica e numericamente através de uma Interface-Homem-Máquina (IHM), em um *display* do tipo *Thin Film Transistor (TFT)*, sendo possível parametrizar alarmes de limiares aceitáveis para cada parâmetro dos sensores. A programação será realizada em linguagem C, através do *software* compilador *MikroC Pro for dsPIC*, e os valores serão registrados em um cartão de memória do tipo *Secure Digital (SD)*. Será utilizado o *software Proteus ISIS e ARES version 8.2* para criar e simular os circuitos.

Resultados: Foi elaborado um *firmware* para o *dsPIC* gerando uma tela de teste para realizar a leitura e visualização dos sinais no *display TFT*, além da habilitação do *touch-screen*, a rotina para gravação no cartão *SD*. O primeiro CC desenvolvido foi para os SEH, o qual mostrou resultados satisfatórios para o cálculo do valor *RMS* das correntes e dentro da faixa nominal de leitura.

Conclusões: A partir dos resultados obtidos até o momento sugerem-se diminuições do custo de manutenção, do *Dt* e *MTTR*, pois com a leitura da SEH e, futuramente, com a condutividade da água será possível detectar, previamente, o nível de desgaste das resistências antes de estragarem. Essa falha está diretamente relacionada à Dureza Total (DT) dissolvida na água [5], gerando precipitação de algumas moléculas pelo aumento da temperatura e evaporação, tendendo a se aderirem à parede externa das resistências, dificultando a troca de calor com o meio e aumento da CE [6].

Referências: [1] Kardec A. (2013), *Manutenção – Função Estratégica* 4ª ed., Rio de Janeiro: Qualitymark Editora, 440p – ISBN 978-85-414-0040-4. [2] Siqueira, I.P. (2014). *Manutenção Centrada na Confiabilidade: manual de implementação*, 1ª ed., Rio de Janeiro: Qualitymark Editora, 408 p. – ISBN 978-85-7303-880-4. [3] Nascif, J., Kardec, A. (2013), *Manutenção Preditiva* 1ª ed., Rio de Janeiro: Qualitymark Editora, 196p – ISBN 978-85-414-0119-7. [4] Karman, J. (2011), *Manutenção e Segurança Hospitalar Preditivas* 1ª ed., São Paulo: Estação Liberdade: IPH, 2011 – ISBN 978-85-7448-189-0. [5] Widder SH, Baechler MC. Impacts of Water Quality on Residential Water Heating Equipment. U. S. Department of Energy. 2013 Nov. Disponível em: <http://www.pnnl.gov/main/publications/external/.../PNNL-22921.pdf>. [6] Brazeau RH, Edwards MA. A Review of the Sustainability of Residential Hot Water Infrastructure: Public Health, Environmental Impacts, and Consumer Drivers. *Journal of Green Building*. 2010; 6 (4):80-85.

Palavras-chave: Autoclaves, Engenharia Clínica, Manutenção Preditiva, Sistema Supervisório;

Agência Financiadora: CAPES.

PROPOSTA DE MONITORAMENTO REMOTO DO PERCENTUAL DE OXIGÊNIO DE UM CONCENTRADOR PORTÁTIL

L. Misturini*, B. Pires*, R. Garcia*

*Instituto de Engenharia Biomédica - Universidade Federal de Santa Catarina, Florianópolis, Brasil
e-mail:Luigi.tosin@hotmail.com

Introdução: A organização mundial da saúde enfatiza a importância da oxigenoterapia como uma intervenção eficaz para a redução da mortalidade global[1]. O Estado de Santa Catarina oferece o serviço de oxigenoterapia domiciliar (SOD) voltado para pacientes com doenças pulmonares obstrutivas crônicas. Este serviço disponibiliza aos pacientes fontes de oxigênio em domicílio como forma de auxílio ao tratamento. O concentrador de oxigênio é uma das fontes disponibilizadas pelo serviço de acordo com a prescrição médica [2]. O uso de tecnologias médicas no tratamento de doenças pode ser considerado como uma estratégia para aumentar a eficiência dos cuidados em saúde, mas seu uso inadequado representa um grande fator de risco à vida dos pacientes[1]. O uso de concentradores de oxigênio em serviços de oxigenoterapia domiciliar é disseminado mundialmente, mas nem todos os modelos disponibilizam a leitura do percentual de oxigênio que o equipamento está fornecendo para o paciente. Isso pode comprometer a segurança quanto ao uso desta tecnologia[3]. O desenvolvimento do protótipo busca oferecer a leitura do percentual de oxigênio do concentrador para o paciente quanto possibilitar o monitoramento remoto destes dados via internet.

Materiais e Métodos: Para o desenvolvimento do protótipo foi utilizada a plataforma Arduino, modelo Uno (ATmega328P), em conjunto com *Ethernet Shield* W5100, RTC(*Real Time Clock*) DTS1307, LCD(*Liquid Crystal Display*) 16x2, Sensor KE-50, Potenciômetro de 100k, Cartão Micro SD 4GB, *Protoboard* e fonte de alimentação 9V. O protótipo está sendo desenvolvido em etapas, a primeira etapa é a aquisição de dados, o sensor KE-50 realiza a medição da concentração de oxigênio presente no ar através de uma reação química de célula galvânica, a qual gera uma tensão de saída. Essa tensão será lida por uma entrada analógica do Arduino Uno, com uma taxa de leitura de 10.000 vezes por segundo e, convertida em um sinal digital de 10 bits pelo conversor analógico-digital (ADC) próprio do Arduino. Utiliza-se a tensão interna de 1,1V como base de referência, obtendo assim, uma resolução de 1,07 mV. A segunda etapa é o processamento dos dados adquiridos. O resultado da leitura será processado por um código escrito em linguagem C/C++ que converte o resultado em porcentagem, conforme a escala fornecida pelo *datasheet* do fabricante do sensor. A terceira etapa, é o armazenamento e a exibição das medições realizadas, estes dados são exibidos no LCD e gravados no cartão SD com o dia e hora da medição obtidos a partir do RTC DTS1307, previamente configurado. A quarta etapa, refere-se ao monitoramento remoto em que os dados são enviados pela internet para um servidor através do *Ethernet Shield*, com o dia e a hora da medição.

Resultados: Verificou-se que o protótipo é capaz de adquirir, processar, armazenar e exibir os dados. É necessária a calibração do sensor para obter consistência nos dados adquiridos. No entanto, a parte de monitoramento remoto ainda não pode ser concluída, foi constatado que não será possível fazer a leitura dos dados contidos no cartão de medições anteriores e enviá-las pela internet. Esta impossibilidade se dá por limitações do *hardware* nas condições em que o protótipo se encontra.

Conclusões: Os resultados são parciais, mas o protótipo pode ser uma alternativa para facilitar a leitura em percentual de oxigênio para o paciente e/ou cuidador, proporcionando maior segurança no uso dessa tecnologia. O monitoramento remoto da leitura do percentual de oxigênio é uma ferramenta capaz de auxiliar a engenharia clínica no gerenciamento das tecnologias médicas domiciliares e também pode ser uma ferramenta de apoio para os profissionais de saúde. Por meio dele, é possível identificar quando a concentração de oxigênio diminui para um nível abaixo do especificado, o que pode indicar uma necessidade de substituição ou manutenção do equipamento por parte da engenharia clínica. Do ponto de vista clínico, quando o percentual de oxigênio cair a níveis abaixo da especificação – 82%[4], os profissionais de saúde podem agir de modo preventivo, com o objetivo de manter a segurança do paciente quanto ao uso da tecnologia e evitar complicações clínicas do mesmo.

Referências: [1] World Health Organization (WHO), *TECHNICAL SPECIFICATIONS FOR OXYGEN CONCENTRATORS*. 2015. [2] Secretaria de Estado da Saúde de Santa Catarina, *Diretrizes para oxigenoterapia domiciliar*. Florianópolis, 2004, p. 52. [3] R. Wood, I. Grant, and M. Bain, “The importance of understanding epidemiology in order to inform financial decisions: A lesson from the Scottish Home Oxygen Service,” *Public Health*, vol. 126, no. 11, pp. 947–953, 2012. [4] B. S. E. N. 8359 Iso, *Oxygen concentrators for medical use — Safety requirements*. 2009.

Palavras-chave: Monitoramento remoto, engenharia clínica, oxigenoterapia domiciliar

Agência Financiadora: CAPES

ANÁLISE DE MOBILIÁRIO HOSPITALAR COM INCIDÊNCIA EM EVENTOS ADVERSOS

L. R. Nóbrega*, S. T. Milagre*

* Universidade Federal de Uberlândia, Uberlândia, Brazil
e-mail: rn.ligia@hotmail.com

Introdução: Mobiliário hospitalar são os móveis utilizados em Estabelecimentos Assistenciais de Saúde (EAS) para auxiliar no atendimento ao paciente tais como, cadeira de rodas, berço comum, maca, mesa cirúrgica, entre outros. Móveis hospitalares de qualidade não estão ligados a luxo e sim a conforto, segurança e boa condição na prestação de serviço. Um mobiliário adequado contribui para a eficiência na realização de tarefas executadas pelos profissionais de saúde. Os eventos adversos (EAs) em hospitais, ou seja, as ocorrências de uma complicação indesejada decorrente do cuidado prestado aos pacientes, não atribuída à evolução natural da doença de base, são associados a fatores intrínsecos que são vinculados ao paciente (idade avançada e mobilidade reduzida) e fatores extrínsecos que são vinculados ao ambiente físico (altura inadequada do mobiliário, mobiliário obsoleto, leitos altos e/ou sem grades) e demais características organizacionais [1, 2].

Alguns móveis hospitalares podem causar EAs como quedas, fraturas e hematomas. Esses acidentes podem ser prevenidos quando sua causa origem é detectada e tratada previamente. Neste contexto, o objetivo desse projeto será realizar uma avaliação do mobiliário hospitalar de um hospital público de grande porte e alta complexidade.

Materiais e Métodos: Foi feita uma revisão sistemática, no período de 28 de fevereiro a 30 de abril de 2016, nas bases de dados *PubMed*, *Google Acadêmico*, *LILACS*, *BIREME* e *MedLine* buscando o tema mobiliário hospitalar relacionado a eventos adversos. A unidade de análise dessa pesquisa é um EAS público de grande porte e alta complexidade. A princípio a avaliação será realizada em um único setor do hospital como projeto piloto, com meta de expansão da pesquisa em outros setores do hospital. Todo o estudo será baseado nas diretrizes do Ministério da Saúde sobre Avaliação de Tecnologias em Saúde. Para cada móvel será realizada uma análise estrutural, funcional, morfológica e técnica. Além disso, ergonomia, manutenção e usabilidade do móvel também serão avaliados.

Resultados: Foram encontrados 56 artigos e, após triagem e leitura foi avaliado que 16 artigos realmente são relevantes para esta pesquisa. Essa pesquisa permitiu comprovar, baseado em evidências, que o mobiliário hospitalar influencia diretamente na quantidade de eventos adversos que ocorrem em um EAS. Um estudo realizado no Rio de Janeiro [1] realizou um diagnóstico situacional sobre os riscos de queda considerando o ambiente e o mobiliário hospitalar (iluminação, corredores, banheiros, camas e escadas auxiliares) e em todos os itens avaliados houve uma inadequação. Já outro estudo, desenvolvido em um complexo hospitalar na Espanha [3] mostrou que 22% das quedas ocorrem quando o paciente está na cama e a explicação disso é a inadequação do móvel, como grades abaixadas e travas da cama na posição incorreta. O meio onde o indivíduo está inserido pode tornar-se um importante predisponente a queda ou outros danos ao paciente, principalmente quando esse ambiente se encontra inadequado [4].

Conclusões: Baseado nas evidências científicas, foi possível concluir que os EAs (principalmente quedas) dependem da qualidade, características e disposição do mobiliário hospitalar nos leitos dos EASs, influenciando assim não somente na segurança do paciente como na ergonomia e nível de estresse da equipe que presta atendimento aos pacientes. Esse projeto visa ainda (i) catalogar os móveis hospitalares usados atualmente por setor; (ii) verificar a situação do mobiliário junto à Agência nacional de Vigilância Sanitária (ANVISA); (iii) classificar os móveis; (iv) realizar especificação técnica adequada para cada móvel e um fluxograma de especificação e (v) substituir a especificação atual, se necessário.

Referências: [1] Jesus, J.B. et al. (2014), *Avaliação do ambiente físico e mobiliário quanto ao risco de quedas: diagnóstico situacional*, Rio de Janeiro: Revista Acreditação, v. 4, n. 8, p. 85-99. [2] Zottis, G.A.H., Ribeiro, M. L., Macedo, P.M. (2010), *Rotina de Prevenção de quedas*. Porto Alegre: Grupo Hospitalar Conceição Hospital Cristo Redentor. p 1-14. [3] Parras, M.L.J. et al. (2011), Incidencia de Caídas en un Hospital de nivel 1: Factores Relacionados. Espanha: Gerokomos Revista de la Sociedad Española de Enfermería Geriátrica y Gerontológica. v.22, n4, p 167-173. [4] O'Connor, P. et al. (2006), *Taking aim at fall injury adverse events: best practices and organizational change*. Montreal: Healthcare Quarterly, v. 9, n. Sp.

Palavras-chave: Avaliação de tecnologia em saúde; mobiliário hospitalar; prevenção de acidentes; evento adverso.

Agência Financiadora: FAPEMIG, CAPES e CNPq.

ANÁLISE DE FORMAS DE ONDA VISANDO IDENTIFICAR DEGRADAÇÃO DE ISOLAMENTO EM EQUIPAMENTOS ELETROMÉDICOS

M.A. Lucas*, L. E. S. Spalding**, e M.T. Rebonatto**

* Programa de Pós Graduação em Computação Aplicada, UPF, Passo Fundo, Brasil

** Hospital São Vicente de Paulo, Passo Fundo, Brasil

e-mail: 154398@upf.br

Introdução: Equipamentos elétricos possuem componentes internos que podem, com o uso, produzir defeitos. Isto se dá, entre outros fatores, devido ao desgaste natural quando decorrido certo tempo de uso, podendo levar ao seu mau funcionamento. Em um equipamento eletromédico, isto pode acarretar em alto grau de periculosidade à saúde, conforme descrito por Rebonatto et al. [1] e Zennaro et al. [2]. O grande desafio está em conseguir detectar o desgaste natural sofrido, de maneira a associar determinadas características a um provável mau funcionamento. Além da segurança elétrica de usuários e equipamentos, há a possibilidade de antecipar manutenções e melhorar a vida útil dos equipamentos monitorados, conseguindo redução de custos. Este trabalho tem como proposta a criação de uma metodologia para monitoramento de equipamentos elétricos, de maneira a tentar identificar falhas e tentar prever seu mau funcionamento, e um sistema de hardware e software que implemente esta metodologia. Este método irá realizar o monitoramento através da análise da forma de onda (FO) da corrente elétrica consumida por equipamentos e da FO da corrente diferencial produzida por falhas, medidas como corrente de fuga através do terra, descrita na norma NBR IEC 60601-1.

Materiais e Métodos: Será construído um ambiente de ensaio que compõe firmware, software, estrutura de hardware necessária para capturar formas de onda, e plataforma para simular falhas e mau funcionamento em aparelhos diversos. Parte do hardware necessário para captura dos dados será baseado nas pesquisas de Rebonatto, Hessel e Spalding [3]. Para cada FO capturada, serão adquiridos, processados e armazenados dados referentes ao seu consumo de corrente de alimentação, sendo cada amostra comparada com uma amostra considerada padrão, utilizando modelos estatísticos que serão desenvolvidos de maneira a determinar índices de similaridade, o primeiro de diversos outros itens a serem verificados para perceber possíveis falhas. Também serão capturadas as FO referentes às amostras de corrente diferencial, que serão armazenadas e incluídas no modelo, de maneira a comprovar o possível mau funcionamento. Serão aplicados algoritmos para identificação de padrões, como busca de similaridade de onda, identificação de harmônicos, tempo de uso do equipamento, tempo entre medições, identificação de valores de corrente máximos e mínimos, além da identificação de padrões de funcionamento deste equipamento, entre outros.

Resultados: Num primeiro momento, para validação do protótipo, construiu-se um ambiente de ensaio que automatizou o acionamento (ligar e desligar) de equipamentos elétricos. Composto de um conjunto de relés e microcontrolador controlado por computador, cada equipamento foi acionado diversas vezes sucessivamente, sendo obtida uma amostra de corrente de alimentação e de corrente diferencial para cada acionamento, ambas processadas e armazenadas em banco de dados. O objetivo desta etapa foi provocar a fadiga nos componentes internos dos equipamentos, de maneira que os mesmos apresentassem mau funcionamento. Notou-se a importância de coletar, além dos dados da FO, a tensão no momento da captura. Foi realizada uma busca por métodos de similaridade entre dados amostrais, dentre os quais destacou-se o Coeficiente de Spearman e o Root Mean Square Deviation. Para deterioração, está sendo avaliado o uso do modelo ARMA (Autoregressive-moving-average). Com base nos dados coletados até o momento, espera-se poder implementar o sistema proposto em um protótipo, que consistirá de um software que analise as FO em tempo real de acordo com os modelos desenvolvidos neste trabalho e emita alertas em caso de previsão de mau funcionamento.

Conclusões: Ao término da implementação e com base nas análises, a expectativa é conseguir detectar falhas em equipamentos eletromédicos, principalmente falhas de isolamento, de tal forma a conseguir prever seu mau funcionamento, a partir da análise de um conjunto de dados que seja composto pelas formas de onda, pelo detalhamento do consumo elétrico e suas particularidades, medidas ao longo de sua vida útil.

Referências: [1] REBONATTO, M. T. Métodos para análise de correntes elétricas de equipamentos eletromédicos em procedimentos cirúrgicos e detecção de periculosidade aos pacientes. Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul, 2015. [2] ZENNARO, E. et al. Modeling medical electrical equipment for estimation of leakage currents during a surgical procedure. *heart*, v. 3, p. 4. [3] REBONATTO, M. T.; HESSEL, F. P.; SPALDING, L. E. S. Eme electric supervision embedded on gas panel with microshock dangerousness degree. In: IEEE. VLSI Design and 2014 13th International Conference on Embedded Systems, 2014 27th International Conference on. [S.l.], 2014. p. 180–185.

Palavras-chave: falhas de isolamento, degradação de componentes, análise de forma de onda, microchoque, engenharia clínica, protegemed

VALIDAÇÃO DA TÉCNICA DE ANÁLISE HEURÍSTICA DE MANUAIS DE OPERAÇÃO DE EQUIPAMENTOS MÉDICOS

F. O. Andrade¹ e S. J. Calil²

* Departamento de Engenharia Biomédica (DEB) da Faculdade de Engenharia Elétrica e Computação (FEEC) da Universidade Estadual de Campinas (UNICAMP), Campinas, Brasil
e-mail: olv.fernando@gmail.com

Introdução: Motivados pela importância dos manuais de operação de equipamentos médicos para a formação dos profissionais de saúde quanto o funcionamento das tecnologias médicas, este trabalho tem como objetivo validar o método de análise heurística proposto pelos autores em trabalhos anteriores [1], e verificar se as recomendações dos guias de desenvolvimento de manuais podem atuar sobre os problemas de usabilidade encontrados nos manuais de operação de equipamentos médicos.

Materiais e Métodos: A validação do método de análise heurística de manuais de operação de equipamentos médicos, já proposto pelos autores em trabalhos anteriores [1], foi realizada por uma equipe composta por especialistas em usabilidade, de áreas multidisciplinares, treinados e com experiência na avaliação de manuais de operação, definidos como “double experts” segundo os critérios estabelecidos por Nielsen [2]. Já o processo de avaliação seguiu as especificações estabelecidas por Zhang et al. [3] com as adaptações propostas pelos autores [1] dividindo o processo de análise em três estágios: primeiro a realização de uma reunião de consenso entre os membros da equipe, depois o processo de análise com auxílio de um formulário eletrônico para o registro das violações, e, por fim, a análise e revisão geral do grupo sobre as violações encontradas. Em paralelo ao processo de análise heurística, diversas recomendações para produção de manuais de operações foram obtidas de normas, artigos e guias de boas práticas de desenvolvimento de manuais de operação. Os problemas de usabilidade encontrados foram então comparados com as recomendações, permitindo verificar se os mesmos poderiam ser resolvidos pelas orientações dos guias e normas.

Resultados: A análise heurística da bomba de alimentação entérica apontou 63 problemas de usabilidades com 124 violações heurísticas associadas a eles. Grande parte das violações encontradas se referem a problemas de clareza, inconsistência e falta de informações. Instruções para a prevenção de incidentes ou a demarcação adequada de operações perigosas também se mostraram bem evidentes. Dos 63 problemas apontados, 29% foram considerados problemas cosméticos e simples correções de formatação e estruturação da linguagem, poderiam melhorar a experiência dos usuários; 19% foram problemas de usabilidade, que podem trazer o desentendimento da informação e desconforto por parte dos usuários durante a utilização do manual; e 15% dos problemas foram considerados como problemas de usabilidade grave, onde a forma como as instruções foram apresentadas poderiam resultar em incidentes, quebra do equipamento ou danos aos usuários e pacientes. Quanto ao estudo dos guias e normas, ao todo foram levantadas mais de 90 recomendações para o desenvolvimento de manuais de operação. Comparando os tipos de problemas reportados pela análise heurística com as recomendações, foi possível observar que uma pequena parte dos problemas poderiam ser sanados pelas recomendações, mas a maioria não poderia ser resolvida devido a natureza textual “estática” dos manuais de operação [1].

Conclusões: Com base nos resultados deste estudo e de trabalhos anteriores [1], a técnica de análise heurística aplicada a manuais de operação se mostra cada vez mais confiável para identificação de problemas de usabilidade. Os resultados obtidos através da comparação entre os problemas de usabilidade dos manuais e as recomendações dos guias e normas, levam a crer que talvez o desenvolvimento de um manual de operações informatizado possa minimizar os problemas de usabilidade presentes nos manuais de operação de equipamentos médicos, melhorando a experiência dos profissionais de saúde com as tecnologias médicas do seu ambiente de trabalho.

Referências: [1] Andrade F., et al. (2015), Applying heuristic evaluation on medical devices user manuals, In: *World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering IFMBE Proceedings*, V 51, p. 1515-1518. [2] Nielsen J., (1993). *Usability Engineering*, 1st ed., pp. 513-25. [3] Zhang, J., et al. (2003), Using usability heuristics to evaluate patient safety of medical devices, In: *Journal of Biomedical Informatics*, V 36, p. 23-30.

Palavras-chave: Análise heurística, Manual de operações, Engenharia de Fatores Humanos.

Agência Financiadora: Os autores agradecem o apoio financeiro da pesquisa a Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior (CAPES).

PROTÓTIPO DE MONITORAMENTO REMOTO DE AUTOCLAVES NA ATENÇÃO BÁSICA EM SAÚDE

M. Francisco*, P. Avelar*, B. Pires*, R. Garcia*

*Instituto de Engenharia Biomédica - UFSC, Florianópolis, Brasil
e-mail: maicon.francisco@grad.ufsc.br

Introdução: A autoclave é um equipamento médico destinado à esterilização de artigos médico-hospitalares, importante para evitar a transmissão de microorganismos patogênicos através do processo de autoclavagem. As autoclaves apresentam defeitos mecânicos, elétricos ou eletrônicos que necessitam ser gerenciados [1] e dispõe de normativas para o processamento de produtos à saúde que visam à segurança do paciente e dos profissionais envolvidos [2]. Os índices de falhas técnicas e a repetitividade dos modos de falhas, apresentados nas autoclaves da rede atenção básica em saúde, motivaram o desenvolvimento desta pesquisa. O protótipo, em desenvolvimento, visa minimizar esses defeitos a partir de um módulo de monitoramento remoto, composto por uma rede de sensores. Para estruturas de Engenharia Clínica possibilitará gerenciar em tempo real o desempenho do equipamento auxiliando no processo de gerenciamento, planejamento e controle das manutenções, proporcionando aumento de disponibilidade com ações que minimize a parada do equipamento.

Materiais e Métodos: O protótipo em desenvolvimento está baseado em estudos exploratórios sobre o equipamento autoclave, suas aplicações, defeitos, processos de gestão em saúde e parâmetros para monitoramento remoto. Para melhor definição do protótipo e como estudo de caso, foi realizado um levantamento dos principais defeitos que ocorrem nas autoclaves dos Centros de Saúde da rede de atenção básica em Florianópolis. Estes dados foram coletados a partir do Sistema de Informação de Gestão (SIG) de Tecnologia Médico-Hospitalar utilizado pelo Centro Local de Engenharia Clínica do IEB-UFSC. Neste SIG são registrados os dados das ações do gerenciamento dos equipamentos médicos da rede de atenção básica, sendo possível ter acesso ao histórico de manutenção e do seu ciclo de vida. Para análise de modos de falhas foi aplicada a ferramenta FMEA. Esta análise permitiu conhecer o contexto de estudo e seus problemas, além de, identificar as frequências e principais incidências de manutenção corretivas e preventivas, custos de incorporação e manutenção, assim como, propor um meio de monitorar os parâmetros ou variáveis remotamente.

Resultados: Os problemas relacionados às autoclaves não estão somente associados aos defeitos, mas também na forma de esterilizar, como exemplo, devido ao uso inadequado do equipamento. Na análise realizada no SIG, foram identificadas 141 autoclaves, sendo 90 em uso ou manutenção. Para análise dos defeitos foram selecionadas autoclaves de marca com mais modelos em uso e, posterior, aplicação da ferramenta FMEA. Os defeitos mais comuns registrados, nestas autoclaves, foram: queima de resistências, de sensores termostáticos, de sensores de água e de pressão, travamento da bomba de vácuo e da válvula solenóide de água, queima do painel de comando e excesso de pressão no reservatório de água. Observaram-se, também, problemas causados pelo uso inadequado ou desgaste do equipamento. O protótipo está sendo desenvolvido usando a plataforma arduino para monitorar os principais parâmetros de autoclaves: temperatura e pressão. A configuração do protótipo está composta de um microcontrolador, uma bateria, display, um alarme sonoro, um sistema de segurança para a autoclave e uma rede de sensores. Na rede de sensores, estão sendo distribuídos entre o reservatório de água dois sensores de nível de água, um de temperatura na câmara interna e um sensor de corrente e tensão para alimentação da autoclave e da placa de comando. Por motivos dos índices de falhas referente à oscilação da rede elétrica, um sistema de proteção elétrica está sendo adicionado. O processo de aquisição dos dados é feito por meio do módulo microcontrolador e enviado via Wi-Fi sendo armazenados na central de monitoramento.

Conclusões: Com este protótipo, a equipe de Engenharia Clínica poderia monitorar remotamente os parâmetros de uma autoclave de modo a acompanhar seu desempenho e desenvolver planos de ações, preventivos e/ou preditivos, como um método eficiente no gerenciamento distribuído das tecnologias médico-hospitalares e odontológicas, aportando na qualidade do processo tecnológico em saúde.

Referências: [1] Dyro, J. et al. (2004) “*The Clinical Engineering Handbook*”, Ed.: Elsevier, Burlington. [2] Anvisa (2006), *Serviços Odontológicos: Prevenção e Controle de Riscos*, Brasília: Ministério da Saúde.

Palavras-chave: Autoclave, Atenção Básica, Gestão de Tecnologia, Monitoramento Remoto e Engenharia Clínica.

Agência Financiadora: Instituto de Engenharia Biomédica da Universidade Federal de Santa Catarina (IEB-UFSC).

DESENVOLVIMENTO DE UMA NOVA METODOLOGIA PARA AVALIAÇÃO DE ULTRASSOM TERAPÊUTICO

M. Venturi*, L. F. Rodrigues Jr.*

* Curso de Engenharia Biomédica – Centro Universitário Franciscano, Santa Maria, Brasil e-mail:
e-mail: matheusventurii@gmail.com

Introdução: A utilização de ultrassom no âmbito terapêutico iniciou e vem se aperfeiçoando por várias décadas. O equipamento de ultrassom terapêutico (UST) é extremamente utilizado na fisioterapia para as mais variadas patologias. Com isso, a necessidade de aferição desses equipamentos tornou-se imprescindível, tendo em vista que a sua funcionalidade imprecisa pode acabar comprometendo sua aplicação, de modo a se tornar ineficaz ou prejudicial ao paciente [1], para isso, os resultados provindos e os métodos de aferição dos equipamentos ainda são muito estudados, decorrente de que, quanto melhor utilizado e mais preciso o equipamento, melhor serão os resultados para o paciente. Um dos problemas enfrentados pelo profissional de utiliza do UST é saber se a intensidade da radiação sônica emitida possui a precisão adequada ao equipamento, visto que UST naturalmente apresentam uma diminuição na intensidade da radiação sônica. O método da balança analítica, capaz de analisar a variação proporcional entre a intensidade e o peso gerados pela radiação sonora, é utilizado de modo a determinar se o decréscimo da intensidade atingiu o percentual limite, indicando se é necessária ou não a realização da recalibração no equipamento [2]. O presente trabalho tem como objetivo o estudo dos métodos de aferição dos UST, visando a importância do funcionamento correto para o profissional e paciente do referido equipamento. Bem como, analisar e identificar a relação da variação de pressão decorrente da intensidade gerada pelo ultrassom terapêutico.

Materiais e Métodos: O sistema desenvolvido para a aferição dos UST foi baseado na relação potência de trabalho vs variação de pressão. Para tal, foram utilizados um transdutor de pressão WIKA S-10, um sistema de aquisição HBM, modelo MX440A e um ultrassom Proseven 977, com frequência de 1 Mhz, da marca Quark. Foram realizados ensaios com 2 (duas) metodologias. Na primeira, realizou-se 9 (nove) testes com potências de 0,5 W, 1 W, 2 W, 3 W, 4 W, 5 W, 6 W, 7 W, com tempo utilizado de 3 (três) min ativos e 3 (três) min inativos, em que a emissão da onda foi configurada em modo pulsado a 50% com frequência de 16 Hz e envelope 50% com frequência de 10 Hz. Na segunda metodologia, realizou-se 3 (três) testes com potência constante de 7 W e modo pulsado a 50% com frequência de 100 Hz. A primeira metodologia foi utilizada para verificar o comportamento do dispositivo frente as diferentes faixas de trabalho e a segunda foi efetuada com o intuito de medir a capacidade de reprodutibilidade dos sinais medidos.

Resultados: Foi possível averiguar uma relação entre a pressão indicada pelo sistema de referência com a potência emitida pelo equipamento. Bem como, a partir da plotagem dos dados, verificou-se que para o primeiro método houve um aumento da pressão ocasionada pela potência sonora e para o segundo método, os ensaios repetidos comprovaram a reprodutibilidade da experiência. Para realização da avaliação foram criadas curvas de calibração utilizando dados de um equipamento padrão, estes relacionados aos dados dos UST em análise e a variável avaliada foi a potência emitida pelo UST.

Conclusões: O projeto apresenta uma nova metodologia para analisar a funcionalidade dos UST, de modo que possa ser um processo utilizado para aferir o equipamento. Com os resultados obtidos se tem uma avaliação do estado em que se encontra o equipamento, podendo determinar se o UST poderá continuar em operação. Apresentando uma alternativa para avaliar esse tipo de equipamento, visto que já existem alguns métodos, porém não se há um consenso de um método adequado que pode avaliar integralmente o UST.

Referências: [1] Ferrari, C. B. Avaliação do desempenho de equipamentos de ultra-som terapêutico. 2008. 113 f. Dissertação (Mestre em Fisioterapia). Universidade Metodista de Piracicaba, Piracicaba. [2] Martins, F. L. M. et al. Calibração de ultrassom terapêutico pelo método da balança analítica. In: CONGRESSO NACIONAL DE ENGENHARIA MECÂNICA, 2., 2002, João Pessoa.

Palavras-chave: Ultrassom terapêutico, aferição, transdutor de pressão.

Agência Financiadora: Centro Universitário Franciscano.

RADIAÇÃO UV NA ESTERILIZAÇÃO DE LENTES DE CONTATO E SEU POTENCIAL NO DESENVOLVIMENTO DE TECNOLOGIAS SOCIAIS

Renata Ruoco Loureiro¹; Priscila Cardoso Cristovam¹; Vagner Rogério dos Santos²; Karen Bauab³; Cecília Carvalhaes³; Adagmar Andriolo⁴; José Álvaro Pereira Gomes¹; Denise de Freitas¹

¹Departamento de Oftalmologia e Ciências Visuais – UNIFESP / EPM, São Paulo, Brasil

²Curso de Tecnologias em Saúde – UNIFESP/EPM, São Paulo, Brasil

³Laboratório Central, Setor de Microbiologia - UNIFESP / EPM, São Paulo, Brasil;

⁴Disciplina de Medicina Laboratorial - UNIFESP / EPM, São Paulo, Brasil

e-mail: renata.ruoco@hotmail.com

Introdução: O uso de lentes de contato pode causar doenças oculares graves em seus usuários, como ceratites infecciosas e hipersensibilidade aos produtos destinados à limpeza das lentes¹. Esses problemas podem ser causados tanto pelo mau uso dos produtos disponíveis no mercado para a limpeza das lentes, como pela toxicidade dos reagentes presentes nesses produtos. O desenvolvimento da Tecnologia Social, a qual propõe um conjunto de técnicas e metodologias transformadoras, desenvolvidas e/ou aplicadas na interação com a população e apropriadas por ela e que representam soluções para inclusão social e melhoria das condições de vida², com significativas repercussões em indivíduos com baixa renda e que necessitam do uso de LC, pois o desenvolvimento de uma tecnologia que não utilize produtos de limpeza caros e que sejam de fácil utilização, possibilitando aos indivíduos com pouca instrução a possibilidade de beneficiar-se do uso de LC. É importante ressaltar que as tecnologias atuais existentes no mercado para a boa manutenção das LC e impedimento de complicações oculares não são acessíveis a toda população, pelo seu alto custo e dificuldade de uso. O presente estudo propõe estudar a viabilidade tecnológica da luz ultravioleta³ como alternativa para a esterilização de lentes de contato e o potencial no desenvolvimento de tecnologia social.

Materiais e Métodos: Trata-se de estudo experimental aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa da UNIFESP sob o nº 9042310815, realizado no laboratório CASO (Centro Avançado De Superfície Ocular), Departamento de Oftalmologia e Ciências Visuais / UNIFESP, em parceria com o Laboratório Central Do Hospital São Paulo. Lentes gelatinosas estéreis foram contaminadas artificialmente com cepas conhecidas de *Pseudomonas aeruginosa* (PSA) e *Staphylococcus epidermidis* (SEP) nas concentrações 10^5 e 10^2 UFC/mL^{4,5}. Estas bactérias foram escolhidas por serem os agentes etiológicos encontrados com maior frequência nas ceratites bacterianas em usuários de lente de contato. Após a contaminação, as lentes foram tratadas de acordo com os seguintes grupos (n=9 cada grupo): a) Grupo controle positivo (CT+: lentes previamente contaminadas, sem esterilização ou desinfecção); b) Grupo solução de limpeza (SL: lentes previamente contaminadas, higienizadas pelo método convencional utilizando solução de limpeza conforme orientação do produto); c) Grupo luz ultravioleta C (UVC: lentes previamente contaminadas, esterilizadas em fluxo laminar com lâmpada de UVC 254 nm, durante 15 minutos em cada face da lente); d) Grupo controle negativo (CTN: lentes virgens, sem qualquer manipulação). Após os tratamentos, as lentes foram mantidas em meio nutritivo BHI (*Brain heart infusion*), com observações diárias, por 72 horas à 37°C em estufa. Em seguida, os meios que apresentaram crescimento bacteriano, foram semeados em ágar sangue sob condições estéreis e incubados em estufa a 37°C por 24h, para posterior identificação do microorganismo por Maldi-tof. Foram recuperados e identificados os mesmos microorganismos utilizados nas contaminações das lentes, ou seja, SEP e PSA.

Resultados: Não houve crescimento bacteriano nas lentes de contato do grupo CTN, enquanto que as lentes de contato do grupo CT+ foram positivas para as respectivas bactérias, SEP ou PSA. Ambos os tratamentos SL e UVC foram eficazes para descontaminar 100% das lentes de contato com PSA nas duas concentrações 10^5 e 10^2 UFC/mL. Por outro lado, a SL foi eficaz em descontaminar 89% das lentes com SEP em ambas as concentrações, a luz UVC descontaminou 100% das lentes com SEP a 10^2 UFC/mL, porém apenas 56% na concentração mais alta da bactéria (10^5 UFC/mL).

Conclusões: A luz UVC apresentou baixa eficácia na descontaminação das lentes de contato com alta concentração de SEP. Embora a concentração da bactéria estudada ser muito alta e não encontrada nas lentes de contato de usuários, mais estudos estão sendo realizados para verificar a eficácia ou não da luz UVC para esterilização de lente de contato.

Referências: [1] Ghanem, C.C.; Ghanem, R.C.; Bortoli, G.W.; Yamazaki, E.S. Comportamento e características de usuários de lentes de contato entre estudantes universitários da área de saúde. Arq. Bras. Oftalmol. 2000, vol. 63, n.2; [2] Instituto de Tecnologia Social do Brasil. Acessado em 16/03/2013. Disponível em <http://www.itsbrasil.org.br/>; [3] Andersen, B.M.; Banrud, H.; Boe, E.; Bjordal, O.; Drangsholt, F. Comparison of UVC light and chemicals for disinfection of surfaces in hospital isolation units. Infect Control Hosp Epidemiol. 2006 Jul;27(7):729-34. [4] Mowrey-McKee, M.; Borazjani, R.; Collins, G.; Cook, J.; Norton S. A New Method for Evaluation of Compatibility of Contact Lenses and Lens Cases With Contact Lens Disinfecting Solutions. Eye & Contact Lens, Vol 38, No 1, January 2012. [5] Zhu, Z.; Bandara, M.B.; Vijay, A.K.; Masoudi, S.; Wu, D.; Willcox, M.D.P. Importance of Rub and Rinse in Use of Multipurpose Contact Lens Solution. Optometry and Vision Science, Vol 88, No 8, August 2011.

Palavras-chave: luz ultravioleta, lente de contato, tecnologia social, bioengenharia, saúde pública.

Agência Financiadora: CAPES.

ASSISTIVE TECHNOLOGY OF OPHTHALMIC MEMBRANE OCCLUSIVE FROM NATURAL LATEX

J. A. Riberio*, L. L. F. Rosa**, A. S. F. Ribas*** and S. S. R. F. Rosa***

*Federal Institute of Goiano - Campus Ceres, GO 154 Km 03 76300-000, Ceres-Go. PhD Student of the University of Brasilia (UnB), Postgraduate Studies in Electronic Systems and Automation Engineering, Brasilia, Brazil.

**Optometrist and Researcher Ótica Cristal Eireli, Goiânia, Brazil.

***Engineering and Biomaterial Laboratory - BioEngLab[®], College Gama (FGA), University of Brasília (UnB), Brasilia, Brazil.
e-mail: jackalvesribeiro@gmail.com

Abstract: *The growing technological development and the advancements in the field of medicine caused significant improvement in the quality of life of the population. One example is the development of biomaterials, which are used to completely or partially replace parts of lost or damaged organic tissues and are also used in direct and continuous contact with the body in non-pharmacological treatments. Amblyopia, an ophthalmic disorder commonly known as lazy eye, results in decreased vision in one eye that does not develop properly during childhood. The objective of this study is to obtain and characterize natural rubber membranes in order to evaluate the feasibility of its application as an occluder membrane with the capacity of changing the course of light and stimulating the amblyopic eye. The light crossing analysis of the Van Gogh membranes presented partial and total occlusion, respectively. We concluded that the tests used for characterizing the LENCOC[®] latex membrane were satisfactory and promising regarding its use for the treatment of amblyopia and an orthosis of Assistive Technology. This is a new proposal for treating amblyopic patients using latex membranes.*

Keywords: *Membranes, Amblyopia, Latex, Biomaterial, Occluder.*

Introduction

The Assistive Technology (AT) sector has, among other things, the goal of providing and increasing functional abilities for people affected by diseases, from minor injuries to severe deficiencies, aiming to provide better quality of life and autonomy for the patient. As an area of knowledge in Brazil, AT started on november 16, 2006, through Ordinance No. 142, established by Decree No. 5296/2004 from the Secretariat for Human Rights of the Presidency of the Republic. The Technical Assistance Committee (TAC) was regulated with the intention of improving, adding transparency and giving legitimacy to the development of AT in Brazil [1].

The vision is responsible for approximately 75 % of human perception. Summing up extremely briefly, the act of seeing is the result of three distinct actions:

optical operations, chemical operations and nervous operations [2]. The eye is the most external organ of the human vision. The amblyopia, which is an eye disease that develops during childhood and has few options for treatment. It causes a reduction in visual acuity because of an abnormal visual development in early years of life. The prevalence of amblyopia in children is estimated to be between 1 % and 4 %. It is the most common cause of reduced visual acuity in childhood [3,4,5]. This disease is the most common visual defect in children; however, its early diagnosis and early treatment result in satisfactory results [6].

The growing technological development and advancements in the field of medicine brought significant improvement to the quality of life of the population. One example is the development of biomaterials, which are used to completely or partially replace parts of lost or damaged tissues and are also used in direct and continuous contact with the body in non-pharmacological treatments. Usually, the requirements of a biomaterial can be grouped into four major categories: biocompatibility, capacity of being sterilized, bioperformance and reproducibility [7]. This biomaterial is a national and low cost product.

In the use as an occlude membrane with the capacity of changing the course of light and stimulating the amblyopic eye, the natural latex membrane of rubber trees (*Hevea brasiliensis*) can be considered to be an orthosis (from the Greek, orthós), classified by AT as a device applied to any part of the body, isolated or covering more than one joint, with the function of stabilizing or immobilizing, preventing or correcting deformities, protecting against injury and facilitating the cure or maximizing the function [8,9]. In this specific case, the latex membrane will be placed on the good eye for few hours or days, according with the appropriate treatment recommended by the ophthalmologist, to accelerate the vision of the lazy eye diagnosed with amblyopia.

Chemically, the heterogeneous constitution of latex has high density and presence of impurities which must be treated and changed. In this study, the techniques that were used enable the degradation of polymers,

regenerating, if possible, the monomers, so hydroxide and formaldehyde can be introduced – rendering the latex as simply a rubber film, an object, in this first moment – translucent, with entrance of light, but with irregular trajectories (preventing a complete view of the object), with diffuse refraction and minimal absorption so as not to generate heat [10,11].

This study presents a simple approach to eye occlusion based on the ophthalmic membrane from an occlusive biomaterial derived from natural rubber latex. The natural rubber membranes were developed by using a new technique named *Van Gogh*. The different membranes developed were characterized using light crossing analysis thermally treated at 40 °C. From the analyses of properties, we intend to evaluate the applicability of the natural rubber latex membranes as biocompatible ophthalmic occluders.

Materials and methods

The production of the latex membrane was carried out in four main steps: preparation of raw material, confection of mold, production of the prototype and characterized using light crossing analysis.

Preparation of the raw material – The latex used was purchased from the domestic market. It had already gone through the process of centrifugation and contained suspensions of sulfur and resin purchased from the suppliers in the Southeast region. A high sulfur concentration gives the latex, after vulcanization, an adhesive property and low viscosity, which would require a long time to achieve during the development of the membranes. Therefore, the supplier that met these criteria of double centrifugation and pre-vulcanization was selected.

From the natural latex, a final compound was prepared by the addition of chemicals by following the steps previously described [10]. This procedure provides the latex membrane LENCOC[®] [12] essential characteristics for a lens—elasticity, softness, strength, impermeability, and hypoallergenicity.

Preparation of the mold – The development of the technique for obtaining the latex membrane was performed in the Biomaterial Engineering Laboratory - BioEngLab[®], at the University of Brasilia, according to the steps for the production of the mold and membrane, as described below.

In the *Van Gogh* technique, the mold was made developed and it consisted of a plastic material coated with an acrylic layer measuring 3 cm in width, 3 cm in length, and 1.5 cm in diameter as previously described [10]. The production of the membrane was customized for each patient so that its shape and proportions follow the characteristics of the patient's eyes, thus providing greater comfort.

Preparation of the membranes – The *Van Gogh* technique was based on the immersion technique [13], which consists of the insertion of the molds into the final latex compound, perpendicular to the plane, in a gradual and uniform manner, followed by heating in an

incubator with a thermostat. This step represents the beginning of polymerization, which determines the final characteristics of the product. After this phase, the mold was removed slowly and gradually, placed in the incubator and subjected to vulcanization at a temperature of 40°C.

The molds were then removed and the membranes were prepared using thick brush strokes by means of a flexible rod with cotton-covered tips, 1 cm away from the mold, moving back and forth to completely cover the mold. This procedure was repeated three or four times in succession, followed by drying in an incubator at a temperature of 40°C, with 2-hour time intervals in order to obtain membranes with a thickness up to 0.2 mm.

After this drying period, the *Van Gogh* membranes were maintained in their state of rest for 24 hours at room temperature to complete the procedure.

This procedure of obtaining membranes was named as the *Van Gogh* technique in honor of the Impressionist painter, *Van Gogh*, who used a peculiar brush stroke method in his work.

Characterized using light crossing analysis – The optical device called focimeter focuses the optical system to which light is sent to evaluate the degree of the lens; the scale interval that appears on the display is a dioptic numerical value. For this characterization we used a Nidek CLE-60 digital focimeter an optometry clinic in Goiânia, GO, Brazil.

The light crossing analysis was performed with the objective of evaluating the passage of light through the membranes and verifying the behavior of the surface light on the rugosity of the *Van Gogh* technique. It is worth mentioning that the equipment that was used for this analysis was perfectly calibrated so the measurements present a high degree of reliability.

Results

There is a growing interest in the analysis of the use of biomaterial as a tool for treating diseases in medicine. In this study, biomedical engineering helped characterize the performance of an occlusive membrane for the treatment of amblyopia. As a biomaterial, we used the natural latex of the *Hevea Brasiliensis* rubber tree, a product that is easy to find in the market and easy to handle.

In the technical test, we used natural latex as a biomaterial for its qualitative properties, such as: impermeability, elasticity, smoothness, flexibility, and resistance, already tested in animals and humans by its biocompatibility.

For its confection, we used the innovative technique called *Van Gogh*, tested several times not to be homogeneous, in order to obtain diffuse scattering. To get to the final product, several vulcanization techniques were tested to obtain a transparent membrane, with low thickness, low roughness and minimal water absorption. This process allowed an occlusion biologically more compatible with the eye. These results were significant,

since the characteristics of the latex membrane enable an interaction with the eye without changing its properties.

The *Van Gogh* latex membrane presented irregularities on the surface, lower thickness and transparency, which are desirable characteristics to obtain occlusion of light. The *Van Gogh* membranes were registered under the brand LENCOC®.

The focimeter is used on specific materials for glasses and contact lenses. In an eyeglass lens, for example, the values presented in S and C represent the degree, with positive for astigmatism and negative for myopia; A represents the axis and the prism (Δ) the variance of the light beam.

In a normal contact lens, the values presented are: S = 0.25, C = 0.25, A = 24 and Δ = 0. These values represent two values for diopters and two values for the axis. When measuring the membranes, the numerical value of the instrument was disregarded, as such values cannot be assessed in latex.

On membrane with three baths, it can be observed that the beam locates the optical center, indicating a small passage of light. Due to the irregular surface caused by the brushes, the equipment shows an error in measurement. Consequently, the *Van Gogh* technique, with its brushes, made the surface rugose and gave a diffuse passage of light.

On membrane with four baths, all membranes did not present passage of light. The focimeter did not locate the optical center, which caused a measurement error. This membrane has the most irregular surface due to a difference in manufacturing from membrane of three baths, because the number of brushes was higher. This data prove the membrane is opaque, which is a characteristic of occlusion.

In Table 1, we can observe the membranes developed with their morphological and characteristics aspect using the *Van Gogh*.

Table 1: *Van Gogh* membranes and their characteristics

Membrane	3 baths	4 baths
Characteristic	Irregularities on the surface	Irregularities on the surface
Thickness	± 0.23 mm	± 0.27 mm
Color	Transparency	Transparency
Water absorption	Minimal	Minimal
Occlusion	Partial	Total

Discussion

Due to the recent institutionalization of the area of AT, it is natural for specialized academic/scientific production to be detached, both in the aspects of Investigation and Development (I&D) and of Research and Development (R&D), because of the atomized production in scientific channels. This fact causes two important consequences: i) low theoretical and technological production; ii) low indices of public

policies that offer AT in healthcare [1,14].

One of the biggest current challenges engineering and the exact sciences are facing is to translate into mathematical terms and relations how phenomena and systems that compose the universe function. In order to develop and use this knowledge, it is necessary to interpret it as one of the factors of the system that relates to others to adapt and improve the processes that interact among themselves [15].

According to ordinance N°. 2531, from november 12, 2014, redefines the guidelines and criteria for the definition of the list of strategic products for the Brazilian National Health System (SUS) and the establishment of Partnerships for Productive Development (PDP) to LENCOC® latex membrane falls biotechnological products low cost that could be used for human health in particular, amblyopic patients by the SUS [16].

There are several approaches for charactering the samples. In this study we used optical engineering, using its principles in the treatment of amblyopia. The latex membrane was tested with several methodologies that will be cited below, and that were defined by comparing the anatomy of the normal eye with the properties of the biomaterial according to literature reports [17,18]. This membrane demonstrated to be compatible with the organ, and there was affinity of composition of the materials used. The technique in question was a complex system that included temperature and thickness techniques (*Van Gogh*), to obtain an occlusive membrane to cause occlusion (partial or total) of light.

This technique showed that the latex membrane is an occluder with physics, chemical and thermal properties for the performance of the material with the characterization of the biomaterial in light refraction without eliminating it completely and maintaining the characteristics of the eye in movement. This is an advantage in relation to the traditional treatment with the use of eyepatch, since there is a loss of eye movement.

Conclusion

The *Van Gogh* technique demonstrated that the physical and chemical characteristics of the latex membrane present results compatible with the eye when applied as an occluder, reinforcing its biomaterial characteristic. The confection method is reproducible and the latex membrane is very stable.

LENCOC® can be considered an orthosis, via AT, as it is a device applied to the human eye with the function of inhibiting the entrance of light (total or partial) and stimulating the eye in the treatment of ocular diseases.

The latex membrane may offer a more effective adherence to the treatment of amblyopia, with better acceptance by the child and shorter treatment time, as well as lower possibility of rejection and with adequate performance. It can be used at all times by the patient. In the case of children, especially, it would be more

difficult to remove it, which would avoid embarrassing situations. It is also more effective, since its use would be prolonged and because it allows stimulation of the eye through partial or total occlusion.

Acknowledgements

The authors would like to thank IF Goiano – Campus Ceres for financial for the support; optometry clinic in Goiania – GO, Ótica Cristal; and the Engineering and Biomaterial Laboratory - BioEngLab[®], University of Brasilia for providing the laboratories for the experiments.

References

- [1] Brasil. Subsecretaria Nacional de Promoção dos Direitos da Pessoa com Deficiência. Comitê de Ajudas Técnicas. Tecnologia Assistiva. Brasília: CORDE; 2009. 138 p.
- [2] Guyton AC, Hall JE. Guyton & Hall: Tratado de Fisiologia Médica. 12^a edição, Ed. Elsevier; 2011.
- [3] Almeida LOC. Análise do custo do tratamento da ambliopia para o paciente em hospital universitário. Arquivo Brasileiro de Oftalmologia; 2005; 68(4): 475-480.
- [4] Ribeiro JA, Rodrigues SS, Brasil LM. Occlusion child derived from natural latex for amblyopia treatment. Health Care Exchanges (PAHCE), Pan American; April 29 2013-May 4 2013 doi: 10.1109/PAHCE.2013.6568293.
- [5] Ribeiro JA, Rosa MFF, Rosa LLF, Rocha AF, Rodrigues SS. Oclusão infantil derivada do látex natural para o tratamento de ambliopia. In: XXII Congresso Brasileiro em Engenharia Biomédica, Tiradentes-MG. Anais do XXII Congresso Brasileiro em Engenharia Biomédica; 2010.
- [6] Salata ACF, Villaça VTN, Roma RL, Norato DYJ, Carvalho KMM. Terapia oclusiva em ambliopia: fatores prognósticos. Arquivo Brasileiro de Oftalmologia. 2011; 64:123-6.
- [7] Silva MA, Guimarães PCL, Pereira TD, Honório-França AC. Biomateriais e sua biocompatibilidade numa abordagem multidisciplinar na área de saúde, alimentos funcionais e medicina regenerativa. Revista eletrônica da Univar; 2012; 8(1): 87 -90
- [8] Thomazini D, Gelfuso MV, Nascimento TAC, Fonteles EF. A utilização da Simulação Computacional na Confecção de Órteses Alternativas para membros superiores. Revista Tecnológica; 2004; 25(1): 74-79.
- [9] Macdonald EM. Terapia ocupacional em reabilitação. São Paulo: Santos; 119 p. 1990.
- [10] Ribeiro JA, Rosa SRF, Rosa M. Experimental technique designated Van Gogh for making lens prototype. In: XXIV Brazilian Congress on Biomedical Engineering, In: Proceedings of the XXIV Brazilian Congress on Biomedical Engineering; 2014. Uberlândia, MG, Brazil. 2014; 1: 871-874.
- [11] Ribeiro JA, Rodrigues SSFR, Oliveira DS. Biomaterial Latex Manufactured Occlusion Contact Lens: Proposal for Amblyopia Treatment. International Journal of Advanced Engineering Research and Science (IJAERS); 2015; (2): 65-69.
- [12] Brasil. Revista da Propriedade Industrial– INPI, seção II, n. 2359. 22 de março; 2016.
- [13] Mrué F. Substituição do Esôfago Cervical por Prótese Biossintética de látex: estudo experimental em cães [dissertação]. Ribeirão Preto: Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo, 114p; 1996.
- [14] Rosa MFF, Souza EKF, Rosa SSRF. Sistema complexo bio inspirado Modelagem matemática da pele humana via Bond Graph. Estudos Tecnológicos (Online); 2015; (10):49-56.
- [15] Souza EKF, Tahmasebi R, Rosa SSRF, Gomes RR. Modelagem matemática da perfuração por agulha da pele humana: região abdominal. VIII Congresso Nacional de Engenharia Mecânica; 2014. Uberlândia, MG, Brazil. 2014.
- [16] Brasil. Portaria nº 2.531, 12 de novembro; 2014.
- [17] Pinho ECCM, Sousa SJF, Schaud F, Lachat JJ, Coutinho-Netto J. Uso experimental da biomembrana de látex na reconstrução conjuntival. In: Arquivo Brasileiro de Oftalmologia; 2004; 67(1): 27-32.
- [18] Pinho ECCM. O uso da Biomembrana de látex natural comparado ao transplante conjuntival autólogo na superfície ocular [Tese]. Ribeirão Preto: Universidade de São Paulo. Faculdade de Medicina de, 158p. 2011.

DESENVOLVIMENTO E CARACTERIZAÇÃO DE BIOMATERIAL A BASE DE ZrO_2 E PO_4^{3-} POR PROCESSO SOL-GEL E HIDROTERMAL

V. A. Severo^{1*}, L. S. Pinheiro^{2**} e L. O. S. Bulhões^{3*}

* Programa de Pós-Graduação em Nanociências - Unifra, Santa Maria-RS, Brasil

** Graduação em Engenharia Biomédica - Unifra, Santa Maria-RS, Brasil

e-mail: vinicius_severo@yahoo.com.br

Introdução: O desenvolvimento de novos materiais, e a melhoria dos materiais existentes, tem proporcionado grande avanço na performance e durabilidade das próteses ortopédicas. Apesar desta evolução, alguns problemas como a estabilidade química, biocompatibilidade e a osseointegração, ainda apresentam efeitos negativos evidentes em muitos pacientes [1]. Visando melhorar estas propriedades dos dispositivos médicos, este trabalho tem o objetivo de desenvolver um material compósito a base de ZrO_2 (óxido de zircônio) e PO_4^{3-} (fostato), pelos processos de sol-gel e hidrotermal, e realizar uma análise comparativa entre os resultados destes dois processos. A aplicação do filme fino de ZrO_2 sobre metais e ligas a base de titânio irá proporcionar a estabilidade química necessária ao material de base, evitando a liberação iônica e consequentemente a corrosão em meio corporal. Por sua vez, o PO_4^{3-} irá possibilitar a melhor integração de materiais bioativos como a Hidroxiapatita-HAp ($Ca_{10}(PO_4)_6(OH)_2$) sobre a superfície dos dispositivos em contato com os tecidos corporais [2].

Materiais e Métodos: Para a obtenção do material pelos processos sol-gel e hidrotermal, foi preparada uma solução contendo etileno glicol (15g), acetona (5g), etanol (álcool etílico –concentração...?) (20g), H_2O (10g), H_3PO_4 (ácido fosfórico) (20g) e o material precursor $Zr(C_6H_7O_2)_4$ (acetilacetato de zircônio) (2g). Para a transformação da solução coloidal em gel, o material foi aquecido a 70 °C e mantido sob agitação constante por um período de 2h. Para obtenção do material final, em formato de pó, foram realizados os processos sol-gel e o processo hidrotermal. O processo convencional (sol-gel?) foi realizado a pressão ambiente, em um ciclo único de aquecimento escalonado de 110 °C (2 h), 450 °C (4 h) e 700 °C (2 h). Para o processo hidrotermal, a amostra foi aquecida em uma atmosfera pressurizada a 20 bar, com temperatura de 100 °C (1 h), 180 °C (12 h) e 200 °C (30 min). Após a realização do processo hidrotermal, o material foi submetido a um ciclo de tratamentos térmicos com temperaturas de 400 °C (2 h,) e a 600 °C (2, 4, 8 e 12 h). Para caracterização, as amostras foram analisadas por Difração de raios-X, espectroscopia na região do infravermelho e por calorimetria diferencial de varredura (especificar cada equipamento-marca/modelo).

Resultados: A caracterização do material por difração de raios-X indica que a fase obtida (especificar qual a fase detectada por DRX) contém Zr, P e seus respectivos óxidos, quando obtidos pelo processo de sol-gel (após 700°C/2h?). O material obtido pelo processo hidrotermal recém-preparado é amorfo. Este resultado, é (pode ser) atribuído as discordâncias na rede cristalina do material, provocada pela alta pressão a qual o material foi submetido (justificar melhor a atribuição da natureza amorfa a presença de discordâncias, já que elas retratam a existência de planos de deslizamento típico de materiais cristalinos de difícil detecção em materiais cerâmicos). Com o ciclo de tratamento térmico, há um aumento no grau de cristalinidade, com um difratograma de raios-X próximo ao obtido para o material sintetizado pelo processo sol gel. Para a caracterização completa do material, serão incluídas as análises de espectroscopia na região do infravermelho e as análises térmicas associadas aos processos de síntese e de tratamento térmico do material.

Conclusões: Pelos resultados obtidos foi possível produzir um material compósito com ZrO_2 (óxido de zircônio) e PO_4^{3-} (fostato) em sua matriz, pelos processos de sol-gel e hidrotermal, que poderão ser utilizados como revestimentos em superfícies de próteses ortopédicas. Este material poderá proporcionar um avanço significativo em relação a estabilidade química e biocompatibilidade dos revestimentos de biomateriais (metálicos?), reduzindo efeitos negativos de corrosão e melhorando a biocompatibilidade destes materiais.

Referências:

[1] CALDERON, S. V; CAVALEIRO, A.; CARVALHO, S. Applied Surface Science Chemical and structural characterization of Zr C N Ag coatings : XPS, XRD and Raman spectroscopy. Applied Surface Science, v. 346, p. 240–247, 2015. [2] ASRI, R. I. M. et al. A review of hydroxyapatite-based coating techniques : Sol – gel and electrochemical depositions on biocompatible metals. Journal of the Mech. Behavior of Biomedical Materials, v. 57, p. 95–108, 2016.

Palavras-chave: Sol-Gel, Hidrotermal, Revestimentos, Próteses

Agência Financiadora: CAPES, CNPq

MODELOS OBTIDOS POR IMPRESSÃO 3D COMO FERRAMENTA DE DESENVOLVIMENTO APLICADO EM ENGENHARIA BIOMÉDICA

Simão Bacht*, Eduardo I. Yamanaka**, Milton S. Oshiro** Idágene A. Cestari*

*Divisão de Bioengenharia do Instituto do Coração e **Laboratório de Bioengenharia do Instituto de Medicina Física e Reabilitação, Hospital das Clínicas, Universidade de São Paulo.
e-mail:simao.bacht@incor.usp.br

Introdução: A tecnologia de impressão 3D possibilita a construção de modelos tridimensionais de geometrias complexas com ótima qualidade [1] e a realização de alterações na suavização das curvas e superfícies com rapidez. Nesse trabalho apresentamos as etapas do desenvolvimento do Dispositivo de Assistência Ventricular (DAV) INCOR paracorpóreo e pulsátil para uso pediátrico, utilizado para auxílio à circulação como ponte para o transplante cardíaco [2].

Materiais e Métodos: O DAV é composto por uma câmara sanguínea, separada de uma câmara pneumática por uma membrana flexível e um conjunto de duas válvulas biológicas de entrada e saída para controle da direção do fluxo. A complexidade geométrica da superfície interna da câmara sanguínea impõe dificuldades para sua construção através de processos de usinagem convencionais mesmo com o uso de máquinas de controle numérico computacional (CNC). Paralelamente, há a necessidade de várias iterações de design durante o desenvolvimento de dispositivos com funções complexas de maneira a implementar alguns aperfeiçoamentos a cada análise de desempenho e funcionamento. No desenvolvimento do DAV pediátrico INCOR, os primeiros protótipos foram usinados de forma convencional e depois tiveram sua geometria scaneada (*Scanner 3D – Artec EVA*, Luxemburgo) para criação de arquivos compatíveis com a impressão 3D (extensão STL). A partir destes arquivos e com o uso de software de CAD da *SolidWorks (Dassault Systemes*, França) foi possível modelar e otimizar a superfície interna da câmara de sangue. Os modelos foram confeccionados com o material *Veroclear* em impressora 3D (*Object30 Pro, Stratasys, EUA*).

Resultados: O uso de impressão 3D possibilitou incorporar ao design da câmara de sangue do DAV pediátrico os resultados obtidos a partir de análise de dinâmica de fluidos utilizando a técnica de visualização de imagens de partículas. Durante o desenvolvimento, a geometria da câmara de sangue foi modificada, visando melhorar o escoamento do fluido no seu interior, eliminando regiões de turbulência, tensões indesejáveis e regiões de estagnação. Essas modificações contribuíram para a redução de efeitos indesejáveis como hemólise e estagnação do fluido, diminuindo a probabilidade de formação de trombos. Foram criadas e testadas câmaras com várias superfícies obtidas em versões sucessivas a partir de modelagem de superfícies em CAD e impressão 3D.

Conclusões: Os modelos obtidos por impressão 3D permitiram acelerar o processo de desenvolvimento do DAV pediátrico INCOR. Foram utilizados termoplásticos duráveis semelhantes àqueles utilizados nas peças obtidas pelo método tradicional de injeção com economia de tempo e menor custo.

Referências: [1] Barry Berman, (2012) *3-D printing : “The new industrial revolution”*. [2] National Heart, Lung and Blood Institute (2012) *“What is a Ventricular Assist Device?”*.

CARACTERIZAÇÃO A ATIVIDADE CITOTÓXICA DE ÓXIDO DE GRAFENO FRENTE AS CÉLULAS VERO

N. R. Bressa*, T. M. Volkmer**, S. C. Silva*** e S. R. Mortari****

*Acadêmico do Curso de Engenharia Biomédica do Centro Universitário Franciscano, Santa Maria, Brasil

**Professor do Curso de Engenharia de Materiais, do Centro Universitário Franciscano, Santa Maria, Brasil

***Professora do Curso de Farmácia do Centro Universitário Franciscano, Santa Maria, Brasil

****Professor do Curso de Engenharia Química do Centro Universitário Franciscano, Santa Maria, Brasil

E-mail: nathanrbressa@gmail.com

Introdução: Grafeno e seus derivados, entre eles o óxido de grafeno (OG), têm atraído grande interesse de pesquisa para as suas aplicações potenciais em eletrônica, energia, materiais e áreas biomédicas. No entanto, pouca informação de sua toxicidade e biocompatibilidade está disponível. Neste trabalho realizou-se um estudo sobre a toxicidade do OG, examinando as suas influências sobre a morfologia, a viabilidade, a mortalidade e a integridade da membrana de células VERO. Este material causa estresse oxidativo dependente da dose nas células e induz uma ligeira perda de viabilidade celular em alta concentração. Estes efeitos são dose e tamanho relacionados, e deve ser considerado no desenvolvimento de bioaplicações para a sua utilização na área biomédica.

Materiais e Métodos: Para a realização deste trabalho utilizou-se Óxido de Grafeno da marca Aldrich com 15-20 camadas, 4-10% oxidado de acordo com o fabricante, o qual foi caracterizado pelas técnicas de Espectroscopia RAMAN (Renishaw inVia Spectrometer System, Laser em 532 nm e 785 nm) e por Difração de Raio-X (Bruker D2). Para a avaliação da citotoxicidade foram utilizadas células VERO. Utilizou-se concentração de 1×10^5 células/mL em placas de 96 poços para a realização dos tratamentos com óxido de grafeno nas concentrações de 10, 20, 30, 40, 50 e 100 µg/poço. Como controle negativo utilizou-se o peróxido de hidrogênio, na concentração de 100 mM. Para a realização dos testes de viabilidade celular utilizou-se uma solução de MTT (5mg/mL). Para a determinação da atividade da lactato desidrogenase (LDH) utilizou-se o método cinético (piruvato-lactato UV 37°C), utilizando o kit adquirido comercialmente (PROMEGA®). Já para a determinação do óxido nítrico foi construída uma curva padrão de nitrito de sódio adicionando 50 µL do reagente de Greiss. Estas soluções foram preparadas a partir de uma solução de 50 mM de Nitrito de sódio. Os resultados foram expressos como média e desvio padrão da média (SD) e ANOVA. Os resultados foram considerados significativos quando $p < 0,05$. Foi utilizado o programa SPSS (versão 17).

Resultados: Através da técnica de espectroscopia RAMAN calculou-se a relação entre a intensidade dos dois picos (ID/IG), a qual indica o tamanho médio dos clusters sp^2 . O óxido de grafeno utilizado neste trabalho apresentou relação Id/Ig de 1,16, valor próximo de 1,2, encontrado na literatura [1]. Já o difratograma obtido por Difração de raios X, mostrou dois picos ao redor de 27° e 10° , característicos do óxido de grafeno [2]. Nos testes *in vitro* verificou-se o estímulo para a produção de marcador de lise celular (LDH) e de marcador inflamatório (NO), além da diminuição da viabilidade celular comprovada pelo teste de MTT. Verificou-se que o aumento da concentração de OG levou ao aumento da toxicidade frente às células VERO, nas concentrações testadas. O ensaio do MTT demonstrou que com o aumento da concentração de OG levou a diminuição da viabilidade celular, mesmo comportamento foi verificado nos ensaios de Óxido Nítrico e LDH. Tais resultados nos permitem afirmar que a viabilidade celular depende da dose de OG.

Conclusões: Os ensaios com as técnicas de Espectroscopia RAMAN e Difração de Raio-X permitiram analisar a estrutura do óxido de grafeno, apresentou atividade citotóxica frente a linhagem celular VERO e, demonstraram que o aumento da concentração de OG leva a diminuição da viabilidade celular, em todos os métodos *in vitro* realizados.

Referências: [1] G. Sobon, J. Sotor, J. Jagiello, R. Kozinski, M. Zdrojek, M. Holdynski, P. Paletko, J. Boguslawski, L. Lipinska, and K. Abramski, "Graphene Oxide vs. Reduced Graphene Oxide as saturable absorbers for Er-doped passively mode-locked fiber laser," Opt. Express 20, 19463-19473 (2012). [2] Mehl, Hiany, Matos, Carolina F., Neiva, Eduardo G. C., Domingues, Sergio H., & Zarbin, Aldo J. G.. (2014). Efeito da variação de parâmetros reacionais na preparação de grafeno via oxidação e redução do grafite. Química Nova, 37(10), 1639-1645.

Palavras-chave: Óxido de Grafeno, Viabilidade Celular, Células VERO.

Agência Financiadora: CNPq / Centro Universitário Franciscano.

TRATAMENTO DE DEFEITO ÓSSEO EM TÍBIA DE RATO COM MEMBRANA DE LÁTEX

B. L. Carlos*, G. R. Yanagihara*, J. S. Yamanaka*, A. P. Macedo*, R. D. Herculano**, A. C. Shimano*

*Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto, Ribeirão Preto, Brasil

** Faculdade de Ciências Farmacêuticas de Araraquara, Araraquara, Brasil
e-mail: brunaleonel@usp.br

Introdução: A utilização de membranas de látex natural, extraídas da seringueira *Hevea Brasiliensis*, tem mostrado resultados promissores para regeneração tecidual, pois foi observado que possui a capacidade de promover a neoangiogênese, adesão celular e formação de matriz extracelular [1-4]. A membrana de látex apresenta vantagens na sua utilização, como agente de renovação tecidual, de baixo custo e fácil manipulação [3]. O objetivo deste estudo foi avaliar as propriedades mecânicas e densidades minerais ósseas após o tratamento com membrana de látex natural em defeito ósseo criado em tibia de ratos.

Materiais e Métodos: O estudo foi aprovado pela Comissão de Ética no Uso de Animais da Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto/USP, nº 061/2015. Foram utilizados 15 ratos machos, da raça *Rattus norvegicus albinus*, da variedade *Wistar*, com peso médio de 300g. Um defeito ósseo de 2 mm de diâmetro foi realizado na região medial da tibia esquerda de cada animal. Os animais foram divididos em dois grupos, sendo C: Animais sem tratamento específico (n=7) e L: Animais tratados com membrana de látex (n=8). Para obtenção das membranas foi utilizado látex extraído da seringueira *Hevea Brasiliensis* centrifugado 60% fornecido pela empresa BDF Comércio de Produtos Agrícolas LTDA. A solução homogênea foi colocada em placas de Petri, até formar uma fina camada. Em seguida, as placas foram levadas à estufa a uma temperatura de 28° por 24 horas. Posteriormente as membranas foram moldadas no tamanho adequado e esterilizadas em óxido de etileno. A membrana de látex foi inserida sobre o defeito ósseo durante a cirurgia nos animais do grupo L. Após 4 semanas, os animais foram eutanasiados e as tibias esquerdas foram removidas para análises mecânicas e densitométricas. Os ensaios de flexão em três pontos foram realizados na Máquina Universal de Ensaio. A velocidade de aplicação de força utilizada foi de 1mm/min. A aplicação da força foi no sentido pósterio-anterior da tibia. As medidas das densidades minerais ósseas foram realizadas sobre a região do defeito ósseo.

Resultados: A média da força máxima do grupo C foi de $54,69 \pm 13,62$ e do grupo L $59,42 \pm 12,15$. Na comparação entre os grupos não foi verificada diferença estatística significativa. Para a rigidez relativa a média do grupo C foi de $127,74 \pm 24,17$ e do grupo L de $102,62 \pm 19,66$, na comparação entre os dois grupos verificou-se diferença estatística significativa ($p < 0,05$). A média da DMO do grupo C foi de $0,135 \pm 0,017$ e do grupo L foi de $0,119 \pm 0,020$. A comparação entre os grupos não evidenciou diferença estatística significativa. A membrana de látex não é um material biorreabsorvível, porém após o período experimental, não foi observado deslocamentos da membrana do seu local de aplicação bem como alterações nos tecidos circundantes.

Conclusões Além de ser um material biocompatível utilizado como promotor da neovascularização, a membrana de látex funciona como barreira oclusiva no local da lesão, impedindo a invasão local por tecidos conjuntivo e epitelial, permitindo que a formação de tecido osteogênico seja otimizada [3,5]. Neste estudo foi possível observar que a membrana de látex pode melhorar a rigidez de tibia de ratos após defeito ósseo. Segundo Ruppel et al. em 2008, os tecidos com maior taxa de mineralização apresentam-se mais rígidos [6]. A partir dessa afirmação, sugere-se que o aumento na rigidez de tibias tratadas com membrana de látex, pode estar relacionado a um aumento na taxa de mineralização do tecido, porém análises complementares são necessárias.

Referências: [1] Alves, M. C. O. (2003), “Teste da angiogênese estimulada por membranas de látex natural” (Dissertação de Mestrado). Universidade de São Paulo, Ribeirão Preto, SP. [2] Frade, M. A.; Assis, R. V.; Coutinho-netto, J.; Andrade, T. A.; Foss, N. T. (2012), “The vegetal biomembrane in the healing of chronic venous ulcers”, In: *An Bras Dermatol*, v. 87, n. 1, p. 45-51, 2012. [3] Ereno, C.; Guimarães, S. A. C.; Pasetto, S.; Herculano, R. D.; Silva, C. P.; Graeff, C. F. O.; Tavano, O.; Baffa, O.; Kinoshita, A. (2010), “Latex use as an occlusive membrane for guided bone regeneration”, In: *Journal of Biomedical Materials Research*, v. 95A, pp. 932-939. [4] Issa, J. P.; Defino, H. L.; Sebald, W.; Coutinho-Netto, J.; Iyomasa, M. M.; Shimano, A. C.; Bentley, M. V.; Pitol, D. L. (2012), “Biological evaluation of the bone healing process after application of two potentially osteogenic proteins: an animal experimental model”, In: *Gerodontology*, v. 29, n. 4, p. 258-64, 2012. [5] Ferreira, M.; Mendonça, R. J.; Coutinho-netto, J.; Mulato, M. (2009) “Angiogenic properties of natural rubber latex biomembranes and the serum fraction of *Hevea brasiliensis*”, In: *Brazilian Journal of Physics*, v. 39, n. 3, pp. 564-569, 2009. [6] Ruppel, M. E.; Miller, L. M.; Burr, D. B. (2008), “The effect of the microscopic and nanoscale structure on bone fragility”, In: *Osteoporosis International*, v. 19, n. 9, p. 1251-65, 2008.

Palavras-chave: Regeneração óssea; Látex; Defeito ósseo; Rato

Agência Financiadora: Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior - CAPES

DESEMPENHO HIDRODINÂMICO DE BIOPRÓTESES VALVARES PARA UTILIZAÇÃO EM UMA BOMBA DE SANGUE PULSÁTIL PEDIÁTRICA

E. Sales*, M. Mazzetto* e I. A. Cestari*

* Divisão de Bioengenharia, Instituto do Coração (InCor) - HC FMUSP, São Paulo, Brasil
e-mail: eraldo.sales@incor.usp.br

Introdução: A caracterização do desempenho hidrodinâmico de biopróteses valvares cardíacas pode ser feita através da quantificação do gradiente de pressão e da medição de fluxo através da prótese e tem sido objeto de estudo por décadas devido à importância da avaliação do desempenho desses dispositivos para aplicações clínicas [1], [2], [3]. Os duplicadores de pulso são equipamentos que permitem reproduzir condições de fluxo e pressão, similares às fisiológicas possibilitando a caracterização das próteses valvares. Os trabalhos existentes na literatura normalmente apresentam o desempenho hidrodinâmico de biopróteses valvares com diâmetros superiores a 19 mm [4], [5], conforme a norma ISO 5840. O objetivo desse estudo é caracterizar válvulas biológicas de pericárdio bovino de 12 mm de diâmetro modificadas para utilização em bombas pulsáteis.

Materiais e Métodos: Foram realizados ensaios de próteses biológicas de pericárdio bovino (Biocardio, Brasil) utilizando-se um sistema duplicador de pulsos (“*The Shelhigh Pulse Duplicator®*”, *Shelhigh Inc, New Jersey, USA*), preenchido com um análogo sanguíneo (40% de glicerina e 60% de solução salina de NaCl a 0,9%). Medições do gradiente de pressão e fluxo nas frequências de acionamento de 60, 80 e 100 ciclos por minuto (bpm) e fluxos variando de 3,0 a 5,0 L/min. Foram realizadas utilizando-se a bioprótese na posição aórtica e uma prótese mecânica de duplo folheto (*St. Jude Medical® Regent®, USA*) na posição mitral. As pressões ventricular e aórtica foram medidas por transdutores de pressão fisiológica (DTH4, *Edwads LifeScience, USA*), ligados a um condicionador de pressão (Bioengenharia, InCor/HC FMUSP, Brasil). A medição do fluxo instantâneo foi realizada com um fluxômetro ultrassônico (T101, *Transonic System, Inc., USA*). Os sinais foram digitalizados (*Windaq®, Dataq Instruments, Inc. Akron, USA*) e processados posteriormente.

Resultados: Os resultados representam os valores médios e desvios registrados em cada condição do ensaio, durante 10 ciclos consecutivos. O gradiente de pressão transvalvular obtido foi de $12,92 \pm 0,11$ mmHg com fluxo médio de 3,0 L/min e de $32,69 \pm 0,44$ mmHg com fluxo médio de 5,0 L/min. A área efetiva do orifício (*effective orifice area - EOA*) para a prótese estudada foi de $0,67 \pm 0,01$ cm².

Conclusões: A montagem experimental utilizada permitiu medir os parâmetros essenciais para a caracterização da biopróteses de pericárdio bovino. Foram medidos o fluxo instantâneo através da prótese e o gradiente de pressão transvalvular e calculado o EOA através da fórmula de Gorlin [6]. Observou-se uma pequena variação no valor da área efetiva do orifício para os valores de fluxo estudados. Esse tipo de análise deverá produzir dados que poderão ser utilizados para o estudo de requisitos de desempenho de próteses valvares de pequenos diâmetros, não consideradas na norma ISO 5840.

Referências: [1] Choad EL. Atualização de sistema duplicador de pulsos para teste de próteses de válvulas cardíacas [dissertação]. Campinas: Universidade Estadual de Campinas; 2008. [2] Maizato MJS, Hayashida SA, Taniguchi FP, Higa OZ, Pitombo RNM, Cestari IA, Leirner AA, Stolf NAG. In Vitro and In Vivo Evaluation of Lyophilized Bioprosthetic Valve. *Artificial Organs*. 2011; 35:490–496. [3] Chew YT, Chew TC, Low HT, Lim WL. Techniques in the Determination of the Flow Effectiveness of Prosthetic Heart Valves. In: *Cardiovascular Techniques - Biomechanical Systems Techniques and Applications, Volume II*. New York: CRC Press; 2001. [4] Kuetting M, Sedaghat A, Utzenrath M, Sinning J, Schmitz C, Roggenkamp J, Werner N, Schmitz-Rode T, Steinseifer U. In vitro assessment of the influence of aortic annulus ovality on the hydrodynamic performance of self-expanding transcatheter heart valve prostheses. *Journal of Biomechanics*. 2014; 47:957–965. [5] Bazan O. Estudo experimental de escoamento pulsátil através de biopróteses valvulares cardíacas mitrais a partir do desenvolvimento de um simulador do lado esquerdo do coração [tese]. São Paulo: Universidade de São Paulo; 2014. [6] Gorlin RMD, Gorlin SGME. Hydraulic Formula for Calculation of the Area of the Stenotic Mitral Valve, other Cardiac Valves, and Central Circulatory Shunts. *American Heart Journal*. 1951;41.

Palavras-chave: Desempenho hidrodinâmico, simulador cardíaco, válvulas cardíacas artificiais, biopróteses valvares.

Agência Financiadora: FAPESP, CNPq

SÍNTESE E CARACTERIZAÇÃO DE HIDROXIAPATITA DOPADA COM ESTRÔNCIO

D. T. Gomes*, L. F. Rodrigues Jr.*, T. M. Volkmer** e L. A. L. Santos***

* Engenharia Biomédica – Centro Universitário Franciscano, Santa Maria, Brasil

** Engenharia de Materiais – Centro Universitário Franciscano, Santa Maria, Brasil

*** Engenharia de Materiais – Universidade Federal do Rio Grande do Sul, Porto Alegre, Brasil
e-mail: daniela.tgomes@unifra.edu.com

Introdução: A hidroxiapatita (HA) possui estrutura capaz de acomodar íons substituintes em todos os seus sítios iônicos. Dentre os substituintes do Ca^{2+} , o íon Sr^{2+} tem sido estudado de forma recorrente como um dos elementos dopantes capazes de controlar a atividade biológica de osteoblastos, melhorando o desempenho biológico dessas cerâmicas quando implantadas no corpo. Sendo o Sr^{2+} associado à diminuição da reabsorção óssea e aumento na proliferação e diferenciação dos osteoblastos [1]. Com o intuito de contribuir com os estudos nesta área o presente estudo tem como objetivo sintetizar e caracterizar hidroxiapatita dopada com 1%, 3% e 5% em mol de estrôncio e verificar as modificações na estrutura cristalina da HA em decorrência da adição de estrôncio.

Materiais e Métodos: As amostras de hidroxiapatita, puras e dopadas, foram sintetizadas pelo método de precipitação em meio aquoso numa reação ácido-base entre ácido fosfórico (H_3PO_4) e hidróxido de cálcio ($\text{Ca}(\text{OH})_2$) objetivando razão estequiométrica Ca/P igual a 1,67. A solução de H_3PO_4 foi adicionada lentamente (2,0mL/min) à solução de $\text{Ca}(\text{OH})_2$ a qual permaneceu imersa em banho térmico a 70°C, sob agitação constante de 150 rpm. O precipitado foi envelhecido por 24 horas, mantendo a temperatura inicial. Posteriormente as amostras foram filtradas, lavadas com água destilada e secas a 120°C por 12 horas. O material seco foi triturado manualmente e peneirado em peneira #325, abertura de 45 μm . A calcinação dos pós de HA ocorreu em forno Mufla com rampa de aquecimento de 5°C/min até 1000°C, com tempo de patamar de 60 min. Para a síntese da HA-Sr, as condições utilizadas foram as mesmas da síntese da HA não dopada, porém houve a adição do nitrato de estrôncio ($\text{Sr}(\text{NO}_3)_2$), como fonte de Sr^{2+} , em uma relação molar Ca-Sr de 1%, 3% e 5%. As amostras foram caracterizadas por difração de raios-X (DRX) em um Difratorômetro Bruker, modelo D2 Advance Brunker, com tubo de cobre (radiação $K\alpha = 1,5418 \text{ \AA}$). A velocidade de varredura do goniômetro foi de 0,02°/s, sendo o intervalo de varredura de 5° a 80°. Para o ensaio de FTIR fez-se uso de um espectrômetro Perkin-Elmer, modelo Spectro One, com faixa de trabalho entre 4000 a 400 cm^{-1} . Os pós sintetizados foram misturados em KBr e prensados na forma de pastilhas.

Resultados: A análise por difração de raios-X revelou que o método de síntese escolhido levou à obtenção de um fosfato de cálcio amorfo (FCA) para todas as composições de estrôncio adicionadas. Após o processo de calcinação a 1000°C por uma hora, o FCA transformou-se em duas fases: hidroxiapatita e na fase beta (β) do fosfato tricálcico (β -FTC) apenas para as composições de 1% e 3%, comportamento semelhante foi observado na literatura [2]. A formação da fase β -FTC pode ocorrer devido ao desbalanço estequiométrico causado pela adição dos íons de estrôncio. O tamanho de cristalito foi medido no pico correspondente ao plano cristalino de orientação (002) e verificou-se um tamanho médio de 45 nm para todas as amostras. Pela análise de FTIR identificou-se as bandas características ao agrupamento PO_4^{-3} nas regiões de 963 cm^{-1} (HASr1%), 962 cm^{-1} (HASr3%) e 962 cm^{-1} (HASr5%), em comparação com a HA (962 cm^{-1}), confirmando a presença da fase de hidroxiapatita. Quanto a amostra sem adição de estrôncio, o processo de síntese formou somente a fase hidroxiapatita, corroborando com a teoria que o Sr^{2+} atuou como um agente de desbalanço estequiométrico.

Conclusões: A metodologia para obtenção de HA-Sr foi bem-sucedida, visto que houve a comprovação por DRX e FTIR da fase hidroxiapatita nas três composições propostas. Contudo, as formulações com 1% e 3% apresentaram a formação de uma fase β -FTC, diferentemente da formulação com 5%.

Referências: [1] Silva, L. M. Estabilização estrutural de apatitas de cálcio e/ou estrôncio via co-substituições iônicas, 2014. 106 f. Dissertação (Mestrado em Engenharia de Materiais) – Universidade Federal de Sergipe, 2014. [2] Dourado, É. R. Preparação e Caracterização de Hidroxiapatita Nanoestruturada Dopada com Estrôncio. 2006. 128 f. Dissertação (Mestrado em Física) - Centro Brasileiro de Pesquisas Físicas. Rio De Janeiro, 2006.

Palavras-chave: Estrôncio, hidroxiapatita, dopagem, DRX, FTIR.

Agência Financiadora: Centro Universitário Franciscano.

DESENVOLVIMENTO DE FILMES INTELIGENTES UTILIZANDO COMPÓSITOS DE POLÍMEROS IÔNICOS E METAIS

O.L. Tashiro, Y.E.O. Silva, C.S.A. Lima e R. Yara

UFPE, Recife, Brasil
e-mail: ricardo.yara@gmail.com

Introdução: Os polímeros inteligentes são materiais capazes de realizar atividades programadas mediante estímulo químico e/ou físico. De acordo com as propriedades do material pode haver alterações cromáticas, de cristalinidade, dimensionais com consequente geração de movimento, entre outros [1]. Os compósitos de polímeros iônicos inteligentes e metais (IPMC) apresentam mecanismo de movimentação baseado em migração iônica dentro do filme polimérico, que ocorre entre dois eletrodos metálicos flexíveis. Ao ser aplicada uma tensão elétrica nos eletrodos do IPMC, os íons, e a água solvatada, são arrastados do cátodo ao ânodo, aumentando o volume no ânodo e fazendo com que o compósito se movimente [2]. O oposto ocorre quando é aplicada uma força mecânica sobre o IPMC produzindo uma diferença de potencial elétrico entre os eletrodos. De modo que, além de atuador, o material também funciona como gerador [3]. O objetivo deste trabalho é produzir um IPMC, através da formação de redes poliméricas semi-interpenetrantes (semi-IPN) [4] com uma nova combinação de polímeros inteligentes, de modo a gerar movimento de forma programada e repetitiva.

Materiais e Métodos: O semi-IPN foi produzido utilizando-se poli(4-estireno sulfonato de sódio) (PS4SS) e Poli(acrilamida) (PAAm). Preparou-se uma mistura contendo acrilamida e N,N'-metilenobisacrilamida, em seguida foi adicionada solução de PS4SS (10%) e solução de NaCl (2,74 M). Posteriormente foi adicionada à mistura uma solução de persulfato de sódio (10%) e ajustado o volume para 13 mL com água tipo I (ultrapura). Em seguida foi adicionado N,N,N',N'-Tetrametiletilenodiamina. Após obtenção da mistura, foi utilizado um conjunto composto por duas placas de vidro de 10 cm², espaçadores de 460 µm e uma base de silicone para a obtenção do filme polimérico. O filme foi obtido pela polimerização da acrilamida. O semi-IPN obtido foi cortado com dimensões de 1,5 x 7,5 cm, associado a folhas de alumínio e conectado a uma fonte de tensão elétrica com limite de 8,4 Vcc, para testes de movimentação. Após este teste, foi realizado um estímulo mecânico externo ao IPMC, para verificar sua ação como gerador, sendo aferidas as alterações na tensão elétrica. Paralelamente, foi aferido o teor de umidade das amostras em estufa a 1 20° C até massa constante. Foram produzidos filmes adicionais para verificar a movimentação com diferentes valores de umidade e espessuras. Posteriormente foi realizada leitura da tensão elétrica entre as duas faces do semi-IPN após aquecimento em apenas uma das faces, de modo gradativo, até alcançar 84° C. Os ensaios foram avaliados qualitativamente e documentados em fotos e vídeos.

Resultados: O semi-IPN foi obtido a partir de PS4SS e PAAm através da metodologia descrita. O IPMC produzido foi exposto à tensão elétrica, apresentando o movimento de dobra esperado (avaliação qualitativa), com a migração dos íons no sentido cátodo-ânodo. Os filmes de maior espessura movimentaram-se menos e mais lentamente que aqueles mais finos (avaliação qualitativa). Observou-se que o valor ideal de umidade para movimentação do IPMC corresponde a aproximadamente 70% da massa total do filme produzido, enquanto os filmes a 60% não apresentaram movimento nas mesmas condições, e os filmes com 80% de umidade apresentaram movimento mais lento e menor deflexão do material. Adicionalmente foi observado um aumento da tensão elétrica nos eletrodos no momento em que o IPMC foi submetido à deformação mecânica, revelando seu potencial como gerador, além de seu funcionamento como atuador. Ao ser aquecido, o semi-IPN apresentou um aumento gradual na Tensão elétrica aferida até alcançar o pico de 167 mV, na leitura realizada.

Conclusões: O IPMC apresentou boa capacidade de migração iônica demonstrando seu potencial como atuador. Faz-se necessário, realizar a caracterização física e química do material, além de outros testes de movimentação utilizando outros metais. Também será investigada a natureza do potencial do material como gerador elétrico tanto através de movimentação como de aquecimento.

Referências: [1] Dusek, K.; Advances in polymer science. Responsive gels: volume transitions II, vol 110 (1993). [2] Callister, W. D.; Fundamentos da ciência e engenharia de materiais: uma abordagem integrada. LTC (2006). [3] Shahinpoor, M. et al; Ionic polymer-metal composites (IPMCs) as biomimetic sensors, actuators and artificial muscles-a review. Smart materials and structures 7.6 (1998). [4] Susheel, K. Polymeric Hydrogels as Smart Biomaterials. Springer (2016).

Palavras-chave: IPMC, Atuador, Poli (4-estireno sulfonato de sódio), Poli-Acrilamida, Músculo Artificial.

Agência Financiadora: Não houve financiamento da pesquisa.

DESENVOLVIMENTO DE COMPÓSITOS DE QUITOSANA, BIOSILICATO® E IBUPROFENO VISANDO APLICAÇÃO COMO DRUG RELEASE

Juraski, AC*, Malmonge, SM* e Daguano, JKMF*

* Universidade Federal do ABC, SP, Brasil
e-mail: amanda.juraski@gmail.com

Introdução: Muitas vezes, a aplicação de um biomaterial se beneficia ou mesmo necessita de terapias farmacológicas concomitantes. A administração comum de fármacos tem as desvantagens de deixar o organismo exposto a eventos adversos sistêmicos, e ainda, parte da dose administrada pode ser perdida ao longo do trajeto no organismo até atingir o sítio patológico [1]. A técnica de *drug release* permite a liberação controlada e localizada de um fármaco, aumentando a eficiência da dose e diminuindo os efeitos sistêmicos. A liberação controlada de um fármaco através de biomateriais associa as vantagens da técnica de *drug release* com as vantagens já conhecidas dos biomateriais [1,2]. Compósitos baseados na associação de polímeros e vidros bioativos tem ganhado destaque dentre materiais aplicados à medicina, pois combinam o suporte biodegradável, biocompatível e flexível do polímero, com as propriedades mecânicas e de bioatividade dos vidros bioativos [3]. Este trabalho tem por finalidade o desenvolvimento e a caracterização de membranas de quitosana e Biosilicato® associadas à ibuprofeno, um anti-inflamatório, analgésico e antipirético altamente difundido, a fim de avaliar a biofuncionalidade do compósito associado ao fármaco.

Materiais e Métodos: Utilizou-se a técnica de evaporação de solvente para a obtenção de membranas a partir de solução com 2,5% quitosana (m/v) em solução aquosa de 1% ácido acético (v/v). Nessa solução foi adicionado o ibuprofeno solubilizado em etanol na concentração de 10 mg/mL. A solução resultante foi vertida em placa de Petri e armazenada em estufa a 37°C por 24 horas para evaporação do solvente. Após esta etapa, as membranas foram reticuladas com solução de NaOH 0,1 M, e então lavadas com água destilada, e novamente armazenadas em estufa a 37°C por 24 horas. As características morfológicas das membranas foram observadas ao estereomicroscópio (Physis, modelo SZ40), e sua composição foi avaliada por FTIR (Perkin Elmer, modelo Frontier Single & Dual Range). Os próximos passos serão a obtenção de membranas de compósito de quitosana e ibuprofeno com a inserção do biosilicato®, e posterior caracterização quanto à bioatividade, intumescimento e liberação *in vitro* do fármaco com avaliação por espectroscopia de UV-VIS.

Resultados: As micrografias das membranas de quitosana e fármaco mostraram que o ibuprofeno e excipientes ficaram dispersos no material, com regiões de cristalização. A análise composicional mostrou os picos característicos da quitosana – na região do 1350 cm⁻¹ e 1280 cm⁻¹, referente as ligações C-H e C-H-O respectivamente. A literatura indica que o pico referentes ao ibuprofeno se encontram na região do 1721 cm⁻¹ [4], referente ao princípio ativo do ibuprofeno. Esse pico foi observado no espectro do compósito, indicando que o fármaco não reagiu com a quitosana e o compósito é viável.

Conclusões: A técnica adotada neste trabalho para a incorporação do fármaco comercial apresentou algumas dificuldades, tais como a separação do princípio ativo dos excipientes e a homogeneidade na dispersão do fármaco pela extensão da membrana. Como não há relatos na literatura referentes à adição de fármacos ao compósito quitosana e Biosilicato®, é de interesse estudar diferentes formas de incorporação do fármaco e preparo das membranas. Ainda, avaliar a influência da inserção do fármaco na bioatividade do compósito e o comportamento de liberação da droga durante ensaios de drug release *in vitro*.

Referências: [1] Perry J, Martin C, Stewart J. (2011), *Drug-Delivery Strategies by Using Template Synthesized Nanotubes*. Chem. Eur. J. 17: p. 6296 – 6302. [2] Rámila A, et al. (2003), *Drug Release and In Vitro Assays of Bioactive Polymer/Glass Mixtures*. J. Sol-Gel Science and Tech. 26: p. 1195 – 1198. [3] Santos, L. R. et al. (2016). Patente: Privilégio De Inovação. Número Do Registro: Br1020160022240, Título: "Compósitos Biomiméticos Compreendendo Alto Teor De Carga À Base De Quitosana E Biocerâmica, Processo Para Preparação Dos Ditos Compósitos E Seu Uso Em Engenharia De Tecidos". Instituição De Registro: INPI - Instituto Nacional Da Propriedade Industrial. [4] Vieira A, Badshah S, Airoidi C. (2013), *Ibuprofen-loaded chitosan and chemically modified chitosan – Release features from tablete and film forms*. Inter. Bio. Macromol. 52: p. 107 – 115.

Palavras-chave: biomateriais, quitosana, vidros bioativos, drug release.

Agência Financiadora: Universidade Federal do ABC.

ENSAIOS DE CITOTOXICIDADE *IN VITRO*: COMPARAÇÃO DOS MÉTODOS DE CONTATO DIRETO E POR EXTRATO

A. O. Masson* e C. B. Lombello*

*Universidade Federal do ABC, Santo André, Brasil

e-mail: anand.masson@gmail.com

Introdução: Segundo norma ABNT NBR ISO 10993:1(2013) [1], ensaios de citotoxicidade são mandatórios para todas as categorias de produtos para saúde, independentemente do tipo de interação e duração de contato com o corpo. O efeito tóxico desses materiais, ou sua influência sobre a função e viabilidade celular pode ser caracterizado através da avaliação morfológica, de proliferação e dano celular após contato direto, indireto ou por extrato [2]. A citotoxicidade pode ser estimada *in vitro* por meio de diferentes metodologias [3,4]. Porém, não há uma metodologia adequada para avaliação de todo e qualquer material, o que torna o entendimento das já existentes importante, para que o pesquisador possa aplicar o método que resultará na resposta de maior confiabilidade quanto à presença de possíveis elementos citotóxicos [3,4]. Esse estudo busca, portanto, analisar comparativamente ensaios de citotoxicidade de contato direto e por extrato, segundo sua sensibilidade e especificidade.

Materiais e Métodos: Os ensaios de citotoxicidade de contato direto e por extrato foram realizados segundo norma ISO 10993:5(2009), utilizando linhagem Vero (CCIAL057) e materiais de referência citotóxicos e não citotóxicos, látex de borracha natural (elástico ortodôntico, *Morelli*) e papel de filtro (*Unifil*), respectivamente. A linhagem celular sem exposição aos materiais serviu como controle de morfologia e proliferação. Após 24 horas do inóculo celular em placas de cultura, as monocamadas foram expostas aos materiais ou seus respectivos extratos. Os extratos foram obtidos por incubação das amostras em mesmo meio de cultivo a 37°C por 24 horas, conforme diretrizes da ISO 10993:12 (2012) [5]. Todas as amostras foram previamente esterilizadas em autoclave (SP205-13, *Sppencer*) a 121°C por 20 min. A avaliação de citotoxicidade ocorreu após 24 horas do contato com material ou extrato. As variáveis analisadas foram: morfologia, densidade e viabilidade celular. A morfologia foi avaliada ao microscópio de luz (*Axio Vert.A1, Zeiss*) por contraste de fase e após fixação em glutaraldeído e coloração em azul de toluidina. As condições morfológicas foram caracterizadas segundo grau de reatividade, em uma escala crescente de 0-4, e grau maior que 2 considerado como efeito citotóxico [2]. Já a densidade celular e viabilidade celular foram avaliadas qualitativamente por inspeção e quantitativamente pela técnica de exclusão de azul de tripan. As células viáveis e não viáveis (coradas) foram contadas em câmara de Neubauer para obtenção da porcentagem de viabilidade celular, bem como da densidade celular para caracterização da proliferação. A redução da viabilidade e/ou densidade celular $\geq 30\%$ foi considerada como efeito citotóxico [2]. Os ensaios foram comparados por meio de tabelas de contingência, e a sensibilidade e especificidade determinada segundo ocorrência de falsos positivos e falsos negativos.

Resultados: As monocamadas celulares submetidas ao contato direto com a amostra de referência não citotóxica, ou seu extrato, apresentaram morfologia e densidade celular análoga a do controle (apenas células), apresentando viabilidade $\geq 95\%$ e grau de reatividade ≤ 1 . Na referência citotóxica, as monocamadas foram parcial ou completamente destruídas, apresentando células arredondas e lisadas, sendo atribuído grau de reatividade 3 para o contato direto e 4 no por extrato. Valores de viabilidade celular calculados pela razão entre células viáveis e inviáveis foram discordantes.

Conclusões: Para a referência citotóxica, o efeito sobre as células foi distinto entre ensaios, sendo mais pronunciado para o ensaio por extrato, e esse de maior sensibilidade. Além disso, o ensaio por contato direto apresentou maior variabilidade entre os dados de densidade celular para ambos os materiais de referência utilizados. Os ensaios por contato direto ao material ou ao seu extrato mostraram melhor sensibilidade e especificidade, quando analisadas segundo parâmetros de morfologia e densidade celular resultante, do que em contagem com azul de tripan segundo parâmetro de viabilidade celular. Acredita-se que a discordância nos dados de viabilidade para a referência citotóxica, tenha ocorrido porque as células inviáveis foram eliminadas na etapa de remoção do meio durante procedimento de contagem e apenas as poucas células ainda aderidas compuseram o cálculo.

Referências: [1] *ABNT NBR ISO 10993-1: Avaliação biológica de produtos para a saúde*, 2013. 23p. [2] *ISO 10993-5: Biological evaluation of medical devices-Part 5: Tests for in vitro cytotoxicity*, 2009. 24p. [3] Li, W. et al. (2015) *Study of the in vitro cytotoxicity testing of medical devices*. Biomed Rep, 3: p.617–620. [4] Rach, J. et al. (2013) *Importance of material evaluation prior to the construction of devices for in vitro techniques*. Exp Toxicol Pathol, 65: p.973-978. [5] *ISO 10993-12: Biological evaluation of medical devices-Part 12: Sample preparation and reference materials*, 2012. 20p.

Palavras-chave: Biomateriais, Citotoxicidade, Técnicas de Cultura Celular.

Agência Financiadora: CAPES.

ESTUDO DA AÇÃO ANTIMICROBIANA DE FILME DE SiC-TiO₂ PRODUZIDO POR IRRADIAÇÃO À LASER

A. A. Vieira^{*}, T. B. Santos^{*}, P.A. Radi^{*,**}, A.C.O.C. Dori^{*}, G. Vasconcelos^{***}, R. S. Pessoa^{*,**}, H. S. Maciel^{*,**}, S.A. Silva^{***} e L. Vieira^{*,**}

^{*} Universidade do Vale do Paraíba, São José dos Campos - SP, Brasil

^{**} Instituto Tecnológico de Aeronáutica, São José dos Campos - SP, Brasil

^{***} Instituto de Estudos Avançados, São José dos Campos - SP, Brasil

e-mail: angela.1002@hotmail.com

Introdução: O Carbetto de Silício (SiC) vem sendo estudado devido suas propriedades, que o qualificam para aplicações na área de biomédica, espacial e microeletrônica como por exemplo: alta resistência, alta dureza, biocompatibilidade, resistência à altas temperaturas, entre outras propriedades físico-químicas[1][2]. Existem vários métodos de tratamento de superfície para obtenção deste filme, entre esses métodos a irradiação à laser ou *laser cladding*, tem se mostrado uma técnica promissora e é baseada na dispersão do pó precursor do filme sobre o substrato seguida por sua irradiação à laser criando uma forte ligação metalúrgica entre o filme e o substrato[3][4]. Este processo é rápido, automatizado e realizado em atmosfera ambiente. A *Escherichia coli* é um dos micro-organismos mais frequentemente envolvidos em contaminação hospitalar e de água potável, por ser um contaminante fecal [5]. Neste trabalho, foram estudadas amostras de aço inox 316L recobertas por *laser cladding* utilizando como pó precursor o SiC contendo nanopartículas de TiO₂ (SiC-TiO₂) e avaliado sua ação antimicrobiana.

Materiais e Métodos: As amostras de aço inox 316L com dimensões de 20x20x4,5 mm foram lixadas com lixas d'água com as seguintes numerações, 280, 400 e 600, respectivamente. As amostras foram submetidas à limpeza em banho ultrassom por 15 minutos utilizando água, detergente e acetona, respectivamente. Após a limpeza, as amostras foram pulverizadas com o pó de SiC-TiO₂, utilizando uma pistola pneumática e após a evaporação do álcool da superfície as amostras foram irradiadas utilizando laser de 125W, diâmetro de feixe de 0,18 mm, com 40% de sua potência e com velocidade de passada de 1000 mm/s. Essas condições de velocidade e potência de irradiação foram utilizadas, pois permitiram a produção de um filme uniforme e preservaram as características do pó precursor. Foram realizadas análises por espectroscopia de dispersão de Raios-X, espalhamento Raman, infravermelho por transformada de Fourier, microscopia eletrônico de varredura, e perfilometria óptica. Para avaliação da ação antimicrobiana do filme foi adaptada a metodologia utilizada por Privitera e colaboradores (2015)[6] utilizando inóculo de bactéria *Escherichia coli* ATCC 10799 sobre substrato metálico recoberto com o filme e exposto à luz UV por 30 minutos. As unidades formadoras de colônias foram contabilizadas após 24 horas e calculada a taxa de redução da *E. coli*.

Resultados: A técnica do *laser cladding* permitiu a obtenção de um filme uniforme e com rugosidade $2,42 \pm 0,61 \mu\text{m}$. A atividade antimicrobiana do filme foi testada medindo a taxa de redução de *E.coli* com e sem a exposição do filme a luz UV. Após 30 min de exposição do filme à luz UV houve uma redução de 100% da contaminação, sendo portanto um resultado satisfatório com o período de tratamento avaliado. A análise por EDX mostrou que o filme obtido contém 0,11% de Ti em porcentagem atômica.

Conclusões: A presença de nano partículas de TiO₂ no filme foi demonstrada pelos resultados obtidos no EDX e também na espectroscopia Raman. Após a exposição por 30 min sob a luz UV houve a eliminação da contaminação por *E. coli*. Outros ensaios serão realizados com menor tempo de exposição para determinação do tempo mínimo de exposição necessário para a redução total da contaminação, visando a otimização do processo.

Referências: [1] W. Daves, A. Krauss, N. Behnel, V. Häublein, A. Bauer, and L. Frey, "Amorphous silicon carbide thin films (a-SiC:H) deposited by plasma-enhanced chemical vapor deposition as protective coatings for harsh environment applications," *Thin Solid Films*, vol. 519, no. 18, pp. 5892–5898, Jul. 2011. [2] C. R. Wronski, E. Materials, and H. A. Silicon, "Amorphous silicon technology: coming of age," *Sol. Energy*, pp. 373–379, 1994. [3] A. Contin, G. De Vasconcelos, D. Maciel, R. Alves, V. J. Trava-airoldi, and E. José, "Diamond & Related Materials Laser cladding of SiC multilayers for diamond deposition on steel substrates," *Diam. Relat. Mater.*, vol. 65, pp. 105–114, 2016. [4] A. Zani, D. Dellasega, V. Russo, and M. Passoni, "Ultra-low density carbon foams produced by pulsed laser deposition," *Carbon N. Y.*, vol. 56, pp. 358–365, 2013. [5] E. W. Rice, R. J. Karlin, and M. J. Allen, "Escherichia coli: the best biological drinking water indicator for public health protection," 2000. [6] V. Privitera, "Photocatalytic and antibacterial properties of titanium dioxide flat film," no. May 2016, 2015.

Palavras-chave: Filme de SiC-TiO₂, laser cladding, *Escherichia coli*.

Agência Financiadora: Capes

EFEITO FOTOCATALÍTICO E ANTIBACTERICIDA DE RECOBRIMENTOS NANOESTRUTURADOS DE DIÓXIDO DE TITÂNIO

R.C. Gonçalves¹, A.C.O.C. Doria¹, J.S.B. Lima¹, V.P. Santos¹, H.S. Maciel^{1,2}, R.S.Pessoa^{1,2}

¹Universidade do Vale do Paraíba/IP&D/Laboratório de Biotecnologia e Plasmas Elétricos, São José dos Campos, SP, Brasil.

²Instituto Tecnológico de Aeronáutica/Departamento de Física, São José dos Campos, SP, Brasil.
E-mail: rachelgoncalves94@gmail.com

Introdução: O dióxido de titânio (TiO₂) é um fotocatalisador com a capacidade conhecida para oxidar uma vasta gama de contaminantes orgânicos, bem como para destruir células microbianas [1]. Porém ele apresenta algumas limitações, em especial devido à baixa área superficial. Uma alternativa é a síntese de nanoestruturas como filmes finos com nanoporos ou com elevada rugosidade, nanotubos, nanofibras, etc. Nanoestruturas antimicrobianas com base no TiO₂ têm sido investigadas ativamente nos últimos anos [1]. Elas têm um amplo espectro de atividade contra microrganismos, incluindo bactérias Gram-negativas e positivas e fungos, o que é de particular importância para as estirpes resistentes a múltiplas drogas [2]. Neste trabalho recobrimentos nanoestruturados de TiO₂ na forma de filme fino nanoestruturado e de nanotubos foram crescidos por deposição por camada atômica e anodização, respectivamente. Foram realizados testes de fotoatividade e de atividade antibactericida visando discutir o efeito da nanoestrutura e da orientação cristalina do material.

Materiais e Métodos: Filmes finos de TiO₂ foram crescidos sobre silício (100) pela técnica de deposição por camada atômica em diferentes temperaturas de processo (100-400°C). Nanotubos de TiO₂ foram crescidos sobre titânio (99% pureza) utilizando a técnica de anodização utilizando uma solução de etileno glicol e NH₄F em temperatura ambiente e tensão de processo da ordem de 50 V. Os materiais foram analisados quanto sua estrutura e morfologia através das técnicas de difratometria de raios-x e microscopia eletrônica de varredura. Quanto a atividade fotocatalítica foi avaliada o efeito do material na degradação dos componentes orgânicos do azul de metileno em água sob radiação ultravioleta (UV) com uma irradiância de 11 W/m² durante o período de 2 h. A técnica de espectrofotometria foi utilizada para medir a absorvância da solução e através da lei de Lambert-Beer determinar a respectiva concentração. A atividade antibacteriana foi mensurada realizando o seguinte procedimento: foram preparadas suspensões bacterianas de *Escherichia coli*, na concentração de 10⁶ UFC/ml em solução fisiológica. Substratos de TiO₂ de 1 cm² foram expostos a 100 µl da suspensão bacteriana previamente preparada e submetidos a luz UV por 1 h. As amostras tratadas e não tratadas foram lavadas com solução fisiológicas e cerca de 100 µl dessa solução foi semeada em LB ágar e incubada a 37°C por 24 h. Posteriormente, realizou-se a contagem das unidades formadoras de colônia e determinação do percentual de redução.

Resultados: Filmes de TiO₂ foram obtidos nas fases amorfa e anatase com rugosidades médias entre 1 a 10 nm. A análise fotocatalítica indicou uma redução da concentração de azul de metileno em até 40% para filmes na fase anatase (sintetizados em temperaturas entre 250-400°C). Por outro lado, nanotubos de TiO₂ foram crescidos com um comprimento da ordem de 10 µm e diâmetro na ordem de 100-300 nm. Os nanotubos foram sinterizados em uma temperatura de 350 °C de modo a convertê-los para fase anatase, visando o aumento do poder fotocatalítico. Análises com azul de metileno indicaram uma fotodegradação da ordem de 60% durante o período de exposição UV de 2 h. A análise antibacteriana mostrou uma diminuição da concentração de *E. coli* de 40% para o filme fino e de 50% para os nanotubos de TiO₂.

Conclusões: Conclui-se que o processo fotocatalítico de antibacteriano depende fortemente da estrutura e da morfologia do material TiO₂. Apesar da melhor eficiência dos nanotubos de TiO₂, sua síntese em superfícies isolantes não é possível, impedindo o uso da técnica para recobrir materiais poliméricos como poliuretano e PVC, de uso frequente em materiais hospitalares. Assim, é recomendado o uso de filmes finos de TiO₂ otimizados para recobrimentos em tais materiais.

Referências: [1] R. S. Pessoa, M. A. Fraga, L. V. Santos, M. Massi, H. S. Maciel. Nanostructured thin films based on TiO₂ and/or SiC for use in photoelectrochemical cells: A review of the material characteristics, synthesis and recent applications. *Materials Science in Semiconductor Processing*, v. 29, p. 56-68, 2015.

[2] V. Scuderi, M.A. Buccheri, G. Impellizzeri, A. Di Mauro, G. Rappazzo, K. Bergum, B. G. Svensson, V. Privitera, Photocatalytic and antibacterial properties of titanium dioxide flat film, *Materials Science in Semiconductor Processing* v. 42, p. 32-35, 2016.

Palavras-chave: Dióxido de titânio, Filmes finos, Nanotubos, *Escherichia coli*.

Agência Financiadora: Este trabalho foi apoiado por CNPq-MCT / FAPESP - PRONEX USP- ITA - UNIVAP (projeto nº 2011 / 50773-0), MCTI / CNPq / Universal (projeto nº 459688/2014 6) e FAPESP (projeto nº 2015 / 10876-6).

DEVELOPMENT OF A TOOL FOR “REAL TIME” OPEN-SOURCE VIDEO RECORDING AND ANN-BASED DETECTION OF ANIMAL BEHAVIOR

João A. Marcolan^{*}, Marcela G. Crozara^{*} and J. Marino-Neto^{*}

^{*}Instituto de Engenharia Biomédica, EEL/CTC, UFSC, Florianópolis, Brasil
e-mail: j.marcolan@posgrad.ufsc.br

Introduction: Animal behavior is a biological signal that is crucial for assessing the effects of experimental manipulations in laboratory animals. [1] When obtained by human observers, these data are vulnerable to the influence of previous experience, awareness and attention, resulting in poor precision in the recordings. Efforts to automate this process have been made [2]: one of the approaches to optimize the behavior analysis is the use of computer vision concepts along the artificial neural networks (ANN) in an offline processing. These methods have better performance than manual methods at categorizing animal behavior [1]. For some behavioral analyses (e.g., operant conditioning), the contingency between a given animal's behavior and a consequent environmental change (e.g., reinforcement) must be minimal to produce effective associative learning, demanding the processing to be fast (below to 100 ms). This work aims to develop a fast behavioral classifier, attached as module of our previously developed software for behavioral analysis (Ethowatcher, [1], available at <http://www.ethowatcher.ufsc.br/>) and suited to process and recognize video images of behaving animals in less than 100 ms. Such a tool is aimed to allow for the development of a machine-operated conditioning device for animal experimentation, and to react to them by operating external tools, using supervised ANN, parallel processing and computer vision techniques employing the OpenCV 2.4.11 library.

Materials and Methods: The software was developed with the QT open-source platform (standard library of the C++ language, QT and OpenCV). It was divided into 6 classes implemented as to create modules that run concurrently. The modules include 1) acquisition, 2) image processing, 3) display, 4) recording of the morpho-kinetic data, 5) ANN and 6) Output. Each of these modules runs on different threads. The acquisition module obtains an image series from a webcam, send it to module of image processing, and finally save this video file in Audio Video Interleave (.AVI) format. The image processing module obtains kinematic and morphological data (e.g., velocity/size of the animal) using background extraction. This module also sends the morpho-kinetic data to the ANN, display and recording modules. The display module shows graphically some of the processed parameters (e.g., image with the track of the animal) and their numeric values. The recording module receives the morpho-kinematic data and writes them to a comma-separated values file (CSV). The ANN module processes the morpho-kinematic data by a Multilayer Perceptron (MLP) previously trained by the user. The result is a MLP signal sent to the output module, that operates animal's environment.

Results: To date, the implemented modules were video acquisition/recording, processing and display, as well as an user-friendly interface to open, identify and process the video files. We tested the processing time of these modules in 2 steps: 1) Into the algorithm we have introduced time mark in the beginning and end of acquisition/recording, processing and display modules. The time marks are clock pulses with time resolution of 1ms generated by standard C++ library and a microcontroller Intel Core i5-2400 CPU @ 3.10GHz 2). The software acquire 9000 frames (during 300s) from the webcam (Lifecam HD3000) and recorded at a 30 frames per second rate. 2) By this test, we observed a mean delay of 68ms between the acquisition of the last video frame and the exhibition of morpho-kinematic data related to this frame by the display module.

Conclusions: These tests indicate that the program is able to reliably record, show and process for morpho-kinetic data in less than 100 ms, suitable for a machine-operated conditioning device for animal experimentation. Next steps include the development of tools to test different ANNs to (using the results of image processing as inputs) whose outputs will actuate in the animals environment, according with the recorded behavior.

References: [1] CRISPIM JUNIOR, C. F et al. ETHOWATCHER: validation of a tool for behavioral and video-tracking analysis in laboratory animals. *Computers in Biology and Medicine*, v. 42, 2012, p. 257–264. [2] Canena, A.C. Redes neurais artificiais dinâmicas aplicadas a detecção autônoma de eventos. 2012. 99f. Thesis (Master's Thesis) – Universidade Federal de Santa Catarina, 2012.

Keywords: Ethology, Artificial Neural Networks, OpenCV, QT, Parallel Processing, Real Time.

Funding Agency: CNPq, Capes

EFEITO DA DIETA HIPERLIPÍDICA NAS PROPRIEDADES MECÂNICAS DE OSSOS SUBMETIDOS À OSTEOTOMIA

J. S. Yamanaka*, B. L. Carlos*, B. B. Brancalion*, G. R. Yanagihara*, A. P. Macedo** e A. C., Shimano*

* Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo, Ribeirão Preto/SP, Brasil

** Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo, Ribeirão Preto/SP, Brasil

e-mail: jsy_suzuki@hotmail.com

Introdução: A nutrição é importante para a manutenção da saúde, no entanto são crescentes os hábitos alimentares irregulares. Lipídios são componentes comuns da alimentação, porém sua ingestão excessiva pode afetar o equilíbrio ósseo. Sabendo que o reparo ósseo consiste na restauração da função biomecânica do osso, o objetivo deste estudo é investigar a influência de uma dieta hiperlipídica nas propriedades mecânicas de ossos submetidos à osteotomia.

Materiais e Métodos: Foi realizado um estudo experimental aprovado pela Comissão de Ética no Uso de Animais da Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto/USP, nº 15/2015. Foram utilizadas dezesseis ratas da raça Wistar, distribuídas em dois grupos (n=8), sendo: animais submetidos à dieta padrão (DPO) e animais submetidos à dieta hiperlipídica (DHO). A dieta, pertinente a cada grupo, foi ofertada durante 5 semanas após o desmame dos animais. Na 3ª semana desse período os animais foram submetidos a procedimento cirúrgico de osteotomia na tibia esquerda, a fim de criar uma falha óssea e acompanhar o processo de consolidação. Após 14 dias de pós-operatório os animais foram submetidos à eutanásia, e a tibia esquerda de cada animal foi dissecada. As propriedades analisadas foram densidade mineral óssea, por meio de absorptometria radiológica de dupla energia e, força máxima e rigidez, por meio de ensaio mecânico de flexão de três pontos das tíbias. Foi aplicado o teste estatístico *T-student* e adotado nível de significância de 5% para análise dos dados.

Resultados: Não houve diferença estatística significativa na densidade mineral óssea na comparação entre os grupos. A força máxima suportada pelo grupo DPO foi superior ao grupo DHO ($p=0,04$), com média de $(38,65 \pm 9,90)$ N no grupo DPO e de $(30,22 \pm 3,63)$ N no grupo DHO. A rigidez também foi superior no grupo DPO, com média de $(65,74 \pm 10,02)$ N/mm, quando comparado ao grupo DHO, com média de $(54,61 \pm 6,66)$ N/mm, ($p=0,02$).

Conclusões: Os dados parciais sugerem que a dieta hiperlipídica influencia negativamente nas propriedades mecânicas das tíbias submetidas à osteotomia. Esses dados evidenciam a ideia de que, apesar do aumento da carga mecânica na estrutura esquelética, a ingestão de gordura acarreta redução da qualidade do osso e afeta o reparo ósseo [1]. Esse fato pode ser explicado pela existência de um progenitor comum entre osteoblastos e adipócitos, que, na presença de fatores como a ingestão calórica excessiva pode favorecer a adipogênese, suprimindo então a osteogênese, além de causar alteração de fatores biológicos que exercem papel influente na atividade osteoblástica e osteoclástica [2].

Referências: [1] Greco, E.A., Lenzi, A., Migliaccio, S. (2015). The obesity of bone. *Ther Adv Endocrinol Metab*, 6(6), p. 273–286. [2] Aubin, J.E. (1998). Bone stem cells. *J Cell Biochem Suppl*, 30-31, p. 73–82.

Palavras-chave: Dieta Hiperlipídica; Osso; Consolidação da Fratura; Osteotomia.

Agência Financiadora: CAPES.

UM SISTEMA DE CÓDIGO ABERTO PARA REGISTRO E ANÁLISE DE DADOS COMPORTAMENTAIS CATEGÓRICOS E CINEMÁTICOS EM ANIMAIS DE LABORATÓRIO

M. G. N. Crozara*, J. A. Marcolan* e J. Marino-Neto*

*Instituto de Engenharia Biomédica da Universidade Federal de Santa Catarina,
Florianópolis, Brasil
E-mail: marcela.crozara@ieb.ufsc.br

Introdução: Análises quantitativas do comportamento animal são cruciais em diversas áreas da neurobiologia, psicofarmacologia, psicologia e ecologia [1]. O registro das atividades comportamentais pode ser feito de maneira indireta utilizando vídeos, o que permite uma abordagem mais objetiva de experimentos através de processamento de imagens digitais [2]. Essa abordagem contempla a extração de características cinemáticas e morfológicas por métodos de vídeo-rastreamento [3]. O ETHOWATCHER® é um software desenvolvido em nosso laboratório (distribuído gratuitamente à comunidade científica), para realização de análises comportamentais em tempo real e por vídeo, disponibilizando ferramentas de rastreamento e registro de descritores categóricos e cinemáticos do comportamento [4]. As limitações deste software incluem seu desenvolvimento em uma plataforma proprietária, a dificuldade de selecionar apenas uma área de interesse da arena para análise, o formato e a resolução de vídeo serem únicos e fixos, com baixa compatibilidade com formatos de vídeos disponíveis no mercado. Em função da grande adesão da comunidade científica a essa ferramenta, este trabalho propõe reestruturar este software usando uma plataforma de código aberto e sanando as suas fragilidades acima descritas, validando-o em testes experimentais simulados (utilizando vídeos com objetos alvos inanimados que simulam a atividade do animal em uma arena).

Materiais e Métodos: O sistema foi desenvolvido em linguagem C++. Como suporte para esse desenvolvimento, foram utilizados a plataforma de programação QT Creator 5.3 e o conjunto de bibliotecas OpenCV 2.4.11, possibilitando um maior potencial de processamento de imagens e rastreamento de objetos para o ETHOWATCHER®, além de viabilizar a construção de um sistema livre, gratuito e de código aberto para a comunidade. As etapas para desenvolvimento da nova versão do *software*, foram 1) levantamento dos fluxogramas de navegação do sistema, 2) reestruturação das interfaces e 3) implementação de novas ferramentas para o processamento e rastreamento de imagens baseado na segmentação por extração do plano de fundo. Para os testes de validação do *software*, foram feitos vídeos utilizando como objeto alvo bolas de isopor de tamanhos diferentes, objetos geométricos e um relógio analógico de ponteiros, com o objetivo de validar o rastreamento a partir da estabilidade dos objetos parados, do cálculo do centro de massa, da distância percorrida e da variação angular. Para filmar os vídeos, utilizou-se a *webcam* Lifecam HD-3000 da Microsoft.

Resultados: O resultado parcial do trabalho foi o desenvolvimento do software na plataforma QT Creator. A partir dos fluxogramas elaborados, foram reestruturadas quatro interfaces que compõem o sistema: ajuste dos parâmetros da análise, seleção ou criação do catálogo comportamental, calibração e análise etográfica. Foram implementados a abertura de novos formatos e resoluções de vídeo e a seleção de múltiplas áreas de interesse na arena em uma análise comportamental.

Conclusões: Até a etapa atual do projeto, é possível concluir que utilizar as bibliotecas OpenCV foi uma escolha positiva para a implementação das novas ferramentas propostas para o ETHOWATCHER®. A OpenCV é um conjunto de bibliotecas bastante ricas para processamento de imagens e rastreamento de objetos e a manipulação de suas funções é consideravelmente simples para o programador, o que facilita o desenvolvimento dos códigos. Além disso, foram superadas as seguintes fragilidades da versão anterior do *software*: selecionar apenas uma área de interesse da arena para análise; resolução de vídeo fixa em um único tamanho; e baixa compatibilidade com formatos de vídeos.

Referências: [1] SIQUEIRA, L. O.; FERRARI, E. A. D. M.; MAIA, J. M. Sistema automático de análise comportamental em pombos. Revista Brasileira de Engenharia Biomédica, v. 22, n. 2, agosto 2006, p. 93-105. [2] KULIKOV, A. V. et al. Automated analysis of antidepressants' effect in the forced swim test. Journal of Neuroscience Methods, v. 191, n. 1, 2010, p. 26-31. [3] BENJAMINI, Y. et al. Ten ways to improve the quality of descriptions of whole-animal movement. Neurosci. Biobehav. Rev., v. 34, n. 8, 2010, p. 1351-65. [4] CRISPIM JUNIOR, C. F. et al. ETHOWATCHER: validation of a tool for behavioral and video-tracking analysis in laboratory animals. Computers in Biology and Medicine, v. 42, 2012, p. 257-264.

Palavras-chave: comportamento animal, descritores cinemáticos, processamento de imagens, rastreamento por vídeo.

Agência Financiadora: CNPQ, Capes.

ATRASO ELETROMECAÂNICO EM CÃO COM LESÃO MEDULAR ASSOCIADO COM CÉLULAS-TRONCO E ESTIMULAÇÃO ELÉTRICA

L. M. Santos Magri*, A. S. Botelho**, F. S. Bach***, C. L. K. Rebellato***, L. Fracaro***, F. Y. I. Fragoso***, J. A. Villanova JR*** e E. Krueger*****

*PPGEB/Universidade Tecnológica Federal do Paraná, Curitiba, Brasil

**Universidade Federal do Paraná, Curitiba, Brasil

***Pontifícia Universidade Católica do Paraná, Curitiba, Brasil

****Universidade Estadual de Londrina, Londrina, Brasil

e-mail: lidiane.moreira5@gmail.com

Introdução: Lesão medular (LM) pode ser classificada como um distúrbio neurológico que afeta a função motora e sensorial abaixo do nível da lesão [1]. A aplicação da estimulação elétrica (EE) no tecido neuromuscular gera movimento artificial e pode desenvolver em longo prazo melhora na plasticidade neuronal [2]. Experimentos envolvendo células-tronco no tratamento de LM têm sido explorados de forma exponencial nos últimos anos [3]. O atraso eletromecânico (AEM) é definido como o tempo decorrido entre o início da ativação elétrica muscular e o início da produção de força [4]. O objetivo do estudo foi avaliar o AEM no músculo vasto lateral após os procedimentos de descompressão cirúrgica associada ao transplante de células-tronco e estimulação elétrica em um cão com lesão medular.

Materiais e Métodos: Este trabalho foi aprovado pela comissão de ética no uso de animais da Universidade Tecnológica Federal do Paraná de acordo com protocolo de número 2015 – 016. O estudo preliminar foi realizado com um cão diagnosticado com lesão medular toracolombar grau 4 em escala de 1 a 5 (grau mais severo), seguida por hérnia de disco entre os segmentos vertebrais L1 e L2. O paciente foi avaliado pré e pós procedimentos com intervalo de um mês utilizando eletromiografia e mecânomiografia, com eletrodos do tipo agulha de acupuntura (descartáveis). Após o procedimento de descompressão cirúrgica, realizou-se transplante de células-tronco retiradas de tecido adiposo e transplantadas no espaço epidural na quantidade de $1,2 \times 10^6$ células/50 μ L, com volume de 10 μ L/min e após a injeção dos 50 μ L, a agulha foi mantida no espaço epidural durante cinco minutos para evitar qualquer refluxo. Em sequência, foi realizada estimulação elétrica em nível subsensorial (μ A) com tensão média de 30 mV com frequência portadora monofásica funcional de 1 kHz com aproximadamente 15% do ciclo de trabalho, e para cada frequência modulada com 5min de aplicação, teve a seguinte ordem: 5Hz, 10Hz, 15Hz e 20Hz. Os eletrodos da estimulação elétrica foram do tipo agulha de acupuntura (descartáveis) para reduzir a impedância do tecido para menos de $1k\Omega$ com alta densidade de corrente, posicionados no espaço interespinhoso, acima e abaixo do local do transplante das células-tronco, com o cátodo na posição distal por 20min para evitar qualquer efeito oxidativo do eletrodo de agulha sobre o animal.

Resultados: Como resultado, observou-se diminuição no intervalo de tempo entre o estímulo elétrico e a produção de força de 8,25ms para 5,75ms mostrando uma redução no atraso eletromecânico. O paciente voltou a andar em aproximadamente 7 dias após os procedimentos realizados.

Conclusão: O atraso eletromecânico fornece informações sobre a detecção na mudança de processos fisiológicos ou patológicos e pode ser alterado na sua propagação do potencial de ação e excitação-contração no caso de doenças neurológicas como a lesão medular, que podem resultar em mudanças no atraso eletromecânico devido à redução do diâmetro dos axônios, e conseqüentemente na redução da velocidade de condução. Com base em nosso resultado que mostrou redução de tempo no atraso de 8,25ms para 5,75ms, pode-se entender o estudo do atraso eletromecânico como uma ferramenta de avaliação de dados e quantificação após terapias porém, não podemos destacá-lo como um resultado conclusivo por se tratar de um estudo experimental com um único modelo, necessitando de mais estudos com um maior número de participantes que possam vir a corroborar com o nosso resultado.

Referências: [1] A. A. Burt, "(iii) The epidemiology, natural history and prognosis of spinal cord injury," *Current Orthopaedics*, vol. 18, pp. 26-32, 2004. [2] E. Krueger, E. M. Scheeren, G. N. Nogueira-Neto, V. L. d. S. N. Button, and P. Nohama, "Advances and perspectives of mechanomyography," *Revista Brasileira de Engenharia Biomédica*, vol. 30, pp. 384-401, 2014.[3] C. A. Ruff, J. T. Wilcox, and M. G. Fehlings, "Cell-based transplantation strategies to promote plasticity following spinal cord injury," *Experimental Neurology*, vol. 235, pp. 78-90, 2012.[4] L. Lacourpaille, F. Hug, K. Bouillard, J.-Y. Hogrel, and A. Nordez, "Supersonic shear imaging provides a reliable measurement of resting muscle shear elastic modulus," *Physiological measurement*, vol. 33, p. N19, 2012.

Palavras-chave: Atraso eletromecânico, lesão medular, estimulação elétrica, células-tronco.

FORMAS DE ONDA DE CHOQUES DESFIBRILATÓRIOS E INDUÇÃO DE ATIVIDADE ESPONTÂNEA EM CARDIOMIÓCITOS

A. G. Mazzocco*, J. T. Goulart**, M. A. Viana **, R. A. Sousa**, R. A. Bassani*** e J. W. M. Bassani****

* Scuola di Ingegneria Industriale e dell'Informazione, Politecnico di Milano, Milão, Itália

** Faculdade de Engenharia Elétrica e de Computação, Unicamp, Campinas, Brasil

*** Centro de Engenharia Biomédica, Unicamp, Campinas, Brasil

e-mail: bassani@ceb.unicamp.br

Introdução: Arritmias (distúrbios de ritmo cardíaco) podem comprometer a função mecânica cardíaca e, em certos casos, ser letais. Até o momento, a única abordagem eficaz para a reversão de arritmias graves é a aplicação de campos elétricos de alta intensidade (CEAI) ao coração. No entanto, a exposição a CEAI pode produzir microlesões na membrana plasmática de cardiomiócitos, o que pode levar a morte celular [1]. Mesmo quando não letais, as microlesões da membrana desencadeiam a geração de atividade espontânea no miocárdio [2], favorecendo a manutenção da arritmia e insucesso da desfibrilação. Como os efeitos deletérios do CEAI são menos severos quando os choques são bifásicos [2], diferentes formas de ondas bifásicas têm sido utilizadas em desfibriladores cardíacos. O objetivo deste estudo foi avaliar a geração de atividade espontânea (um índice do grau de lesão celular) em miócitos ventriculares isolados de ratos em resposta a CEAI aplicado com 2 formas de onda bifásicas: a) exponencial truncada (EXP), na qual a amplitude do choque cai exponencialmente em ambas as fases positiva e negativa; e b) pulso retangular bifásico simétrico (RET).

Materiais e Métodos: Miócitos foram isolados por digestão enzimática (colagenase tipo I) do ventrículo esquerdo de ratos Wistar adultos machos. O protocolo de uso dos animais foi aprovado pela Comissão de Ética na Experimentação Animal do Instituto de Biologia da UNICAMP (Proc.: 4093-1E). As células foram perfundidas com solução de Tyrode sob temperatura ambiente, e estimuladas a 0,5 Hz com pulsos de tensão com a forma RET e duração total de 10 ms. O limiar de estimulação foi definido como a menor intensidade do pulso RET capaz de evocar contração. Após 1 min de estimulação em regime, foi aplicado CEAI na forma de um único choque de 10 ms de duração total, com uma das formas de onda de interesse. A frequência média de contrações espontâneas (CE/min) foi estimada a partir do número de CE durante os primeiros 40 s pós-choque. Após a completa extinção da atividade espontânea (15-30 min após o choque), o procedimento foi repetido, aplicando-se à mesma célula um choque com a mesma forma de onda e maior amplitude. As formas de onda foram testadas em diferentes grupos de células (N= 8 em cada). Os valores de amplitude de CEAI foram fatores do limiar de estimulação: 3, 6, 9, 12, 15, 18 e 21 vezes. Uma curva sigmóide foi ajustada à relação entre frequência de CE e amplitude do CEAI para estimativa dos parâmetros: resposta máxima (R_{max}), amplitude do campo que gera resposta igual à metade de R_{max} (E₅₀) e coeficiente de Hill (n). Os parâmetros foram comparados entre os grupos com test t de Student, assumindo-se significância estatística para p < 0,05.

Resultados: Não houve diferença do limiar de estimulação entre as células dos grupos (EXP: 3,2±0,1 V/cm; RET: 3,4±0,2V/cm; p= 0,42). A R_{max} foi menor com a forma de onda EXP (70±11 vs 115±12 CE/min; p< 0,05), embora não tenha havido diferença significativa dos valores de E₅₀ (EXP: 48,6±2,5V/cm; RET: 48,1±5,2V/cm; p= 0,93) e de n (EXP: 0,12±0,02 cm/V; RET: 0,16±0,03 cm/V; p= 0,24).

Conclusões: Comparado a RET, choques com a forma de onda EXP parecem ser menos lesivos à membrana de miócitos ventriculares, a julgar pelo menor grau de atividade espontânea evocado nas células. Além disso, a menor severidade do automatismo pós-choque associado a esta forma de onda provavelmente resulta em menor probabilidade de reindução de arritmias pós-desfibrilação.

Referências: [1] Oliveira P.X., Bassani R.A., Bassani J.W.M. (2008), *Lethal effect of electric fields on isolated ventricular myocytes*, IEEE Transactions on Biomedical Engineering, 55 (11): 2635-2642. [2] Oliveira P.X., Bassani R.A., Bassani J.W.M. (2005). *Cytosolic Ca²⁺ accumulation in ventricular myocytes after stimulation with high-intensity electric fields*. Biophys J 88 (suppl. 1): 1(abstr. 1514).

Palavras-chave: Campo elétrico, lesão celular, arritmia, desfibrilação.

Agências Financiadoras: CAPES e CNPq.

MODELO DE REGRESSÃO MÚLTIPLA LINEAR PARA DETERMINAÇÃO DE VOLUME EXPIRATÓRIO FORÇADO DE PRIMEIRO SEGUNDO.

I. E. S. Amorim, R. R. Silva, R. A. B. L. Martins e R. H. Marques*

* Universidade de Mogi das Cruzes – Programa de Pós Graduação em Engenharia Biomédica
e-mail: rmarques@umc.br

Introdução: A espirometria é uma técnica necessária para o diagnóstico de muitas doenças respiratórias crônicas prevalentes. A Iniciativa Global para a Doença Pulmonar Obstrutiva Crônica indica que a espirometria é um pré-requisito para o diagnóstico da doença e uma ferramenta necessária para estabelecer o melhor tratamento possível [1]. Além disso, A Iniciativa Global para a Asma recomenda a espirometria para medir a limitação do fluxo aéreo, reversibilidade e confirma o diagnóstico de asma [2]. Além disso, o exame tem como objetivo avaliar o risco cirúrgico, detectar as disfunções pulmonares obstrutivas e restritivas, avaliar a evolução clínica dos pneumopatas, possibilitar análise da função pulmonar no período pré e pós-operatório de cirurgias torácicas e abdominais [3]. A espirometria é um exame que parece simples porém exige a compreensão do paciente, além de equipamentos devidamente calibrados e técnicos treinados. As curvas obtidas devem ter parâmetros de aceitação, além de valores de referência sempre reproduzíveis para população específica e interpretação do laudo sempre realizado por pneumologistas [4]. O presente trabalho tem como objetivo de apresentar um método alternativo e de baixo custo para a determinação do VEF_1 .

Material e Métodos: Todos os procedimentos deste trabalho foram submetidos e aprovados pelo comitê de ética em pesquisa da Universidade de Mogi das Cruzes (CAAE: 35863214.6.0000.5497). Selecionamos 52 voluntários de ambos sexos, com idade de $22,85 \pm 1,4$ anos, sem doenças pulmonares ou cardíacas, tabagistas, uso de broncodilatadores, ingestão de bebidas alcoólicas. Foram divididos em 2 grupos para a fase de implementação ($n=22$) e validação do modelo ($n=30$). Os voluntários, no primeiro dia realizaram a espirometria e após 24 horas foi realizada a medida da capacidade vital forçada (CVF) e do pico de fluxo expiratório forçado (PFEF). Os valores VEF_1 obtidos a partir da espirometria, foram comparados com os valores do VEF_1 preditos a partir do CVF e PFEF utilizando um modelo de regressão linear múltipla ($VEF_1 = -0,1116 + 0,388 \cdot P + 0,3412 \cdot V$). Devido as características paramétricas das variáveis mencionadas, a comparação foi realizada utilizando-se a média, desvio padrão (DP) e o teste t – Student pareado ($p < 0,05$). Para verificar a correlação entre essas variáveis utilizou-se a correlação de Pearson. O método de Bland – Altman foi utilizado para aferir a concordância entre as variáveis destacadas. O modelo obtido para ambos os gêneros foi então validado para uma segunda amostra com as mesmas características da primeira. Todo processamento de dados foi realizado com o software MatLab®.

Resultados: Neste trabalho apresentamos um modelo matemático para prever o valor do VEF_1 a partir dos valores conhecidos de CVF e PFEF. O modelo obtido para cada gênero foi determinado utilizando a regressão linear multivariada. Para o gênero feminino, o modelo além de apresentar uma forte correlação entre as variáveis ($R = 0,82$ e $p < 0,05$) também se caracterizou com uma excelente concordância, apresentando um viés de $0,02$ L/min. Já para o gênero masculino embora tenha ocorrido a concordância entre as variáveis com viés de $0,0006$, a correlação apresentada não foi satisfatória ($R = 0,28$ e $p < 0,05$). A validação do modelo ocorreu aplicando-se a equação (1) para cálculo do VEF_1 e o resultado foi então comparado com o VEF_1 obtido pela espirometria (padrão ouro). Para o grupo feminino, após a aplicação do teste t-Student, verifica-se que não há diferenças significativas ($p = 0,56$) e correlação de Pearson dada por $R = 0,70$. Os dados estão dentro dos limites de concordância com um viés de $0,086$ L/min. Para o grupo formado pelos sujeitos do gênero masculino obteve-se $p = 0,3278$ e correlação de Pearson com $R = 0,33$. Nesse caso os valores também se apresentam dentro dos limites de concordância, mas com um viés de $-0,19$ L/min.

Conclusões: A utilização de modelos matemáticos possibilita estimar valores expiratórios encontrados exclusivamente na espirometria como o VEF_1 , a partir dos valores de CVF e PFEF utilizando a regressão linear múltipla, como passo futuro, espera-se tornar o método mais preciso utilizando um número maior de sujeitos e diferentes faixas etárias.

Referências: [1] GOLD. Global Initiative for Obstructive Lung Disease <http://www.goldcopd.org2015> [cited 2015 May, 20]. [2] Boulet LP, FitzGerald JM, Levy ML, Cruz AA, Pedersen S, Haahtela T, et al. A guide to the translation of the Global Initiative for Asthma (GINA) strategy into improved care. *Eur Respir J.* 2012;39(5):1220-9. [3] Crapo RO. Pulmonary-function testing. *The New England journal of medicine.* 1994;331(1):25-30. [4] Lung function testing: selection of reference values and interpretative strategies. *American Thoracic Society. The American review of respiratory disease.* 1991;144(5):1202-18.

Palavras-chave: Espirometria, modelo matemático, Pico de fluxo expiratório, ventilometria.

Agência Financiadora: CNPq, FAEP, FAPESP Processo núm. 2013/20220-5.

AVALIAÇÃO ELETROFISIOLÓGICA DOS EFEITOS DA MELITINA SOBRE AS ATIVIDADES SINÁPTICAS E NÃO SINÁPTICAS EM HIPOCAMPO DE RATO

A.L.R. Oliveira*, J.P. Cardoso*, L.E.C. Santos, I.C. Santos* e A.C.G. Almeida*

*Universidade Federal de São João del-Rei, São João del-Rei, Brasil
e-mail: annaleticia.oliveira08@gmail.com

Introdução: A epilepsia é considerada o transtorno neurológico mais frequente, estimando-se em cerca de 50 milhões o número de pessoas acometidas. Parte dos pacientes com epilepsia consegue controlar a doença por meio de tratamentos medicamentosos. Contudo, muitos ainda apresentam uma refratariedade a estes tratamentos. Para estudar a epilepsia têm sido utilizados modelos animais que são capazes de reproduzir as atividades epileptiformes (AE's) sustentadas tanto por mecanismos sinápticos quanto não sinápticos [1]. Diante da necessidade de elucidação de mecanismos e criação de novas drogas, os venenos de animais e seus componentes têm se mostrado uma alternativa [2]. A melitina é o principal componente do veneno da abelha *Apis mellifera* e é apontada como um agonista da liberação de ácido gama-aminobutírico (GABA), principal neurotransmissor inibitório do sistema nervoso central [3]. No presente trabalho, além do processo de purificação da melitina, foram realizadas investigações do efeito dessa toxina sobre as atividades epileptiformes sustentadas por mecanismos sinápticos e não sinápticos, induzidas em fatias hipocampo de rato.

Materiais e Métodos: A melitina foi purificada utilizando cromatografia líquida de alta eficiência (CLAE), com a coluna XK 16, empacotada com Heparina Sepharose (afinidade). O grau de pureza da amostra foi confirmado por meio do espectrômetro de massas. A melitina foi perfundida (0,5 μ M) em fatias hipocâmpais (400 μ m) de ratos machos (*Wistar*). Os protocolos experimentais utilizados foram aprovados pelo Comitê de Ética no Uso de Animais da UFSJ nº 001/2015. Foram realizados registros eletrofisiológicos nos seguintes grupos: 1- AE's induzidas de maneira sináptica, com registro na região do Corno de Amon 1 (CA1) (controle) e, após a indução das AE's, perfundi-se melitina e, retornou-se às condições iniciais (tratado); 2- AE's induzidas de maneira não sináptica (alto K^+ e zero Ca^{+2}), cujos registros foram realizados simultaneamente em CA1 e giro dentado (GD) e foram acompanhados pelo sinal óptico intrínseco. Neste, logo após o início das AE's, foi adicionado cálcio à solução e, após um período de tempo retornou-se novamente à solução inicial (controle). No tratado, foi realizada a mesma manobra, contudo, um período de tempo após a adição do cálcio foi acrescentada melitina à solução. Depois, retornou-se às condições iniciais.

Resultados: No grupo 1, a maioria dos experimentos controle apresentaram AE's de morfologia M3 (descargas interictais) até o final do experimento. No grupo tratado, as AE's alteraram para morfologias M1 (período ictal seguido por uma depressão pós ictal) ou M2 (período ictal acompanhado por *bursts* interictais) e retornaram à morfologia inicial após o término da perfusão com a melitina. Nos experimentos controle, do segundo grupo, após as AE's serem induzidas por solução não sináptica, a perfusão com cálcio provocou mudança morfológica das AE's em CA1, enquanto as AE's no GD cessaram. Somente com o retorno à solução de indução inicial foi que, após algumas depressões alastrantes (originárias do giro dentado), as AE's retornaram às condições iniciais. No grupo tratado, após a indução das AE's e perfusão com o cálcio, ocorreram as mesmas mudanças nas AE's que no grupo controle. Logo após, iniciou-se a perfusão com a melitina, fazendo com que o perfil das AE's em CA1 e a ausência destas no GD permanecessem até gerar uma depressão alastrante proveniente de CA1. Somente com o retorno à solução de indução não sináptica foi que após algumas depressões alastrantes, as AE's retornaram iguais ao início do experimento, tanto em CA1 quanto no GD.

Conclusões: A melitina foi purificada por meio de CLAE resultando um peptídeo com ótimo alto grau de pureza e rendimento. As mudanças morfológicas causadas no grupo 1, juntamente com as depressões alastrantes provenientes de CA1 no grupo 2, mostraram que a melitina levou à ictogênese. Infere-se que essa ictogênese se deve à interferência no balanço dos mecanismos excitatórios e inibitórios da epilepsia provocada pelo esgotamento de GABA.

Referências: [1] TILLELLI, C., *et al.* (2005). Different types of *status epilepticus* lead to different levels of brain damage in rats. *Epilepsy & Behavior*, 7, p. 401-410.
[2] ALAN L. HARVEY. (2014). Toxins and drug discovery. *Toxicon*, 92, p. 193-200.
[3] OWENS & KRIEGSTEIN (2002). Is there more to GABA than synaptic inhibition? *Nat Ver Neurosci.*, 3, p.715-27.

Palavras-chave: Melitina, eletrofisiologia, Purificação, Atividades Epileptiformes.

Agências Financiadoras: Capes, FAPEMIG e CNPq.

PURIFICAÇÃO DE COMPONENTES DO VENENO DE *R. schneideri* E SUA INFLUÊNCIA SOBRE ATIVIDADES EPILEPTIFORMES SUSTENTADAS POR MECANISMOS NÃO SINÁPTICOS EM HIPOCAMPO DE RATOS

J.P. Cardoso*, A.L.R. Oliveira *, L.E.C. Santos*, I.C. Santos* e A.C.G. Almeida*

*Universidade Federal de São João del-Rei, São João del-Rei, Brasil
e-mail: jucardoso13@gmail.com

Introdução: As epilepsias estão entre os mais comuns distúrbios neurológicos. Considerando a importância da atuação de mecanismos não sinápticos na origem e sustentação de crises [1], a investigação dos mesmos como alvos anti epileptogênicos pode trazer informações que contribuam para o tratamento da desordem. Para tanto, a prospecção de biomoléculas de nossa fauna que possam atuar sobre esses mecanismos apresenta-se como uma estratégia promissora. Os anfíbios, em especial, a espécie de sapos *Rhinella schneideri*, possui em sua pele uma extraordinária fonte de moléculas biologicamente ativas. O presente trabalho relata a purificação de componentes do veneno de *R. schneideri* e sua influência sobre atividades epileptiformes sustentadas por mecanismos não sinápticos (AENS).

Materiais e Métodos: O veneno foi coletado a partir da compressão das glândulas paratóides localizadas na pele dos sapos. Posteriormente foi ressuspendido em ácido acético 1M e centrifugado [2]. O sobrenadante foi submetido à cromatografia em cartucho Seppak-C18, utilizando gradiente isocrático de 20, 40, 60 e 80% de acetonitrila, com intuito de pré-purificar compostos do veneno, e prepará-lo para as etapas seguintes da purificação. O produto da Seppak-C18 foi submetido à *High performance liquid chromatography* (HPLC), utilizando a coluna de fase reversa C-18 (Shim-pack VP-ODS 250x4.6) e fluxo de 1mL/min. Em seguida, as frações obtidas foram submetidas a espectrometria de massas para auxiliar em sua identificação. Para o registro eletrofisiológico utilizou-se eletrodo de prata cloretado inserido em uma micropipeta de vidro, preenchida com solução de NaCl 1M. Os registros foram realizados em fatias hipocâmpais (400µm) de ratos *Wistar* submetidas à indução das AENS, por meio da perfusão de solução de indução (Zero Ca²⁺/Alto K⁺), e posterior perfusão com a mesma solução, porém, contendo a fração de interesse. Os parâmetros analisados foram Amplitude da componente DC (milivolts), Intervalo entre eventos (IE, em segundos), Duração dos eventos (DE, em segundos) e Amplitude máxima de *population spikes* (PS, em milivolts). Os protocolos experimentais utilizados foram aprovados pela CEUA/UFSJ (n° 30/2014). Foram utilizados os testes D'Agostino/Pearson para avaliar a normalidade dos dados e o teste Friedman para comparação entre os grupos seguido de um post-hoc Dunn's (p<0,005).

Resultados: Apenas a fração resultante de 20% apresentou efeito sobre as AENS, sendo, então, denominada fração S-20. Esta foi submetida ao HPLC e resultou em quatro picos majoritários. Optou-se por avaliar o efeito da Fração 4, pois apresentou pico de absorção bem definido, o que facilitou seu isolamento. Após análise no espectrômetro de massas, foi possível identificá-la como Dehidrobufotenina (DHB). Para avaliar o efeito das frações do veneno, os grupos experimentais foram divididos em: Controle, S-20 e DHB. Observou-se que a S-20 promoveu aumento significativo do parâmetro IE em comparação ao período equivalente do grupo controle (p<0,0001). Já em relação a DHB, foram identificados o aumento significativo do IE (p<0,0001) em comparação ao período equivalente do grupo controle e aumento significativo da componente DC (p<0,0001) em relação ao período antes da perfusão com a droga.

Conclusões: A fração S-20 foi capaz de produzir um bloqueio, ainda que parcial, das AENS, indicando um provável efeito anti epileptogênico dessa fração. A DHB, isolada por HPLC da fração S-20, também foi capaz de promover alterações aumentando o IE. Porém, aumentou também a componente DC, indicando não ser o composto responsável pelos efeitos da S-20 diretamente. Contudo, a DHB encontra-se na composição de S-20, sugerindo um efeito sinérgico dos compostos. Notou-se também, que tanto o efeito de S-20, quanto da DHB, foi totalmente revertido após a retirada dessas substâncias do tecido, propriedade importante para candidatos a fármacos. Portanto, o veneno de *R. schneideri* apresenta componentes com potencial promissor como agente anti epileptogênico.

Referências: [1] Almeida, A. C. G *et al.* (2008). Mechanistic hypotheses for nonsynaptic epileptiform activity induction and its transition from the interictal to ictal state: Computational simulation. *Epilepsy*. 49(7) 1-17. [2] Tempone, A.G *et al.* (2008). "Antileishmanial and antitrypanosomal activity of bufadienolides isolated from the toad *Rhinella jimi* parotoid macrogland secretion". *Toxicon* 52 13–21.

Palavras-chave: Eletrofisiologia, Atividades epileptiformes não sinápticas, *Rhinella schneideri*, Purificação.

Agências Financiadoras: Capes, FAPEMIG e CNPq.

DESENVOLVIMENTO DE APTASENSOR ELETROQUÍMICO PARA DETECÇÃO DE OCRATOXINA A EM SUCO DE UVA

E.P. Simão *, R.C. Milán**, S. R. Sá*, C.A.S. Andrade*, M.D.L. Oliveira*

*Universidade Federal de Pernambuco, Recife, Brasil

** Universidad de La Habana, UH, Cuba

e-mail: estefani_p_s@hotmail.com

Introdução: A ocratoxina A (OTA) é uma micotoxina bastante estudada devido ao seu elevado potencial de contaminação a alimentos comerciais como café, cereais, uva, além de possuir uma alta toxicidade refletindo em efeitos nocivos a seres humanos[1]. Os aptasensores eletroquímicos são excelentes biossensores, isso se deve a estrutura do aptâmero que é formada por cadeias de DNA ou RNA, proporcionando uma alta sensibilidade e baixo limite de detecção ao biossensor, por isso são utilizados na detecção de toxinas biológicas, moléculas orgânicas, peptídeos e proteínas[2]. As técnicas eletroquímicas de voltametria cíclica (VC) e espectroscopia de impedância eletroquímica (EIE) são muito úteis no desenvolvimento de aptasensores eletroquímicos. Estas técnicas podem ser aplicadas na obtenção de informações referentes à interação entre camadas sensora e a micotoxina de interesse[3]. O objetivo desse trabalho é desenvolver um aptasensor eletroquímico sensível e seletivo para detecção da OTA em amostras reais.

Materiais e Métodos: O processo de montagem do sensor foi realizado em uma superfície de eletrodo de ouro que foi polida com alumina e sonificado com água deionizada. Após a limpeza, 5 µL de cisteamina [70 mM] foram gotejados na superfície do eletrodo de ouro. Em seguida, o eletrodo modificado foi imerso em uma solução de aptâmeros (IDT DNA, US). Posteriormente, 5 µL de anidrido succínico foi adicionado ao sistema. O sensor foi exposto a diversas concentrações de OTA pura e em suco de uva comercial contaminado. As concentrações analisadas da OTA pura variaram de 0.5 pg/mL a 20 ng/mL e do suco de uva contaminado de 0.5 pg/mL a 10 ng/mL. A preparação e contaminação da amostra de suco de uva foi realizada com (1 ml) de suco de uva comercial que foi intencionalmente contaminada com OTA em diferentes concentrações (0.5 pg/mL a 10 ng/mL). Posteriormente 5 µL das alíquotas contaminadas e filtradas foram depositadas na superfície sensora do eletrodo que após 10 minutos foi lavado com água deionizada.

Resultados: Após a determinação do sistema sensor realizamos os testes de detecção com a ocratoxina pura em duas escalas de concentração (0.5; 5; 10 pg/mL e 5; 10; 20 ng/mL). Em adição, realizamos também testes em amostras reais, onde utilizamos o suco de uva comercial contaminado com ocratoxina A nas concentrações (0.5 e 5 pg/mL e 0.1; 0.5; 10 ng/mL). Após a deposição da cisteamina na superfície de ouro do eletrodo ocorreu um aumento das correntes de pico anódicas (ipa) e catódicas (ipc) no VC e uma diminuição do diâmetro do semi-círculo do Diagrama de Nyquist (EIE), demonstrando a ligação desse composto ao ouro. Após a adição do aptâmero ao sistema ocorreu nova diminuição das correntes de picos ipa e ipc e aumento do diâmetro do semi-círculo do diagrama de Nyquist. Após o sensor foi exposto a concentrações 0.5; 5; 10 pg/mL e 5; 10; 20 ng/mL de ocratoxina A pura, observamos uma linearidade de resposta demonstrando que o processo de biointeração, entre o aptâmero e a toxina é governado por interações específicas e varia de acordo com a concentração da ocratoxina. Posteriormente, quando as amostras de suco de uva contaminada foram analisadas, verificou-se um aumento gradativo da resposta impedimétrica do sistema refletindo a relação linear da resposta com a concentração do analito alvo. Em adição o sistema Cist-OTAapt foi capaz de detectar OTA em baixas concentrações. No controle negativo não foi observado perfil de interação nem na VC (ausência de diminuição nos picos ipa e ipc) e nem na EIE (ausência de formação de semi-círculo).

Conclusões: O aptasensor eletroquímico desenvolvido demonstrou uma excelente sensibilidade e para detecção de OTA em amostras reais e puras, sendo uma ferramenta útil para análise da micotoxina em suco de uva.

Referências: [1] Hayat A., Sassolas A., Marty J., Radi A. Highly sensitive ochratoxin A impedimetric aptasensor based on the immobilization of azido-aptamer onto electrografted binary film via click chemistry. *Talanta*. 2013, 103. p. 14-19. [2] Castillo G., Lamberti I., Mosiello L., Hianik T. Impedimetric DNA Aptasensor for Sensitive Detection of Ochratoxin A in Food. *Electroanalysis*. 2012, 24. p. 512 – 520. [3] Kuang H., Chen W., Xu D., Xu L., Zhu Y., Liu L., Chu H., Peng C., Xu C., Zhu S. Fabricated aptamer-based electrochemical “signal-off” sensor of ochratoxin A. *Biosensors and Bioelectronics* 2010, 23. p. 710-716.

Palavras-chave: Ocratoxina A, Espectroscopia de impedância eletroquímica, Voltametria cíclica, Aptasensor.

Agência Financiadora: CAPES, CNPq e FACEPE .

SIMULAÇÃO DE DESEMPENHO MECÂNICO PARA ARCABOUÇOS DE ENXERTOS VASCULARES

F. A. Pimenta, S. M. Malmonge e R.C. Carbonari

Engenharia Biomédica, Centro de Engenharia, Modelagem e Ciências Sociais Aplicadas,
Universidade Federal do ABC, São Bernardo do Campo, Brasil
e-mail: f.pimenthas@gmail.com

Introdução: Os enxertos vasculares disponíveis apresentam comumente falhas devido a processos diversos como calcificação, trombose e hiperplasia intimal, culminando na oclusão do vaso; além, de limitações quanto à patência ao longo-prazo [1]. Dessa forma, a engenharia tecidual representa uma importante alternativa para o desenvolvimento de enxertos vasculares a serem empregados na regeneração de vasos sanguíneos, particularmente para o caso de pacientes pediátricos [2]. Um dos principais requisitos para a regeneração e restauração funcional destes vasos é o desempenho mecânico do arcabouço, que deve ser similar ao dos vasos naturais. Portanto, a etapa de seleção do biomaterial é crucial para o desenvolvimento desses arcabouços. Assim, neste estudo, foi empregada simulação computacional fluido-estrutural para modelar a condição fisiológica à qual o arcabouço para enxerto vascular será submetido, para auxiliar na seleção do biomaterial para tal aplicação.

Materiais e Métodos: Filmes densos de poli(hidróxi-butirato-co-valerato) (PHBV), poli(ϵ -caprolactona) (PCL) e poli(L-ácido láctico) (PLLA) preparados por técnica de evaporação de solvente, foram caracterizados mecanicamente empregando uma máquina universal de ensaios MTS – Tytron 250, e simulados em modelo fluido-estrutural entre a corrente sanguínea e o arcabouço polimérico pelo software Abaqus 6.14-1. Levando em consideração a estrutura cilíndrica geométrica com dimensões da aorta abdominal [3] e utilizando 66.681 elementos do tipo C3D8R para o fluido. Fluido newtoniano e incompressível; escoamento laminar, pressão de saída do vaso igual à 16 kPa (~120 mmHg), velocidade de entrada no vaso de 140 mm/s [4] e valores de densidade e viscosidade dinâmica de 1050 Kg/m³ e 3,675*10⁻³ Pa*s [5]. Na análise estrutural utilizou-se 10850 elementos do tipo C3D8R, considerando o problema como dinâmico implícito e com grandes deformações. Período de simulação dinâmica de 0,2 segundos. Considerou-se que, para o modelo estrutural não há escorregamento entre as superfícies de contato fluido/enxerto; e as superfícies que representam a entrada e saída do enxerto foram engastadas (simulando uma costura rígida entre o enxerto e o vaso sanguíneo). Na simulação foram avaliados a convergência das tensões equivalente de von Mises, os campos de velocidade e pressão do problema fluido, além das tensões mecânicas de von Mises nos enxertos.

Resultados: Resultados das tensões equivalentes de von Mises para os três modelos convergiram, considerando a resposta para o nó 9182, localizado na parede externa do vaso ao longo do 0,2 segundos. As tensões equivalentes de von Mises nos enxertos, foi 0,1668 MPa para o PHBV, 0,1786 para o PCL e 0,1629 MPa para PLLA. A magnitude e o perfil de velocidade não se alteraram significativamente entre os três modelos analisados. As velocidades máximas obtidas para os modelos com PCL, PHBV e PLLA foram de 148,3mm/s, 146,1mm/s, e 146,1mm/s, respectivamente. A pequena alteração na velocidade máxima ocorre devido à expansão do diâmetro interno.

Conclusões: Resultados das tensões equivalentes de von Mises para os três modelos convergiram, no entanto, é necessário verificar a convergência da malha de elementos e analisar para um período de tempo maior. Todos os biomateriais empregados nesta simulação apresentaram comportamento satisfatório, tendo em vista que as tensões mecânicas de von Mises estão abaixo da tensão de escoamento para cada modelo analisado, porém estes resultados são preliminares, sendo necessário a melhoria das condições de contorno (pressão máxima, velocidade e o ancoramento do vaso), bem como análise da influência da malha de elementos finitos, do tempo e de outros parâmetros para tornar análise mais robusta.

Referências: [1] Kapadia, M. R et.al. (2008), Modified prosthetic vascular conduits. *Circulation*, v. 117, n. 14, p. 1873-1882. [2] Rathore, A. et al. (2012), Development of tissue engineered vascular grafts and application of nanomedicine. *Wiley Interdisciplinary Reviews: Nanomedicine and Nanobiotechnology*, v. 4, n. 3, p. 257-272. [3] Scott R.A et al. (1995), Influence of screening on the incidence of ruptured abdominal aortic aneurysm: 5-year results of a randomized controlled study. *Br J Surg* (82), p.1066–70. [4] Jensen JA. (1996), Estimation of Blood Velocities Using Ultrasound: A Signal Processing Approach, Cambridge University Press, p. 317 [5] Filipovic, N et al. (2012), Computational Methods of Modeling Stent Deployment in the Coronary Artery. In: Demirci,S.,Unal,G.,Lee,S.,Radeva,P.(eds.) *Proceedings of MICAAT-Stent 2012, Nice, France*, p. 122-129

Palavras-chave: Biomateriais, enxerto vascular, dinâmica computacional de fluidos, simulação fluido-estrutura.

EFEITOS DO TRATAMENTO COM ELETROACUPUNTURA DE BAIXA FREQUÊNCIA NA DENSIDADE MINERAL ÓSSEA E BIOMECÂNICA ÓSSEA EM RATAS OVARIECTOMIZADAS

J. A. Tida, G. R. Yanagihara, B. B. Brancaleon e A. C. Shimano*

* Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto, Ribeirão Preto, Brasil
e-mail: jacquelinetida@gmail.com

Introdução: A osteoporose é uma doença esquelética caracterizada por baixa massa óssea, deterioração do tecido ósseo, promovendo o aumento da fragilidade óssea e consequente aumento do risco de fraturas [1]. Apenas nos Estados Unidos, é estimado que 10 milhões de americanos com mais de 50 anos apresentam osteoporose, enquanto os demais 34 milhões apresentam baixa massa óssea [2]. Estudos epidemiológicos brasileiros apontam a prevalência de 30-56,6% de osteopenia e 14,47-43,4% para osteoporose na população pós-menopausa [3], tornando-se portanto uma patologia de interesse público. A acupuntura vem sendo utilizada para o tratamento de distúrbios reprodutivos femininos há pelo menos 2000 anos na medicina oriental, e vem se estabilizando na medicina ocidental [4]. Os benefícios da acupuntura no alívio de dor [5] e aumento da densidade mineral óssea (DMO) [6] vem sendo reportado clinicamente em mulheres pós-menopausa. E alguns estudos experimentais vem pontuando efeitos benéficos para a resistência óssea [7] e microarquitetura óssea [8] após o tratamento com acupuntura, entretanto ainda não se tem um protocolo de acupontos bem definido. Desta forma, o objetivo do presente estudo foi avaliar os efeitos de um protocolo de eletroacupuntura de baixa frequência em osso osteoporótico de ratas ovariectomizadas, para este propósito foram avaliadas a DMO e as propriedades mecânicas.

Materiais e Métodos: 28 ratas Wistar foram divididas em 4 grupos experimentais (n=7): ovariectomia (OVX), ovariectomia tratado com eletroacupuntura (OVXE), ovariectomia tratado com sham (OVXS) e controle (C). Após 90 dias da cirurgia de ovariectomia os grupos OVXS e OVXE foram submetidos aos respectivos protocolos; o tratamento com eletroacupuntura (2Hz, 0,7-1,0 mA) consistiu em 8 semanas de tratamento, 5 vezes na semana, nos acupontos E36 e B23 bilateralmente, enquanto o tratamento sham consistiu nos mesmos procedimentos que o tratamento com eletroacupuntura, entretanto o aparelho permaneceu desligado. Após 150 dias de experimento, os animais foram mortos por dose excessiva de anestésico e as quintas vértebras lombares foram removidas das partes moles. A DMO, propriedades mecânicas foram determinados por dual-energy x-ray absorptiometry e avaliação biomecânica, respectivamente. Testes estatísticos foram realizados, utilizando-se nível de significância de 5% (p<0,05).

Resultados: Nas quintas vértebras lombares, foi observado que houve redução significativa da DMO para o grupo OVX quando comparado ao C, enquanto os grupos OVXS e OVXE não se diferenciaram quando comparados ao C. Na análise de propriedades mecânicas, foi observado redução significativa da deformação elástica de OVX e OVXS quando comparado ao C, enquanto OVXE não apresentou diferença significativa. Para os parâmetros de força aplicada no limite de proporcionalidade e resistência relativa, não foi observado influência do tratamento sham ou com eletroacupuntura de baixa frequência.

Conclusões: Frente aos achados deste trabalho, podemos concluir que a eletroacupuntura de baixa frequência apresenta benefícios interessantes para DMO, além de promover melhor resposta da deformação elástica frente à carga. Assim, torna-se interessante a aplicação da eletroacupuntura nos acupontos E36 e B23 como tratamento coadjuvante ao quadro de osteoporose pós-menopausa, além de trazer contribuições para que outros trabalhos sejam realizados.

Referências: [1] Kanis J.A., Melton L.J., 3rd, Christiansen C., Johnston C.C., Khaltsev N. (1994), “The diagnosis of osteoporosis”, in: *J Bone Miner Res.*, p.1137-41. [2] Chrischilles E.A., Butler C.D., Davis C.S., Wallace R.B. (1991). “A model of lifetime osteoporosis impact.” In: *Arch Intern Med.* p.2026-32. [3] Pinheiro Mde. M., Eis S.R. (2010), “Epidemiology of osteoporotic fractures in Brazil: what we have and what we need.”, in: *Arq Bras Endocrinol Metabol.* p. 164-70. [4] Stener-Victorin E., Wikland M., Waldenström U., Lundberg T. (2002), “Alternative treatments in reproductive medicine: much ado about nothing. Acupuncture-a method of treatment in reproductive medicine: lack of evidence of an effect does not equal evidence of the lack of an effect.”, in: *Hum Reprod.* p. 1942-6. [5] Xu Y.L., Jin J.J., Xu D.Y., Zheng Y. (2006), “Effects of acupuncture plus acupoint sticking on bone mass density and pain in the patient of primary osteoporosis.”, in: *Zhongguo Zhen Jiu.* p. 87-90. [6] Ouyang G., Wang L., Wang D., Zhuo T., Shen Z. (2002), “The effect of acupuncture on bone mineral density in postmenopausal women.”, in: *J Tradit Chin Med.*, Nanjing p. 9-11. [7] Zhang W., Kanehara M., Zhang Y., Yu Z., Zhang G., Yang Y., et al. (2006), “Acupuncture increases bone strength by improving mass and structure in established osteoporosis after ovariectomy in rats.”, in: *J Tradit Chin Med.*, Japan, p. 138-47. [8] Zhang X., Peng Y., Yu J., Liu C., Cheng H., Liu L., et al. (2009), “Changes in histomorphometric and mechanical properties of femurs induced by acupuncture at the Shenshu point in the SAMP6 mouse model of senile osteoporosis.”, in: *Gerontology*, China, p.322-32.

Palavras-chave: Osteoporose, Ovariectomia, Eletroacupuntura, Densidade Mineral óssea, Biomecânica.

Agência Financiadora: CAPES (Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior).

MINIGANZFELD PARA ELETORRETINOGRRAFIA DE CAMPO TOTAL

Bruno Gomes Dutra, Amir Samer Zahlan*, Deyson Aires Rodrigues e Manoel da Silva Filho**

*SBC, Belém, Brasil

**SBA, SBNeC, Belém, Brasil

e-mail: manoel@ufpa.br

Introdução: A primeira estimativa sobre a deficiência visual global ocorreu em 1975, com 28 milhões de pessoas cegas. Na década de 90, havia a perspectiva de que a população mundial aumentaria em seis anos para 5,8 bilhões e 7,9 bilhões até 2020 [1]. A OMS, estima a ocorrência de aproximadamente 314 milhões de pessoas, com visão prejudicada. Deste número, 45 milhões de pessoas são cegas e se a perspectiva de crescimento populacional projetada para 2020 for computada serão 76 milhões de cegos [1]. As doenças neurodegenerativas tornaram-se um problema crescente graças ao aumento progressivo da idade da população. Um grande número delas acomete o sistema visual, seja afetando a parte óptica, a retina, as vias visuais, os centros mesodiencefálicos e cerebrais que processam a informação visual. Estudos realizados em diversas partes do mundo têm se preocupado em definir a prevalência do comprometimento visual nas camadas mais idosas dessas populações [2,3,4]. Portanto, cuidar da visão, é um dos aspectos mais importantes da medicina preventiva e curativa, tanto pela sua importância epidemiológica, como pelas graves repercussões na qualidade de vida do indivíduo que as patologias visuais acarretam.

Materiais e Métodos: Participaram do presente projeto, seis indivíduos voluntários saudáveis. Cinco indivíduos tinham visão normal das cores e um com deuteranopia. O projeto foi dividido em quatro partes: (1) programa de controle, (2) circuito de acionamento dos LEDs e o (3) globo dispersor de luz. O circuito eletrônico é basicamente gerenciado por um microcontrolador (SAM3X8E, Atmel Corporation), (4) testes preliminares. Quatro saídas do tipo PWM chaveiam MOSFETs (IRLL014N, International Rectifier) para modular a luz de LEDs (PLCC2 1-IN-1 SMD Led Series, Cree, Inc.) vermelhos, verdes, azuis e brancos. Um programa escrito em Python controla a intensidade (0-100%), frequência (0,1-120 Hz), forma de onda (senoidal, quadrada, triangular, rampa crescente, rampa decrescente e pulso (5 ms), pois as respostas estão diretamente associadas a forma do estímulo utilizado. Assim, dependendo da função visual a ser estudada, a resposta a uma dada estimulação pode evidenciar mais esta função do que outra forma de estímulo e a fase da onda, através de comunicação USB, assim como, os dados dos pacientes. Em uma esfera oca de acrílico (globo dispersor de luz) com 65 mm de diâmetro e 1,5 mm de espessura, foi feita uma abertura com 32 mm de diâmetro, onde foi fixado um anel de Nylon® para posicionar para dentro da esfera os LEDs, assim como garantir o encaixe do globo na órbita ocular. O interior da esfera foi pintado com tinta branca com 97% de reflexão (Pre-Mix White Reflectance Coating, Edmund Optics Inc.). O conjunto foi acoplado a um suporte de alumínio para se fixar na cabeça durante os testes. Um sistema de registro/aquisição foi empregado para a colheita dos dados (1902 amplifier, Power 1401, Spike 2, Cambridge Electronic Design Limited). Comitê de Ética (CEP-NMT/UFGA, No. CAAE 23554913.3.0000.5172).

Resultados: O estimulador foi capaz de suscitar respostas eletrofisiológicas das células retinianas, com latências normais, assim como, foi possível obter respostas para testes não clínicos em concordância com a literatura disponível, tais como: resposta dos cones a flashes e respostas de cones a flicker fotópico [5,6].

Conclusões: O estimulador apresentou excelente desempenho nos testes clínicos preconizados pela *International Society for Clinical Electrophysiological of Vision* (ISCEV), assim como, em alguns testes voltados para pesquisa em oftalmologia, empregando as formas de estimulação disponíveis, atingindo os objetivos do projeto. Devido ao seu reduzido tamanho apresentou grande portabilidade, o que favorecerá seu deslocamento para locais de difícil acesso.

Referências: [1] Vision 2020. (2013), State of the World's Sight: The Right to Sight 1999-2005. Available at <http://www.v2020.org/page.asp?section=000100010015>. [2] Klein R., Klein B.E.K. (1997), Diabetic eye disease. *Lancet* 350, 197-204. [3] Prasad S., Kamath G.G., Jones K., Clearkin L.G., Phillips R.P., (2001), Prevalence of blindness and visual impairment in a population of people with diabetes. *Eye* 15, 640-643. [4] Massof R.W. (2002), A model of the prevalence and incidence of low vision and blindness among adults in the U.S. *Optometry and Visual Science* 79, 31-38. [5] Kremers J., Rodrigues A.R., Silveira L.C.L., da Silva Filho M. (2010), Flicker ERGs Representing Chromaticity and Luminance Signals. *Investigative Ophthalmology & Visual Science*, v. 51, p. 577-587. [6] McCulloch, D. L.; Marmor, M. F.; Brigell, M. G.; Hamilton, R. Holder, G. E.; Tzekov, R.; Bach, M. (2015), ISCEV Standard for full-field clinical electroretinography. *Documenta Ophthalmologica*, v. 130, p. 1-12.

Palavras-chave: Eletrofisiologia, Campo total, Retina.

Agência Financiadora: UFPA, CNPq, FAPESPA

APLICATIVO PARA TRIAGEM AUDITIVA

Marlan Mitsuo Ayres Tsutsumi, Victor Yohei Yamamoto, Amir Samer Zahlan* e
Manoel da Silva Filho**

* SBC, Belém, Brasil

**SBA, SBNec, Belém, Brasil

e-mail: manoel@ufpa.br

Introdução: A audição é o canal sensorial que nos permite interagir através do som [1]. Múltiplos fatores podem contribuir para a perda da audição, tais como, a exposição ao ruído ocupacional ou ambiental, uso de ototóxicos, produtos químicos, trauma físico, doenças infecciosas, síndromes e pelo processo de envelhecimento, todos os quais influenciados pela susceptibilidade genética individual. A perda auditiva é uma deficiência “invisível”, ou seja, normalmente não há sinais exteriores evidentes de que o dano ocorreu. Muitas vezes, ocorre de forma gradual e insidiosamente ao longo do tempo. Frequentemente, os danos são extensos e irreparáveis porque acontecem, em muitos casos, antes de serem detectados [1]. A Audiometria Tonal Limiar (ATL) é a ferramenta básica para avaliar a audição, determina os limiares auditivos e compara esses valores com os padrões de normalidade, usando como referência o tom puro [2,3]. Supõe-se que na ATL as pessoas fornecem uma resposta adequada quando um estímulo é audível e que as respostas são replicáveis [4]. Existem diretrizes que representam um conjunto de procedimentos baseados na prática clínica e nas abordagens científicas para padronizar a prática clínica [5,6]. Assim, algumas variações nos procedimentos podem ser necessárias por problemas clínicos especiais ou exigências regulamentares, devendo-se anotar tais variações de forma que outros profissionais compreendam como os limiares foram obtidos e consigam replicar os resultados, como descrito no próprio texto [5]. Baseado no que foi sucintamente exposto acima, decidiu-se criar um aplicativo destinado à avaliação audiométrica, de baixo custo e alto desempenho, possibilitando seu uso, por exemplo, em escolas através da triagem auditiva.

Materiais e Métodos: Participaram dos testes, dez indivíduos voluntários com ausência de queixas otológicas, neurológicas ou psicológicas e limiares audiométricos até 25 dB. Um *Tablet* (GT-P5113TS, Samsung Electronics Co.) foi usado para testar o aplicativo, desenvolvido em ambiente *Android API 14*. A saída de áudio do *Tablet* foi medida com um osciloscópio (DSO 1022A, Agilent Technologies Co Ltd) para verificar a linearidade da voltagem nas frequências entre 0,25 kHz e 8 kHz. Um decibelímetro (MSL-1360, Minipa Indústria Eletrônica Ltda) foi acoplado a um headphone (HD 205-II, Sennheiser Electronic Corporation), o mesmo usado para os testes, para fazer a calibração do nível das intensidades/frequências escalonado em passos de 10 dB. O aplicativo prevê o controle das intensidades para cada orelha (-10 a 100 dB), frequências (0,25; 0,5; 1; 2; 3; 4; 6 e 8 kHz), mascaramento (white noise e narrow band), modo de estimulação (tom puro, tom pulsado, tom modulado em frequência (*warble*)), incorpora um decibelímetro para medir o ruído ambiental, um cronômetro para medir lapso temporal e gera ao final do teste a curva audiométrica do paciente. Um *push button* conectado à porta USB indicou percepção de estímulo. Os dados foram comparados através do teste t pareado.

Resultados: O conjunto foi testado e as curvas audiométricas foram comparadas com as de um audiômetro comercial. Não houve diferença na comparação pareada das relações frequência/intensidade com o modelo comercial ($p = 0,005$, em média).

Conclusões: O aplicativo/*Tablet* apresentou bom desempenho quando comparado ao modelo usado no serviço de Otorrinolaringologia do Hospital Universitário Bettina Ferro de Souza.

Referências:[1] National Health and Nutrition Examination Survey. (2009). Audiometry procedures manual. Available at http://www.cdc.gov/nchs/nhanes/nhanes2009-2010/current_nhanes_09_10.htm. [2] Jerlvall L., Arlinger S. (1986). A comparison of 2dB and 5dB step size in pure-tone audiometry. *Scand Audiol*, 15, p. 51-56. [3] Swaminathan, A., Sambandam R., Bhaskaran M. (2011). Evaluation of the auditory effects of hyperlipidaemia and diabetes mellitus by using audiometry. *Journal of Clinical and Diagnostic Research*. 5(8), p. 1528-1532. [4] Landry J.A., Green, W.B. (1999). Pure-Tone Audiometric Threshold Test-Retest Variability in Young and Elderly Adults. *Journal of Speech-Language Pathology and Audiology*, 23, p. 22-27. [5] American Speech-Language-Hearing Association (ASHA) (2005). Guidelines for Manual Pure-Tone Threshold Audiometry. Available at www.asha.org/policy. [6] British Society of Audiology (BSA) (2011). Available at http://www.thebsa.org.uk/docs/Guidelines/BSA_RP_PTA_FINAL_24Sept11.pdf.

Palavras-chave: Audiometria tonal, Processamento auditivo, Portátil, Perda auditiva.

Agência Financiadora: UFPA, CNPq

MICROCONTROLLED CURRENT SOURCE DEVELOPMENT FOR USE IN ELECTRICAL IMPEDANCE TOMOGRAPHY SYSTEMS

S. F. Alkmin*, O. L. Silva* e E. D. L. B. Camargo*

* Universidade Federal do ABC, Santo André, Brasil
e-mail: alkminsamuel@gmail.com

Introduction: Electrical impedance tomography (EIT) is a technique that enables the acquisition of medical images by using the estimated electrical impedance of the biological tissue in response to an electric current with low intensity. One difficulty encountered in the EIT hardware systems is the variation of the input current with the impedance of the human body over time. In this way, the current source must be able to respond to this change in impedance, deviating as little as possible of the nominal value and allowing the image reconstruction algorithm to act precisely [1]. With that in mind, this project focuses in the development of a current source controlled by a microprocessor in order to provide a precise supply of current for EIT systems. The proposed current source may also be used in the development of conductivity meters, electro-medical equipment for measuring body fat percentage, and in the analysis of pulmonary ventilation/perfusion through transthoracic impedance.

Materials and Methods: The circuit of the current source proposed consists of an inverting operational amplifier (op-amp) with a resistor (R1) connecting the sinusoidal input and the op-amp inverting input, a digital potentiometer (Rf) between the resistor (at the op-amp inverting input) and the output. An offset voltage was used to remove negative part of sinusoidal wave due to digital potentiometer limitations. Since the gain that relates the input and output is known with this configuration (Rf/R1), the control of the output current can be performed by the microprocessor (negative feedback mechanism) through adjustments in the digital potentiometer. These adjustments are performed based on the sinusoidal electrical current, whose phase and amplitude were calculated by the microprocessor using the quadrature demodulation method. The chosen microprocessor was the BeagleBone Black (programmable in Python) due to its higher performance and data processing capability. It uses a processor system called Programmable Real-time Units (PRU), which have two processors that can operate up to 20 MHz regardless of the processing required by the CPU. Validation results is performed applying the current source to a load with variable resistance and measuring the deviation of the actual current from nominal current.

Results: The possibility to use the PRU processor system of the BeagleBone Black was essential to obtain a data acquisition frequency of 110 kpsps, enabling to achieve adequate data processing capability for the proposed application. Regarding the demodulation, an input signal with a larger amount of points per period does not necessarily results in a greater accuracy of the final value of the current. Therefore, it is possible to obtain an accurate system with few points per period, enhancing the system processing efficiency. The GPIO (General Purpose Input/Output) communication, used to control the digital potentiometer, showed a rate of 546 kΩ/s, which is applicable for EIT purposes. Using the method of validation with an input signal of 0.5 V (amplitude), 10 kHz (frequency) and 0.36 V (offset), the PID (proportional–integral–derivative) controller implemented showed satisfactory system response of current control. The steady-state error (0.13%) was minimized with respect to the nominal current of 2.55 mA in a stabilization time of 0.66 s, when submitted to a resistive load step change from 100 Ω to 220 Ω. All PID coefficients (Kp = 2.5, Ki = 0.5 and Kd = 0.7) were tuned manually, once the Ziegler–Nichols method didn't result in an acceptable response.

Conclusions: The results suggest that a microcontrolled current source implemented with a digital potentiometer to control the current output is feasible. It showed satisfactory step response in terms of stabilization time (0.66 s) and steady-state error (0.13%). However, to maximize its performance, the demodulation should consume less processing time using a different method of calculation, once the frequency of the control cycle is only 5 Hz. In addition to it, the digital potentiometer should have more than 7-bits and exhibit a reliable behavior with negative signal inputs. Further improvements is still needed to reproduce the same performance with loads 20 times larger.

References: [1] SILVA, O. L. *Muscle Contraction Detection Using Electrical Impedance Tomography*. 2012. (Doctoral dissertation, Ph. D. thesis, Escola Politécnica da USP) - Escola Politécnica, Universidade de São Paulo, São Paulo, 2012.

Keywords: Electrical Impedance Tomography; current source; microcontroller.

Funding Agency: Scientific Initiation Scholarship Program

DISPOSITIVO PARA MEDIR O TEMPO DE RESPOSTA A TONS PUROS E MODULADOS NA AUDIOMETRIA TONAL LIMIAR: ESTUDO COMPARATIVO ENTRE JOVENS E IDOSOS

Angélica Cristina Pezzin Palheta*, Kerolaine de Andrade Rodrigues** e Manoel da Silva Filho**

*ABA, Belém, Brasil

**SBA, SBNec, Belém, Brasil

e-mail: manoel@ufpa.br

Introdução: A deterioração dos limiares auditivos é principalmente devido ao envelhecimento do sistema auditivo periférico e central [1] e exposição ao ruído ambiente [2]. O grau de perda auditiva varia entre indivíduos, embora o grau de perda auditiva seja maior em homens do que em mulheres [3]. A transição demográfica, no Brasil, nas últimas décadas, responde pelo aumento da proporção de pessoas idosas na população [4]. Este fato contribui para o aumento da incidência de perda auditiva entre os indivíduos idosos e para sua prevalência ao longo do tempo. Tais aspectos populacionais apontam para a importância do diagnóstico da perda auditiva em idosos, visto que esta interfere na conversação e predis põe à depressão. A audiometria tonal limiar (ATL) é um teste de audição utilizado para determinar a presença ou ausência de perda auditiva, é a ferramenta básica para avaliar a audição, determinar os limiares auditivos e comparar os valores obtidos com os padrões de normalidade, usando como referência o tom puro. Atualmente, existem diretrizes baseadas na prática clínica e nos resultados das abordagens científicas, cujo objetivo, é criar um procedimento padrão para a prática clínica [5]. Algumas variações nos procedimentos podem ser necessárias por problemas clínicos especiais ou exigências regulamentares, devendo-se anotar tais variações de forma que outros profissionais compreendam como os limiares foram obtidos e consigam replicar os resultados. A prática clínica tem demonstrado que a população idosa apresenta um retardo na resposta a emissão de tons puros na ATL, sendo muitas vezes justificado pela redução dos reflexos e pelo aumento do tempo de reação a estímulos variados.

Materiais e Métodos: Para medir o lapso temporal entre estímulo/resposta dos indivíduos, foi desenvolvido um cronômetro baseado em plataforma de desenvolvimento (UNO, Arduino Co.) que mediu o tempo em ms. Para isso, o cronômetro foi acoplado à saída *Monitor* de um audiômetro (AD229b, Interacoustics A/S). A medida do lapso temporal foi mostrada através de um display de cristal líquido acoplado ao UNO. Todo o conjunto foi montado em uma caixa de plástico ABS para facilitar a acomodação no ambiente de teste. Indivíduos jovens entre 20 e 30 anos (N=29) e idosos entre 60 e 80 anos (N=31) foram submetidos a tons puros contínuos e modulados (0,25 k; 0,5 k; 1 k; 2 k; 3 k; 4 k; 6 k e 8 kHz) na ATL por via aérea em uma cabine isolada acusticamente. Os tempos de resposta foram comparados e para análise estatística usou-se o teste *t* de *Student*. Projeto aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa do Centro de Ciências da Saúde da Universidade Federal do Pará (CEP-CCS/UFPA, No. CAAE 17958513.6.0000.0018).

Resultados: Houve diferença significativa ($P < 0,05$) entre os indivíduos jovens e idosos quando submetidos a tons puros e modulados na ATL. Os jovens apresentaram um tempo médio de resposta de $466,72 \pm 118,28$ ms para os tons puros e $457,70 \pm 101,45$ ms para os modulados, enquanto os idosos tiveram um tempo médio de resposta de $565,45 \pm 106,63$ ms, para tons puros e $517,55 \pm 110,14$ ms para tons modulados. Além disso, foi observado uma diminuição gradativa do tempo em função da frequência. Estes resultados mostraram quantitativamente o que se observa qualitativamente na prática clínica de que indivíduos idosos apresentam um tempo maior de resposta quando submetidos a ATL.

Conclusões: O dispositivo foi capaz de medir precisamente o lapso temporal entre a presença do estímulo sonoro e a resposta de percepção do indivíduo. Os resultados parciais obtidos, indicam haver diferenças significativas no tempo de resposta entre indivíduos jovens e idosos submetidos à audiometria tonal. Dessa forma, espera-se contribuir para orientar com mais rigor as condutas na prática clínica.

Referências: [1] Ouda L., Profant O., Syka J. (2015) Age-related changes in the central auditory system. *Cell Tissue Res.*; 361: 337–358. [2] Strauss S., Swanepoel D.W., Becker P., Eloff Z., Hall J.W. (2014) 3rd Noise and age-related hearing loss: a study of 40 123 gold miners in South Africa. *Int J Audiol.* 53 (Suppl 2): S66–S75. [3] Wiley TL., Chappell R., Carmichael L., Nondahl D.M., Cruickshanks K.J. (2008) Changes in hearing thresholds over 10 years in older adults. *J Am Acad Audiol.* 19:281–292. quiz 371. [4] Wong L.L.R., Carvalho J.A. (2006) O rápido processo de envelhecimento populacional do Brasil. *Rev Bras Estud Popul.* 23(1):5-26. [5] American Speech-Language-Hearing Association (ASHA) (2005). Guidelines for Manual. Available from www.asha.org/policy.

Palavras-chave: Sistema auditivo, Lapso temporal, Perda da audição

Agência Financiadora: UFPA, CAPES, CNPq

CARACTERIZAÇÃO DE UM ESPECTRORADIÔMETRO COMERCIAL PARA AVALIAÇÃO DE IRRADIÂNCIA DE FOTOTERAPIA NEONATAL

A.F.G. Ferreira Junior* **, J.C.T.B. Moraes**

* Instituto de Pesquisas Tecnológicas do Estado de São Paulo, São Paulo, Brasil

** Escola Politécnica da USP, São Paulo, Brasil

e-mail: gentil@ipt.br

Resumo: O presente trabalho apresenta a caracterização de um espectralradiômetro considerando a calibração nas escalas de comprimento de onda e irradiância espectral, juntamente com a avaliação de sua linearidade e a influência da variação angular na geometria de medição e da polarização da luz incidente. Os resultados mostram que para a aplicação na avaliação de fototerapia neonatal a calibração da escala de irradiância é crítica com variações entre valores teóricos e medidos de até 10 % e a avaliação da linearidade obtida foi 4 % por ordem de grandeza da irradiância, o que demonstra necessidade da caracterização do espectralradiômetro incluindo sua calibração para correta avaliação da irradiância de fototerapia neonatal.

Palavras-chave: espectralradiômetro, fototerapia, irradiância, calibração.

Abstract: *This work presents a spectroradiometer performance evaluation concerning its use for newborn phototherapy equipment testing. For this purpose, the spectroradiometer is calibrated in wavelength and spectral irradiance scales and its linearity, light polarization effects and angular variation in the measurement geometry are evaluated. The results show differences of 10 % between predicted and obtained calibration factor of irradiance and variation of 4 % per a ten factor in the irradiance. These results reinforce the need of spectroradiometer characterization, including its calibration, to evaluate newborn phototherapy equipment.*

Keywords: *spectroradiometer, phototherapy, irradiance, calibration.*

Introdução

O uso de fototerapia para tratamento neonatal é uma técnica consagrada [1] e a existência de normas dentro da Associação Brasileira de Normas Técnicas determina os requisitos de segurança e desempenho dos equipamentos utilizados na fototerapia [2]. A distribuição de irradiância espectral tanto de lâmpadas LED como de diferentes tipos de lâmpadas fluorescentes tubulares e da tradicional lâmpada de filamento se tornou mais diversificada, o que aumenta a dificuldade de medição da irradiância [3-4].

Comparações de medidas de irradiância de fototerapias com diferentes radiômetros apresentaram variações de até 200 % para uma fonte de halogênio,

164 % para uma fonte fluorescente e 173% para uma fonte LED [3]. Em comparações interlaboratoriais no Brasil 85% das medições de irradiância foram consideradas insatisfatórias [5], sendo no Brasil a calibração dos radiômetros um dos fatores de influência neste resultado.

Os limites de irradiância recomendados pela Academia Americana de Pediatria possuem um valor mínimo de 0,9 mW/cm² e um máximo de 1,95 mW/cm², ambos para uma faixa de emissão de 460 nm a 490 nm [6]. Os valores mínimos são compatíveis com estudos anteriores que recomendavam uma irradiância mínima eficaz no tratamento da icterícia neonatal de 1 mW/cm² em uma faixa de emissão de 420 nm a 480 nm [7]. A existência de um limite superior está associada a efeitos fotoquímicos que a radiação na faixa do espectro pode causar na epiderme, já confirmado em cultura celular [8], porém com resultados ainda contraditórios em estudos com neonatais [9].

Este trabalho tem como objetivo apresentar os principais parâmetros de caracterização de um espectralradiômetro comercial e seus impactos para a avaliação de irradiância de equipamentos de fototerapia neonatal.

Materiais e métodos

A caracterização do espectralradiômetro marca Photoresearch, modelo PR 705 para medição de irradiância espectral foi feita com uma lâmpada espectral de mercúrio para avaliação de sua escala de comprimento de onda e para escala de irradiância uma lâmpada padrão de irradiância espectral tipo FEL de 1000 W com rastreabilidade ao PTB (laboratório nacional da Alemanha). A medição de irradiância foi feita seguindo as orientações do certificado da lâmpada padrão e utilizando um difusor plano de PTFE (Politetrafluoretileno) com refletância de 99 % na geometria de incidência da luz a 90° e a visualização do espectralradiômetro a 45°, ambas em relação à superfície do difusor. O arranjo para medição de irradiância é apresentado na Figura 1.

A avaliação da linearidade do equipamento foi feita com o uso de um conjunto de filtros de densidade neutra rastreado ao INMETRO para alterar a potência da radiação de uma fonte laser de HeNe (623 nm) que atingia uma esfera integradora. Um fotodiodo foi utilizado para monitorar a estabilidade da fonte laser e

promover eventuais correções, conforme ilustra a Figura 2.

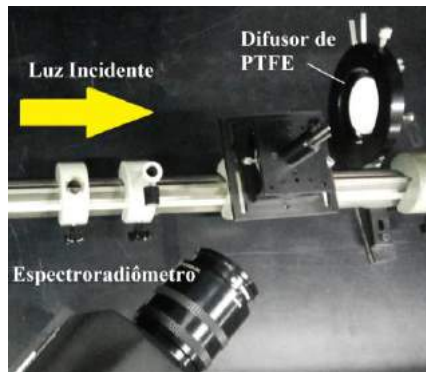


Figura 1: Arranjo para medição de irradiância.

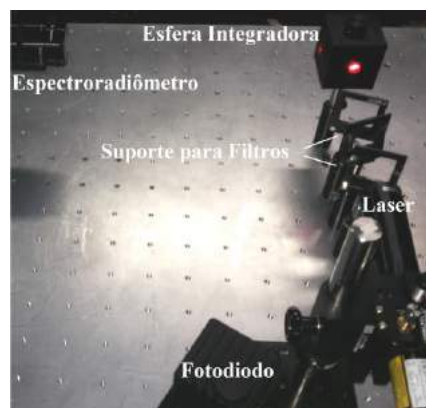


Figura 2: Arranjo para medição de linearidade.

A resposta angular do sistema foi verificada variando do posicionamento do elemento difusor de luz e mantendo os demais elementos fixos, ver Figura 1, em uma faixa de $\pm 10^\circ$. O efeito de polarização da luz na resposta do sistema foi avaliado variando a polarização linear da luz incidente de 0° a 135° em um passo de 45° . Em ambas as medições foi utilizado um fotodiodo para monitorar a estabilidade da fonte de luz durante as medições.

Resultados

O resultado obtido para a calibração da escala de comprimento de onda é apresentado na Figura 3 e os fatores de calibração da escala de irradiância do espectrorradiômetro são apresentados na figura 4.

A incerteza adotada aos valores de referência de comprimento de onda da lâmpada espectral de mercúrio é de $\pm 0,01$ nm que é 100 vezes superior à relatada na literatura [10] e a incerteza nos fatores de calibração de irradiância é de $\pm 4\%$, ambas para um fator de abrangência $k = 2$.

O resultado da determinação da linearidade do equipamento é apresentado na Figura 5, na qual se observa a razão entre a irradiância medida (E_{med}) pela

irradiância de referência (E_{ref}) calculada utilizando a atenuação dos filtros de densidade.

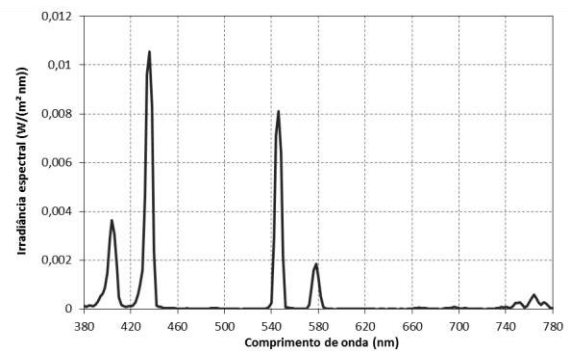


Figura 3: Calibração da escala de comprimento de onda do espectrorradiômetro.

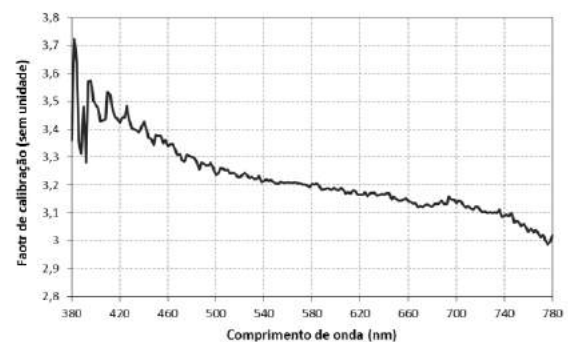


Figura 4: Calibração da escala de irradiância do espectrorradiômetro.

A resposta angular do sistema é apresentada na Figura 6 sendo que os dados de irradiância (E_{med}) são normalizados pelo valor de irradiância (E_{zero}) obtido para o ângulo zero.

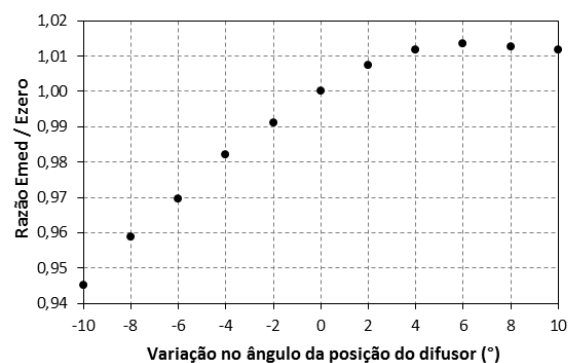


Figura 6: Resposta angular do espectrorradiômetro.

O efeito da polarização da luz na resposta do espectrorradiômetro é apresentado na Figura 7, na qual a os dados de irradiância (E_{med}) são normalizados pelo valor de irradiância ($E_{inicial}$) obtido para a polarização inicial.

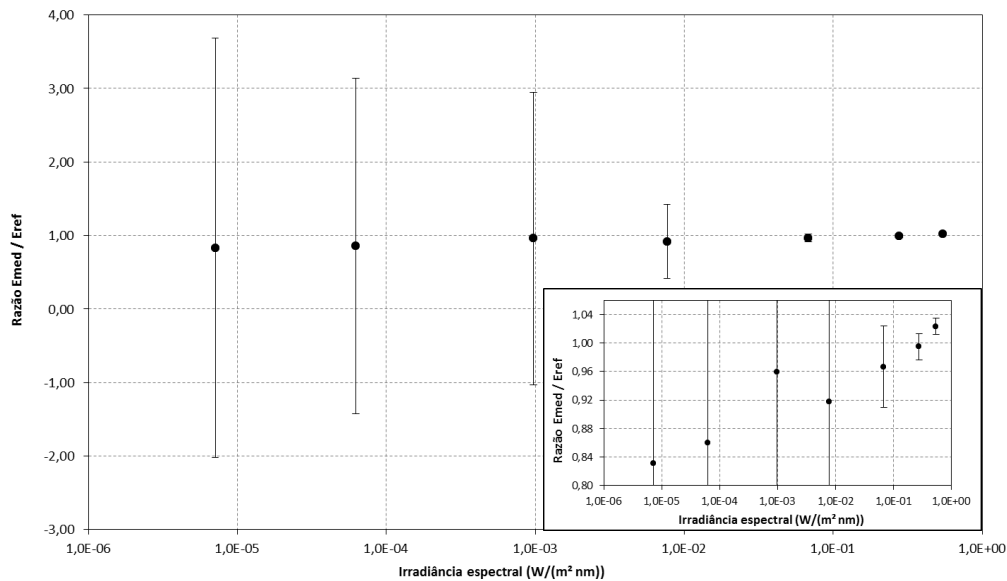


Figura 5: Variação da linearidade do espectroradiômetro. No detalhe, escala ampliada.

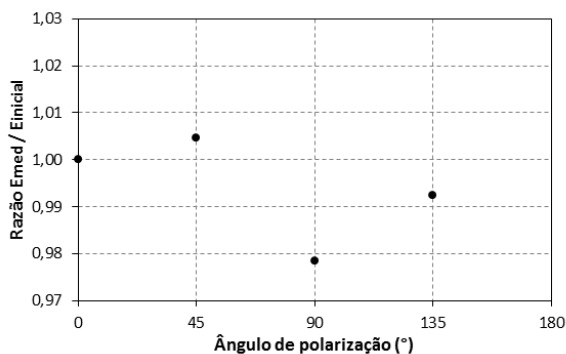


Figura 7: Resposta do espectroradiômetro com a variação da polarização.

Os resultados dos fatores de calibração para a escala de irradiância mostram uma variação de mais de 20% ao longo de toda faixa espectral. O fator de calibração teórico esperado para toda a faixa espectral deveria ser teoricamente uma constante (com o valor de π) [11], porém este valor teórico necessita de correções que são devido a não uniformidade da refletância espectral e o comportamento não Lambertiano do difusor. A comparação do fator teórico de calibração e do fator calibração teórico corrigido considerando os efeitos da refletância do difusor com sua degradação devido à exposição à radiação [12] com o fator de calibração obtido é apresentada na Figura 8. O que se observa na Figura 8 é que a diferença entre os resultados não pode ser somente atribuída à degradação do difusor, devendo ser considerados mudanças na resposta do espectroradiômetro como a alteração do sistema óptico e da responsividade dos detectores (efeitos de temperatura, umidade, envelhecimento e desgastes dos componentes, poeira, entre outros) [13].

A variação da linearidade o equipamento apresenta um tendência de aproximadamente 4 % para cada ordem de grandeza da irradiância. Estes resultados possuem

uma elevada incerteza devido à incerteza de calibração obtida na calibração dos filtros de densidade utilizados. A incerteza da linearidade pode ser reduzida para $\pm 0,6\%$ no ponto inicial a $\pm 1,8\%$ para o ponto final com a utilização de calibração dos filtros no PTB que possui melhores incertezas e faixa de calibração ampliada [14].

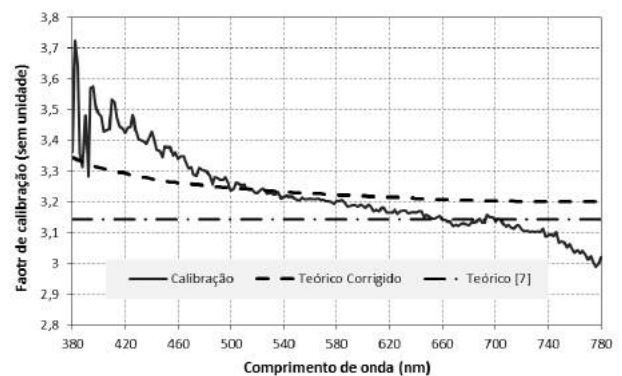


Figura 8: Comparação do fator de calibração de irradiância com fatores teóricos.

O efeito angular da posição do difusor na geometria de mediação é de aproximadamente 1 % para uma variação angular de $\pm 1^\circ$. Este efeito pode ser desprezado para as montagens que utilizam alinhamento com sistemas laser ou goniométricos que apresentam incertezas de medição na faixa de décimos de graus.

A amplitude de radiação da resposta do espectroradiômetro com a polarização da luz incidente foi de aproximadamente de 3 % que é inferior ao efeito da polarização observado na medição de refletância espectral em amostras, cuja amplitude foi de 10 % [15].

Dentre os parâmetros analisados a variação do fator de calibração de irradiância na faixa de trabalho de fototerapias (400 nm a 550 nm) de aproximadamente 5 % contra valores teóricos corrigidos pela degradação da refletância do difusor [12], quando os valores teóricos não são corrigidos estes valores são de

aproximadamente 10 %. Outro parâmetro significativo na medição é o comportamento da linearidade que precisa ser conhecida para evitar variações consideráveis, que no caso apresentado foi de 4 % por variação de ordem de grandeza da irradiância, sendo possível minimizar seus efeitos com a aplicação de correções ou a calibração da irradiância espectral em uma faixa compatível a da fonte sob teste. O efeito da polarização da luz se torna um parâmetro significativo quanto a fonte sob teste apresenta uma emissão polarizada ou parcialmente polarizada que pode ocorrer com o uso de LEDs.

Conclusão

O presente trabalho apresentou a caracterização de um espectralradiômetro para a avaliação de fototerapia neonatal considerando sua calibração nas escalas de comprimento de onda e irradiância espectral, além de sua avaliação da linearidade, da variação angular na geometria de medição e da polarização da luz incidente. A calibração da escala de irradiância do espectralradiômetro se mostrou crítica com variações de 10 % entre valores teóricos e os obtidos. A variação da linearidade também se mostrou significativa sendo 4 % por ordem de grandeza da irradiância. Os resultados mostram que a caracterização do espectralradiômetro incluindo sua calibração é fundamental para correta avaliação da irradiância de fototerapia neonatal.

Agradecimentos

Os autores agradecem ao Governo do Estado de São Paulo e ao IPT – Instituto de Pesquisas Tecnológicas do Estado de São Paulo pelo suporte a realização deste trabalho por meio do Projeto 5000.56.A.

Referências

- [1] Ferreira, HC, Berezin D, Larrubia MN. A super-iluminação na hiperbilirrubinemia do recém-nascido a termo. *Jornal de Pediatria*. 1960; 57: 335-8.
- [2] ABNT. ABNT IEC 60601-2-50. Requisitos particulares para a segurança básica e o desempenho essencial do equipamento de fototerapia para recém-nascido. Rio de Janeiro, 2010.
- [3] Vreman HJ, Wong RJ, Stevenson DK. Phototherapy: current methods and future directions. *Seminar Perinatol*. 2004; 28(5):326-33.
- [4] Clarkson DM, Nicol R, Chapman P. Neonatal phototherapy radiometers: current performance characteristics and future requirements. *Med. Eng. Phys*. 2014; 36(4):522-9.
- [5] Ferreira Jr. AFG. Blue irradiance intercomparison in the medical field, Proc. SPIE 8466, Instrumentation, Metrology, and Standards for Nanomanufacturing, Optics, and Semiconductors VI, 84660B, 2012.
- [6] Bhutani VK. Phototherapy to Prevent Severe Neonatal Hyperbilirubinemia in the Newborn Infant 35 or More Weeks of Gestation. *Pediatrics* 2011; 128(4):1046-52.
- [7] Modi N, Keay AJ. Phototherapy for neonatal hyperbilirubinaemia: the importance of dose. *Arch Dis Child* 1983; 58(6):406-9.
- [8] Godley BF, et al. Blue light induces mitochondrial DNA damage and free radical production in epithelial cells. *J Biol Chem*. 2005; 280(22):21061-6
- [9] Brewster DH, et al. Risk of skin cancer after neonatal phototherapy: retrospective cohort study. *Arch Dis Child*. 2010; 95(10):826-31.
- [10] Sansonetti CJ, Salit ML, Reader J, Wavelengths of spectral lines in mercury pencil lamps. *Appl. Opt*. 1996; 35(1):74-7.
- [11] McCluney WR. Introduction to Radiometry and Photometry, London: Artech House, 1994. p. 15-19
- [12] Möller W, Nikolaus K-P, Höpe A. Degradation of the diffuse reflectance of Spectralon under low-level irradiation. *Metrologia*, 2003; 40(1):S2015-5.
- [13] Commission Internationale de L'éclairage – CIE. The spectroradiometric measurement of light sources, n. 63, Austria, 1984.
- [14] BIPM. Apresenta capacitação para serviços de transmitância do PTB. Disponível em: <http://kcdb.bipm.org/appendixC/country_list_search.asp?CountSelected=DE&sservice=PR/Mater.4.1>. Acesso em 30/06/2016.
- [15] Minato H, Nanjo M, Nayatani Y. Errors in spectrophotometry and colorimetry of fluorescent samples caused by polarization of the measuring system. *Color Res. Appl.*, 1980; 8(4):238-44.

ESTIMULADOR MAGNÉTICO PARA ESTUDO DOS EFEITOS DE CAMPOS MAGNÉTICOS EM TECIDOS NEURAIS

N. S. Araújo^{1,2}, D. T. Depannemaecker^{1,2,3}, A. Falkiner-Andrews², W. Keller², J. Faber^{1,2} e H. A. Amorim²

¹ Departamento de Neurologia e Neurocirurgia, EPM – UNIFESP, São Paulo, Brasil

² Núcleo de Neuroengenharia e Computação, ICT – UNIFESP, São José dos Campos, Brasil

³ École Pratique des Hautes Études – PSL Research University, Paris, França.

e-mail: noemi.araujo@unifesp.br

Introdução: Existem dois tipos principais de estimulação para o tecido neural, a estimulação elétrica e a estimulação magnética [1]. Entretanto, a estimulação magnética exibe grande vantagem comparativa em relação à estimulação elétrica, principalmente por não gerar inflamações já que os estímulos são por indução de correntes iônicas, geradas a partir da variação do campo aplicado [1, 2]. A estimulação magnética transcraniana (TMS), por exemplo, já vem sendo bastante difundida tanto na pesquisa básica quanto em aplicações clínicas [3, 4]. Contudo, a atuação do estímulo magnético diretamente em células nervosas ainda necessita de maiores descrições. Estudos recentes indicam que os efeitos da estimulação magnética dependem do tipo de neurônio, de sua orientação em relação ao campo magnético exposto e da frequência/intensidade dos estímulos aplicados [5-8]. Para elucidar essas questões, o presente trabalho tem por objetivo desenvolver um estimulador magnético, integrado a um *setup* de eletrofisiologia extracelular, para estimulação magnética *in vitro* de fatias de tecido neural.

Materiais e Métodos: O estimulador magnético foi projetado para uso em experimentos de eletrofisiologia *in vitro* sob microscópio, de forma a possibilitar a aplicação dos estímulos magnéticos em conjunto com os registros dos sinais eletrofisiológicos. O equipamento possibilitará o teste de vários padrões de estimulação em diversos tipos de células nervosas. O *design* da estrutura física que acopla o estimulador ao microscópio foi definido e executado utilizando-se o software *SketchUp*. Desenvolveu-se uma câmara de perfusão específica, na qual o estimulador é encaixado. Quanto ao design da bobina e a simulação do campo magnético, estes foram realizados utilizando-se o *software* FEMM 4.2. Um circuito eletrônico de controle e calibração da bobina foi desenvolvido, sendo que a geração e amplificação de pulsos são realizados por um microcontrolador. Após os testes iniciais do estimulador, serão realizadas adaptações e a otimização do circuito de controle, para atingir o campo magnético previamente estabelecido. Por fim, será realizada a validação do funcionamento do equipamento, comparando seu desempenho com o modelo matemático desenvolvido e os trabalhos disponíveis na literatura.

Resultados: Como resultados parciais, obteve-se a estrutura física para acoplamento do estimulador magnético. Testou-se também o estimulador magnético desenvolvido e foi possível realizar a medição do campo magnético produzido.

Conclusões: O projeto do estimulador proposto ainda está em andamento. Após sua implementação, espera-se obter resultados quanto à compreensão dos efeitos da estimulação magnética em neurônios por meio da análise dos sinais eletrofisiológicos registrados, além da construção de um sistema capaz de integrar estímulos e registros cruzados e de natureza física complementar. Esses resultados podem auxiliar no desenvolvimento de novas ferramentas para novas terapias e tratamento de doenças neurológicas, além de auxiliar na compreensão sobre a dinâmica sistêmica em diferentes escalas de interação sobre grupos neuronais.

Referências: [1] Malmivuo, J., Plonsey, R. (1995), *Bioelectromagnetism: Principles and applications of bioelectric and biomagnetic fields*, New York: Oxford University Press. [2] Saypol, J. M., Roth, B. J., Cohen, L. G., Hallett, M. (1991) “A theoretical comparison of electric and magnetic stimulation of the brain”, *Ann. Biomed. Eng.* [3] Di Lazzaro, V., Ziemann, U., Lemon, R. N. (2008) “State of the art: Physiology of transcranial motor cortex stimulation”, *Brain Stimul.* [4] Lefaucheur, J. P., André-Obadia, N., Antal, A., Ayache, S. S., et al. (2014) “Evidence-based guidelines on the therapeutic use of repetitive transcranial magnetic stimulation (rTMS)”, *Clin. Neurophysiol.* [5] Pashut, T., Wolfus, S., Friedman, A., Lavidor, M., et al. (2011) “Mechanisms of Magnetic Stimulation of Central Nervous System Neurons”, *PLoS Comput. Biol.* [6] Pashut, T., Magidov, D., Ben-Porat, H., Wolfus, S., et al. (2014) “Patch-clamp recordings of rat neurons from acute brain slices of the somatosensory cortex during magnetic stimulation”, *Front. Cell. Neurosci.* [7] Bonmassar, G., Lee, S. W., Freeman, D. K., Polasek, M., et al. (2012) “Microscopic magnetic stimulation of neural tissue”, *Nat. Commun.* [8] Lee, J. Y., Park, H. J., Kim, J. H., Cho, B. P., et al. (2015) “Effects of low- and high-frequency repetitive magnetic stimulation on neuronal cell proliferation and growth factor expression: A preliminary report”, *Neurosci. Lett.*

Palavras-chave: Estimulador magnético, Tecido neural, Estimulação magnética, Eletrofisiologia *in vitro*.

ESPECTROSCOPIA POR EMISSÃO ACÚSTICA DE TECIDO ÓSSEO EXCITADO POR PULSO ULTRASSÔNICO

Braz, G. A. *, P.M.Agnolitto.**, Nogueira-Barbosa, M.H. Carneiro, A. A. O.*

* Universidade de São Paulo. Faculdade de Filosofia, Ciências e Letras de Ribeirão Preto, Departamento de Física, Ribeirão Preto, Brasil.

**Universidade de São Paulo. Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto, Divisão de Radiologia, Ribeirão Preto, Brasil.
e-mail: guilhermebraz@usp.br

Introdução: As propriedades mecânicas do tecido ósseo estão diretamente relacionadas à diferentes doenças osteometabólicas. Técnicas elastográficas têm sido exploradas para avaliar propriedades mecânicas de tecidos, porém a maioria delas usa aparatos instrumentais, bem como protocolos de aquisição e processamento de dados complexos. A Acustografia por Pulso/Emissão (APE) é uma técnica recentemente desenvolvida em que um único feixe de ultrassom em modo pulsado em frequência de MHz é utilizado para excitar uma amostra [1,2]. A interação do feixe ultrassônico com a amostra, através de efeitos não-lineares de auto-demodulação, faz com que esta amostra emita um sinal de mais baixa frequência (kHz). Este sinal emitido carrega as informações das propriedades mecânicas e da região de interesse permitindo a extração de parâmetros quantitativos. As potenciais aplicações desta técnica incluem ensaios não-destrutivos de materiais e aplicações clínicas para detecção de tumores, microcalcificações, fraturas ósseas, entre outras. Neste trabalho investiga-se a sensibilidade desta técnica na diferenciação de ossos de camundongos saudáveis e osteoporóticos por meio da análise espectral do sinal acústico emitido quando esses ossos são submetidos a pulsos ultrassônicos.

Materiais e Métodos: Um transdutor focalizado com frequência de ressonância em 3,4 MHz e 5 cm de foco foi posicionado em um tanque acústico por um sistema de posicionamento 3D próximo à amostra. Pulsos de curta duração e alta intensidade foram emitidos sobre ossos fêmures extraídos de camundongos e os sinais acústicos provenientes da interação deste pulso com a amostra foram adquiridos por um hidrofone com banda de resposta em frequência entre 10 Hz e 100 kHz. O estudo foi realizado em 20 ossos, sendo 10 extraídos de animais assintomáticos e 10 de animais com suspeita de osteoporose. De posse destes sinais, uma análise espectral foi realizada procurando-se por uma ou mais frequências onde se pudessem diferenciar os sinais vindos dos dois grupos de ossos.

Resultados:

Diferenças significativas foram obtidas quando se comparou os sinais oriundos dos ossos osteoporóticos com os dos ossos saudáveis. Ao comparar-se as transformadas de Fourier destes sinais observou-se contraste em diversas frequências, sendo 55 kHz a frequência onde observou-se o maior contraste. A amplitude nesta frequência foi de $5,4 \pm 0,5$ V para os ossos assintomáticos e $2,6 \pm 1,3$ V para os ossos osteoporóticos. Um teste de hipóteses do tipo T foi realizado e obteve-se um valor de nível descritivo (*p-value*) menor do que 5%. Este resultado sugere que a técnica foi capaz de diferenciar os dois grupos.

Conclusões: Estes resultados confirmam a hipótese de que a interação não linear de um pulso ultrassônico com um osso gera um sinal de baixa frequência que carrega assinatura de sua estrutura trabecular. As diferenças observadas entre cada grupo confirmam que técnica APE pode diferenciar estruturas ósseas com diferentes propriedades mecânicas. Estes resultados confirmam o potencial da técnica proposta como uma nova ferramenta acústica para análise quantitativa do grau de osteoporose em ossos humanos.

Referências: [1] Baggio, A.L. Imagens acústicas geradas pela interação da radiação ultrassônica com o meio. Ribeirão Preto, 2011. 133 p. Tese (Doutorado - Programa de Pós-graduação em Física aplicada à Medicina e Biologia) - Faculdade de Filosofia, Ciências e Letras de Ribeirão Preto da universidade de São Paulo.

[2] BRAZ, G. A. ; KAMIMURA, H. A. S. ; CARNEIRO, A. A. O. . Study of the viability of the new image modality using ultrasound: Pulse/Emission Acustography. In: XXXVIII ENFMC Brazilian Physical society Meeting 2015, 2015, Foz do Iguaçu. XXXVIII ENFMC Brazilian Physical society Meeting 2015, 2015.

Palavras-chave: Ultrassom, Acustografia, elastografia, radiação acústica, osteoporose.

Agência Financiadora: CAPES, FAPESP, CNPq, FINEP(Ref.2613/09)

SIMULAÇÕES E ESPECIFICAÇÃO DE TRANSDUTOR PARA CONSTRUÇÃO DE PROTÓTIPO HIFU

V. D. J. França*, D. C. M. Perafán** e M. M. Andrade *

* Programa de Pós-Graduação em Engenharia Biomédica - UNB, Brasília, Brasil

** Sistemas Eletrônicos e de Automação e Laboratório de Biomédica - UNB, Brasília, Brasil
e-mail: juliardvdf@gmail.com

Introdução: Nos diagnósticos e terapias de diversos tipos de câncer e suas variações têm-se utilizado a tecnologia do ultrassom de alta intensidade focado - HIFU (*High Intensity Focused Ultrasound*). Essa tecnologia induz necrose por coagulação ao manter a temperatura superior a 56 °C, por 1 segundo ou mais [1], consequência dos comprimentos de onda do ultrassom em frequências da ordem de MHz, os quais são focados para uma região de tecido mole delimitada e isolada, denominada neste trabalho de alvo, no centro dessa região a temperatura pode alcançar a 90 °C [2]. Diante dessas aplicações do HIFU, escassa tecnologia nacional e custo elevado do equipamento, surge a necessidade de obter maior “*know how*” da tecnologia do HIFU e aplicações em medicina. Isto é possível com desenvolvimento do projeto no programa INOVA SAÚDE do Ministério da Ciência e Tecnologia, cuja meta é desenvolver um protótipo funcional de equipamento HIFU em etapas. A etapa inicial consiste em coleta de informações e especificação do transdutor por meio de simulações numéricas, nesse contexto o objetivo desse trabalho é apresentar os resultados preliminares obtidos.

Materiais e Métodos: Utilizou-se o *software COMSOL Multiphysics – Acoustics Module* para uso com o *COMSOL Multiphysics* e o *Acoustics Module*, Licença Flutuante de Rede (FNL) - para reproduzir os resultados do artigo da referência [3], o qual consistiu em simular atuação de um transdutor axissimétrico-2D (altura de 13,9 mm, raio de abertura de 35 mm, raio do hole de 10 mm, comprimento focal de 62,64 mm, intensidade 65 W/cm², pressão acústica 1,11 MPa e meio de propagação água) denominado de Teste-1 (T-1) em seguida realizou-se 2 testes de simulação: um com *Phantom* como alvo (T-2) e um com fígado como alvo T-3). Nestes testes adotou-se como parâmetros do transdutor a altura de 20,7 mm, comprimento focal de 70,0 mm, intensidade maior que 720 W/cm² e variou-se a frequência em baixa (1 MHz); média (2,2 MHz) e alta (4 MHz) intensidade para duração de pulsos de 1 e 5 segundos e os demais parâmetros permaneceram constantes, isto é, os mesmos adotados em T-1. Os testes T-2 e T-3 tiveram como prioridades levantar as variáveis temperatura (T) e área alvo (A). Os testes são realizados em meio aquoso, o *Phantom* e o involutório do fígado possuem forma cilíndrica com 53,60 mm de raio e 80,50 mm de altura.

Resultados: O T-1 forneceu os resultados de [3]. Em T-2 (pulso de 1 s) 1 MHz : T= 37,5 a 38,0 °C e A= 12,00 mm², 2,2 MHz : T= 45,0 a 47,8 °C e A= 4,05 mm², e 4 MHz : T= 52,0 a 52,1 °C e A= 4,59 mm²; T-2 (pulso de 5 s) com 1 MHz : T= 37,5 a 39,4 °C e A= 39,00 mm², 2,2 MHz : T= 45,0 a 54,0 °C e A= 11,70 mm², e 4 MHz : T= 52,0 a 83,0 °C e A= 22,40 mm². No T-3 (pulso de 1 s) 1 MHz : T= 37,5 a 38,0 °C e A= 12,00 mm², 2,2 MHz : T= 45,0 a 48,9 °C e A= 2,38 mm², e 4 MHz : T= 52,0 a 56,0 °C e A= 4,49 mm²; T-3 (pulso de 5 s) 1 MHz : T= 37,5 a 39,6 °C e A= 39,00 mm², 2,2 MHz : T= 52,0 a 60,2 °C e A= 9,60 mm², e 4 MHz : T= 52,0 a 70,2 °C e A= 38,30 mm². Esses resultados sugerem correlação direta entre o aumento da temperatura com o da frequência e a duração do pulso, indicam que as áreas alvos são menores ao atingirem as temperaturas máximas para frequências de média intensidade comparadas com as de baixa e alta intensidade.

Conclusões: As temperaturas em suas respectivas áreas alvos nas simulações com o *software COMSOL Multiphysics* indicam que com o controle da temperatura, em função da frequência e duração dos pulsos, e o conhecimento da área alvo possibilita a construção do o protótipo do HIFU. A etapa atual do projeto corresponde à aquisição do atuador HIFU, em conformidade com as supracitadas simulações, para a concepção do aparato físico e o início dos ensaios *in vitro*.

Referências: [1] Haar, G.T. “*Harnessing the interaction of ultrasound with tissue for therapeutic benefit: high-intensity focused ultrasound,*” *Ultrasound in Obstetrics & Gynecology*, vol. 32, no. 5, pp. 601– 604, 2008. [2] Wu F. *Extracorporeal high intensity focused ultrasound in the treatment of patients with solid malignancy. Minim. Invasive Ther. Allied Technol.* 2006;15(1):26–35.[3] COMSOL. *Focused Ultrasound Induced Heating in Tissue Phantom*. Disponível : < https://br.comsol.com/model/download/265931/models.aco.ultrasound_induced_heating.pdf. > Acessado em: 15 de Março de 2016.

Palavras-chave: Simulações, Transdutor, Temperaturas, Alvo, Frequência.

Agência Financiadora: Financiadora de Estudos e Projetos (FINEP).

ANALYSIS OF TRACE ELEMENTS PRESENT IN CANINE BREAST TISSUE BY FLUORESCENCE X-RAY TECHNIQUE

Thamara C. Cozer*, André L. C. Conceição*, Marcelo Antoniassi*, Alana C. F. Fagundes*, Gustavo R. O. Pimentel*, Anna S.S. da Rocha**

* Universidade Tecnológica Federal do Paraná, Curitiba, Brasil

** Pontifícia Universidade Católica, Curitiba, Brasil

e-mail: thamara.cozer@gmail.com

Introduction: Canine breast tumors represent a total from 25% to 50% of all tumor types that affect this specie. Of this total, half is considered malignant (1). Even with high malignancy evidence, studies about the factors that influence this type of tumor and its characteristics are still scarce in the literature. It is known that tumors are caused by chemical and biochemical changes in the cell with consequences on the tissues and structures that comprise (2). Nowadays, researchers are focused in understand the mechanisms that regulates these changes, in this sense, it is very important to know the trace elements present in these tissues. Then, analysis of trace elements present in these tissues can be performed by EDXRF technique (Energy Dispersive X-Ray Fluorescence), since it is an analytical non-destructive technique, which has the function to inform qualitatively and quantitatively the elemental composition of the samples (3-4). Therefore, the focus of the work is to perform quantitative measurements of trace elements present in pathological canine tumors samples.

Materials and Methods: A total of 56 benign and malignant canine breast samples were collected and fixed in 10% buffered formalin and kept at room temperature. During the measurements, they were place into a specific sample holder and the formalin excess was remove. Measurements of the fluorescence intensity were performed at EDXRF kit. This arrangement consists of an x-ray tube with silver anode, an energy dispersive detector and a computer to control and data analysis. It was chosen an exposure technique of 30 kV and 100 μ A and an exposure time of 1500s in order to keep the statistical uncertainties due to photon counting below than 3%. Before to determine the concentration of trace elements Ca, Fe, Cu and Zn in the breast samples, it was built standards samples. This standard samples were composed by salt diluted in deionized water which concentrations of Ca, Fe, Cu and Zn was known, ranging from 400 mg/kg to 35 mg/kg, from 20 mg/kg to 2 mg/kg, from 10 mg/kg to 1 mg/kg and from 100 mg/kg to 9 mg/kg, respectively. Besides, the XRMCA Monte Carlo code was used to validate the experimental method proving the effectiveness of the methodology.

Results: Although the concentration of Ca, Fe, Cu and Zn were higher in malignant tumours, only the zinc concentration was statistically different ($p < 0,05$) those in benign tumours in accordance to SAKAMOTO (2011). This fact may be related to the presence of this element in the matrix metalloproteinases, which is associated to the invasive behavior of this type of tumour. Moreover, by analyzing the central region of the malignant tumour and its periphery, it was not verified significant difference in the trace elements concentration Fe, Cu and Zn. However, the calcium concentration was higher in the central portion, since it is the main component in micro-calcification.

Conclusions: The results found in this work allow us to correlated changes in trace elements concentration with the pathological process of canine breast tumor. Studies in this area are of great potential since the EDXRF technique is a good technique for quantification of trace elements in biological samples, e.g. canine breast tumors samples.

References: [1] DALECK, C. R. *et al.* Aspectos clínicos e cirúrgicos do tumor mamário canino. *Ciência Rural*, v. 28, n. 1, p. 95-100, 1998. [2] ROBBINS, S. L.; CONTRAN, R. S. *Patologia: bases patológicas da doença*. 8ª. ed. Rio de Janeiro: Elsevier, 2010. [3] SAKAMOTO, S. S. Identificação de elementos traços em tumores de mama de cadelas e sua correlação com histopatologia e prognóstico de vida. Dissertação de Mestrado. Universidade Estadual Paulista “Júlio de Mesquita Filho”, Faculdade de Odontologia e Curso de Medicina Veterinária: São Paulo. 2011. [4] SILVA, M. P. *et al.* Role of Ca, Fe, Cu and Zn in breast cancer: study by X-ray fluorescence techniques and immunohistochemical analysis. *X-Ray Spectrometry*, v. 42, p. 303-311, 2013

Keywords: canine breast tumor, x-ray fluorescence, trace elements.

Funding Agency: CAPES and UTFPR.

NANO APARELHO DE CAPTAÇÃO PARA ELETROCARDIOGRAMA

T. O. Orlandi*, C. N. Giracca* e F. B. Silva* e M. O. Martins**

* Curso de Engenharia Biomédica, UNIFRA, Santa Maria-RS, Brasil

** Curso de Ciência da Computação, UNIFRA, Santa Maria-RS, Brasil

e-mail: thayson96@hotmail.com

Introdução: O referido projeto visa a construção de um dispositivo que realiza captação de eletrocardiograma, utilizando código aberto em linguagem Arduino. O mesmo, tende a ter tamanho reduzido, baixo consumo de energia e um *log* de captação de dados em Micro Sd, sendo que sua interface de comunicação é feita via conexão usb ou Bluetooth, podendo ser conectado em um computador para efetuar a análise dos dados ou até mesmo em um smartphone para a visualização de um possível prognóstico de deficiência cardíaca. Cabe ressaltar que a montagem deste dispositivo visa um custo ínfimo comparado com produtos que realizam a mesma função. No que concerne ao planejamento do projeto, sua construção e código de programação serão executados ao longo do ano, com o auxílio do Professor orientador Dr. Mirkos Martins, posto que pretende-se finalizar sua montagem com uma case 3D Impresso em nossa instituição, em planejamento totalmente comercial, utilizando equipamentos encontrados em lojas específicas para sua replicação.

Materiais e Métodos: Um Microcontrolador Arduino Nano será utilizado baseado em ATmega 328 [1] acoplado a um captador de sinal ECG modelo AD8232 [2] e conectado também a um módulo Bluetooth RS232 [3], alimentado por uma bateria de 3,7V de capacidade aproximada de 1200mAh [4], deixando assim o sistema autônomo, sem necessidade de energia externa para operar, tudo acoplado a um case 3D acondicionando o sistema em um tamanho aproximado de uma polegada cúbica. Parte-se do ideal de realizar a conexão de todos os elementos e construir um código de comunicação para que os resultados sejam exibidos de forma simples e qualificada. O projeto visa alcançar um nível de precisão semelhante a marcas já consolidadas no mercado disponíveis hoje, sendo assim será utilizado dados coletados de suas medições da marca Heal Force do modelo Price-180B com 1 canal utilizando 3 eletrodos conectados ao paciente saudável. Com estes dados pretendemos representar nosso protótipo com mesma acurácia porém com o custo ínfimo comparado com o comercializado descrito acima.

Resultados: Através da realização dos testes percebeu-se que os dados obtidos de comunicação entre o Bluetooth e o computador teve sua funcionalidade melhor do que esperado, onde o sistema apresentou-se de forma consideravelmente estável e, devido ao fato do dispositivo ter conexão via Bluetooth, seu sistema pode ser embarcado com mais sensores para, futuramente, captar mais variáveis e realizar outras medições tão importantes quanto a própria função descrita e mencionada aqui ECG.

Conclusões: Montado o dispositivo em uma Protoboard, o sistema respondeu normalmente e se comunicou com o computador de forma direta via USB. Já com dados coletados de comunicação via Bluetooth iremos construir a Shield específica de comunicação do Microcontrolador com o captador de ECG e emissão de dados via Bluetooth sem fio com dispositivos portáteis, para a maior confiabilidade do projeto iremos incluir um cartão de dados digital conectado no Arduino que salva os dados em um cartão Micro Sd evitando a perda de dados caso o dispositivo venha a falhar em sua comunicação sem fio.

Referências: [1] Creative Commons. Published: First Edition August 2007. 171 Second Street, Suite 300. San Francisco California, 94105, USA. [2] One Technology Way, P.O. Box 9106, Norwood, MA 02062-9106, U.S.A. (2012–2013). [3] 2013 Roving Networks. All rights reserved. RN-BT-DATA-UG Version 1.0r 3/26/13. Roving Networks, Inc. 102 Cooper Court Los Gatos, CA 95032. [4] 2016 SureFire, LLC. All rights reserved.

Palavras-chave: Arduino, ECG, Nano, Bluetooth.

Agência Financiadora: Não consta.

SISTEMA DE AMPLIFICAÇÃO E AQUISIÇÃO DE POTENCIAIS PARA ANÁLISE DE ECG MULTICANAL

M. Mazzetto¹, M.S. Oshiro², I. A. Cestari¹

¹ Divisão de Bioengenharia – Instituto do Coração, ² Instituto de Medicina Física e Reabilitação – IMREA, Hospital das Clínicas – Universidade de São Paulo, Brasil
e-mail: marcelo.mazzetto@incor.usp.br

Introdução: Os dispositivos de assistência ventricular (DAVs) podem ser utilizados para manutenção de condições hemodinâmicas adequadas em pacientes com insuficiência cardíaca grave e que esperam por um transplante cardíaco. Nessa aplicação, normalmente referida como ponte para o transplante, a assistência circulatória mecânica fornecida pelo DAV pode durar dias ou meses. Na maior parte dos casos, os DAVs são utilizados para suporte ao ventrículo esquerdo e seu uso resulta na descompressão da câmara cardíaca e redução da tensão do miocárdio. Existem relatos na literatura indicando um remodelamento elétrico do tecido cardíaco após a assistência com o uso prolongado do DAV [1]. O remodelamento elétrico é atribuído à ativação de correntes iônicas devido a alterações mecânicas de estiramento do miocárdio durante assistência. Esse remodelamento pode ser estudado a partir de potenciais elétricos registrados em amostras do tecido cardíaco estimuladas eletricamente [2] ou a partir do processamento de sinais do ECG de superfície do paciente. Nesse trabalho descrevemos um módulo que permite o registro simultâneo de 64 potenciais a partir de sinais colhidos por eletrodos de ECG de superfície colocados no paciente ou por uma matriz de microeletrodos em contato com amostras de tecido cardíaco [3].

Materiais e Métodos: O equipamento de aquisição consiste de 16 placas de processamento analógico, cada qual composta por 16 canais de pré-processamento, num total de 256 canais. Os módulos desenvolvidos podem ser conectados tanto aos eletrodos de superfície como a malha de microeletrodos [3]. O sistema de processamento analógico foi construído observando-se as normas da IEC, com um *cross-talk* entre canais maior que 90 dB e uma corrente de polarização DC de entrada para cada amplificador menor que 10 nA. Cada canal possui um circuito de proteção de sobrecarga, constituído de lâmpada neon para absorver a descarga de desfibrilador e diodos zener para limitar a tensão de entrada, buffer de entrada para o casamento de impedância, pré-amplificador de ganho 30 para evitar saturação na saída e fornecer uma alta resposta em frequência, filtro passa-faixa, com frequência de corte inferior de 5 Hz e superior de 500 Hz, amplificador de ganho programável entre 1X e 30X, circuito de amostragem sample-and-hold, circuito multiplexador de 16 canais e amplificador isolador de alta tensão, com tensão de ruptura em 8 kV. O sistema foi originalmente construído para registros no músculo cardíaco [4,5]. Para utilização com eletrodos de superfícies os filtros passa-faixa foram modificados para frequências de 0,5 Hz a 75 Hz e um ganho de 900X.

Resultados: Foram realizados ensaios com o uso de um gerador de funções (*Arbitrary Waveform Generator* HP 33120A) isolado na entrada através de um transformador isolador. Sinais senoidais com frequência inferior, igual e maior que as frequências de interesse foram gerados e acoplados a um atenuador de tensão (*VHF Attenuator* HP 355D 50Ω DC 1000 MHz) para obter um sinal com amplitude similar a de um sinal de ECG de superfície. Estes sinais foram injetados no equipamento e as saídas amplificadas analisadas através de um osciloscópio (Agilent MSO-X3024A).

Conclusões: Os sinais amplificados foram comparados com os sinais gerados e os resultados mostram que o sistema oferece a amplificação e a faixa de frequência necessária para registros de ECG de superfície. Para uso do sistema no registro de potenciais em amostras de tecido cardíaco, há a necessidade de se utilizar um circuito para eliminação dos sinais elétricos de estímulo.

Referências:

[1] Naito, N, Kinoshita, O, Ono, M. Prolonged left ventricular assist device support (18 months) in refractory ventricular fibrillation. *J Heart Lung Transplant*. 2014, 33:772-773, [2] Camelliti, P et al, Adult human heart slices are a multicellular system suitable for electrophysiological and pharmacological studies, *J Molecular and Cellular Cardiology*, Vol. 51, Issue 3, 2011, pg. 390–398, [3] Fontes, MBA, Furlan, R, Cestari, IA. Microelectrode Array for Cardiac Potential Mapping. XVI International Conference on Microelectronics and Packaging – SBMicro, 2011, Pirenópolis, GO, Brazil, [4] Mazzetto, M, Oshiro, MS, Oyama, HTT, Furuie, SS, Leirner, AA. Sistema de detecção, amplificação e aquisição de potenciais para análise de atividade elétrica cardíaca. RBE – Caderno de Engenharia Biomédica, 1997, v. 13, pg. 19-29, [5] Oyama, HTT; Mazzetto, M; Cestari, IA; Leirner, AA. Método para construção de balão endocárdico e bolsa epicárdica com múltiplos eletrodos para mapeamento cardíaco. RBE – Caderno de Engenharia Biomédica, 1997, v. 13, pg. 105-114.

Palavras-chave: Amplificação de Biopotenciais, Instrumentação Biomédica, ECG de superfície multicanal.

BIOSENSOR MICROELETRÔNICO MULTIPLEXADO

Fernando M. Mano, Hugo J. D. Mello e Marcelo Mulato

Departamento de Física, FFCLRP, USP, Ribeirão Preto, Brasil
e-mail: fernandommano@usp.br

Introdução: Este trabalho apresenta a construção de um biossensor multiplexado para análise de substâncias biológicas que possuem grande interesse em pesquisa, melhorando a portabilidade do sistema. O método de aquisição do sinal do sensor no sistema *Differential Instrumental Amplifier* EGFET (D-IA-EGFET) [1] necessita de 12 CI's para a leitura de 04 sensores. Já utilizando um sistema multiplexado, necessitamos de apenas um transdutor D-IA-EGFET cujas entradas são conectadas à saída de um multiplexador analógico, no qual podemos conectar quatro filmes sensíveis à sua entrada. O controle do fluxo de informação é feito através de um microcontrolador, reduzindo para 05 o número de CI's necessários. Esta redução auxilia na miniaturização do sistema, portabilidade, facilita a compatibilização eletromagnética, reduz o consumo de corrente pelo circuito, aumenta a maleabilidade do circuito para acréscimos como adição de Display LCD[2], comunicação entre circuito e computador, e leitura de temperatura. Avaliamos este dispositivo utilizando 03 filmes sensíveis a pH com distintas características de sensibilidade: filmes de óxido de estanho dopado com flúor (do inglês, *fluorine-doped tin oxide*, FTO) e polianilina (PANI).

Materiais e Métodos: Inicialmente o sistema multiplexado foi construído em uma *protoboard* usando como microcontrolador o PIC 16F628A, que é responsável pelo controle de tempo e por definir qual dos sensores da entrada do multiplexador deverá estar conectado a saída. O multiplexador usado foi o CD4052B que possui dois conjuntos de quatro portas de entrada para uma dada saída. Neste trabalho inserimos 03 filmes diferentes na entrada do multiplexador, cuja saída é conectada ao sistema de transdução (D-IA-EGFET) que é construído com ganho unitário e usado para melhorar a estabilidade do sinal obtido do sensor. O sinal finalmente é medido e armazenado com o auxílio de um multímetro digital (*Data Acquisition* da HP). Para o teste, utilizou-se três filmes diferentes sensíveis a pH, sendo um de FTO, e dois filmes de PANI com sensibilidades diferentes de acordo com seu estado de oxidação (PANI1 e PANI2, respectivamente), testando qual deles apresentava melhor resposta como sensor de pH[3], na faixa de 2 até 10.

Resultados: Nota-se que o filme de FTO responde de forma linear para intervalo ácido, sendo a linearidade ($L = R^2 * 100$) de 99,4%. Para pHs básicos houve dano à amostra e experimentos necessitam ser refeitos e otimizados. A sensibilidade inicial da amostra foi de 39 mV/pH. Os filmes de PANI responderam de forma linear para todo intervalo de pH e, como para o filme de FTO, também notou-se o decréscimo no valor de tensão gerada conforme a solução tornava-se mais básica. O filme PANI1 teve como desempenho uma linearidade de 99,9% em meio ácido contra 85,5% em meio básico, considerando todo o intervalo sua resposta foi L igual a 94,4% e sensibilidade de 48 mV/pH. Já o filme PANI2 apresentou uma resposta de L 96,3% em meios ácidos e L 82,2% para básicos. Considerando o intervalo todo houve uma resposta de L 95,4% com uma sensibilidade de 56 mV/pH. Ressaltamos que o sistema desenvolvido foi capaz de ler múltiplas amostras simultaneamente, fazendo a devida separação entre os resultados para cada filme específico. Variações de usos serão apresentadas e discutidas, inclusive com o uso de 4 sensores simultâneos.

Conclusões: Um sistema de sensoriamento baseado em dispositivos FET utilizando um multiplexador foi capaz de fazer medidas simultâneas de vários filmes sensíveis, melhorando também a portabilidade e diminuindo os ruídos (considerando que um multiplexador substitui até 8 relés) inerentes ao processo. Este sistema mostrou que os filmes de PANI obtiveram uma resposta consistente com a feita de maneira individual, isso também foi identificado para o FTO para meios básicos.

Referências:

[1] H. J. N. P. D. Mello e M. Mulato, "Well-established materials in microelectronic devices systems for differential-mode extended-gate field effect transistor chemical sensors", *Microelectron. Eng.*, vol. 160, p. 73–80, jul. 2016. [2] C. C. Kanakam e P. Raj.K, "A Simple Device to determine creatinine in the blood", *A Simple Device To Determine Creatinine In The Blood*, Canadian Journal on Biomedical Engineering and Technology, p. 1–4, fev-2011. [3] N. C. S. Vieira, A. Figueiredo, E. G. R. Fernandes, F. E. G. Guimarães, e V. Zucolotto, "Nanostructured polyaniline thin films as urea-sensing membranes in field-effect devices", *Synth. Met.*, vol. 175, p. 108–111, jul. 2013.

Palavras-chave: EGFET, multiplexado, microcontrolador, sensor de pH, biossensores.

Agências Financiadoras: CNPq, CAPES e FAPESP.

DESENVOLVIMENTO DE DISPOSITIVO PARA AVALIAÇÃO DE FORÇA EM PACIENTES ACAMADOS

Jeferson A. L. Lopes*, Marcelino M. de Andrade* e Vinicius Z. M. da Silva**

* Universidade de Brasília, Gama, Brasil

** Escola Superior de Ciências da Saúde, Brasília, Brasil
e-mail: andris10@gmail.com

Introdução: A fraqueza muscular decorrente do tempo na Unidade de Tratamento Intensivo (UTI) apresenta alta incidência e está associada a presença da polineuropatia da doença crítica [1]. A redução de massa e força muscular começa pouco tempo depois da entrada do paciente na UTI [2]. Esse quadro tem forte impacto no prognóstico dos indivíduos internados, estando associada a internação prolongada, dificuldade no desmame da ventilação mecânica, maior mortalidade e aumento dos custos intra e extra hospitalares [3]. Como forma de atenuar o efeito da Fraqueza Adquirida na Unidade de Tratamento Intensivo (FA-UTI), utilizam-se técnicas de fisioterapia como a cinesioterapia [4], treinamentos em cicloergômetro e a Estimulação Elétrica Neuromuscular (EENM) [2]. A FA-UTI é tipicamente simétrica e afeta principalmente os músculos periféricos proximais, bem como os músculos respiratórios. Ela é diagnosticada em pacientes cooperativos testando-se manualmente a contração exercida pelos músculos mais afetados com a escala da *medical research council strength score* [5]. O padrão ouro é a utilização de dinamômetros isocinéticos, que não são adequados a pacientes acamados, os quais estão conectados à diversos aparelhos, sondas e sobre efeito de sedativos e medicações. Como os pacientes em estado crítico comumente não são cooperativos, esses tipos de testes não são aplicáveis. Uma estratégia para mensurar a força muscular sem a necessidade de cooperação dos pacientes são os testes de força evocados por estímulos elétricos. Dessa forma, verificou-se a necessidade de criação de um dispositivo (prancha) para a avaliação objetiva do efeito das técnicas de reabilitação em pacientes acamados e não cooperativos que permita mensurar de maneira confiável a força muscular. Um primeiro protótipo foi concebido e está sendo utilizado na UTI trauma do Hospital de Base do Distrito Federal (HDBF).

Materiais e Métodos: O paciente é posicionado no leito em posição de decúbito dorsal e a perna direita do indivíduo é colocada sobre a prancha de modo a garantir angulação de noventa graus na articulação do quadril e sessenta graus na articulação do joelho e prende-se o calcanhar a um transdutor de força. Tais características foram baseadas no padrão isocinético de medição de força. Eletrodos de eletromiografia com diâmetro de um centímetro são posicionados nos melhores pontos de eletroestimulação dos músculos extensores do quadríceps, vasto medial e reto femoral e são aplicados pulsos de eletroestimulação com frequência de 100 Hz e intensidade de corrente variando do menor ponto observável de contração até 60 mA, com dois minutos de repouso entre os estímulos. Por fim são anotados os valores observados, que servirão como critério objetivo para avaliação da melhor forma de reabilitação em pacientes com FA-UTI. O ensaio foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa - FEPECS/SES-DF sobre o número de parecer 417.180.

Resultados: O aparelho desenvolvido foi um dispositivo portátil que se apresenta estável no leito, ajustável ao tamanho da perna do paciente, garantindo a angulação do joelho em sessenta graus para a obtenção do máximo Pico de Torque (PT), e capaz de suportar forças de até 1000 N no transdutor de força.

Conclusões: A prancha permitiu o correto posicionamento do corpo em posição adequada para medição de força e testes clínicos estão sendo realizados para a avaliação dos diversos procedimentos de reabilitação.

Referências: [1] JOHN, R.; BAPAT, S. Intensive care unit acquired weakness. *Anaesthesia & Intensive Care Medicine*, v. 16, n. 4, p. 155 - 158, 2015. [2] SEGERS, J. et al. Feasibility of neuromuscular electrical stimulation in critically ill patients. *Crit Care*, v. 29, n. 6, p. 1082-8, 2014. [3] SHARSHAR, T. et al. Presence and severity of intensive care unit-acquired paresis at time of awakening are associated with increased intensive care unit and hospital mortality. *Critical care medicine*, v. 37, n. 12, p. 3047-53, 2009. [4] LIPSHUTZ, A. K. M.; GROPPER, M. A. Acquired neuromuscular weakness and early mobilization in the intensive care unit. *Anesthesiology*, v. 118, n. 1, p. 202-215, 2013. [5] HERMANS; VAN DE, B. Clinical Review: intensive care unit acquired weakness. *Critical Care*, v. 19, 2015.

Palavras-chave: UTI, Dinamômetro, Isocinético, Reabilitação, Eletroestimulação, Paciente acamado.

Agência Financiadora: Edital FAP DF 03/2015 - Demanda espontânea.

JOGO PARA AUXÍLIO DO TRATAMENTO FISIOTERÁPICO DE PESSOAS COM SEQUELAS DE AVC

CASTRO. Marcos. CAMPAGNOLO. Bruno. MANFFRA. Elisangela.

Pontifícia Universidade Católica do Paraná, Curitiba, Brasil

e-mail: prc.marcos@gmail.com

Introdução: O desenvolvimento de tecnologias na área da realidade virtual está a cada dia mais evidente, principalmente no setor de jogos. Além de seu cunho em base do entretenimento, esses dispositivos disponibilizam maneiras alternativas de serem utilizados, e uma delas tem origem na saúde. Nesse estudo, o acessório utilizado será o *Kinect* [1]. O desafio é utilizar o dispositivo como um agente complementar ao tratamento de reabilitação motora de pacientes com sequelas de AVE (Acidente Vascular Encefálico). No cenário atual, alguns jogos já são utilizados no tratamento de reabilitação desse tipo de pacientes [2], porém poucos o tem como foco. Nesse segmento, tem-se como exemplo a ferramenta Jintronix [3], que utiliza de sensores e da ludificação (uso de mecânicas de jogos aplicadas em outros contextos) para complemento do tratamento fisioterápico. Segundo o estudo sobre prototipagem e design participativo, pacientes pedem para que esses jogos tenham narrativas que coincidam com sua funcionalidade [4]. Ou seja, além dos resultados funcionais alcançados pelos exercícios realizados nessas sessões de jogos, deve-se também, proporcionar entretenimento, para que possa haver motivação para fazê-los. O presente estudo leva em consideração os dois aspectos: funcionalidade e entretenimento. Tendo o auxílio de profissionais da área da saúde para arquitetar e validar sua parte funcional, e contando com designers de jogos para criação de sua parte de entretenimento e mecânica.

Materiais e Métodos: O processo de escolha da metodologia e dispositivo em questão foi dado a partir de pesquisas de praticidade e custo-benefício do tratamento. O dispositivo *Kinect* da empresa Microsoft, conta com sensores infravermelho e de profundidade 3D, além de sua câmera RGB e microfone. Devido à combinação dos dados de seus sensores e algoritmo, dá como resultado, o mapeamento do corpo humano, baseando-se nas coordenadas de suas articulações. Itens como precisão do dispositivo também foram avaliados neste processo, contando com a equipe do curso de Fisioterapia para gerar as medidas necessárias para a comparação. Com auxílio de profissionais da área, análises foram feitas para guiar a escolha de exercícios da terapia tradicional que poder-se-ia utilizar como referência para criação dos jogos, levando em consideração a viabilidade e a capacidade da plataforma selecionada. A partir da mostra de vídeos de pacientes realizando a terapia tradicional foram analisados e viabilizados métodos de aplicação dentro do jogo.

Resultados: Devido ao dispositivo ter acesso apenas às coordenadas (x, y, z), foi necessária a criação de um algoritmo para gerar triangulações e em seguida a análise de ângulos relativos das articulações para que pudesse-se denotar a precisão do acessório. Esse algoritmo utiliza conceitos de álgebra linear e trigonometria, criando vetores a partir das posições dos pontos e em seguida fazendo sua triangulação. Em comparação ao método tradicional de medida de ângulos, o dispositivo apresentou uma margem de erro média de 5 graus nas poses testadas, as quais são realizadas no tratamento fisioterápico tradicional. O processo de criação do jogo também conta com seu Documento de Game Design (DGD), que utiliza o padrão do edital do concurso INOVApps [5], do Ministério da Comunicação. Também dispo de um questionário pós-sessão sobre a satisfação e o nível de cansaço dos pacientes.

Conclusões: Com base nos resultados obtidos, viabilizou-se a fase de prototipagem e teste com pacientes, que tem como meta a validação e *feedback* para que se possa adaptar o produto às necessidades dos usuários.

Referências: [1] Microsoft – Kinect Devcenter. Disponível em: <<https://dev.windows.com/en-us/kinect>>. Acesso em 23 de Março de 2016. [2] DAREKAR, Anuja, J MCFADYEN, Bradford, LAMONTAGNE, Anouk, FUNG, Joyce. Efficacy of virtual reality-based intervention on balance and mobility disorders post-stroke: a scoping review. 2015. [3] Jintronix. Disponível em: <<http://www.jintronix.com>>. Acesso em Abril de 2016. [4] SANTA ROSA, José Guilherme. JUNIOR PEREIRA, Antônio. GURGEL, Andrei. Prototipagem no Design. [5] Ministério da Comunicação – INOVApps. Disponível em: <<http://www.comunicacoes.gov.br/concurso-inovapps>> Acesso em 4 de Março de 2016.

Palavras-chave: Kinect, Controle Postural, Fisioterapia.

Agência Financiadora: Pontifícia Universidade Católica do Paraná.

Número do Protocolo do Comitê de Ética: 1.482.721.

DESIGN E IMPLEMENTAÇÃO DE CARREGADOR DE BATERIA PARA DISPOSITIVOS IMPLANTÁVEIS EM PLACAS DE CIRCUITO IMPRESSO

W. G. Souza*, D. A. Andrade*, E. F. Júnior* e T. S. S. Teixeira*

* Universidade Federal de Uberlândia, Uberlândia, Brasil
e-mail: wanberton@gmail.com

Introdução: Estudos anteriores [1]-[3] demonstraram que existe acoplamento indutivo substancial entre dois enrolamentos nos lados opostos de um circuito impresso de dupla face (PCB). Dessa forma, uma PCB de dupla face com enrolamentos espiral nas suas superfícies podem ser usadas como um substituto para um transformador à base de núcleo convencional em certas aplicações de energia, por exemplo, circuitos de acionamento para MOSFETs/ IGBTs [2] e conversores CC-CC de baixa potência [3]. Um protótipo [4], [5] foi feito para utilizar o acoplamento indutivo entre dois enrolamentos vizinhos PCB como meio de um contato transferência de energia. No referido estudo, duas PCB de enrolamentos separados (cada um construído sobre uma PCB de um único lado) são colocados perto em paralelo, para torná-los como uns circuitos de carregamento para eletrônicos portáteis. A unidade emissora, ou seja, do lado do primário do carregador, contém o enrolamento primário em um PCB, juntamente com os componentes eletrônicos, enquanto o lado secundário do carregador consiste no enrolamento secundário que pode ser uma PCB ou uma bobina de outro material, um circuito carregador de bateria, e a bateria. O acoplamento indutivo entre estes dois enrolamentos de PCB paralelo, proporciona a transferência de energia sem contato.

Materiais e Métodos: Como um dispositivo de transferência de energia, o circuito com o enrolamento PCB acoplado é inicialmente idêntico a um transformador convencional. Mas devido à separação dos enrolamentos e ausência do núcleo magnético, a transferência de potência é pequena. A melhoria do acoplamento e da quantidade de energia transmitida é realizada através do acoplamento ressonante. É introduzido um circuito conversor ressonante que fornecerá a potência a ser transmitida e os dois circuitos (emissor e receptor), são sintonizados na frequência de ressonância. A teoria dos Modos Acoplados fornece a base de estudo desse tipo de acoplamento.

Resultados: Nos testes realizados no protótipo a transmissão de potência entre as bobinas feitas de placas de circuito impresso foi satisfatória, chegando a uma eficiência de 48% a uma distância de oito centímetros. Ainda são necessários alguns ajustes nos conversores para sintonia fina na frequência de ressonância e espera-se que dessa forma a eficiência seja melhorada.

Conclusões: São muitos fatores que interferem na transmissão de potência através do acoplamento ressonante, tais como, fator de qualidade das bobinas, capacitâncias parasitas e impedância da carga. Mesmo assim, é possível diminuir a influência desses fatores através da modelagem computacional, e projeto dos formatos das bobinas.

Referências: [1] S. Y. R. Hui, S. C. Tang, and H. Chung, “Coreless printed-circuit board transformers for signal and energy transfer,” *Electron. Lett.*, vol. 34, no.11, pp. 1052–1054, 1998. [2] “Optimal operation of coreless PCB transformer-isolated gate drive circuit with wide switching frequency range,” *IEEE Trans. Power Electron.*, vol. 14, pp. 506–514, May 1999. [3] S. C. Tang, S. Y. R. Hui, and H. Chung, “A low-profile power converter using printed-circuit board (PCB) power transformer with ferrite polymer composite,” *IEEE Trans. Power Electron.*, vol. 16, pp. 493–498, July 2001. [4] B. Choi and J. Nho, “Contactless energy transfer using planer printed circuit board windings,” *Electron. Lett.*, vol. 37, no. 16, pp. 1007–1009, 2001. [5] B. Choi, H. Cha, J. Nho, and S. Park, “A new contactless battery charger for portable telecommunication/computing electronics,” in *Proc. IEEE ICCE’01*, June 2001, pp. 58–59.

Palavras-chave: Transferência de potência. Acoplamento Ressonante.

Agência Financiadora: Fapemig, Cnpq.

DETECÇÃO DE NANOPARTICULAS MAGNÉTICAS EM TUMORES ATRAVÉS IMAGENS DE BIOSUSCEPTOMETRIA AC

R. V. R. Matos*, L. A. Pinto*, P. R. Fonseca**, A. G. Próspero*, G. A. Soares*, C. C. Quini*, N. Zufelato***, E. P. Silveira****, A. F. Bakuzis***, J. R. A. Miranda*

*Instituto de Biociências de Botucatu, Universidade Estadual Paulista, Botucatu, Brasil

**Instituto de Ciências Biológicas e da Saúde, Universidade Federal do Mato Grosso, Barra do Garças, Brasil

*** Instituto de Física, Universidade Federal de Goiás, Goiânia, Brasil

**** Instituto de Ciências Biológicas, Universidade Federal de Goiás, Goiânia, Brasil.

e-mail: rvrmatos@hotmail.com

Introdução: A biosusceptometria de corrente alternada (BAC) é uma ferramenta de pesquisa amplamente explorada para o monitoramento dos aspectos fisiológicos do trato gastrointestinal (TGI) [1] e sua resposta frente a fármacos [2]. Tais aplicações são possíveis pela capacidade de imageamento da distribuição de agentes marcadores, traçadores ou soluções contendo nanopartículas magnéticas (NPMs) *in vivo* [3, 4]. O objetivo deste trabalho foi detectar a presença de MNPs administradas intratumoralmente em ratos.

Materiais e Métodos: A BAC utiliza um par de bobinas coaxiais arranjadas como um gradiômetro de primeira ordem separadas por uma distância fixa. Uma corrente alternada de 10 kHz é amplificada e passa pelas bobinas excitadoras, induzindo corrente na bobina detectora, de modo que o sistema pode ser considerado como um transformador duplo de fluxo magnético. Aproximando o material de alta susceptibilidade magnética em algumas extremidades, ocorre o desbalanceamento do fluxo magnético do sistema gradiométrico, gerando uma diferença de potencial que é continuamente adquirida por um amplificador tipo *lock-in*, digitalizada em uma placa analógico/digital (A/D) e armazenada para processamento e análise. Foi utilizado um rato da linhagem *Wistar*, macho e adulto, com peso igual a 280 g. Como modelo tumoral foi escolhido o tumor murino sarcoma *ascitic* 180 (ATCC número TIB-66) que foi implantado na forma intraperitoneal. Foi administrado 0,9 ml de solução contendo NPMs de ferrita de manganês ($MnFe_2O_4$) recobertas com citrato, numa concentração de 46mg/ml com diâmetro médio de 13 ± 4 nm e saturação de magnetização de 264 emu/cm^3 . Duas horas após a administração, o animal foi morto e realizada ressecção do tumor para o escaneamento planar, *ex vivo*, num campo 10×10 cm com passo de 2 mm para os eixos. As imagens geradas foram submetidas a processamentos de imagem como realce, interpolação e a utilização de filtro de Wiener.

Resultados: Para a avaliação da imagem gerada através do sistema de varredura por BAC ocorreu uma sobreposição entre a fotografia tirada do tumor, assim podendo ser relacionado a localização das NPMs, no qual a intensidade está relacionada com a presença do material ferromagnético.

Conclusões: A partir destes resultados, pretende-se disponibilizar novas ferramentas para o estudo de NPMs em organismos vivos, por meio do imageamento referente ao depósito de material magnético em tumores. Extrapolando as possibilidades da associação entre sistema BAC e NPMs, pode-se, ainda, solucionar diversos problemas no uso de materiais magnéticos nanoestruturados *in vivo*, como o monitoramento e localização sobre o destino das NPMs no organismo e quantificar o depósito em diferentes órgãos.

Referências:

- [1] Cora, L. A. *et al.* Disintegration of magnetic tablets in human stomach evaluated by alternate current biosusceptometry. *Eur J Pharm Biopharm*, v.56, n.3, p.413-420, 2003.
- [2] Américo M. F. *et al.* The ACB technique: a biomagnetic tool for monitoring gastrointestinal contraction directly from smooth muscle in dogs, *Physiol. Meas.* v.31, pp. 159–169, 2010.
- [3] Cora, L. A. *et al.* Magnetic images of the disintegration process of tablets in the human stomach by ac biosusceptometry. *Phys Med Biol*, v.50, n.23, p.5523-5534, 2005.
- [4] QUINI, C. C. *et al.* Renal perfusion evaluation by alternating current biosusceptometry of magnetic nanoparticles. *J Magn Magn Mat*, v. 380, p. 2-6, 2015.

Palavras-chave: Tumor, Nanopartículas magnéticas, Biosusceptometria AC, Instrumentação biomagnética

Agência Financiadora: Apoio financeiro da Pró-Reitoria de Pós-Graduação da UNESP.

FREQUÊNCIA CARDÍACA CONTROLADA COM *VIDEOGAME*

L. O. Mazza*, E. F. S. Araujo**, F.C. Jandre***

* Engenharia de Controle e Automação – Poli/Universidade Federal do Rio de Janeiro, Rio de Janeiro, Brasil

** Engenharia de Computação e Informação – Poli/Universidade Federal do Rio de Janeiro, Rio de Janeiro, Brasil

*** Laboratório de Instrumentação Biomédica – COPPE/Universidade Federal do Rio de Janeiro, Rio de Janeiro, Brasil
e-mail: jandre@peb.ufrj.br

Introdução: *Videogames* podem alterar indicadores de *stress* no jogador [1]. Um jogo suficientemente engajante é capaz de causar alterações mensuráveis em sinais como a condutância da pele, pressão arterial e frequência cardíaca (FC) [2]. Particularmente, o nível de dificuldade do *videogame* supõe-se influenciar a FC. Supõe-se, ainda, que seja possível o controle em malha fechada da FC, alterando-se o nível de dificuldade em função desta. O objetivo do projeto em desenvolvimento é controlar a FC pela modificação dinâmica do nível de dificuldade de um *videogame*.

Materiais e Métodos: Como instrumento de medida da frequência cardíaca foi usado o sensor POLAR[3] em conjunto com uma placa de interface modelo RMCM01. O sensor POLAR envia um pulso de radiofrequência a cada batimento cardíaco, o qual é captado remotamente pela placa, a qual calcula a FC. O computador requisita a amostra mais recente da placa a cada segundo e utiliza a última amostra válida no caso de perda de comunicação. O *videogame* está sendo desenvolvido na plataforma Unity 3D, em linguagem C#. O *videogame* usado é uma adaptação de um jogo estilo *Flappy Bird* [4]. A pontuação é dada pela distância máxima percorrida num tempo pré-definido, e as colisões causam atraso e, portanto, redução da pontuação final. Parâmetros que supõe-se alterar a dificuldade são a velocidade do personagem no cenário, e as aberturas das passagens a cruzar sem colisão, os quais são enviados de um servidor TCP/IP escrito em Python, pelo mesmo programa que recebe os dados do sensor. O servidor é independente do *videogame*, favorecendo o uso do mesmo *script* com outros *videogames*. O protocolo proposto se inicia com a medição da FC basal do voluntário por 1 min. Em seguida, um valor alvo de FC, superior à basal, é estabelecido. Caso a frequência cardíaca esteja abaixo da frequência-alvo, a dificuldade do *videogame* é aumentada com um incremento de velocidade proporcional a essa diferença e/ou diminuindo-se o espaçamento desse mesmo modo, ambos limitados a valores que permitam a continuidade da ação. Cada sessão dura 3 min. Pretende-se analisar dados como a correlação entre dificuldade do *videogame* e FC, a fim de se conhecer o efeito da dificuldade sobre o indivíduo.

Resultados: A velocidade do jogo pôde ser alterada de acordo com a FC. Entretanto, ainda não foram conduzidos experimentos com um número relevante de voluntários para a verificação do impacto da dificuldade do jogo sobre a FC.

Conclusões: Mais testes ainda precisam ser realizados. Espera-se que haja indivíduos com diferentes respostas cardíacas ao *stress* gerado pelo *videogame*, e estudar outros fatores que possam elevar a FC durante o jogo, assim como maior tempo de aquisição da FC basal, pode ser interessante para a obtenção de mais dados para a pesquisa.

Referências: [1] Drachen A et al. (2010), "Correlation between heart rate, electrodermal activity and player experience in First-Person Shooter games", In *Proceedings of the 5th ACM SIGGRAPH Symposium on Video Games*, Los Angeles, CA. 49-54 [2] Turner JR e Carroll D (1985), "Heart Rate and Oxygen Consumption during Mental Arithmetic, a Video Game, and Graded Exercise: Further Evidence of Metabolically-Exaggerated Cardiac Adjustments?" *Psychophysiol*, 22: 261–267 [3] Flatt A.A., Esco M.R. (2013), "Validity of the iThlete™ smart phone application for determining ultra-short-term heart rate variability". *Journal of Human Kinetics* 39, 85-92 [4] <<http://quill18.com/ClonyBird/ClonyBird.zip>>. Acesso em 16 de março de 2016.

Palavras-chave: frequência cardíaca, videogame, controle em malha fechada

Agência Financiadora: CNPq, FAPERJ, PIBIC/UFRJ

AMPLITUDE ESTIMADA POR SENSORES EM INDIVÍDUOS COM TREMOR DE PUNHO NO PARKINSON

A. P. Paixão*, M. J. Zaruz **, L. Maire **, G. Cavalheiro **, G. Moreira ** e A. Andrade

* Universidade Federal de Uberlândia, Uberlândia, Brasil

** Universidade Federal de Uberlândia, Uberlândia, Brasil

E-mail: aoandrade@feelt.ufu.br

Introdução: É comum ao ser humano apresentar algumas doenças e disfunções ao envelhecer, das quais destaca-se o tremor humano, manifestado por movimento involuntário de caráter oscilatório e rítmico, de qualquer parte do corpo, decorrente de contrações de músculos antagonistas. Essa doença causa incapacidade funcional considerável [1]. O tremor humano pode ser fisiológico e patológico [2]. As implicações negativas provocadas pelo tremor, ao indivíduo, têm motivado os pesquisadores na busca por métodos de caracterização dessa manifestação e assim, apoiar na compreensão dos tipos de tremores existentes. Os métodos para caracterizar o tremor são: qualitativo e quantitativo. O qualitativo utilizam escalas e questionários de severidade [3]. O quantitativo faz o uso de sensores inerciais, e eletromiografia de superfície [4]. Para tal compreensão estudos sugerem métodos quantitativos, eficientes, e que utilizam somente alguns desses sensores inerciais: acelerômetro, giroscópio ou magnetômetro e eletromiografia. A ferramenta desenvolvida pelo grupo de pesquisa e usada no estudo em questão (TREMESSEN) é inédito e composto por todos os sensores inerciais mencionados, além de sensores de superfície (EMG) e uma placa microcontroladora, para reconhecer e caracterizar os movimentos. O Objetivo é caracterizar o tremor de punho em relação a amplitude dos sinais coletados por meio do TREMESEN em pessoas com Parkinson.

Materiais e Métodos: Ensaio transversal, cego, amparado, por dois pareceres: Comitê de Ética em Pesquisa em Seres Humanos (CEP – nº 270.782) da Universidade Federal de Uberlândia, e o Comissão Nacional de Ética em Pesquisa (CONEP – nº 361.526) do Conselho Nacional de Saúde. Participaram do estudo, 15 indivíduos com Parkinson (GI) e 12 hígidos (GII). Os grupos passaram pela mesma atividade. O GI, foi avaliado o membro mais acometido com o tremor. O GII, o membro avaliado foi o dominante. Protocolo de atividade: Coleta do sinal da atividade com o punho em repouso, sem e com carga, para analisar a característica da amplitude (Médias dos Valores Absolutos - MAV) por meio de sensores inerciais (Giroscópio, Acelerômetro, Magnetômetro e eletromiográfico (EMG) dos extensores e flexores de punho. Para a análise foi estimado o teste de Wilcoxon-Mann-Whitney [5] e o teste de Wilcoxon [5], com o auxílio do software R [6].

Resultados: Os grupos comparados diferem (p -valor $< 0,05$) quanto à MAV nos sensores inerciais (giroscópio, acelerômetro e magnetômetro). O grupo com Parkinson apresentou média de MAV superior ao grupo Hígido tanto no caso sem carga quanto no caso com carga e também no grupo com Parkinson quanto no grupo Hígido. A maior média de MAV foi verificada quando os testes foram realizados com carga, sendo que a carga produziu efeito significativo. Os grupos comparados não diferem (p -valor $> 0,05$) quanto à MAV nos sensores de EMG para os extensores e flexores de punho. O grupo com Parkinson apresentou média de MAV igual ao grupo Hígidos tanto no caso sem carga quanto no caso com carga, sendo que neste caso a carga não produziu efeito significativo.

Conclusões: Os sensores inerciais e EMG são cada vez mais úteis na caracterização do tremor. Os sensores inerciais evidenciaram o efeito significativo da adição da carga, na modificação do sinal do tremor, quanto a característica MAV da Amplitude. Já os sensores de EMG não mostraram um efeito significativo da adição da carga, e evidenciaram médias iguais. Atualmente, dados já adquiridos estão sendo analisados com o intuito de criar novas formas de caracterizações do tremor humano.

Referências: [1] V. BORGES and H. B. FERRAZ, “Tremores,” *Rev. Neurociência*, vol. 14, pp. 43–47, 2006. [2] J. P. De Mattos, “Differential diagnosis of tremors,” *Arq Neuropsiquiatr*, vol. 56, pp. 320–323, 1998. [3] K. Nokleby, E. Boland, H. Bergersen, A.-K. Schanke, L. Farner, and J. Wagle, “Screening for cognitive deficits after stroke: a comparison of three screening tools,” *Clin. Rehabil.*, vol. 22, pp. 1095–1104, 2008. [4] M. F. S. Almeida, “Análise temporal da Relação entre o Tremor Fisiológico Cinético e o Envelhecimento com Base em Desenhos Digitalizados da Espiral de Arquimedes,” Universidade Federal de Uberlândia., Uberlândia, 2011. [5] M. F. Triola, *introdução à estatística*, 10^a. Rio de Janeiro, 2008. [6] R. C. Team, “R: A language and environment for statistical computing.” 2014.

Palavras-chave: tremor, doença de Parkinson, sensores inerciais, processamento de sinais biomédicos, Eletromiografia.

Agência Financiadora: CAPES, FAPEMIG e CNPq.

DESENVOLVIMENTO DE ESTIMULADOR ELÉTRICO NEUROMUSCULAR FUNCIONAL PORTÁTIL PARA MEMBROS INFERIORES

*SOARES. O., G., E., L. e *KOZAN, R.F.

¹ Universidade Federal de Itajubá, Campus Itabira, Itabira, MG, Brasil
e-mail: luisguedes2011@gmail.com

Introdução: A aplicação da estimulação elétrica funcional (FES) em malha fechada, para tratamentos paraplégicos, tem eficácia comprovada [1]. A malha fechada se justifica pois, desta forma, é possível se controlar, de maneira eficiente a estimulação elétrica [2], possibilitando um melhor controle de movimentos, e adiando o efeito da fadiga [3]. A realimentação será enviada através de sensores acelerômetros com o objetivo de monitorar a posição angular do membro inferior do paciente e desta forma realizar a ação de controle necessária. No Brasil, existem poucos centros de reabilitação de paraplégicos, entre estes, segundo Bittar [4], poucos utilizam o tratamento via FES. Aliado a este fato, existem as condições sociais dos pacientes, que interferem no tratamento, que necessita ser contínuo, pois poucos são aqueles pacientes que possuem disponibilidade para que alguém os acompanhe ou os desloquem até um centro de reabilitação [4]. Pensando em facilitar e aumentar o acesso desses pacientes à tratamentos de reabilitação com auxílio de FES, este trabalho tem por objetivo desenvolver um estimulador elétrico neuromuscular funcional portátil que possibilite realizar o controle em malha fechada da posição angular da perna.

Materiais e Métodos: O dispositivo a ser implementado será composto por uma unidade lógica, responsável por criar as formas de onda da FES, que serão bifásicas, simétricas e equilibradas, uma unidade de potência, a qual estabelecerá a corrente a ser aplicada durante a aplicação de FES, uma unidade de leitura dos sinais externos, como por exemplo posição da perna do paciente e uma unidade de controle que, a partir do *setpoint* e dos sinais de realimentação, definirá a largura de pulso da FES. O dispositivo será composto por dois canais com corrente de até 80mA e frequências de até 300Hz. A alimentação será feita por meio de baterias. A unidade lógica, de controle e de leitura serão implementadas no microcontrolador Tiva tm4c123G da *Texas Instruments*®. A geração das formas de onda de estimulação será realizada através de PWM. A largura de pulso do PWM será informada pelo usuário, no caso de operação no modo manual, ou pela unidade de controle, no caso de operação no modo automático. A unidade de potência será responsável por elevar e inverter tensão da bateria a fim de se obter níveis de tensão positivo e negativo de magnitude adequada para gerar contração no quadríceps, esta unidade também tem a função de converter o sinal de tensão gerado pelo microcontrolador em corrente para então ser aplicado ao músculo por meio de eletrodos. O controlador utilizado será o PID, devido às suas características, facilidade de projeto e implementação. O modelo matemático do quadríceps utilizado será o apresentado por [5] por ser um modelo linear de segunda ordem e de fácil identificação dos parâmetros. A interface de comando ainda está em estudo, e poderá ser feita por botões e indicador LCD ou por uma tela *touchscreen*. A realimentação do sistema será a posição angular da perna que será obtida por meio de acelerômetros. Após a implementação e testes do sistema completo e aprovação do comitê de ética em pesquisa com seres humanos, o sistema será testado em voluntários.

Resultados: Desenvolveu-se o PWM para frequência de 100Hz verificando a ocorrência do interpulso entre os sinais positivos e negativos. Verificou-se o funcionamento correto do estágio de potência em uma PCB de teste passando então ao estágio de reduzir o circuito utilizando componentes SMD. As realimentações por meio dos acelerômetros estão de acordo com o esperado e a estratégia de controle utilizando um PID já foi simulada com o modelo que será utilizado visando apresentar robustez à variação de parâmetros e ser insensível à ruídos externos do meio.

Conclusões: O protótipo deve ficar no tamanho adequado para ser utilizado de forma portátil, utilizando apenas acelerômetros foi possível obter o ângulo da perna desejado com o erro aceitável de acordo com o projeto. O custo do projeto ficou muito inferior se comparado aos mesmo item concorrente nacional.

Referências: [1] Ferrarin, M.; Pedotti, A.. The relationship between electrical stimulus and joint torque: A dynamic model. *IEEE Transactions Rehabilitation Engineering*, New York, v. 8, n. 3, p. 242-351, 2000. [2] N. Miura, T. Watanabe, K. Akasaka, T. Suzuki, "A clinical trial of a prototype of wireless surface FES rehabilitation system in foot drop correction," *Proc. 33rd IEEE EMBS*, pp.5461-5464, 2011. [3] Gaino, R.. Controle e Movimento de Pacientes Paraplégicos Utilizando Modelos Fuzzy T-S. Ilha Solteira: Unesp,2009. 106p. Tese (Doutorado em Engenharia Elétrica). [4] Bittar, C.K.. Reabilitação de lesados medulares com estimulação elétrica Neuromuscular: avaliação óssea e aspectos clínico e radiográfico dos pés e tornozelos. Campinas: Unicamp,2011. 133p.Tese (Doutor em cirurgia). [5] Law, LAF, Shields, RK. Predicting human chronically paralyzed muscle force. *Journal of Applied Physiology*, Bethesda, v. 100, n. 3, p. 1027–1036, Nov. 2006.

Palavras-chave: Estimulador Elétrico, membros inferiores, Estimulador portátil, Estimulador com realimentação.

INSTRUMENTAÇÃO PARA AFERIÇÃO DE TRANSDUTOR DE PRESSÃO

J. C. M. Almeida*, C. A. L. D’Ancona**, J. W. M. Bassani*,***

*Faculdade de Engenharia Elétrica e de Computação/UNICAMP, Campinas, Brasil

**Faculdade de Ciências Médicas/UNICAMP, Campinas, Brasil

***Centro de Engenharia Biomédica/UNICAMP, Campinas, Brasil

e-mail: almeida@ceb.unicamp.br

Introdução: O conector uretral é um dispositivo desenvolvido para avaliação urodinâmica minimamente invasiva no homem. Em trabalhos anteriores [1][2], foram reportados resultados de testes de bancada e clínicos de uma versão do dispositivo com um transdutor de pressão comercial embutido, para medição da pressão vesical. Uma das dificuldades enfrentadas nos testes clínicos foi a falha do transdutor. A sua correta calibração é essencial para um registro confiável [3]. Foi desenvolvida uma instrumentação para aferição de sua calibração. O objetivo do presente trabalho foi apresentar a instrumentação desenvolvida e resultados de sua aplicação.

Materiais e Métodos: A instrumentação desenvolvida consiste em um sistema pneumático acionado por um microcontrolador (modelo PIC18F4550, *Microchip Technology*, Chandler, AZ, Estados Unidos). O sistema pneumático é composto por uma mini-bomba de ar, uma válvula e um transdutor de pressão interno (modelo Deltran DTP-100, *Utah Medical Products Inc.*, Midvale, UT, Estados Unidos). Dois circuitos similares foram elaborados para o condicionamento dos sinais vindos dos transdutores interno e externo (posicionado no conector uretral, modelo MPX2300DT1, *Freescale Semiconductor*, Austin, TX, Estados Unidos). O usuário pode selecionar a pressão a ser gerada pela instrumentação, na faixa de 0 a 200 cmH₂O, e o microcontrolador utiliza a pressão medida pelo transdutor interno como realimentação para acionar a bomba e a válvula. Os valores de pressão medidos por ambos os sensores são exibidos em um *display* alfanumérico também acionado pelo microcontrolador. A instrumentação foi calibrada usando um medidor de pressão (modelo DPM- II, *Bio-Tek Instruments*, Winooski, VT, Estados Unidos, certificado de calibração N° 15110075). Em bancada, valores de pressão entre 0 e 200 cmH₂O, em intervalos de 50 cmH₂O, foram gerados pela instrumentação e medidos pelo transdutor interno. Em um teste de campo, a calibração de um transdutor externo foi aferida com a instrumentação, de maneira similar ao realizado em bancada. Foi utilizada regressão linear para ajuste dos pontos levantados, sendo, no primeiro caso, a pressão medida pelo transdutor interno colocada em função da pressão selecionada pelo usuário (e gerada pela instrumentação). No segundo caso, a pressão medida pelo transdutor externo foi colocada em função da medida pelo transdutor interno.

Resultados: A regressão linear (n = 5) do teste em bancada aplicado sobre a instrumentação resultou em um coeficiente angular de $1,004 \pm 0,004$; coeficiente linear, $-0,283 \pm 0,481$; r^2 de 0,999. Para o teste de campo, obteve-se coeficiente angular de $0,996 \pm 0,001$; coeficiente linear, $0,192 \pm 0,101$; r^2 de 1,0.

Conclusões: O resultado da regressão linear indicou, no teste de bancada, que a instrumentação é capaz de responder de maneira linear aos valores de pressão definidos pelo usuário. No teste de campo, o resultado do transdutor externo foi similar ao interno, o que era esperado para uma unidade nova e devidamente funcional. Do ponto de vista clínico, o teste de campo reproduziu uma checagem rápida e facilmente aplicável antes do exame urológico, garantindo minimamente o funcionamento do transdutor externo, acoplado ao conector uretral. Uma nova versão do conector uretral está em desenvolvimento e também deverá se beneficiar da facilidade da aferição do transdutor e do sistema pneumático desenvolvido.

Referências: [1] Almeida JCM, Watanabe RH, Cohen DJ, D’ancona CAL, Bassani JWM. Instrumentação para medição não-invasiva da pressão vesical. In: Anais do 21º Congresso Brasileiro De Engenharia Biomédica; 2008 Nov 16-20; Salvador, Brasil. 2008. p. 681-4. [2] Almeida JCM, Watanabe RH, Cohen DJ, D’ancona CAL, Bassani JWM. Conector uretral para apoio ao exame urodinâmico: aplicação clínica. In: Anais do 22º Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica; 2010 Nov 21-25; Tiradentes, Brasil. 2010. p. 431-434. [3] Schäfer W, Abrams P, Liao L, Mattiason A, Pesce F, Spangberg A, Sterling AM, Zinner NR, van Kerrebroeck P. Good urodynamic practices: Uroflowmetry, filling cystometry, and pressure-flow studies. *Neurourology and Urodynamics*. 2002; 21(3): 261-74.

Palavras-chave: Instrumentação, calibração, estudo urodinâmico, conector uretral.

Agência Financiadora: Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior (CAPES) e Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico (CNPq, Processo N° 302996/2011-7).

DESENVOLVIMENTO DE UM DISPOSITIVO DE PINÇA ACÚSTICA PARA ARMADILHAMENTO DE MÚLTIPAS PARTÍCULAS BASEADO EM UM ÚNICO FEIXE ULTRASSÔNICO FOCALIZADO

A. L. Baggio*, R. T. Santos Junior*, J. Henrique Lopes**, J. P. L. Neto*, G.T. Silva*

* Instituto de Física da Universidade Federal de Alagoas, Maceió, Brasil

** Universidade Federal de Alagoas Campus Arapiraca, Brasil

e-mail: albaggio@pq.cnpq.br

Introdução: Muito recentemente, foi demonstrado através de simulação computacional a viabilidade da concepção de um dispositivo de pinça acústica baseada em um único feixe ultrassônico focalizado que permite aprisionamento de micro partículas na região focal[1]. Este dispositivo consiste na aplicação de um único feixe acústico focalizado operando na faixa de ultrassom 1MHz em meio aquoso. Este campo acústico apresenta uma configuração de distribuição de força de radiação que permite aprisionar (nas três dimensões) micropartículas na região focal ao longo do eixo axial do feixe, para tamanhos cujo regime de espalhamento é o de Rayleigh. Os principais argumentos para a concepção de um dispositivo estão relacionados ao fato que tais técnicas de aprisionamento de partículas através de forças de “não contato”, estão rapidamente tornando-se um instrumentos chave na manipulação de partículas, em especial, as pinças baseadas em radiação ultrassônica, que estão sendo amplamente exploradas nas mais diversas áreas da ciência e muito fortemente na bioengenharia. Neste trabalho propomos a verificação experimental do aprisionamento de partículas tanto na região do foco mas também na região pré-focal de um único feixe acústico focalizado baseado-se em achados simulacionais e analíticos que demonstram o armadilhamento também na zona pré-focal o que permitiria uma maior quantidade de partículas aprisionadas.

Materiais e Métodos: Devido ao fato de que a força de radiação, na região pré-focal, ser fortemente devida ao gradiente de força, nós calculamos o potencial de força de radiação para uma partícula de óleo usando tanto o método de aproximação paraxial [2] quanto o método de elementos finitos (Comsol Multiphysics Inc. Burlington, MA USA) com discretização em tetraedros de 0,1 comprimentos de onda e o uso de PML. A configuração experimental consiste de um transdutor focalizado confeccionado a partir de uma lente PZT4 côncava com distância focal de 50 mm e abertura em torno de 44 mm alimentado por um gerador de funções em 1MHz e um amplificador de ganho 20dB desenvolvidos no próprio laboratório. O experimento é montado em um tanque acústico acoplado a um sistema de rastreamento XYZ sobre uma mesa óptica para desacoplamento de vibrações estruturais. As partículas da ordem de centenas de micrometros são dispensadas ao redor do campo acústico e a dinâmica é registrada usando uma câmera CCD juntamente com óptica adicional para focalização.

Resultados: Os resultados preliminares analíticos e simulacionais, permitiram observar que, para os parâmetros considerados e no regime de espalhamento de Rayleigh, existe a presença de várias posições na região pré-focal em que há um alto gradiente de potencial que permitiria um consistente armadilhamento de partículas. Além disso, a quantidade de posições e a intensidade da força de aprisionamento são consequências das características físicas das partículas (como tamanho e densidade) o que dá ao dispositivo um caráter seletivo de aprisionamento.

Conclusões: Os resultados preliminares de simulação mostraram a possibilidade de armadilhamento de múltiplas partículas, no regime de Rayleigh, na região pré-focal de um feixe acústico focalizado. Os resultados experimentais permitirão confirmar previsões de aprisionamento de múltiplas partículas também na região pré-focal do feixe focalizado e não somente no foco do feixe, ampliando assim a capacidade de aprisionamento seletivo do feixe focalizado.

Referências: [1] Silva, Glauber, et al. "Computing the acoustic radiation force exerted on a sphere using the translational addition theorem." *Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control, IEEE Transactions on* 62.3 (2015): 576-583. [3] Lam, Kwok Ho, et al. "Ultrahigh frequency lensless ultrasonic transducers for acoustic tweezers application." *Biotechnology and bioengineering* 110.3 (2013): 881-886.

Palavras-chave: Pinça acústica, ultrassom, armadilhamento, Rayleigh.

Agência Financiadora: CNPq processo 456714/2014-6.

DESENVOLVIMENTO DE UM ESTETOSCÓPIO ELETRÔNICO CONECTADO A UM NOTEBOOK

I. S. Vargas, L. S. Rodrigues, N. A. Carvalho, P. S. Oliveira, P. F. Schopf e R. V. Tambara

Centro Universitário Franciscano, Santa Maria, Brasil
Curso de Engenharia Biomédica
e-mail: patyfschopf@gmail.com

Introdução: O estetoscópio é um instrumento biomédico utilizado por profissionais da área da saúde com a finalidade de identificar os sons internos do corpo para avaliação do paciente, sendo de suma importância para o diagnóstico clínico preliminar de algumas doenças. O estetoscópio acústico tradicional apresenta algumas limitações, tais como: impossibilidade de gravação sonora, ausência de medição da frequência cardíaca e dificuldade no compartilhamento de ausculta. Estes problemas podem ser facilmente resolvidos através de um estetoscópio eletrônico. Ambos possuem a função básica de analisar sons captados em diferentes regiões do corpo [1], auxiliando a avaliação médica. No entanto, o estetoscópio eletrônico possui vantagens significativas, como: melhor qualidade da ausculta, amplificação ajustável, conexão direta em caixas de som amplificadas, assim como armazenamento e gerenciamento dos dados obtidos. Adicionalmente, ainda é possível obter gráficos em tempo real, medir a frequência cardíaca e compartilhar os resultados com outros profissionais [2], resultando em um diagnóstico mais preciso e detalhado. Deste modo, este trabalho tem como objetivo principal desenvolver um estetoscópio eletrônico, que tenha a capacidade de realizar a ausculta, principalmente do som cardíaco, via processamento digital, através de uma interface acessível e amigável.

Materiais e Métodos: O protótipo desenvolvido é constituído, basicamente, por um sensor de som de baixo custo e um *notebook*, onde o processamento digital de ausculta é realizado. O sensor de som é formado por um microfone Leadership omni-direcional, com frequência de resposta de 50 Hz ~ 16 kHz e sensibilidade de $-58 \text{ dB} \pm 3 \text{ dB}$ em 1 kHz, relação sinal/ruído $< 40 \text{ dB}$ e tensão de operação de 3 V. O microfone é envolto por uma concha de borracha e uma espuma acústica com função de atenuar os ruídos externos do ambiente. O som captado pelo sensor é enviado à placa de áudio de um *notebook* para aquisição dos dados. Os dados adquiridos pelo sistema são processados em tempo real através de uma estrutura desenvolvida no *software* Matlab/Simulink®. Na estrutura desenvolvida, os sons são obtidos numa frequência de 8000 amostras por segundo, taxa suficiente para visualizar as variáveis de interesse com boa resolução. Após a aquisição do sinal de áudio, um filtro passa-baixa é utilizado para filtrar ruídos de alta frequência captados pelo microfone, de modo a salientar os sons de baixa frequência emitidos pelo coração. Após este primeiro estágio, um sistema de detecção de envoltória da onda sonora é implementado por meio de filtros passa-baixas adicionais. Assim, com a detecção desta envoltória, um sistema de contagem de períodos é implementado e, conseqüentemente, a atualização da frequência cardíaca em BPM (batimentos por minuto) é realizada.

Resultados: Os seguintes resultados parciais foram obtidos: i) Traçado do gráfico dos sons internos do corpo em tempo real; ii) Medição da frequência cardíaca em tempo real; iii) Realização de ausculta por meio de caixas de som e fones de ouvido; e iv) Gravação do arquivo de áudio para fins de gerenciamento e exportação de dados. Até o momento, os resultados i), iii) e iv) foram realizados com sucesso, no entanto o resultado iii) ainda deve ser melhorado, pois ainda existem transientes indesejados na medição da frequência cardíaca quando o estetoscópio é levemente movimentado.

Conclusões: Este resumo apresentou a descrição de um estetoscópio eletrônico conectado a um *notebook*. Com o sistema proposto é possível: realizar a ausculta em tempo real, gerenciar e compartilhar os dados adquiridos e medir a frequência cardíaca. Este instrumento biomédico tem a potencialidade de servir como uma plataforma para atividades de ensino, pesquisa e aplicação clínica. Os próximos passos do trabalho serão: melhorar a estabilidade da medição de frequência cardíaca e o desenvolvimento de um aplicativo executável acessível para os profissionais da área da saúde.

Referências: [1] Kaniusas, E. Acoustical Signals of Biomechanical Systems: Chapter 1. *Biomechanics Systems Technology*, Singapura, World Scientific, 2009. [2] Santos, F., Tambosi, G. Estetoscópio eletrônico microcontrolado. 2013. 109 f. Trabalho de conclusão de curso – Departamento Acadêmico de Eletrônica, Universidade Tecnológica Federal do Paraná. Curitiba, 2013.

Palavras-chave: Estetoscópio eletrônico, Freqüencímetro cardíaco, Processamento digital de áudio.

BIO-IMPEDANCE FOR ELECTRONIC BRAILLE: A PRELIMINARY INVESTIGATION ON THE BEHAVIOR OF THE FINGERTIP TISSUE

J. Souza* and Y. Shen**

* Student at Instituto Federal de Santa Catarina, São José, Brasil

** Associate Professor at University of Nevada, Reno, United States

E-mail: jessica.s@aluno.ifsc.edu.br

Introduction: According to WHO (2014)[1], the world has about 285 million people with visual disabilities, whereas many equipments have been developed to help visually impaired people reading and writing. However, their prices are usually high, being most of time inaccessible to the needed people. In order to solve these problems, it was started the project called E-Braille, which its purpose is to develop a low-cost equipment that converts characters captioned in a camera to Braille. The equipment uses electrical pulses to stimulate the fingertip, in order to send each alphabetical letter to the brain. This study focuses on the preliminary stage of the project: the bio-impedance identification of the human fingertip based on frequency-voltage variation. It is important to determine the bio-impedance because is needed the application of correct frequencies and current to the users, for a clear Braille dot perception. The fingertip of the human hand is the region that most provides tactile information to the brain, due to its high quantity of nerve endings[2]. It is important to study its anatomy in order to understand how the visually impaired people use their hands for Braille reading.

Materials and Methods: To conduct the experiment, it was used a Texas Instrument body measurement composition board AFE 4300, a computer with DAQ and software interfaces of the board. It was developed a custom-built platform, with a high resolution load cell embedded with PCB electrodes, which has eight electrodes organized. Two of them collect the signal from the finger and two send the voltage frequency from the board. Two types of signals were collected on the experiment: bio-impedance, through the electrodes, and contact force, through the load cell. The frequencies used to measure the bio-impedance and the force varied from 1 KHz to 1 MHz, with intervals of 10 and 100 Hz, performing a total of 21 different measurements.

Results: The data collected on each frequency range suggest that force and bio-impedance are inversely proportional. Frequencies lower than 100 KHz seem to be noiseless and comfortable for the user. When frequencies were higher than 500 KHz, the user experienced some difficulty to move the finger on the platform and the graph of bio-impedance showed a high noise. The only frequency for which bio-impedance and force were inexplicably not inversely proportional was the 5 KHz. Finally, we could see that higher bio-impedances do not come from higher frequencies.

Conclusions: The measurements recorded during the experiment were important to map the bio-impedance characterization in different frequencies with the proposed method. This project will be extended to obtain extensive results of bio-impedance measurement from large amounts of users. Also, hardware improvements have been studied to be implement.

References: [1]World Health Organization. Visual impairment and blindness. [2]Vallbo, A. B., Johansson, R. S. . Properties of Cutaneous Mechanoreceptors in the Human Hand Related to Touch Sensation. Human Neurobiology, Vol. 3, Springer-Verlag 1984. pp. 3-14..

Keywords: Electronic Braille. Electrocutaneous stimulation. Electrotactile Display. Bio-impedance. Tactile sensation.

Funding Agency: This research was sponsored by the Department of Electrical and Biomedical Engineering at the University of Nevada, Reno.

UMA PROPOSTA DE PLATAFORMA PORTÁTIL PARA MONITORAMENTO DE NERVOS FACIAIS

J. C. Ruzicki*, A. P. Geraldo*, M. C. Tavares** e A. A. Souza Jr.*

* Instituto Federal Sul-rio-grandense, Pelotas, Brasil

** Contronic Sistemas Automáticos Ltda., Pelotas, Brasil

e-mail: jcmr@pelotas.ifsul.edu.br

Introdução: Durante cirurgias otorrinolaringológicas o nervo facial precisa ser localizado e monitorado para aumentar a certeza de integridade. Isto pode ser feito com auxílio de um dispositivo que excite o nervo através de um estímulo elétrico, observando-se o potencial mioelétrico (EMG) evocado. A monitoração do EMG e de suas características de latência e amplitude serve tanto para localização dos nervos quanto para permitir que o cirurgião avalie o estado funcional durante toda a operação, através de feedback auditivo e visual. Este trabalho visa desenvolver uma plataforma eletrônica que permita a geração dos estímulos e a monitoração dos potenciais evocados. A plataforma deve ser intrinsecamente segura e capaz de realizar processamento digital que separe a resposta do nervo dos artefatos do estímulo e do uso de eletrocautério. A plataforma deve incluir interface gráfica, baixo consumo e mobilidade.

Materiais e Métodos: A plataforma inclui um subsistema de aquisição de EMG com 8 canais a 24 bits/amostra e até 32 k amostras/s (TI ADS1298). O subsistema de processamento é um SoC multicore Colibri VF61 da NXP. Apresenta dois núcleos ARM, um Cortex A5 e um Cortex M4, comunicando via memória ou registradores. O Cortex A5 executa o processamento de alto nível, IHM e *backup*, sob SO Linux. O Cortex M4 executa funções que demandam tempo real. Um processador auxiliar MK22F512 da NXP, também Cortex M4, é utilizado para geração dos estímulos e comando do ADS1298. Os sinais de EMG são exibidos em LCD com 10⁴ e 1024 x 600 pixels, com *multitouch* capacitivo. A estimulação elétrica é feita por sequências de pulsos gerados por síntese digital direta. O processamento do EMG requer vários blocos funcionais: 1) gatilho de aquisição, *oversampling* e promediação; 2) detecção de conteúdo com filtragem passa-altas para eliminar DC e correlação de janela móvel para determinar o nível de sinal; 3) avaliação de potência e espectro de interferente; 4) reconstrução de EMG, incluindo compensação de artefatos de estímulo e de interferente. A compensação de artefato é feita por subtração de resposta propagada do estímulo subliminar [1] e a filtragem adaptativa com referência externa na compensação de interferente [2]. Pretende-se verificar a eficácia da transformada wavelet contínua [3] ou decomposição empírica [4] na detecção e reconstrução de EMG e na eliminação de interferentes. Um modelo de paciente eletrônico com sinais com diversas distorções foi obtido [5] e adicionado de interferentes.

Resultados: A plataforma foi criada a partir das tecnologias citadas. Algoritmos para geração de estímulo e aquisição de onda M foram implementados. O subsistema de processamento e interface roda em plataforma Linux Toradex 2.5 e a comunicação entre os subsistemas é realizada por USB 2.0, com taxas de até 5 Mbps, utilizando protocolo de requisição e configuração pré-definido. O subsistema de processamento foi integrado ao monitor LCD, possibilitando a interface direta do usuário com o dispositivo portátil. Um modelo de paciente eletrônico foi desenvolvido sobre uma placa FRDM-K20 NXP para a geração de sinais de EMG, permitindo a adição de interferentes diversos.

Conclusões: A plataforma computacional apresenta desempenho suficiente para atender as demandas dos algoritmos de geração de estímulo e aquisição de sinais de EMG. O paciente eletrônico desenvolvido permitirá avaliar o desempenho dos algoritmos de detecção de onda M, compensação de artefato de estímulo e supressão de interferentes. O dispositivo está sendo criado em conformidade com as normas ISO 14971, IEC 60601 e IEC 62304. Avaliação preliminar de segurança e compatibilidade eletromagnética será realizada na Contronic e, em 2017, o protótipo será submetido a laboratório do INMETRO. A conclusão deste projeto fornecerá subsídios para uma fase de desenvolvimento de produto.

Referências: [1] McGill, K. C. et al. (1982) "On the nature and elimination of stimulus artifact in nerve signals evoked and recorded using surface electrodes" In: *IEEE Trans. Biom. Eng.*, p.129-137. [2] Thakor, N. V. (1987) "Adaptive Filtering of Evoked Potentials", In: *IEEE Trans. Biom. Eng.*, v.34, n.1, p.6-12. [3] Yochum, M. et al. (2014) "EMG artifacts removal during electrical stimulation, a CWT based technique", In: *IEEE Reg. 10 Symp.*, p.137-140. [4] Pilkar, R. B. et al. (2012) "Empirical mode decomposition as a tool to remove the function electrical stimulation artifact from surface electromyograms", In: *IEEE EMBC*, p.1847-1850. [5] Farina, D. et al. (2004) "M-wave properties during progressive motor unit activation by transcutaneous stimulation" In: *J. Appl. Physiol.*, v.97, n.2, p.545-555.

Palavras-chave: EMG, onda-M, monitoração cirúrgica, supressão de artefatos.

Agência Financiadora: Esse trabalho é realizado no âmbito da chamada CNPq-SETEC/MEC N ° 17/2014.

DESENVOLVIMENTO DE JOGOS PARA REABILITAÇÃO DO EQUILÍBRIO NO CONTEXTO DA POSTUROGRAFIA ESTÁTICA

Tavares, V. W.^{1,2}, Mattos, J. C. B.¹ e Tavares, M. C.²

¹ Ciência da Computação, Universidade Federal de Pelotas, Brasil

² PD&I - Contronic Sistemas Automáticos Ltda., Pelotas, Brasil

e-mail: vwtavares@inf.ufpel.edu.br

Introdução: Jogos de computador são usados há décadas como passatempo, diversão e ferramenta educacional. Na área médica os jogos interativos vêm ganhando espaço na reabilitação motora e postural de pacientes. O presente trabalho está sendo desenvolvido como um subsistema do projeto Horus, que abrange um conjunto de hardware e software capaz de facilitar o diagnóstico postural, com critérios quantitativos, e também a posterior reabilitação postural, com recursos que favorecem a aderência ao tratamento.

Materiais e Métodos: Conforme descrito em [1], o Horus é composto por uma plataforma W-Fit modificada pela troca de seus circuitos eletrônicos, que recebe comandos de um computador pessoal via porta USB 2.0. O computador executa um software *Automation Server* e um software de usuário, com elementos capazes de conduzir sessões de diagnóstico e ainda acionar jogos de reabilitação que impõem tarefas posturais e cognitivas. Os jogos foram desenvolvidos com Unity 3D na versão 5.3.4f1 (64-bit), em um computador com processador Intel Core i7 e placa de vídeo NVIDIA GTX 750, sob S.O. Windows® 7. A comunicação entre o jogo em execução e o software principal do Horus é feita por protocolo UDP bidirecional. Estímulos visuais e jogos são exibidos em TV ou projetor ligado ao mesmo computador.

Resultados: Foram criados quatro jogos, cada um com três níveis de dificuldade. O primeiro jogo foi chamado “*Catching fruits*” e consiste em frutas que se deslocam da esquerda para a direita na tela; o objetivo do paciente é apanhá-las comandando a barra de coleta na direita da tela e só se movimenta no eixo antero-posterior (AP). Com o passar das fases a dificuldade aumenta pela redução do tamanho da barra, aumento da velocidade das frutas e adição de *junk food*, das quais o paciente deve desviar. Assim, o paciente é induzido a mover seu corpo no eixo AP, sobre a plataforma, para realizar a tarefa. O segundo jogo é “*Falling gems*”, cujo objetivo é induzir o paciente a se movimentar no eixo médio-lateral (ML). Os objetos que devem ser coletados são gemas e os que devem ser evitados são meteoros, que “caem” da parte superior da tela, enquanto a barra de coleta se desloca na base, de lado a lado. “*Collecting Cubes*” é o terceiro jogo criado, cujo diferencial é induzir o paciente a se movimentar em todo o plano AP-ML. Neste jogo o paciente comanda uma pequena esfera 2D que deve colidir com os cubos que aparecem aleatoriamente na tela. Dependendo da dificuldade e da fase, o jogador terá que fazer a esfera colidir com um cubo e ainda manter a sua posição fixa por um determinado tempo, para que o objeto seja então coletado. Além disso, esfera e cubos diminuem com o avançar das fases. Este jogo facilita que o paciente obtenha um controle motor mais refinado, já que exercita o controle postural em pontos variados do plano cartesiano. O quarto jogo é “*Cheese chase*” e, assim como no jogo anteriormente descrito, induz o paciente a realizar exercícios no plano AP-ML, com o diferencial de propor tarefas cognitivas diversas ao longo das suas fases. Simula um ambiente 3D no qual o movimento sobre a plataforma controla a inclinação da mesa nos eixos *pitch* e *roll*. Nas fases iniciais a mesa é simples e aberta, com limitação por paredes apenas nas quatro laterais. A inclinação da mesa faz rolar uma esfera 3D que deve ser usada para coletar queijos que se movimentam no eixo *yaw*, por colisão simples. A partir da terceira fase vão surgindo barreiras diversas que acabam por transformar a mesa em um labirinto. Na última fase do grau de dificuldade “difícil”, a mesa contém gatilhos instalados no piso e nas paredes, que acionam elementos específicos, dando acesso ou negando o acesso a determinados queijos. Desta forma, o jogo explora não somente as tarefas de equilíbrio, mas lança também tarefas cognitivas simultâneas.

Conclusões: O Horus e seus quatro primeiros jogos estão sendo avaliados em dois serviços especializados em equilíbrio humano, em São Paulo, desde maio de 2016. A avaliação inclui a obtenção de valores de normalidade. A partir deste *feedback*, novas versões dos jogos deverão ser produzidas. Jogos que facilitem a reabilitação incluindo marcha estática poderão ser criados sob demanda. O Horus foi desenvolvido de acordo com as normas ISO 14971, IEC 60601 e IEC 62304. Deverá ser submetido à avaliação do INMETRO e da ANVISA no segundo semestre deste ano, disponibilizando ao mercado brasileiro uma ferramenta com custo acessível para diagnóstico e reabilitação do equilíbrio.

Referências: [1] Santos, E.V. (2015), *Jogo para reabilitação em um sistema para posturografia estática*.

Palavras-chave: posturografia, reabilitação postural, jogos, Unity 3D.

Agência Financiadora: o trabalho foi financiado integralmente pela empresa Contronic Sistemas Automáticos Ltda.

ANÁLISE EXPERIMENTAL DO TRANSDUTOR DE ULTRASSOM FOCALIZADO DE ALTA INTENSIDADE

R.M. Guidi^{1,2}, E.M.C. Sant'Ana¹, J.R. de Souza¹

¹CEFAI/IBRAMED, Amparo, SP ²DEB/FEEC/UNICAMP, Campinas, SP
e-mail: re_guidi@yahoo.com.br

Introdução: O Ultrassom Focalizado de Alta Intensidade (HIFU) originalmente foi idealizado para o tratamento de tumores por ablação. Neste caso a alta concentração de energia no ponto focal deve ser suficiente para destruir as células tumorais e tratar o câncer [1]. Com a mesma concepção de destruir conglomerados celulares, o HIFU usado em tratamentos estéticos objetiva concentrar a energia no ponto focal causando cavitação e aumento da temperatura, com magnitude suficiente para causar apoptose (morte celular) do tecido adiposo subcutâneo da área em tratamento, além de estimular o fenômeno de lipólise nos adipócitos [2]. Isso ocorre sem danos aos tecidos ao redor ou sobrejacente, pois o HIFU pode propagar a energia ultrassônica através dos tecidos biológicos, mas, como os feixes de ultrassom carregam energia suficiente e estes convergem para um ponto focal, provocam um estresse mecânico e térmico no tecido alvo (tecido adiposo) [1]. Esse dano é pontual e controlado. Na lipoplasia, devido a energia focalizada de alta intensidade ocorre a ruptura da membrana do adipócito (célula de gordura), a célula entra em apoptose (morte celular programada) e uma cascata de eventos envolvendo células do processo inflamatório como neutrófilos e macrófagos são ativados. Estas células fagocitam e digerem por liberação de enzimas, parte dos lipídeos liberados e os restos das células de gordura mortas. Sinais químicos ativam os fibroblastos que promovem síntese de novo colágeno nos septos de gordura e pele adjacentes, finalizando o processo de cicatrização [3]. O objetivo do presente estudo é projetar um dispositivo de ultrassom focalizado para a interação com o tecido adiposo e avaliar a existência do ponto focal de concentração do feixe ultrassônico e a profundidade do mesmo, em material sintético que mimetize o tecido biológico.

Materiais e Métodos: Foi projetado um dispositivo transdutor de ultrassom focalizado de alta intensidade [PI 1020150044739], sendo o transdutor usinado com diâmetro externo de 67 mm em alumínio liga 6351 T6, projetado de modo a permitir o direcionamento dos feixes de ultrassom para um único ponto, este descrito como ponto focal. Isto se dá pela curvatura da face polida do transdutor com um raio de 31,3 mm e com o centro geométrico a 1,5 cm da face do transdutor. A cerâmica piezoelétrica à base de titanato de bário e zirconato de chumbo utilizada no transdutor apresenta a espessura de 1,3 mm \pm 10%, o diâmetro de 50 mm \pm 15% e a frequência de 1,8 MHz \pm 10%, sendo essa colada na face plana do transdutor focalizado. O dispositivo permite a emissão de ultrassom com a potência de 2 a 30 watts. O transdutor apresenta o acabamento usinado em PEAD (Polietileno de Alta Densidade) com dupla função, sendo que este acabamento mantém o conjunto transdutor focado usinado centralizado e devidamente preso ao cabeçote injetado. O cabeçote é injetado em PU (Poliuretano) desenvolvido com uma empunhadura anatômica, especialmente para acomodar o conjunto transdutor focado. Foram realizados testes laboratoriais com o transdutor protótipo utilizando um material “phantom” que mimetiza o tecido adiposo e uma câmera termográfica da marca Flir®, por meio da qual é possível adquirir uma imagem fotográfica convencional e uma imagem termográfica. O “phantom” é um gel cristalino sintético que pode reproduzir lesões na mesma posição, tamanho e forma, como as produzidas em tecido real quando a energia ultrassônica é aplicada ao gel. O procedimento foi realizado posicionando o protótipo sobre o material “phantom”, sendo que toda a concavidade do transdutor focalizado e a superfície do “phantom” foram preenchidas com gel neutro para condução do feixe ultrassônico. Foi realizado um disparo de ultrassom focalizado de 2 segundos de duração com a potência de 22 watts. Em seguida, o material “phantom” foi fotografado para aquisição da imagem termográfica e posterior avaliação da profundidade do ponto focal.

Resultados: Foi desenvolvido um dispositivo de ultrassom focalizado para interação com o tecido adiposo, indicado para a indução de apoptose celular de adipócitos. Nos testes de bancada com o material sintético “phantom” foram coletadas as imagens convencionais e termográficas, as quais foram analisadas. Logo após a emissão do feixe ultrassônico verificou-se a formação de um ponto focal a 1,5 cm de profundidade no material e o aumento de 10°C na temperatura do “phantom” onde se localizava o ponto focal, comparado a temperatura do material antes do procedimento.

Conclusões: O transdutor de ultrassom focalizado desenvolvido foi eficaz para projetar o ponto focal a 1,5 cm de profundidade no material “phantom”, sendo que esta profundidade do feixe ultrassônico focalizado é similar no tecido biológico. Dessa forma, os resultados sugerem que o dispositivo é eficiente para atingir o tecido adiposo, o qual está localizado abaixo dos 4 mm de profundidade da pele. Neste contexto, estão sendo realizados novos estudos com o objetivo de avaliar a eficácia do dispositivo no tratamento da gordura localizada por indução de apoptose celular no ponto focal.

Referências: [1] Ter Haar G., Coussios C. High-intensity focused ultrasound: physical principles and devices. *Int J Hyperthermia*, 2007, 23:89–104. [2] Vanini F., Mejoria de los tejidos alterados por patología de la microcirculación a través de la emulsiolipólisis por conducción ultrasonica. *Napoli*, 2007. [3] Fatemi, A., Kane, M.A.C. High-intensity focused ultrasound effectively reduces adipose tissue. *Aesth Plast Surg*, 2010, 34:577–582.

Palavras-chave: ultrassom focalizado, tecido adiposo, apoptose.

EFEITOS DA FADIGA UNILATERAL DO TRÍCEPS SURAL SOBRE A VARIABILIDADE DA MARCHA EM JOVENS ATIVAS

G. C. Lehnen* e M. F. Vieira*

* Laboratório de Biomecânica e Bioengenharia, UFG, Goiânia, Brasil
e-mail: georgialehnen@hotmail.com

Introdução: Fadiga muscular é definida como uma redução induzida por exercício na capacidade de força máxima de um músculo [1]. O impacto da fadiga não é simplesmente restrito ao declínio na produção de força, mas também a habilidade de realizar uma ação suave e controlada do movimento. Sabe-se que após a fadiga muscular localizada, os indivíduos exibem aumento da variabilidade cinemática, além de alterar o padrão dos seus movimentos em resposta à fadiga [2]. O tríceps sural é de primordial importância em atividades posturais e de locomoção [3], as alterações provocadas pela fadiga muscular unilateral, nessa musculatura, podem limitar as atividades diárias, laborais e até mesmo expor indivíduos a lesões. Identificar os resultados da ação do tríceps sural fadigado pode contribuir para o desenvolvimento de protocolos efetivos de condicionamento e de reabilitação. Dessa forma, o objetivo do presente estudo foi identificar os efeitos da fadiga unilateral do tríceps sural na variabilidade da marcha em jovens ativas.

Materiais e Métodos: 12 mulheres ativas (22,8±3,5 anos) consentiram em participar. O protocolo consistiu em quatro caminhadas na esteira com velocidade auto selecionada de cada indivíduo: antes da fadiga (PRÉ), imediatamente após a fadiga (P1) e mais duas caminhadas após (P2; P3), com intervalo de 2 minutos entre cada uma delas. Os dados cinemáticos foram coletados por um sistema de captura de movimento constituído por 10 câmeras infravermelho, a uma taxa de amostragem de 100 Hz. Foram posicionados marcadores na T1, nos maléolos laterais, nos calcâneos, nos segundos e quintos metatarsos. Os dados foram coletados pelo programa Nexus 2.3 da Vicon. O protocolo de fadiga consistiu na realização da quantidade máxima de repetições de flexão plantar, com 30 segundos de intervalo, até o participante não ser capaz de executar 50% do número inicial de repetições, seguindo um metrônomo computadorizado (Virtual Metronome 2.0), programado para 33 batimentos por minuto [3]. A série foi finalizada quando o sujeito expressasse cansaço e incapacidade de executar o movimento. As variáveis avaliadas são período do passo (PP), comprimento do passo (CP), largura da passada (LPD), e seus respectivos desvios padrão (DP), média dos desvios padrões ao longo das passadas (MDP) e a raiz quadrática média (RMS) normalizada da aceleração de T1. Para análise da normalidade foi utilizado o teste de Shapiro-Wilk e, em seguida, foi realizado ANOVA de medidas repetidas para comparar as diferenças entre as condições, por meio do SPSS v. 23.0.

Resultados: As variáveis a seguir apresentaram diferenças significativas entre as caminhadas PRÉ, P1, P2 e P3: DP_LPD ($p=0,003$); MDP mediolateral ($p=0,007$) e MDP anteroposterior ($p=0,003$); RMS resultante ($p=0,034$), RMS mediolateral ($p=0,035$) e RMS anteroposterior ($p=0,017$). Nossos resultados sugerem que a variabilidade da marcha medida por DP, MDP e RMS resultante aumentou com a fadiga unilateral do tríceps sural.

Conclusões: Os achados indicaram que a variabilidade da marcha (DP, MDP e RMS resultante) apresentou diferença tanto mediolateral quanto anteroposterior, o que pode ser justificado pela condição da fadiga localizada unilateral ser no tríceps sural, um flexor plantar, responsável pela propulsão a frente na marcha. Sabe-se que o movimento pode ser afetado pela fadiga muscular, pois há alterações na eficiência das contrações e no sistema proprioceptivo [4], alterando o controle sensorio-motor [5]. Pretende-se agora investigar os efeitos da fadiga unilateral na cinemática dos segmentos e articulações do MI, bem como na estabilidade da marcha medida pela margem de estabilidade [6] e por descritores não lineares [7].

Referências: [1] Gandevia S.C. (2001), Spinal and supraspinal factors in human muscle fatigue, *Physiol Rev.* 81:1725-89. [2] Gates D.H., Dingwell, J. B. (2011), The effects of muscle fatigue and movement height on movement stability and variability, *Exp Brain Res.* 209:525-536. [3] Reimer III R.C., Wikstrom, E. A. (2010), Functional fatigue of the hip and ankle musculature cause similar alterations in single leg stance postural control. *Journal of Science and Medicine in Sport.* 13:161-166. [4] Ledin T., Fransson P.A., Magnusson M. (2004), Effects of postural disturbances with fatigued triceps surae muscles or with 20% additional body weight. *Gait and Posture.* 19:184-193. [5] Steib S. et al. (2013), Fatigue-induced alterations of static and dynamic postural control in athletes with a history of ankle sprain. *Journal of Athletic Training.* 48(2):203-208. [6] Hof A.L., Gazendam M.G.J., Sinke W.E. (2005), The condition for dynamic stability. *Journal of Biomechanics.* 38:1-8. [7] Bruijn S.M., Meijer O. G., Beek P. J., Van Dieen, J. H. (2013), Assessing the stability of human locomotion: a review of current measures. *Journal of The Royal Society.* 10:20120999.

Palavras-chave: fadiga localizada, cinemática, marcha humana.

PRÓTESE DE MEMBRO INFERIOR EM FIBRA DE CARBONO PARA USO COTIDIANO E LEVES EXERCÍCIOS

C. N. Giracca**, V. R. Oviedo* e T. Volkmer

* Engenharia Biomédica Centro Universitário Franciscano, Santa Maria, Brasil

** Engenharia de Materiais Centro Universitário Franciscano, Santa Maria, Brasil

e-mail: eng.giracca@gmail.com

Introdução: Com a crescente conscientização mundial para desenvolver sistemas cada vez mais sustentáveis surge a necessidade de projetar componentes mais leves, afim que gerar melhor eficiência energética. Desta forma, um meio para reduzir o consumo energético é reduzir a massa movida. As indústrias aeroespacial e automotiva (de alto desempenho) já têm se beneficiado da utilização de materiais compósitos estruturais. Porém, com o compromisso estrutural surge a necessidade da correta previsão de tensões as quais o componente será submetido. Devido ao comportamento anisotrópico e complexidade das interações micro e macromecânicas entre a matriz polimérica e o reforço fibroso, é exigido profundo entendimento dos mecanismos de falha e ferramentas matemáticas para análise de tais tensões. Resolvemos então, testar nossas habilidades com conhecimentos sobre compósitos, aprendidos durante a graduação, para auxiliar o método de construção de uma prótese de membro inferior utilizando técnicas de moldagem e laminação em fibra de carbono para a prática de leves exercícios e uso cotidiano. Sugere-se um design de uso comercial, porém construindo desde sua matriz em Solidworks 3D para o desenho da estrutura, podendo assim, ter precisão de construção fundamentada em análises e cálculos cuidadosos seguindo um padrão de norma ASTM D 3039 para a construção do projeto final. O presente trabalho mostra um modelo de análise em elementos finitos utilizando um código comercial desenvolvido com base em ensaios experimentais, contribuindo assim, com um modelo de acurácia conhecida para o projetista que deseja prever a resistência de seu componente. O principal objetivo é a construção de uma prótese de membro inferior para uso cotidiano e leves exercícios, através da caracterização mecânica de corpos de prova em material compósito e posterior elaboração da prótese em si através dos resultados dos ensaios físicos.

Materiais e Métodos: O presente trabalho apresenta as seguintes etapas: para o modelo em 3D será utilizado o *software* SOLIDWORKS [1.] A simulação será rodada em uma máquina equipada com processador Intel® Core™ i7-3667U de 3.20 GHz com 8 gb de memória ram. Laminação e corte dos corpos de prova; Realização dos ensaios de tração que realizaremos com o equipamento EMIC™ modelo DL10000; Nas amostragens dos corpos de prova iremos fabricar amostras com distribuição laminar de 2, 4, 8, 10, 12 camadas laminares com orientação de 0/45 a fim de averiguar sua resistência para melhor escolher a laminação em sua fabricação [2]. Elaboração do modelo computacional, simulação e criação do modelo, montagem do silicone de estética. Os materiais utilizados são os seguintes: como matriz, será utilizado o sistema epóxi para laminação de cura a frio com resina Redelease® SQ-2200 e endurecedor Redelease SQ-315™ na proporção de 100/50 em massa; Como reforço, tecidos de fibra de carbono bidirecional de X g/cm² e bidirecional com orientação 0/90 de X g/cm², ambos comercializados pela Redelease™. Posteriormente a construção da prótese em si com os dados captados pelos ensaios de tração assim chegando num modelo com função próxima da natureza humana, porém, com a resistência e leveza do compósito de carbono, finalizando com um acabamento em silicone para fins de trazer uma função estética à prótese.

Resultados: Até o momento estamos nos baseando em cálculos de ensaio bem postergados e analisados, já ministrados na mesma linha de compósitos por colegas da instituição. Entretanto, serão realizadas análises de flexão diretamente para este estudo, por contar com variáveis mais precisas de observação em conta da construção do protótipo. Com a pretensão de nossos cálculos e testes para chegar a uma prótese funcional de leveza e resistência próxima dos parâmetros internacionais comercializados.

Conclusões: O trabalho encontra-se na etapa de criação de corpos de prova para realizar o primeiro processo do projeto, porém, já temos um modelo computacional 3D via Solidworks e realizaremos testes de simulação computacional utilizando Simulation Xpress Study (extensão dentro do Solidworks). Assim, iremos ter mais precisão de design e menor perda de material/tempo no processo de construção do protótipo.

Referências: [1] Solidwoks, Introdução Funcionalidades Básicas, (2014), Teacher Guide. [2] Woodead L. H., “Advanced Engineering Design”, Release Date: 24 Nov, (2011), 1th edition.

Palavras-chave: Prótese, fibra de carbono, ensaios tração.

Agência Financiadora: GIRACCA CORP ELETRÔNICOS.

SISTEMA DE MONITORAMENTO DE ESTADO HIGIÊNICO DE PACIENTES DE CTI E UTI, UTILIZANDO PROTOTIPAÇÃO EM ARDUÍNO

C. N. GIRACCA*, D. R. BECK***, E. M. FINCKLER**, G. L. CARVALHO***, J. P. TESSELE*** F. Q. LENA*** e M. O. MARTINS***

* Curso de Engenharia Biomédica, UNIFRA, Santa Maria-RS, Brasil

** Curso de Sistemas de Informação, UNIFRA, Santa Maria-RS, Brasil

*** Curso de Ciência da Computação, UNIFRA, Santa Maria-RS, Brasil

e-mail: eng.giracca@gmail.com

Introdução: Este trabalho apresenta uma proposta de solução para os cuidados de saúde higiênica (especificamente urina) em pacientes alocados em CTI com impossibilidade de comunicação. As infecções, de origem comunitária ou nosocomial, constituem-se numa das principais causas de mortalidade dos pacientes críticos, internados nas Unidades de Terapia Intensiva [1]. A visualização do estado do paciente ocorre em geral somente quando da troca de turnos do profissional de enfermagem, ou então, em passagem aleatória nas macas para constatação, o que propicia uma situação propícia para o aumento de doenças tais como infecções e lesões. Em contraponto a essa situação, o grupo que desenvolve este trabalho propõe a utilização de sistemas autônomos para monitoramento e alerta ao corpo da enfermagem, utilizando prototipação em Arduíno, comunicação via *bluetooth* e visualização em *smartphone* utilizando sistema operacional Android. Quando o paciente apresentar um estado onde haja detecção de líquido no leito, o mesmo será detectado através de uma manta adaptada à maca, contendo sensores de umidade e pH (para a diferenciação de suor e urina). Dessa detecção, o sistema informa o estado para a aplicação em um dispositivo visível aos enfermeiros e então os mesmos podem efetuar as trocas higiênicas no paciente, tão logo foi possível, minimizando problemas sanitários do estado com urina.

Materiais e Métodos: o sistema está implementado na fase pré-protótipo, na validação de conceito, construído com um programa central rodando em Arduíno, sensores de umidade e PH em uma manta para ser colocada na maca e enviando os valores lidos em sinais através da tecnologia Bluetooth [2]; A aplicação responsável por notificar a enfermeira sobre o estado higiênico do paciente foi desenvolvida para a plataforma Android. As aplicações Android tem seu funcionamento baseado na interação da linguagem de programação Java e na linguagem de marcação XML [3].

Resultados: As aplicações dos sensores como monitores de umidade até o momento estão sendo suficientes para identificar a ocorrência de água em distâncias de até 100 metros. A unidade de processamento - Arduíno em questão - tem consumido pouca energia e interpretado os dados com alta disponibilidade (acima de 90% dos sinais captados e corretamente identificados). A aplicação em *smartphone* está mostrando os valores lidos corretamente.

Conclusões: O potencial do trabalho é bastante amplo e o aprimoramento das leituras e mensagens será de primordial importância para a interpretação de mais de um emissor de monitoramento, permitindo os cuidados simultâneos em várias macas sendo assim mesmo em pacientes internados na UTI poderão utilizar tal dispositivo pois ele é aproximadamente fino como uma compressa de campo cirúrgico e será totalmente estéril podendo ser utilizado tanto em leitos ordinários como em leito de unidade de tratamento intensivo por apresentar um sistema estéril, descartável e de rápido acesso.

Referências: [1]. Turrini RN, Santo AH – Nosocomial infection and multiple causes of death. J Pediatr, 2002;78:485-490. [2] Soni. N. Wireless Networking: Introduction to Bluetooth and WiFi. N.S. Ed (Kindle Book).. 2009. [3] ROGERS, Rick. Desenvolvimento de aplicações Android. São Paulo, SP: Novatec, 2009. 376 p.

Palavras-chave: automação, cuidados CTI, Arduíno, informática em saúde.

Agência Financiadora: sem financiamento.

CADEIRA DE RODAS COM PROPULSÃO DE MANIVELA, FRENAGEM E ACESSIBILIDADE A DIFERENTES TERRENOS.

V.R. Oviedo, G.O. Orengo e M.I.V. Orselli

Centro Universitário Franciscano, Santa Maria – RS, Brasil.

e-mail: viniciusoviedo_95@hotmail.com

Introdução: O mecanismo de propulsão observado usualmente em cadeira de rodas (propulsão feita pelo próprio cadeirante, empurrando a roda da cadeira) é caracterizado por uma alta demanda mecânica dos músculos e articulações do membro superior, especialmente em terrenos acidentados e inclinados. Essa demanda excessiva sobre os membros superiores frequentemente acarreta lesões musculares e articulares, limitando a capacidade de locomoção do cadeirante [1]. No entanto, para modificar o mecanismo de propulsão em cadeiras de roda deve-se levar em conta não só a eficiência mecânica da propulsão, mas também a eficiência mecânica na geração de força pelos músculos e o impacto sobre as articulações [1]. São levados pouco em conta esses aspectos da biomecânica no desenvolvimento de cadeira de rodas. Portanto, acredita-se que é possível aprimorar os modelos de propulsão já propostos em cadeira de rodas, a fim de maximizar a eficiência mecânica do sistema cadeira-indivíduo e, além disso, dar ênfase à questão biomecânica por trás da propulsão, minimizando assim, o risco de lesões no membro superior. O presente trabalho tem como objetivo o desenvolvimento de uma cadeira de rodas, com grande eficiência mecânica, sendo caracterizada por: propulsão de manivela (com acoplamento coroa-corrente-catraca); sistema de freios; baixo custo, pois incorpora peças de bicicleta cuja manutenção/obtenção é facilitada em caso de estragos; e diminuição do esforço físico sobre o cadeirante.

Materiais e Métodos: O protótipo inicial foi baseado na proposta teórica da biomecânica da propulsão da cadeira e ele permite manter intacta a estrutura da cadeira de rodas utilizada, pois o bloco de propulsão, direcionamento e freio será afixado na estrutura da própria. O sistema trata-se de uma espécie de garfo com a presença de uma estrutura que pode realizar pequena rotação em torno do seu eixo, permitindo assim o direcionamento da cadeira, além do conjunto corrente-coroa-catraca e manivelas. Foram realizados até o momento, cálculos iniciais a respeito da relação de transmissão coroa-catraca e da força de propulsão do modelo proposto. Os valores de força durante a propulsão foram obtidos a partir de uma modelagem simples.

Resultados: Variando o número de dentes da coroa e da catraca, foram obtidas as seguintes relações de transmissão (R_{CC}): **1:2; 1:3; 1:4 e 1:5**. Os valores de força realizada durante propulsão para diferentes superfícies foram obtidos para o protótipo e para uma cadeira convencional* (respectivamente), a fim de comparação: **980 N e 560 N** (concreto seco); **822 N e 467 N** (concreto úmido); **430 N e 244 N** (relvado seco); **882 N e 502 N** (asfalto seco); **842 N e 397 N** (asfalto úmido); **614 N e 350 N** (paralelepípedo seco) e **246 N e 140 N** (paralelepípedo úmido); **233 N e 160N** (barro seco). Os resultados referentes às forças de propulsão mostraram que de fato, no sistema proposto, há uma redução de forças se for levado em conta o sistema como um todo. As relações entre a força da propulsão do protótipo e a força de propulsão de uma cadeira convencional, foram: **87,5%** (concreto seco); **88%** (concreto úmido); **88,1%** (relvado seco); **87,8%** (asfalto seco); **83,9%** (asfalto úmido); **87,8%** (paralelepípedo seco); **87,9%** (paralelepípedo úmido) e **72,8%** (barro seco).

*Os valores que correspondem à cadeira de rodas convencional mostrados nos resultados, são para cada roda da cadeira.

Conclusões: Os resultados teóricos parciais permitem concluir que a proposta está em acordo com os objetivos propostos, validando assim, o desenvolvimento do protótipo. Têm-se como próximos passos do trabalho as seguintes atividades: Realização de uma série de testes mecânicos e biomecânicos do protótipo; Realização de mais cálculos a respeito do esforço biomecânico durante a propulsão. Simulação de modelagens mais complexas (com variação de grandezas relacionadas ao centro de massa do sistema e presença da resistência do ar) a partir de *softwares*. Sendo os testes e resultados satisfatórios e atingindo as expectativas do trabalho, será criado um modelo final da cadeira.

Referências: [1] VAN DER WOUDE, L.H.V. et al. Alternative Modes of Manual Wheelchair Ambulation: An Overview. *Am. J. Phys. Med. Rehabil*, Amsterdam, v.80, n.10, 2001. [2] Winter V, A.G., et al. “Wheelchair with Lever Drivetrain.” Patent application no. 12914986, Steptoe and Johnson LLP, Utility filed October 28, 2010.

Palavras-chave: biomecânica, engenharia de reabilitação, torque, força, energia mecânica.

Agência Financiadora: CNPq.

DYNAMIC MODEL OF KAYAK WITH 2DOF FOR THE STUDY OF POSTURAL BALANCE

R. B. Thibes*, O. L. Silva* and W. S. Nishitani*

*Universidade Federal do ABC, São Bernardo do Campo – São Paulo, Brazil
email: raissa.benocci@aluno.ufabc.edu.br

Introduction: The practice of kayaking is an exercise that stimulates the control of postural balance. This control, executed mainly by core muscles, influences the kayak propulsion, contributes to physical conditioning and may avoid body injuries to the paddler. For this reason, the effort of balancing a kayak may be applied to a variety of situations, from rehabilitation of neuro-damaged patients to training of high-performance athletes. Nevertheless, depending on the condition of the neuromotor system, some subjects may not be able to balance over a real kayak on aquatic medium. [1] In this sense, it is of clinical interest to rehabilitation to build equipment that simulates kayaking dynamics, in such way that the user could be able to adjust the difficulty level of the exercise. The aim of this study is to model the kayak dynamics on the water, submitted to paddler's actions. This is a planar model which considers only heave (vertical movement) and roll (transverse rotation), under the action of the kayak's weight force and buoyancy, and two external forces are considered: reactions produced by both paddler's ischia on the seat of the boat. This analysis could be extended to canoeing since dimensions and shapes are similarities between canoe and kayak.

Materials and Methods: The model was deduced considering the boat as a rigid body, which implies no deformation or change of mass over time, and for rowing at calm water. The software *GMSH* was used to perform the discretization of the kayak cross section, making this method valid for any kayak cross-section geometry. Considering the free body diagram of the kayak, and the Newton's Second Law for rotation and translation, we obtained two differential equations of motion of the system. In the first equation, the following terms are present: the vertical acceleration of the center of mass, buoyancy force, kayak weight, water damping force and the disturbance forces from the ischia of the paddler. And, in the second equation: the kayak's angular acceleration, and the moments around the center of mass applied by the above-mentioned forces. The parameters of the model are water density, gravity acceleration, paddler's weight and moment of inertia of the cross-section. The non-linear equations are presented as state-space equations [3,4] and are integrated by fourth-order Runge-Kutta method [5], using the software *MATLAB*. The initial condition of the kayak's simulation may be arbitrary, such as the equilibrium condition stated by the Archimedes' Principle. It states that a vessel submerged in a fluid floats when its weight is lower than the weight of the same volume of the fluid. The floatation implies that buoyancy equals to weight, in module and direction, but has opposite sense [3]. In addition, to achieve equilibrium at the angular movement, the applied moments at the kayak must sum to zero.

Results: The dynamics of the model was observed with three simulations: i) integrating the equations of motion with arbitrary initial conditions and zero applied external forces; ii) integrating the equations of motion with initial conditions equal to equilibrium conditions and a step vertical force applied at kayak's center of mass, and iii) integrating the equations of motion with the same initial condition and a step vertical force applied at the ischium position. These simulations have different meanings: i) kayak at rest; ii) abrupt disturbance of placing a paddler upon the initially at rest kayak, and iii) abrupt inclination by the paddler exerting its weight on the kayak through one of its ischia.

Conclusions: In this study we obtained the behavior model of kayak for the postural balance. The model obtained still needs improvements and experimental validation. The paddler balancing itself upon the kayak could be modeled as an inverted pendulum with its axis of rotation placed where the paddler sits. [2] To control this rotation, a motor works as the core muscles. Once it is done, it could be employed to control a small scale prototype with an inverted pendulum placed upon a wood block with the kayak hull geometry.

References: [1] Alderson D (2007), *Sea Kayak Strokes: A Guide to Efficient Paddling Skills*, Canada: Rocky Mountain Books. [2] Winter D. A. *Human balance and posture control during standing and walking*. *Gait & Posture* 1995, 3(4): 193-214. Elsevier Science. [3] Ueng SK. *Physical Models for Simulating Ship Stability and Hydrostatic Motions*. *J. of Marine Sci. and Tech.* 2013; 21(6): 674-685. [4] Neves M. A. S., Belenky V. L., Kat J. O., Spyrou K., Umeda N. (2011) *Contemporary Ideas on Ship Stability and Capsizing in Waves*, London and New York: Springer. [5] Sperandio D, Mendes JT, Silva LHM. (2003) *Cálculo numérico: Características matemáticas e computacionais dos métodos numéricos*. São Paulo, SP: Pearson/Prentice Hall.

Keywords: Kayaking, Stability, Buoyancy, Modeling, Postural Balance.

Funding Agency: CNPQ UFABC.

MOTOR INTENTION DETECTION FOR ROBOTIC WALKER USERS USING ARTIFICIAL NEURAL NETWORKS AND EYE-TRACKING

Hamilton Rivera^{**}, Anibal Cotrina^{*}, Carlos Valadao^{**}, Alessandro Benevides^{**} and Teodiano Bastos^{**}

^{*} CEUNES-Federal University of Espirito Santo, Sao Mateus, Brazil

^{**} PPGEE- Federal University of Espirito Santo, Vitoria, Brazil

e-mail: hamriver@gmail.com

Introduction: In recent years, several research groups have addressed needs of people with motor disabilities, through the use of assistive technologies. For instance, traditional walkers are widely used by disabled, elderly and people in rehabilitation, providing additional support to maintain balance or stability during the gait. Walkers can be also restorative as they can gradually change the subject's motor functions during rehabilitation. The integration of these devices with sophisticated sensors and control systems are known as robotic walkers (RW). The control system uses information from a set of sensors that are grouped for detecting the distance between subject and device, monitoring the environment and detecting the motor intentions of users. Motor intentions can be identified by means of force sensors, which interact with the user upper limbs. However, this approach has disadvantages given by the high sensitivity of force sensors, however, they are affected by mechanical noise produced by floor unevenness, non-homogeneous friction and wheel imperfections. In the present work, a novel technique for detection of user intention using artificial neural networks (ANN) and eye tracking is proposed. The eye tracking, or gaze tracking, is a technology that consists of calculating the eye gaze point of a user looking around. A low-cost eye tracking device that collect eye gaze is embedded in the RW in front of the user, as shown in Fig. 1a and 1b. An ANN uses that information to predict three user's intention. For this purpose, three classes are defined: turn right, turn left and do not turn, then, an off-line training is performed and finally the classification system is included into the RW control system.

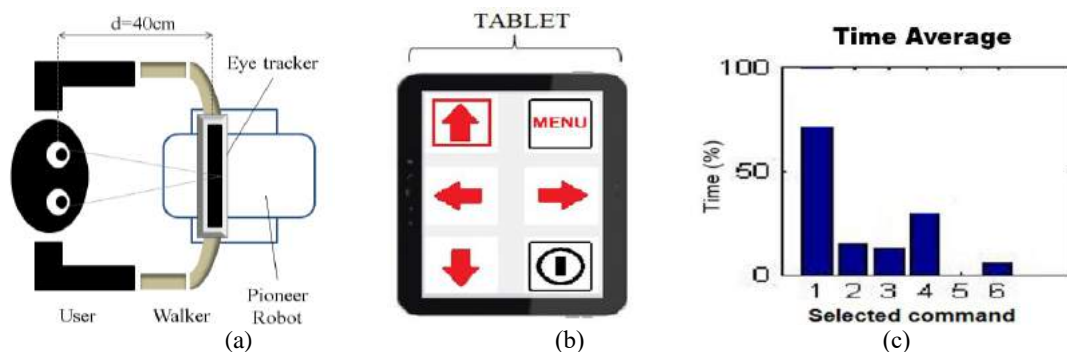


Figure 1. a) Subject and robotic walker. b) User interface. c) Detection of intention command.

Materials and Methods: Fig 1a,b shows the RW prototype used in this work, which is composed of a conventional walker, a Pioneer 3-DX robot and a laser sensor for detection of the user legs position. The control system is based on a PID controller in which the velocity is a function of the distance of the user to the RW; for more details, please refer to [1]. For eye-tracking, the Eye-Tribe TrackerTM device is used, which is composed of two sensors that identify and find the eye's features to estimate the visual focal point [2]. This device employs infrared light, and finds where the person is looking to by applying advanced mathematical models of mathematical triangulation and inverse model of stereoscopic vision. The sample frequency of the system is 30 Hz and the time for command detection is 1s. A user interface based on Android also was developed.

Results: Fig 1c shows the percentage average time of viewing of each command, in which the method developed detect the intention of the user thus, with a proper calibration of the system and a distance of user to eye tracker between 40-80 cm, the eye-tracking system gets a hit rate of 96% for command detection and a rate of 1 command per second.

Conclusions: Results show that an eye-tracking device can be useful to detect the motor intentions of RW users, since each stimulus is associated with turn-right or turn left. Previous results indicate that eye direction samples could be used to train an ANN with the aim of improving the detection of user intention.

References: [1] C. Valadao et al. Adaptação de andador convencional para reabilitação e assistência a pessoas com restrições motoras. Proceedings of CBEB 2014, p533-536, 2014. [2] C. Goulart et al. Recognizing Emotions and Focus of Attention in Individuals with ASD Based on Facial Images. Proceedings of the VI Brazilian Conference of Biotechnology, 2015, Brasília, Brazil.

Keywords: Robotic walker, motor intention, eye-tracking, artificial neural network.

Funding Agency: PROCAD/CAPES, Edital 071/2013 Projeto 014.

COMPARAÇÃO DO CONTROLE POSTURAL ENTRE PRATICANTES E NÃO-PRATICANTES DE YOGA

D. P. Pinto, P. H. França, A. V. Pino e L. L. Menegaldo

Universidade Federal do Rio de Janeiro, Rio de Janeiro, Brasil

e-mail: dafnepp@peb.ufrj.br

Introdução: O controle postural é considerado uma das habilidades motoras fundamentais dos seres humanos [1]. Deficiências nessa habilidade são associadas com risco de quedas, instabilidade do tornozelo e menor desempenho atlético [1,2]. Para avaliação do controle postural têm sido empregadas técnicas de Posturografia. Entre as medidas comumente avaliadas, está a trajetória do centro de pressão (COP), como um indicador da oscilação postural e seu controle [3]. Já foi demonstrado que as técnicas de Yoga, entre outros benefícios, melhoram o equilíbrio e a postura corporal do ponto de vista anatômico [4,5]. Porém, ainda faltam estudos de Posturografia detalhados sobre a influência da prática de Yoga no controle postural. O objetivo do presente trabalho foi um estudo preliminar para comparar o controle postural de praticantes e não-praticantes de Yoga por meio de Posturografia.

Materiais e Métodos: Participaram deste estudo 15 voluntários saudáveis, sendo 9 não-praticantes de Yoga (grupo controle GC, 5 homens, idade: $24,67 \pm 4,82$, peso: $62,88 \pm 7,97$ kg, altura: $1,72 \pm 0,10$ m) e 6 praticantes de Yoga (grupo Yoga GY, 2 homens, idade: $32 \pm 8,17$, peso: $64 \pm 13,16$ kg, altura: $1,68 \pm 0,11$ m), com pelo menos dois anos de prática. Para a coleta, foi empregada uma plataforma de força AMTI AccuSway ACS-PLUS/105. Os dados do COP foram coletados e processados com o programa Balance Clinic, versão 2.02.01. Foi solicitado a cada participante permanecer sobre a plataforma de força, descalço, com olhos abertos e braços ao longo do corpo, durante 30 segundos, de acordo com três protocolos: (a) base aberta com dois apoios, (b) único apoio com o pé direito e (c) único apoio com pé esquerdo. Das variáveis obtidas pelo Balance Clinic, foram analisadas a área circular, área retangular e área efetiva [6]. Foi empregado o teste-t de Welch para testar a igualdade entre as médias (hipótese nula - H_0) por meio do cálculo de um intervalo de confiança de 95% (IC_{95}).

Resultados: As médias da área circular, retangular e efetiva obtidas para o grupo GY nas três condições, foram respectivamente: (a) $0,28 \pm 0,18$ (in²), $0,18 \pm 0,15$ (in²), $0,07 \pm 0,07$ (in²); (b) $0,82 \pm 0,67$ (in²), $0,63 \pm 0,56$ (in²), $0,16 \pm 0,14$ (in²); (c) $1,23 \pm 0,81$ (in²), $1,15 \pm 0,90$ (in²), $0,45 \pm 0,43$ (in²). Para o grupo GC foram obtidos os valores: (a) $0,36 \pm 0,11$ (in²), $0,24 \pm 0,11$ (in²), $0,07 \pm 0,04$ (in²); (b) $1,63 \pm 0,43$ (in²), $1,40 \pm 0,39$ (in²), $0,32 \pm 0,14$ (in²); (c) $1,55 \pm 0,62$ (in²), $1,26 \pm 0,53$ (in²), $0,33 \pm 0,17$ (in²). Os intervalos de confiança encontrados para as três áreas foram: (a) $[-0,08;0,24]$, $[-0,08;0,20]$ e $[-0,6;0,6]$; (b) $[0,222;1,40]$, $[0,26;1,28]$ e $[0,02;0,30]$; (c) $[-0,42;1,06]$, $[-0,65;0,87]$ e $[-0,47;0,27]$. As variáveis que apresentaram diferenças estatisticamente significativas entre as médias foram as três áreas na condição (b). Verificou-se, nesta condição, que as áreas de deslocamento calculadas para o GC foram superiores ao GY, o que está relacionado a maiores oscilações e menor controle posturais.

Conclusões: O presente estudo não indicou diferenças entre praticantes e não-praticantes de Yoga, nas posturas de base aberta e de único apoio com o pé esquerdo. No entanto, com o apoio no pé direito, os praticantes de Yoga apresentaram, aparentemente, um melhor equilíbrio postural. Além disso, os resultados parecem indicar uma influência da dominância no ganho de habilidades motoras relacionados à prática do Yoga. Os resultados preliminares aqui apresentados necessitam um maior número de sujeitos, comparar outras condições posturais e avaliar outros parâmetros relacionados ao controle postural.

Referências: [1] Donath L, Roth R, Zahner L, Faude O. Testing single and double limb standing balance performance: Comparison of COP path length evaluation between two devices. *Gait & Posture*. 2012; 36:439-443. [2] Engelhart D, Pasma JH, Schouten AC, Meskers CGM, Maier AB, Mergner T, Kooij HVD. Impaired Standing Balance in Eldery: a New Engineering Method Helps to Unravel Causes and Effects. *JAMDA*. 2014; 15:227.e1-227.e6. [3] Massani K, Vette AH, Abe MO, Nakazawa K. Center of pressure velocity reflects body acceleration rather than body velocity during quiet standing. *Gait & Posture*. 2014; 39:946-952. [4] Ülger Ö, Yağlı NV. Effects of yoga on balance and gait properties in women with musculoskeletal problems: A pilot study. *Complementary Therapies in Clinical Practice*. 2011; 17:13-15. [5] Shende MR, Parekh NAJ. Neuro-Anatomical e physiological correlates of yogic exercises on reaction time task. *Journal of Anatomical. Soc. India*. 2011; 60(2):227-231; [6] AMTI, Balance Clinic User's Manual, Version 2.02.01, 2006.

Palavras-chave: controle postural, Posturografia, Yoga

Agência Financiadora: CAPES.

COMPARAÇÃO ENTRE MÉTODOS PARA A RECONSTRUÇÃO DE IMAGENS DE TOMOGRAFIA POR IMPEDÂNCIA ELÉTRICA

Gabriel C. Lopes* Alessandro Beda*

* BioSiX, Biomedical Signal Processing, Analysis and Simulation Group, Departamento de Engenharia Eletrônica, Universidade Federal de Minas Gerais, Belo Horizonte, Brasil
e-mail: clgabriel66@gmail.com

Introdução: Os modelos convencionais de reconstrução de imagens de tomografia por impedância elétrica (*EIT*, *Electrical Impedance Tomography*) utilizam métodos baseados no algoritmo de Gauss-Newton (*GN*) [1]. Porém, em 2007 foi proposto um algoritmo mais robusto para a reconstrução de imagens *EIT*, nomeado *GREIT* (*Graz consensus Reconstruction algorithm for EIT*) [2]. A diferença principal entre os dois reside no fato de que o *GREIT* é baseado em modelos de elementos finitos (*FEM*, *Finite Element method*) em três dimensões e o *GN* pode utilizar modelos *FEM* em 2 dimensões. Neste contexto, a geração da *FEM* com o *GREIT* envolve um número maior de parâmetros a serem escolhidos e uma maior carga computacional. O presente trabalho visa verificar se essa maior complexidade do *GREIT* resulta em diferenças consistentes e significativas em comparação ao *GN* nas imagens de *EIT* reconstruídas a partir de dados experimentais de *EIT* do tórax, para a avaliação da função respiratória. Diferentemente de outras investigações, o foco da comparação não será a imagem de *EIT*, mas os parâmetros quantitativos de ventilação derivados da mesma, com o intuito de verificar se algoritmos de reconstrução diferentes resultam em avaliações diferentes das características da ventilação e mecânica pulmonar locais.

Materiais e Métodos: Para investigar o desempenho dos dois métodos, foi considerada a biblioteca de funções de livre acesso *EIDORS* [3], desenvolvida na linguagem de programação MATLAB (Mathworks, EUA). Com o auxílio desta biblioteca e do software NETGEN [4], foi possível desenvolver um software capaz de gerar os modelos de *FEM* com *GREIT* e *GN* a partir de uma imagem de tomografia computadorizada. O software possibilita identificar manualmente o perímetro do tórax e dos pulmões, e permite a escolha do valor e todos os parâmetros relacionados à geração da *FEM*. Os dados experimentais utilizados para a comparação foram adquiridos em 13 modelos suínos de injúria pulmonar aguda (instilação de HCl) anestesiados e submetidos a ventilação mecânica controlada (ventilação em volume controlado, volume corrente 6mL/kg) com diferentes níveis de pressão positiva ao final da expiração (de 4 até 30 cmH₂O). Uma imagem de tomografia computadorizada de um dos animais considerados foi utilizada para a geração de *FEM* utilizando *GREIT* e *GN*. Após a reconstrução das imagens foram calculados diferentes índices, entre eles o histograma da distribuição ventilação e o índice *regional ventilation delay* [5].

Resultados: A seção da *FEM* gerada com o *GREIT* e *GN* foi qualitativamente muito similar. Os resultados preliminares das comparações dos índices derivados em um conjunto limitado de animais e condições de ventilação sugere que as diferenças não são significativas entre a reconstrução com *GREIT* ou *GN*.

Conclusões: Os resultados preliminares sugerem que o uso do *GREIT* ou *GN* para a reconstrução de imagens de *EIT* do tórax não afeta a quantificação da distribuição da ventilação mecânica e da mecânica respiratória. Sendo assim, o *GN* seria a escolha mais apropriada neste contexto, devido à sua menor carga computacional e ao menor número de parâmetros a serem escolhidos para a solução do problema inverso.

Referências:

- [1] YORKEY, T, et al. **Comparing reconstruction algorithms for electrical impedance tomography**, IEEE Trans. Biomed. Eng. 34 843-52. [2] ADLER, Andy, et al. **GREIT: a unified approach to 2D linear EIT reconstruction of lung images**. Physiological Measurement 30 (2009) S35:S55. [3] ADLER, Andy, et al.; LIONHEART, William R.B. **Uses and abuses of EIDORS: an extensible software base for EIT**. Physiological Measurement 27 (2006) S25-S42. [4] SCHÖBERL, Joachim **NETGEN An advancing front 2D/3D-mesh generator based on abstract rules**, Computing and Visualization in Science 1 (1997) :41-52. [5] Muders T, et al. **Tidal recruitment assessed by electrical impedance tomography and computed tomography in a porcine model of lung injury**. Crit Care Med. 2011; 40(3).

Palavras-chave: EIT, GREIT, Gauss-Newton, FEM.

Agência Financiadora: CNPq, FAPEMIG

DESENVOLVIMENTO DE UM APLICATIVO MULTIPLATAFORMA PARA ANÁLISE DE POSTURA E MEDIÇÃO CORPORAL

Adjamilton M. A. Junior*, Wesley C. Santos *, Rychard N. Guedes e Carlos Danilo M. Regis*

* Instituto Federal de Educação, Ciência e Tecnologia da Paraíba, João Pessoa, Brasil
e-mail: jr@ieee.org, danilo.regis@ifpb.edu.br

Introdução: Postura corporal inadequada é um problema de saúde relevante e pode ocasionar de dor muscular crônica a enfermidades graves que podem incapacitar a locomoção. Em contra partida, uma postura alinhada contribui para o bom funcionamento de funções do organismo, como a respiração e digestão. Uma postura é considerada padrão quando a coluna apresenta curvaturas fisiológicas alinhadas, os membros inferiores estão em alinhamento ideal para sustentação do peso do corpo e a cabeça está ereta, de forma a minimizar o estresse sobre a musculatura do pescoço. Incorreta, defeituosa ou desalinhada é a denominação da postura ineficiente ao propósito a que se destina ou quando um grande esforço é requerido para mantê-la. O diagnóstico desse problema é possível por meio de avaliação física, realizada por profissional especializado. No entanto, esse tipo de avaliação é subjetiva, demorada e invasiva, uma vez que é feito por meio da medição manual dos segmentos do corpo para cálculo da simetria corporal, que é obtida pela observação da diferença entre as medições de cada lado do corpo. Visando a celeridade, economicidade, redução de esforço e precisão nos diagnósticos, foi proposto o desenvolvimento de uma ferramenta computacional para análise de postura e medição corporal por meio da aplicação de técnicas de processamento digital de imagens, fotogrametria e fundamentos geométricos, destinado aos profissionais das áreas de saúde, biológica e esportiva.

Materiais e Métodos: O *software* foi desenvolvido segundo o paradigma de orientação a objeto, em conformidade com o padrão IEEE Std 1003.1-1988 (POSIX), usando a linguagem de programação C++. As técnicas de processamento de imagens foram aplicadas a fotogrametria por meio da biblioteca OpenCV. Para o início dos testes as imagens foram capturadas por câmeras fotográficas semi-profissionais e, na maioria dos casos, câmeras de celulares, com resolução de 5, 8 e 13 megapixel. Os segmentos do corpo do paciente são marcados, pelo profissional avaliador, usando bolas de poliestireno expandido (EPS) de 20 mm, em quantidades que variam de acordo com a visão do corpo a ser avaliada. Em seguida, o paciente é fotografado, gerando quatro imagens, sendo duas laterais (direita e esquerda), uma frontal e outra posterior. Essas imagens são processadas pelo *software* para fins de detecção dos pontos e cálculo das distâncias e angulação entre eles. A detecção dos marcadores de segmento é realizada por um conjunto de técnicas de processamento de imagem, que inclui a transformação para o espaço de cores HSV (*Hue, Saturation, Value*), limiarização por faixa de intensidade de pixel (que gera uma imagem binária) para em seguida realizar a busca por contornos, por meio de análise estrutural topológica de imagens binárias digitalizadas por segmento de borda. Por sua vez, as distâncias são calculadas em relação ao centro geométrico de cada marcador localizado. Por fim, a angulação entre os pontos é obtida pelo cálculo do arco tangente do quociente entre a distância vertical e horizontal.

Resultados: Os testes iniciais demonstraram que o posicionamento da câmera e a luminosidade do ambiente podem influenciar, negativamente, no resultado final da avaliação. Quanto ao problema da luminosidade, o *software* permite a manipulação manual da faixa de limiarização para melhor definir os contornos, resultando em uma correta detecção dos marcadores de segmentos. No geral, o resultado foi positivo, haja vista que o aplicativo foi capaz de detectar corretamente os marcadores, determinar as distância e a angulação entre os pontos. Foram utilizadas imagens de três pessoas, em todas as vistas, com diferentes posicionamentos da câmera, quanto à distância e altura, resultando em um total de 32 imagens.

Conclusões: Uma vez que a lógica computacional mostrou-se eficaz, é possível determinar o diagnóstico por meio da comparação dos valores oriundos da avaliação com valores pré-determinados que referenciem possíveis doenças. Dessa forma, o aplicativo estará apto a atuar como recurso auxiliar capaz de contribuir com os profissionais responsáveis pelas avaliações de postura, para, de fato, acelerar e facilitar o processo de diagnóstico.

Referências: [1] C. L. Noriega, “Desenvolvimento de um programa computacional para avaliação postural de código aberto e gratuito,” Tese de Mestrado, Universidade de São Paulo, 2012; [2] Gary Bradski and Adrian Kaehler. Learning OpenCV. O’Reilly Media, 1ª edição, 2008.

Palavras-chave: Aplicativo, Avaliação de Postura Corporal, Fotogrametria, Processamento Digital de Imagem.

Agência Financiadora: Programa Institucional de Bolsas de Iniciação Científica (PIBIC) - Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico (CNPq).

ESTUDO COMPARATIVO DE DETECTORES DE BORDAS APLICADOS À IMAGENS DE RADIOGRAFIAS PERIAPICAIS

Távora, H.E.M.* , Filho, D.R.B.* , Joaquim, F.F.* , e Félix, J.H.S.**

*Graduandos em Engenharia de Energias, UNILAB, Redenção- CE

** Instituto de Engenharias e Desenvolvimento Sustentável, UNILAB, Redenção - CE, Brasil.
e-mail: hedlund_erik@outlook.com

Introdução: A detecção de bordas tem sido aplicada em imagens médicas com o objetivo de identificar o objeto de interesse [1]. O uso de técnicas de detecção de bordas sem um pré-processamento adequado pode apresentar resultados satisfatórios quando aplicado o operador de *Canny*, que utiliza a primeira derivada para encontrar as bordas do objeto de interesse, combinando o operador diferencial com um filtro Gaussiano [2], entretanto, o mesmo não ocorre com os operadores que utilizam uma máscara de convolução para aproximar o gradiente por meio do método de diferenças finitas como os operadores de Sobel, Roberts e de *Prewitt* [1]. Outros operadores, como os morfológicos, utilizam métodos baseados na teoria dos conjuntos [3][4], e quando aplicados em imagens de níveis de cinza, são, tipicamente, utilizados no desenvolvimento de métodos e algoritmos para reconstrução de imagens e remoção de ruído [5][6]. Nesse contexto, esse trabalho apresenta uma comparação entre um operador morfológico e alguns filtros de pré-processamento, com o objetivo de obter o melhor método de suavização da imagem a fim de dar suporte para a detecção de bordas.

Materiais e Métodos: As dez imagens das radiografias periapicais de pacientes foram obtidas em uma clínica odontológica do município de Eusébio-CE. Foram utilizados os softwares MATLAB® e GNU Octave nos processos. O objetivo da comparação foi identificar as bordas dos dentes nas imagens. Para tanto foram utilizados os filtros de pré-processamento *Box Blur*, *Gaussian Blur*, *Sharpen* e *Circular Averaging*, além do operador morfológico *Opening* nas imagens em níveis de cinza. Para a detecção de bordas foram utilizados os operadores de *Sobel*, *Prewitt*, *LoG* e operador *Canny*. As combinações foram avaliadas calculando o tempo de processamento de cada filtro e para cada operador, em seguida, apenas para detecção de borda, foi calculada a Razão Sinal-Ruído de Pico (PSNR) para estimar a precisão dos detectores em relação a imagem de referência, indicadas por dois médicos especialistas em radiografias periapicais.

Resultados: Na maioria das imagens, o operador morfológico *Opening* foi o mais satisfatório em relação aos filtros espaciais testados, pois mostrou uma redução significativa do ruído. Na análise de performance, o menor tempo de processamento foi do filtro *Sharpen*, com aproximadamente 0,007 s, e o maior tempo de processamento foi do *Opening* com 0,166 s. A combinação com o resultado mais satisfatório na detecção de bordas foi a do *Opening* com o operador de *Sobel*, com o tempo de processamento de 0,195 s, enquanto que a combinação do *Sharpen* e *Sobel*, com 0,0354 s, obteve como resultado o tempo mais satisfatório. Para a medida de PSNR a detecção de borda que esteve mais próximo às imagens de referências foi o detector *Canny* sem nenhum pré-processamento com 11,385 dB, logo em seguida a combinação, *Sharpen* com *Sobel* obtiveram 11,681 dB e por último o *Sobel* com 15 dB.

Conclusões: Com base nos resultados apresentados o operador morfológico *Opening* combinado com o operador de *Sobel* se sobressaem aos filtros usados na comparação de suavização e apresenta uma performance considerável, mesmo sendo mais lento que a combinação de melhor performance descrita nos resultados, contudo, vale ressaltar que, apesar do tempo de processamento ser de 0,2 segundos, isso não é problema em um sistema para auxiliar os especialistas nesta tarefa de identificar as bordas dos dentes nas imagens periapicais.

Referências: [1] Gonzalez, R.C.; Richard, E.W; Eddins, S.L. *Digital Image Processing*, 2011. [2] Canny, J., *A Computational Approach to Edge Detection*, IEEE Trans. on Pattern Analysis and Machine Intelligence, 8:679-714, 1986. [3] Félix, J.H.S.; Alexandria. A.R.; Cortez, P.C.; Cavalcante, T.S.; Holanda, M.A. "AUTOIN: *Method of Automatic Initialization of Active Contours Applied to Lungs in CT Images.*" IEEE América Latina, p. 1954-1960, 2012. [4] Zhao Y-Q.; Gui W-H.; Chen Z-C.; Tang, J-T.; Li L-Y. "Medical Images Edge Detection Based on Mathematical Morphology" in Proc. IEEE-EMBS, 2005, pp. 6492-6495. [5] Asano A., Kobayashi Y., Muraki C.; Muneyasu M; "Optimization of gray scale morphological opening for noise removal in texture images" in The 47th IEEE IMSCS. [6] Vicent L., "Morphological Grayscale Reconstruction in Image Analysis: Applications and Efficient Algorithms" in IEEE Transactions on Image Processing, Vol. 2, No. 2, pp. 176-201, April 1993.

Palavras-chave: radiografia-periapical, filtros espaciais, operações morfológicas, detectores de bordas.

Agência Financiadora: Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico (CNPq).

DESENVOLVIMENTO DE UM PROTOCOLO PARA RECONSTRUÇÃO DE IMAGENS TOMOGRÁFICAS POR ESPALHAMENTO DE RAIOS X EM BAIXO ÂNGULO APLICADO A TECIDOS MAMÁRIOS

G. R. O. Pimentel* e A. L. C. Conceição*

* Universidade Tecnológica Federal do Paraná, Curitiba, Brasil
e-mail: gustavop@alunos.utfpr.edu.br

Introdução: Os raios X, desde sua descoberta, têm sido amplamente utilizados em áreas como: medicina, veterinária, indústria, entre outras; principalmente para produzir imagens de objetos. No entanto, através de sua interação com átomos, moléculas ou mesmo arranjo de moléculas do objeto em estudo, é possível obter, entre outras coisas, o arranjo estrutural das moléculas deste objeto através da técnica de Espalhamento de Raios-X em Baixo Ângulo (SAXS, *Small-Angle X-ray Scattering*)^[1]. O surgimento e a progressão do câncer de mama têm sido associados à mudanças no arranjo estrutural de moléculas que compõem os tecidos mamários. Por isso, atualmente pesquisadores estão interessados em entender a relação entre estas mudanças e as transformações patológicas que ocorrem nestes tecidos. Neste sentido, a técnica de espalhamento elástico de raios X em baixo ângulo (SAXS) é uma poderosa ferramenta que permite inferir sobre as estruturas moleculares do objeto investigado. Porém, isoladamente esta técnica não traria informações sobre a localização espacial de tais moléculas. Assim, a combinação desta com a técnica de imagem por tomografia computadorizada (TC-SAXS), poderá produzir imagens com informações tridimensionais em nanoescala^[2-4]. Logo, neste trabalho foi desenvolvido um protocolo para reconstruir as nanoimagens por TC-SAXS a partir de projeções obtidas através do método de tomografia de 1ª geração.

Materiais e Métodos: O protocolo para reconstrução das imagens por TC-SAXS partiu de projeções de SAXS, seguindo a metodologia de tomografia de 1ª geração, previamente obtidas na linha BW4 do sincrotron DORIS III em Hamburgo, Alemanha para uma amostra de tecidos mamário. A amostra era composta de porções de tecido mamário saudável, bem como de neoplasias benignas e malignas. As projeções foram adquiridas varrendo a amostra em 12 posições, ao longo do eixo transversal em relação à direção do feixe incidente, e então, girada em passos de 1°. Primeiramente foram utilizados os programas SASFit e Fit2D para gerar os perfis de espalhamento a partir de cada projeção. Em seguida, foi desenvolvido um algoritmo em Matlab para reconstruir as imagens de TC-SAXS. Neste algoritmo foi usado um mapa de coeficientes de espalhamento elástico em baixos ângulos para cada projeção medida e então, utilizado o método de retroprojeção filtrada adaptada ao problema em estudo, pois como o espalhamento não é linear, é necessário a tomada de projeções em 360° em torno da amostra. Ainda, filtros foram usados para ampliar a relação sinal-ruído das imagens e consequentemente realçar o contraste.

Resultados: Com base na metodologia de tomografia de 1ª geração, a imagem reconstruída possui 12 x 12 pixels, cuja dimensão é de 100µm² cada um. Através das imagens foi possível identificar as regiões correspondentes à tecidos mamários saudáveis, benignos e malignos. Ainda, foi possível identificar quais alterações estruturais estavam relacionadas à cada tipo de neoplasia.

Conclusões: Foi desenvolvido um algoritmo para reconstrução tomográfica de imagens por espalhamento de raios-X em baixos ângulos. Este algoritmo foi aplicado com sucesso na produção de imagens por TC-SAXS de tecidos mamários. Através destas imagens foi possível identificar as regiões correspondentes a tecido sadio, neoplásico benigno e maligno.

Referências: [1] A.L. C Conceição et al, Analyst 134 (1077), 2009. [2] C. G. Schroer et al, App. Phys. Lett. 88 (164102), 2006. [3] T. H. Jensen et al. NeuroImage. 57 (124), 2011. [4] M., Choi et al. J. Appl. Cryst. 49 (188), 2016.

Palavras-chave: SAXS, Tomografia Computadorizada, Câncer de Mama

Agência Financiadora: CNPQ e UTFPR.

ESTIMATIVA DO GRAU DE COLAPSO ALVEOLAR EM PACIENTES COM SÍNDROME DO DESCONFORTO RESPIRATÓRIO AGUDO

Clara S. M. Oliveira* e Alysson R. Carvalho*

* Programa de Engenharia Biomédica, Universidade Federal do Rio de Janeiro, RJ, Brasil
e-mail: clara.santanna@yahoo.com.br

Introdução: A Síndrome do Desconforto Respiratório Agudo (SDRA) é caracterizada por insuficiência respiratória aguda, dano da membrana alvéolo-capilar, infiltrado pulmonar difuso e bilateral e edema [1]. Estudos recentes reportaram que manobras de recrutamento alveolar, frequentemente realizadas em pacientes com SDRA, podem favorecer a ocorrência de lesão pulmonar associada à ventilação (VALI) como consequência da hiperdistensão alveolar gerada por altas pressões transpulmonares em pulmões com baixo potencial de recrutamento [3]. Por meio da utilização da tomografia computadorizada relacionou-se a baixa capacidade de recrutamento com o padrão de deaeração em pacientes com SDRA [4]. Contudo, nem todos os pacientes com SDRA realizam exames de imagem, em especial a tomografia computadorizada, pela dificuldade de transporte ao serviço de radiologia e exposição à radiação, tornando a avaliação do potencial de recrutabilidade pulmonar inviável na rotina clínica [5]. Dessa forma, a estimativa do grau de colapso pulmonar a partir de parâmetros facilmente obtidos à beira de leito parece ser de interesse para estratificação de doentes críticos que possam se beneficiar de estratégias de recrutamento pulmonar [6]. O objetivo principal deste estudo é avaliar a possível associação entre parâmetros clínicos de beira de leito e a quantidade de áreas não aeradas em imagens de tomografia computadorizada em pacientes com SDRA.

Materiais e Métodos: Este é um estudo retrospectivo do tipo coorte sem grupo controle que avaliou imagens de tomografia computadorizada de vinte pacientes com SDRA internados na Unidade de Terapia Intensiva do Hospital da Pontifícia Universidade Católica de Santiago, Chile, no período de 2013 a 2015. Este projeto foi aprovado pela Comissão de Ética para o uso das imagens de tomografia computadorizada, número de aprovação: D.I.#94/04. As imagens foram segmentadas manualmente para a avaliação do parênquima pulmonar e as áreas não aeradas foram definidas como os voxels com densidades entre -500 e +100 HU. Todas as imagens foram inicialmente adquiridas em pausa expiratória com pressão positiva nas vias aéreas (PEEP) de 5 cmH₂O, volume corrente de 6 ml/Kg e, em seguida, em pressão contínua de vias aéreas ajustada em 45 cmH₂O, sempre com uma fração inspirada de oxigênio (FiO₂) de 100%. A relação entre a pressão arterial de oxigênio e a FiO₂ (PaO₂/FIO₂) e a elastância do sistema respiratório (Ers), medidos na PEEP de 5 cmH₂O, foram utilizadas como preditores independentes para estimação da massa de tecido não aerado normalizado pela massa pulmonar total (%Massa) a partir de um modelo de regressão linear múltipla com parâmetros estimados pelo método dos mínimos quadrados sendo considerado estatisticamente significativo valores de p < 0,05.

Resultados: Inicialmente avaliamos um modelo de regressão com %Massa como a variável dependente, PaO₂/FiO₂ e Ers como variáveis independentes obtendo uma significativa estimação do %Massa (R²=0.49, p=0.001). Considerando apenas os pacientes com SDRA moderada e grave de acordo com a definição do consenso de Berlin (PaO₂/FiO₂ <200 mmHg) o modelo apresentou melhor desempenho (R²=0.58, p=0.005), possivelmente por considerar apenas pacientes com mais hipoxemia refratária. Apesar de promissor, novos modelos deverão ser testados com a inclusão de novas variáveis predictoras tais como a saturação de pulso arterial de oxigênio.

Conclusões: Há uma significativa associação entre a PaO₂/FiO₂ e a Ers com a massa não aerada de pulmão, entretanto estes parâmetros preveem as áreas não aeradas em apenas 58% dos casos. O próximo passo do projeto é entender as limitações dos modelos testados até o momento, assim como modificá-los para aumentar a sua capacidade de predição.

Referências: [1] Piantadosi, C. A., & Schwartz, D. A. (2004). The acute respiratory distress syndrome, In: *Annals of internal medicine*, 141(6), 460-470. [2] Puybasset, L., & Rouby, J. J. (2001). Computed tomography assessment of positive end-expiratory pressure-induced alveolar recruitment in patients with acute respiratory distress syndrome. In: *American journal of respiratory and critical care medicine*, 163(6), 1444-1450. [3] Constantin, J. M., et al (2010). Lung morphology predicts response to recruitment maneuver in patients with acute respiratory distress syndrome. In: *Critical care medicine*, 38(4), 1108-1117. [4] Chiumello, D., et al (2013). Clinical review: Lung imaging in acute respiratory distress syndrome patients-an update. In: *Crit Care*, 17(6), 243. [5] Sinha, P., et al (2009). Ventilatory ratio: a simple bedside measure of ventilation. In: *British journal of anaesthesia*, 102(5), 692-697.

Palavras-chave: recrutabilidade, modelo preditivo, SARA, lesão, beira de leito.

Agência Financiadora: CAPES, CNPq e FAPERJ.

GEL DE COPOLÍMERO APLICADO NA CONFECÇÃO DE *PHANTOM* DE MAMA PARA ULTRASSOM

L. C. Cabrelli*, F. W. Grillo*, M. F. C. Abrahão*, A. A. O. Carneiro* e T. Z. Pavan*

* Faculdade de Filosofia, Ciências e Letras de Ribeirão Preto/USP, Ribeirão Preto, SP
e-mail: luccabrelli@usp.br

Introdução: A ultrassonografia é uma importante modalidade de imagem médica em tempo real utilizada em diagnóstico de alterações estruturais, como, por exemplo, o câncer de mama [1]. Em sistemas de diagnóstico por imagem, o uso de *phantoms* são ferramentas para avaliação do controle de qualidade de equipamentos e no treinamento de procedimentos médicos guiados por ultrassom [2]. Especificamente em treinamento médico em procedimentos de biópsias, o uso de *phantoms* confere ao médico confiabilidade e destreza manual no procedimento. Há uma diversidade de materiais utilizados para a confecção de *phantoms* para ultrassom: materiais a base de água como gelatina, ágar-ágar, álcool polivinílico (PVA) e poliácridamida; e materiais à base de óleo como o poliuretano e parafina gel [3]. Materiais à base de água conferem características acústicas próximas às encontradas nos tecidos moles; porém, esses materiais exigem controle de estabilidade temporal, o que dificulta a utilização de *phantoms* desse material por um longo tempo [3]. Alguns materiais a base de óleo não possuem as características acústicas adequadas para o uso em *phantoms* [3]. Anteriormente foi descrito materiais à base de copolímero estireno-butileno/etileno-estireno (SEBS) e polietileno de baixa densidade (PEBD) como materiais promissores para aplicações em ultrassonografia, dado sua facilidade de manuseio, boa estabilidade temporal e a possibilidade de ajuste dos parâmetros acústicos [4].

Materiais e Métodos: Foi preparado para a base do *phantom* um gel utilizando o copolímero tribloco SEBS (*Kraton G1650, Kraton Polymers, Paulínia, SP, Brasil*), polímero polietileno de baixa densidade (PEBD) (LD 5000A, Braskem, São Paulo, SP, Brasil) e óleo mineral de grau farmacêutico (Naturol, Farmax, Divinópolis, MG, Brasil), sendo que a mistura final continha 7%w/w de polímero SEBS e 5%w/w de PEBD. Para ajuste do espalhamento da onda acústica do material foi adicionado 1%w/w de microesferas de vidro (diâmetro >38µm, CMV, Cachoeirinha, RS, Brasil). Foram avaliadas a velocidade do som e a atenuação acústica do material em frequências entre 1-10MHz através da técnica de substituição [5]. Foram confeccionadas três tipos de inclusões, de formato esférico, sendo que em dois tipos foram utilizados o mesmo material base com adição de agentes de contraste (microesferas de vidro e cera de carnaúba) e uma utilizando parafina gel. O *phantom* foi confeccionado em formato de mama contendo duas inclusões de cada tipo descritas anteriormente. Foram feitas imagens do *phantom* com um equipamento de ultrassom (SonixRP, Ultrasonix) utilizando um transdutor linear de 128 elementos (L14-38) operando em 6,6 MHz.

Resultados: O gel de SEBS/PEBD apresentou boa estabilidade temporal à temperatura ambiente, não necessitando armazenagem específica para o *phantom*. A velocidade do som do material base foi de 1468 ±3 m/s e a atenuação acústica variou entre 0,1 dB/cm para 1 MHz e 18,2 dB/cm para 10 MHz. A ecogenicidade das inclusões foi avaliada e todas apresentaram contornos regulares na imagem, conforme esperado. A inclusão com maior porcentagem de microesferas de vidro apresentou uma imagem hiperecótica com relação ao material base. A inclusão com parafina gel mostrou-se anecótica; e a inclusão com a adição de cera de carnaúba apresentou-se isoecótica com sombra acústica.

Conclusões: Os agentes de contraste utilizados foram satisfatórios para o controle da ecogenicidade das inclusões. O gel de SEBS/PEBD se mostrou um material promissor para a confecção de *phantoms* para treinamento médico.

Referências: [1] M. J. G. Calas, H. A. Koch, and M. V. P. Dutra, “Ultra-sonografia mamária: avaliação dos critérios ecográficos na diferenciação das lesões mamárias,” *Radiol. Bras.*, vol. 40, pp. 1–7, 2007. [2] E. L. Madsen, J. A. Zagzebski, R. A. Banjavie, and R. E. Jutila, “Tissue mimicking materials for ultrasound phantoms,” *Med. Phys.*, vol. 5, no. 5, pp. 391–394, Oct. 1978. [3] M. O. Culjat, D. Goldenberg, P. Tewari, and R. S. Singh, “A Review of Tissue Substitutes for Ultrasound Imaging,” *Ultrasound Med. Biol.*, vol. 36, no. 6, pp. 861–873, Feb. 2010. [4] L. C. Cabrelli, P. I. B. G. B. Pelissari, L. P. Aggarwal, A. M. Deana, A. A. O. Carneiro, and T. Z. Pavan, “Oil-based gel phantom for ultrasound and optical imaging,” presented at the SPIE Biophotonics South America, 2015, vol. 9531, p. 95310L–95310L–7. [5] E. L. Madsen, F. Dong, G. R. Frank, B. S. Garra, K. A. Wear, T. Wilson, J. A. Zagzebski, H. L. Miller, K. K. Shung, S. H. Wang, E. J. Feleppa, T. Liu, W. D. O’Brien, K. A. Topp, N. T. Sanghvi, A. V. Zaitsev, T. J. Hall, J. B. Fowlkes, O. D. Kripfgans, and J. G. Miller, “Interlaboratory comparison of ultrasonic backscatter, attenuation, and speed measurements,” *J. Ultrasound Med.*, vol. 18, no. 9, pp. 615–631, Sep. 1999.

Palavras-chave: Gel de SEBS; *phantom*; ultrassonografia.

Agência Financiadora: FAPESP, CAPES.

SELEÇÃO DE ATRIBUTOS EM SISTEMAS COMPUTADORIZADOS PARA DIAGNOSTICO DE CANCER DE MAMA COM ULTRASSOM

G. A. M. Albonico*, W. C. A. Pereira**, W. Gómez***, A. T. Kauati*

*CECE-UNIOESTE, Foz do Iguaçu, Brasil

**Biomedical Engineering Program/COPPE-UFRJ, Rio de Janeiro, Brazil

***Information Technology Laboratory/CINVESTAV-IPN, Ciudad

Introdução: O uso do ultrassom vem sendo cada vez mais pesquisado como alternativa à mamografia para auxiliar no diagnóstico de câncer de mama [1]. A partir das imagens obtidas utilizando este tipo de equipamento, pode-se detectar anomalias nos nódulos mamários e aumentar a eficiência no diagnóstico dos pacientes. Os nódulos benignos tendem a apresentar forma mais suave e regular, enquanto nódulos malignos tendem a apresentar maiores irregularidades [2]. Atributos morfológicos e de textura das imagens de ultrassom são utilizados para realizar a classificação entre malignos e benignos. Entretanto, uma quantia elevada de atributos pode ser extraída, dificultando assim o processamento e afetando o desempenho do classificador. Desta forma, busca-se utilizar diferentes técnicas de seleção de atributos, filtro e *wrapper*, para encontrar o melhor subconjunto de atributos que façam a distinção dos nódulos. No primeiro tipo de abordagem, busca-se filtrar os atributos não relevantes para o classificador, sem que haja uma relação direta entre a seleção de atributos e o classificador, semelhante a uma etapa de préprocessamento [3]. Já na abordagem *wrapper*, existe uma relação direta entre a etapa de seleção de atributos com o classificador [4]. Por fim, espera-se que esta etapa elimine os atributos desnecessários e aumente o desempenho do classificador utilizado.

Materiais e Métodos: O banco de dados consiste em 541 imagens de tumores de mama, obtidas por ultrassom. As imagens foram segmentadas manualmente por um especialista e, em seguida, foram extraídas destas imagens vinte e duas características, ou atributos morfológicos, que descrevem as irregularidades e a forma destes tumores. Para selecionar o melhor subconjunto de atributos, primeiramente é utilizada uma abordagem *wrapper* com estratégia de busca baseada em algoritmos genéticos. O classificador utilizado é uma rede neural artificial do tipo *multilayer perceptron*, com algoritmo de treinamento de *backpropagation*. Como *baseline* é adotado todos os 22 atributos, e como método de avaliação do desempenho do classificador é escolhida a área sob a *curva Receiver Operating Characteristic* (A_z), que pode apresentar valor máximo 1, indicando que todos os casos analisados foram diagnosticados corretamente. No desenvolvimento futuro deste trabalho, planeja-se comparar os resultados obtidos até o momento com a abordagem *wrapper* com os principais algoritmos de abordagem filtro, e também combinar as duas formas de abordagem, utilizando o filtro como ferramenta para diminuir o espaço de busca a ser analisado pelo algoritmo *wrapper*.

Resultados: A abordagem *wrapper* utilizada, aplicando um processo de busca baseado em algoritmos genéticos, obteve desempenho de 0,835 para A_z , selecionando apenas 8 dos atributos extraídos das imagens de ultrassom. Este valor é maior que o obtido pela *baseline*, que apresentou 0,762 para A_z .

Conclusões: O aumento do desempenho do subconjunto obtido pela metodologia *wrapper* em comparação com a *baseline* utilizada indica que alguns dos atributos extraídos das imagens de ultrassom são irrelevantes ou transportam informações redundantes. Durante as próximas etapas deste trabalho, espera-se a partir de uma abordagem baseada em filtro, também obter um aumento de desempenho quando comparado com a *baseline*, entretanto, inferior à abordagem *wrapper*, devido a inexistência de uma relação direta entre o classificador e a etapa de seleção de atributos. Uma abordagem combinada, utilizando um filtro para descartar atributos não essenciais para, em seguida, realizar o processo de busca utilizando uma metodologia *wrapper* em um subconjunto de atributos reduzido, pode ser capaz de aumentar ainda mais o desempenho do classificador. Além disso, este tipo de metodologia pode servir como alternativa em problemas com grande número de atributos, aumentando a eficiência do sistema.

Referências:[1] Cheng H.D., Shan J., Ju W., Guo Y., Zhang L. "Automated breast cancer detection and classification using ultrasound images: A survey". *Pattern Recognition*. 2010. vol. 43, p. 299–317.[2] Chiang H.K., Tiu C.M., Hung G.S., Wu S.C., Chang T.Y., Chou Y.H. Stepwise logistic regression analysis of tumor contour features for breast ultrasound diagnosis., *Ultrasound Med. Biol.*, vol. 27, p. 1493–1498, 2001.[3] Guyon I., Elisseeff A. "An introduction to variable and feature selection." *The Journal of Machine Learning Research*. 2003. vol. 3, p. 1157-1182. [4] Liu H., Motoda H. *Computational methods of feature selection*. Boca Raton: CRC Press, 2007.

Palavras-chave: seleção de atributos, ultrassom, câncer de mama.

Agência Financiadora: CAPES.

TESTE DE REATIVIDADE VASCULAR POR TERMOGRAFIA INFRAVERMELHA

I. Hanke*, I. J. Sanches* e M. L. Brioschi**

* Universidade Tecnológica Federal do Paraná, Ponta Grossa-PR, Brasil

** HC/FMUSP, São Paulo-SP, Brasil

e-mail: ivanahanke@gmail.com

Introdução: As doenças cardiovasculares são causadoras de 30% das mortes registradas mundialmente e são também silenciosas e assintomáticas tornando-se difíceis de identificar. A partir desse contexto surge a necessidade de desenvolver maneiras novas para avaliar previamente indivíduos e ajudar na medicação e no combate a essas doenças. O registro térmico digital (*digital thermal monitoring* – DTM) é uma técnica de avaliação do potencial cardíaco por meio do monitoramento das mudanças de temperatura nos dedos após a descompressão da artéria braquial. Durante a compressão da artéria braquial o fluxo de sangue altera a temperatura das mãos. Com a análise dessa alteração classifica-se a reatividade vascular do paciente. Este trabalho objetiva estudar a análise de imagens infravermelhas das mãos após compressão e descompressão pneumática braquial e o cálculo da curva de temperatura dos dedos durante o procedimento.

Materiais e Métodos: Para a execução desse estudo utilizou-se uma câmera infravermelha FLIR T450sc, com resolução de 320 x 240 *pixels*, em um voluntário de 40 anos do sexo masculino. Para fazer a aquisição das imagens térmicas, foi observado o protocolo da Associação Brasileira de Termologia Médica (ABRATERM) [1] referente à preparação do paciente e da sala. Inicialmente o indivíduo permaneceu em repouso por 2 minutos para estabilização da temperatura. Em seguida, foi realizada a compressão da artéria braquial do braço pela insuflação da braçadeira do aparelho de pressão (esfigmomanômetro) por 5 minutos. Por fim, realizou-se a descompressão pneumática braquial imediata e a análise da curva da temperatura dos dedos indicadores das mãos por mais 5 minutos [2]. Após obter as imagens infravermelhas (113 imagens), a próxima fase foi a segmentação e a análise das temperaturas dos dígitos de ambas as mãos. Para identificar as extremidades dos quirodáctilos, realizou-se a segmentação, binarização e a aplicação de operações morfológicas. A partir do cálculo da temperatura média dos dedos indicadores construiu-se um gráfico com duas curvas: uma para a mão direita (reatividade vascular) e outra para a mão esquerda (reatividade neurovascular). A partir desse gráfico foi realizada a análise da hiperemia reativa no estudo do potencial de disfunção cardiovascular.

Resultados: As técnicas de processamento de imagens permitiram a identificação automática das extremidades de todos os dedos das mãos. Para a construção do gráfico foram utilizados apenas os dedos indicadores de ambas as mãos. A partir do gráfico é possível obter variáveis de temperatura durante o processo, tais como a temperatura inicial e final, a temperatura máxima atingida durante o teste e a temperatura de recuperação (*temperature rebound*). A temperatura de recuperação foi obtida por meio da diferença entre a temperatura máxima e a temperatura inicial. Analisando o padrão da curva, após a descompressão, se a temperatura do dedo for superior a temperatura na fase de estabilização indica que o indivíduo apresenta uma boa reatividade vascular. Caso contrário, o indivíduo apresenta uma baixa reatividade vascular e, portanto, maior risco de doença cardiovascular [2]. No caso analisado, na mão direita a temperatura inicial registrada foi 35,8°C, no momento da descompressão foi de 30,8°C, a temperatura máxima registrada logo após a descompressão foi de 35,3°C e a temperatura de recuperação de -0,5°C.

Conclusões: O DTM é um teste não invasivo potencial e viável para diagnóstico e prevenção de doenças cardiovasculares por meio da análise da reatividade vascular. Por meio de um programa computacional é possível obter as variações das mãos de forma automática e gerar gráficos que permitem analisar a resposta da reatividade vascular à oclusão braquial. De acordo com os resultados preliminares, confirmando os da literatura, o DTM por termografia infravermelha é uma opção viável para a identificação do risco de doença cardiovascular. No teste realizado, a temperatura de recuperação registrada foi de -0,5°C, caracterizando uma baixa reatividade vascular. Novos algoritmos estão sendo desenvolvidos para melhorar o método. Para validação, novos testes estão sendo realizados e outras variáveis da curva de variação de temperatura estão sendo analisadas.

Referências: [1] Brioschi, M. L., Teixeira, M. J., Silva, F. M. R. M., Colman, D. (2010), *Princípios e Indicações da Termografia Médica*, São Paulo: Andreoli, v.1, 277 p. [2] DESHPANDE, C. (2007), *Thermal Analysis of Vascular Reactivity*. Master's Thesis, University of Pune, Índia.

Palavras-chave: Termografia. DTM. Reatividade vascular. Imagem infravermelha.

ANÁLISE DE TECIDO MAMÁRIO NEOPLÁSICO CANINO ATRAVÉS DA TÉCNICA DE DIFRAÇÃO DE RAIOS X

L.M. Lopes*, K.A. Sato*, A.L.C. Conceição* e A.C.F. Fagundes

* Universidade Tecnológica Federal do Paraná, Curitiba, Brasil
e-mail: lizamacedolopes@gmail.com

Introdução: O câncer de mama está entre as doenças que contribuem para o aumento da taxa de mortalidade de mulheres adultas no mundo [1]. O surgimento e progresso desta doença estão associados a alteração do arranjo estrutural das moléculas que compõem os tecidos da mama [2]. Pesquisas recentes buscam compreender as relações entre estas alterações estruturais e as transformações patológicas de tecidos mamários [2]. Neoplasias caninas espontâneas têm sido utilizadas como modelo para estudo do câncer devido à existência de similaridades anatômicas e fisiológicas com tecidos humanos [2]. Em cães, as neoplasias mamárias representam de 25 % a 50 % dos tumores que os acometem [3], sendo a metade classificada como maligna [4]. O diagnóstico destes tumores mamários depende de uma análise histológica e patológica, que consiste na verificação microscópica de alterações celulares de tecido oriundo de biópsia [5]. A utilização de técnicas de raios X, como a difração, pode contribuir para otimização destes métodos, na diferenciação de tecidos e de seus arranjos estruturais [5]. Tal técnica possibilita a obtenção de correlações eletrônicas espaciais de pequena escala das estruturas que compõem o tecido a nível celular, a partir da distribuição do número de fótons espalhados em função do ângulo de espalhamento [6]. Este trabalho propõe o estudo de neoplasias mamárias caninas a partir da técnica de difração de raios X, via análise do perfil de espalhamento, com intuito de adquirir melhor entendimento dos arranjos moleculares associados à carcinogênese mamária de modelos animais, e desta forma expor as limitações e vantagens desta técnica para o estudo do câncer de mama.

Materiais e Métodos: Foram disponibilizadas pelo Laboratório de Patologia Veterinária da Universidade Federal do Paraná (UFPR) um total de 40 amostras preservadas em formol 10 %, de diferentes neoplasias mamárias caninas, oriundas de um acervo de peças cirúrgicas, com seus respectivos laudos. O procedimento foi aceito pelo Comitê de Ética no Uso de Animais da UTFPR tendo como número do processo 2016-008. As dimensões de corte para as amostras e do porta-amostra do equipamento, foram determinadas após a revelação de filmes odontológicos irradiados em diferentes angulações no difratômetro de raios X- Shimadzu Xrd 7000, de potência 3kW, com velocidade de varredura de 0,05 graus/min a 25 graus/min, presente no Laboratório de Microscopia de Varredura e Microscopia de raios X da UTFPR. Tal equipamento composto por uma fonte de raios X e um detector de cintilação NaI (T1), ambos móveis. Os ângulos de incidência dos fótons sobre a amostra variam de 5° a 82°, obedecendo a relação de Bragg, durante um período de 20 s de exposição. A angulação de varredura para as amostras foi determinada a partir dos perfis de espalhamento da água e dos tecidos tumorais. A caracterização dos tecidos submetidos à radiação é determinada pelo software do equipamento, que possibilita a sobreposição e comparação de perfis de espalhamento.

Resultados: Após revelação do filme odontológico foi possível definir a dimensão do porta-amostra, 18mm de diâmetro. Foram atribuídos perfis de espalhamento para água e para tecidos normais, benignos e malignos. As sobreposições de picos de espalhamento forneceram informações referentes a diferenciação entre os arranjos amorfos e tumorais dos tecidos analisados. Esta diferenciação apresenta similaridade com a literatura. A correlação entre os laudos histopatológicos e os perfis de espalhamento das 40 amostras, bem como a etapa de correção de erros associados as contribuições do porta-amostra e as limitações do equipamento encontra-se em andamento.

Conclusões: Esta técnica apresenta potencial para identificação de alterações estruturais de neoplasias mamárias caninas benignas e malignas, pois os perfis de espalhamento são únicos. Ela contribuirá para incrementar a confiabilidade diagnóstica de laudos histopatológicos e futuramente ser aplicada para tornar laudos de tumores mamários humanos mais confiáveis.

Referências: [1] World Health Organization. (2012) Globocan Data. [2] Vazina, A.A, et al. (2005), “X-ray diffraction and spectral studies of biological native and modified tissues”, *Nuclear Instruments and Methods in Physics Research*, .v.543, n.1, p.297-301. [3] Instituto Brasileiro de Geografia e Estatística (2015), Pesquisa Nacional de Saúde, Rio de Janeiro. IBGE. [4] Pinto, R.M.M. (2009), “Neoplasias mamárias em cadelas e gatas”, Lisboa: Dissertação de Mestrado Integrado em Medicina Veterinária – Faculdade de Medicina Veterinária Universidade Técnica de Lisboa. [5] Theodorakou, C.; Farquharson, M. J. (2008), “Human soft tissue analysis using X-ray or gamma-ray techniques”, *Physics in medicine and biology*, v. 53, n.11, p. R111-R149. [6] Kidane, G,et.al. (2002), “X-ray scatter signatures for normal and neoplastic breast tissues”, *Physics in Medicine and Biology*, v.44, n.7, p.47-63.

Palavras-chave: Neoplasias mamárias caninas, Arranjo molecular, Perfil de espalhamento.

Agência Financiadora: CAPES.

SISTEMA AUTOMÁTICO PARA CLASSIFICAÇÃO DE LESÕES MAMÁRIAS UTILIZANDO IMAGENS DE ULTRASSOM

D. Paz*, W. C. A. Pereira**, W. Gómez***, A. T. Kauati*

*CECE-UNIOESTE, Foz do Iguaçu, Brasil

**Biomedical Engineering Program/COPPE-UFRJ, Rio de Janeiro, Brazil

***Information Technology Laboratory/CINVESTAV-IPN, Ciudad Victoria, Mexico

E-mail: douglaspaz@icloud.com

Introdução: As formas mais eficazes de detecção câncer de mama são a análise clínica e o exame de mamografia. Devido ao grande número de diagnósticos com falsos positivos que este exame apresenta [1], em muitos casos, o paciente necessita realizar outros exames que complementam o diagnóstico, por exemplo, o ultrassom. Entretanto, o diagnóstico de imagens de ultrassom é realizado unicamente por radiologistas, que devido a problemas inerentes ao pré-processamento da imagem, e até mesmo a sensibilidade a variações morfológicas das lesões, apresentam interpretação subjetiva e muitas vezes inconclusiva [2]. Para diminuir a dependência do radiologista e auxiliar no diagnóstico, aumentando a acurácia, utiliza-se processamentos de imagens e métodos automáticos de classificação. Sendo assim, um sistema computadorizado auxilia o especialista a fornecer o diagnóstico correto das lesões através de detecção e classificação automática de câncer de mama [3, 4, 5]. As principais etapas de um sistema CAD (*Computer-Aided Diagnosis*) são: (i) pré-processamento da imagem para remover ruídos e destacar as microcalcificações; (ii) segmentação, onde as microcalcificações são extraídas da imagem; (iii) extração de atributos morfológicos e de textura; (iv) classificação das lesões em malignas ou benignas.

Materiais e Métodos: Para desenvolvimento do sistema utilizou-se um banco de dados de imagens de tumores de mama obtidas com um ultrassonógrafo Sonoline Sienna® (Siemens, Germany) utilizando-se de um transdutor linear de 7,5 MHz, o qual captura as imagens diretamente de sinal de vídeo de 8 bits, ou seja, 256 níveis de cinza. O banco de dados contém 541 imagens, sendo 314 lesões benignas e 227 lesões malignas, fornecidos pelo PEB/COPPE/UFRJ. Além disso, algoritmos de extração de atributos, desenvolvido na mesma instituição, foram utilizados, tais como: *Depth/Width ratio*, *Overlap ratio*, *Lobulation index*, *Convexity Form factor* [1] e *Hausdorff distance* [6]. O programa desenvolvido em MatLab integra os principais algoritmos referentes às etapas de um sistema CAD para a classificação de câncer de mama.

Resultados: O programa, que se encontra em desenvolvimento, na atual fase apresenta uma interface Homem-Máquina na qual o usuário carrega um arquivo digital de imagem de ultrassom e seleciona um dos métodos de segmentação fornecido pelo sistema. Um ponto qualquer da lesão pode ser selecionado pelo usuário de modo a melhorar o desempenho do algoritmo de segmentação. A imagem segmentada, os valores dos atributos de morfologia extraídos necessários ao classificador e a classificação da lesão são apresentados na tela, os quais serão comparados com os resultados contidos no banco de dados. Também pode ser escolhido pelo usuário outros atributos a serem extraídos, entretanto, não é possível serem incluídos no classificador, visto que foram desenvolvidos com base em seleção prévia.

Conclusões: O sistema possibilita a avaliação de diversos algoritmos de segmentação de imagens, extração de atributos e classificação de lesões mamárias, devido à facilidade da interface com o usuário. Novos métodos podem ser facilmente incorporados ao sistema, pois o mesmo foi projetado para este fim.

Referências: [1] ALVARENGA A.V. *et al.* Assessing the performance of morphological parameters in distinguishing breast tumors on ultrasound images. *Medical Engineering & Physics*. 2010; vol. 32, n. 1, p. 49–56. [2] JALALIAN, A. *et al.* Computer-aided detection/diagnosis of breast cancer in mammography and ultrasound: a review. *Clinical Imaging*. 2013. vol. 37, nº1: 420-426. [3] HORSCH K. *et al.* Performance of Computer-Aided Diagnosis in the Interpretation of Lesions on Breast Sonography. *Academic Radiology*. 2004. vol. 11, p. 272–280. [4] GÓMEZ, W. *et al.* Computerized diagnosis of breast lesions on ultrasonography. XXII Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica, 2010. [5] CHENG H.D. *et al.* Automated breast cancer detection and classification using ultrasound images: A survey. *Pattern Recognition*. 2010. vol. 43, p. 299–317. [6] Su Y., Wang Y., Jiao J., Guo Y. (2011). *Automatic detection and classification of breast tumors in ultrasonic images using texture and morphological features*. *Open Medical Information Journal*. vol. 5, p.26–37.

Palavras-chave: CAD, ultrassom, câncer de mama.

SEGMENTAÇÃO AUTOMÁTICA DOS PULMÕES EM TCAR PARA CARACTERIZAÇÃO DE PNEUMONIAS INTERSTICIAIS FIBROSANTES

M. A. Miotto*, M. Koenigkam-Santos** e P. M. Azevedo-Marques***

* PPG Interunidades em Bioengenharia, Universidade de São Paulo, Ribeirão Preto, Brasil

** Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina de Ribeirão, Ribeirão Preto, Brasil

*** Faculdade de Medicina de Ribeirão, Universidade de São Paulo, Ribeirão Preto, Brasil
e-mail: marianamioto@usp.com

Introdução: A Fibrose Pulmonar Idiopática (FPI) é uma doença pulmonar parenquimatosa difusa, ela representa a forma mais grave de pneumonia intersticial fibrosante e tem um prognóstico de deterioração da função pulmonar responsável por cerca de 50% dos casos encaminhados para o transplante de pulmão. A FPI está, na maioria das vezes, associada a um padrão histológico e radiológico de Pneumonia Intersticial Usual (PIU), e este padrão radiológico é caracterizado em exames de Tomografia Computadorizada de Alta Resolução (TCAR). A avaliação do pulmão em imagens de TCAR é realizada pelo médico radiologista subjetivamente na rotina clínica, e está sujeita à variabilidade interpessoal ou intrapessoal [1]. Este fato, indica que pode existir limitações de reprodutibilidade do diagnóstico, considerando-se somente a inspeção visual desarmada. Nesse contexto, considerando a complexidade da tomada de decisão diagnóstica e as dificuldades em realizar uma avaliação mais objetiva do parênquima pulmonar, este trabalho apresenta os resultados iniciais da aplicação de algoritmos computacionais voltados para a segmentação pulmonar automática em imagens de TCAR de tórax, como primeira etapa na elaboração de ferramenta para análise quantitativa e objetiva das pneumonias intersticiais fibrosantes, visando identificar e caracterizar principalmente a PIU.

Materiais e Métodos: O algoritmo proposto neste estudo, consiste em estabelecer a segmentação automática dos pulmões em imagens de TCAR de tórax. Utilizamos uma base pública de imagens contendo exames de pacientes com doenças pulmonares intersticiais [2]. A segmentação da área do pulmão foi processada baseada em uma abordagem de segmentação por região. O primeiro passo, foi encontrar através do algoritmo do filtro Sobel o mapa de elevação da magnitude dos pixels em cada corte tomográfico. O segundo passo, consistiu em realizar um estudo do histograma de cada corte tomográfico e então estabelecer valores de transição de borda médios, para que pudéssemos construir marcadores destas imagens. Finalmente, utilizamos a Transformada de *Watershed*, para preencher as regiões do mapa de elevação a partir dos marcadores determinados acima [3]. Desta base, 21 exames foram escolhidos de forma aleatória para que pudéssemos representar a eficácia da abordagem utilizada para segmentação do pulmão.

Resultados: Após o processamento, foram geradas 451 imagens contendo os cortes tomográficos e a sua respectiva segmentação anatômica do pulmão. Estas imagens foram submetidas à uma inspeção visual e foram classificadas conforme uma escala, para que se pudéssemos obter uma análise semiquantitativa da segmentação anatômica dos pulmões. Esta validação foi realizada por um radiologista torácico com 10 anos de experiência. A escala utilizada corresponde a qualidade da segmentação no exame, sendo: Segmentação ótima dos pulmões e sem falhas; Boa segmentação, com falhas pontuais; Segmentação adequada, com poucas falhas; Segmentação regular, com falhas que podem comprometer o estudo do parênquima pulmonar; Segmentação ruim, com muitas falhas, provavelmente comprometem o estudo. Após inspeção visual das imagens segmentadas, 19 exames obtiveram uma classificação entre boa e adequada. Um exame foi avaliado como segmentação ótima e um exame foi avaliado como regular.

Conclusões: Concluímos que a técnica empregada junto aos cortes tomográficos, consegue retornar uma segmentação anatômica dos pulmões de boa qualidade. A segmentação obtida permite a avaliação do parênquima pulmonar, podendo então, ser aplicada em imagens de TCAR de pacientes com pneumonias intersticiais fibrosantes, incluindo com suspeita de PIU, a fim de obter a área da imagem (pulmão) onde serão realizadas as análises de classificação de textura das opacidades pulmonares.

Referências: [1] Mueller-Mang, C. et al., (2007), “What Every Radiologist Should Know about Idiopathic Interstitial Pneumonias”, *RadioGraphics*. [2] Depeursinge, A. et al., (2011), “Building a reference multimedia database for interstitial lung diseases.”, *Computerized Medical Imaging and Graphics*. [3] S. Beucherl., F. Meyer., (1993), “The Morphological Approach to Segmentation: The Watershed Transformation.”, *Optical Engineering*, New York.

Palavras-chave: Pneumonias Intersticiais Fibrosantes, TCAR, Segmentação, Transformada de *Watershed*.

Agência Financiadora: CAPES, CNPq e FAPESP.

SISTEMA DE DETECÇÃO DE FEBRE POR IMAGENS INFRAVERMELHAS

J. H. Ferreira*, I. J. Sanches*, E. F. Morais* e M. L. Brioschi**

* UTFPR, Ponta Grossa-PR, Brasil

** HC/FMUSP, São Paulo-SP, Brasil

e-mail: jean_h_ferreira@hotmail.com

Introdução: Nos últimos anos, com a ocorrência de possíveis pandemias, como a influenza H1N1, SARS e o vírus Ebola, alguns países tomaram como medida preventiva a triagem de pessoas em locais de grande movimentação pública. A termografia por imagem infravermelha é uma técnica de diagnóstico não-invasivo que permite a avaliação e quantificação de mudanças de temperatura na superfície da pele [1]. A face humana apresenta pontos termoanatómicos fixos e as regiões frontais que apresentam as maiores temperaturas médias são as da comissura medial palpebral (CMP) [2]. Ring *et al.* [3] descrevem um guia de identificação de febre em crianças utilizando as imagens infravermelhas, detalhando existências de diferenças significantes nas imagens de pacientes com temperaturas normais e imagens de pacientes em estado febril. Um algoritmo eficaz para detecção facial é o algoritmo desenvolvido por Viola e Jones [4], composto por uma cascata de classificadores simples que são baseados em características do tipo *Haar*. Após um treinamento é possível detectar outros objetos ou formas. Este trabalho tem como objetivo a identificação de indivíduos com febre a partir da detecção dos olhos e o cálculo automático da temperatura da CMP em imagens infravermelhas.

Materiais e Métodos: Para realizar o treinamento de máquina, foram utilizadas 205 imagens positivas. Para testar, foram adquiridas quinze imagens de voluntários assintomáticos e três imagens de voluntários sintomáticos. Foi utilizada uma câmera infravermelha FLIR T440 com resolução de 320 x 240 *pixels* e uma FLIR T650sc com resolução de 640 x 480 *pixels*. Para fazer a aquisição das imagens térmicas, foram observadas as recomendações da Associação Brasileira de Termologia Médica (ABRATERM) [5]. Após a aquisição das imagens com vistas frontais da face dos indivíduos, foi realizada a detecção da região dos olhos, baseado no treinamento de máquina, utilizando a biblioteca OpenCV (*Open Source Computer Vision*). Em seguida, as imagens foram segmentadas para permitir a localização da CMP. Por fim, foi realizado o cálculo das temperaturas e a classificação do estado febril dos indivíduos avaliados.

Resultados: Por meio do algoritmo de Viola e Jones [4] as regiões dos olhos dos indivíduos avaliados foram detectadas corretamente em 88% das imagens (16 imagens) e em 28% identificou também falsos positivos. As imagens identificadas corretamente foram segmentadas mantendo apenas os pontos que correspondem a CMP. Utilizando esses pontos, foram realizados os cálculos da temperatura máxima e média da região. Dentre os indivíduos avaliados, baseados na temperatura calculada, treze foram classificados com temperatura normal (até 37,0 °C), nenhum com estado de febrícula (de 37,1 °C a 37,8 °C) e os três voluntários sintomáticos foram classificados com febre (acima de 37,8 °C).

Conclusões: Neste trabalho, estão sendo utilizadas imagens infravermelhas para integrar a detecção dos olhos e a classificação da temperatura de pontos específicos da face, para realizar uma triagem automática de indivíduos que apresentam estado de febre. Os testes permitiram identificar a temperatura da CMP nas imagens dos voluntários, comparando-as com a temperatura axilar. Nos casos analisados até o momento, as detecções dos olhos foram realizadas corretamente em 88% dos casos analisados e a classificação foi feita corretamente em todos os casos. Novos algoritmos estão sendo desenvolvidos e mais testes com uma amostra maior será necessário para melhorar o treinamento e a validação do método.

Referências: [1] Sanches, I. J. (2009), *Sobreposição de Imagens de Termografia e Ressonância Magnética: Uma Nova Modalidade de Imagem Médica Tridimensional*, Tese de Doutorado, Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica e Informática Industrial, Universidade Tecnológica Federal do Paraná, Curitiba-PR. [2] Haddad, D. S. (2014), *Estudo da Distribuição Térmica da Superfície Cutânea Facial por Meio de Termografia Infravermelha: Termoanatomia da Face*. Tese de Doutorado, Programa de Pós-Graduação em Odontologia, Universidade de São Paulo, São Paulo-SP. [3] Ring, E. F. J., Jung, A., Zuber, J., Rutowski, P., Kalicki, B., Bajwa, U. (2008), "Detecting Fever in Polish Children by Infrared Thermography", In: *9th International Conference on Quantitative InfraRed Thermography*, Krakow, Poland, p. 125-128. [4] Viola, P., Jones, M. J. (2001), "Rapid Object Detection Using a Boosted Cascade of Simple Features", In: *Computer Vision and Pattern Recognition*. Kuai: CVPR, v.1, p. 511-518. [5] Brioschi, M. L., Teixeira, M. J., Silva, F. M. R. M., Colman, D. (2010), *Princípios e Indicações da Termografia Médica*, São Paulo: Andreoli, v. 1.

Palavras-chave: Termografia. Aprendizagem de máquina. Febre. Imagens infravermelhas.

MÉTODO AUTOMÁTICO PARA DETECÇÃO DE ASSIMETRIA TÉRMICA CORPORAL POR TERMOGRAFIA INFRAVERMELHA

G. A. Silva*, I. J. Sanches*, E. F. Morais* e M. L. Brioschi**

* Universidade Tecnológica Federal do Paraná, Ponta Grossa-PR, Brasil

** HC/FMUSP, São Paulo-SP, Brasil

e-mail: gabriel.gtrr@gmail.com

Introdução: A termografia por imagem infravermelha é o registro da distribuição da temperatura do corpo humano usando radiação infravermelha emitida pela superfície da pele [1]. A temperatura cutânea de uma pessoa saudável possui uma simetria térmica indicativa de normalidade. O exame termográfico consiste na verificação das diferenças de temperatura entre as regiões simétricas do corpo. Uematsu *et al.* [2] apresentam um protocolo, onde a superfície do corpo é dividida em 40 segmentos simétricos, e as diferenças de temperaturas consideradas normais para essas regiões. Com o objetivo de auxiliar no diagnóstico médico, técnicas de aprendizagem de máquina podem ser utilizadas para detectar padrões em imagens. O algoritmo de Viola e Jones [3] permite a detecção de objetos e formas em imagens. O algoritmo é composto por uma cascata de classificadores simples e funciona em três etapas: (1) treinamento de máquina baseado em *AdaBoost*, que seleciona as principais características da imagem; (2) representação da imagem em uma forma intermediária que permite o cálculo das características usando poucas operações com o auxílio de pequenos retângulos (*integral image*) e (3) combinação de classificadores em cascata que são utilizados para o descarte rápido de áreas desnecessárias. O objetivo deste trabalho é detectar automaticamente segmentos simétricos pré-definidos do corpo, em imagens infravermelhas, usando aprendizagem de máquina e o algoritmo de Viola-Jones, e em seguida determinar as diferenças de temperaturas entre estas regiões simétricas do corpo.

Materiais e Métodos: As imagens infravermelhas foram adquiridas por uma câmera FLIR T440, com resolução de 320x240 *pixels*. Para a aquisição das imagens seguiu-se o protocolo de exame estabelecido pela Associação Brasileira e Americana de Termologia – ABRATERM/AAT [4]. Neste trabalho serão considerados somente 14 segmentos referentes aos membros inferiores do corpo. Após a coleta das imagens, foi efetuado, inicialmente, o treinamento de máquina de apenas um dos segmentos, para que fosse possível a identificação da região de interesse. Os parâmetros usados foram o tamanho das subimagens, o número de estágios (20) e os conjuntos de exemplos positivos (103 imagens) e negativos (261). Em seguida, foram aplicadas técnicas de processamento de imagem, utilizando a biblioteca OpenCV, para segmentar, analisar as imagens e efetuar os cálculos de temperatura mínima, máxima e média das regiões simétricas.

Resultados: Para iniciar os testes, foram adquiridas várias imagens dos membros inferiores de diversos voluntários de ambos os sexos. Para realizar o treinamento de máquina, foram utilizadas inicialmente imagens dos joelhos, num total de 103 imagens. Após o treinamento, utilizando o algoritmo de Viola-Jones, foi possível detectar a região dos joelhos em 66% das imagens infravermelhas testadas e em 15% das imagens nenhum dos joelhos foram detectados. A partir da detecção dessas regiões, as imagens foram segmentadas para a realização dos cálculos necessários e comparações de temperatura das regiões simétricas (joelho direito e joelho esquerdo).

Conclusões: Neste trabalho, foi verificado que o algoritmo de Viola-Jones é capaz de detectar formas em imagens infravermelhas. Com o treinamento de máquina, foi possível aplicar o algoritmo para a detecção de regiões de interesse nos membros inferiores e determinar de forma automática a assimetria corporal por termografia infravermelha. Este método computacional tem potencial de automatizar o processo de análise, fornecendo informações relevantes, que permitirão aprimorar a acurácia do diagnóstico médico. Novos algoritmos estão sendo desenvolvidos e mais testes com uma amostra maior será necessária para melhorar o treinamento e a validação do método.

Referências: [1] Sanches, I. J. (2009), *Sobreposição de Imagens de Termografia e Ressonância Magnética: Uma Nova Modalidade de Imagem Médica Tridimensional*, Tese de Doutorado, CPGEI, Universidade Tecnológica Federal do Paraná, Curitiba-PR. [2] Uematsu, S., Edwin, D. H., Jankel, W. R., Kozikowski, J., Trattner, M. (1988) “Quantification of thermal asymmetry: Part 1: Normal values and reproducibility”. *Journal of neurosurgery*, v. 69, n. 4, p. 552-555. [3] Viola, P., Jones, M. J. (2001), “Rapid Object Detection Using a Boosted Cascade of Simple Features”, In: *Computer Vision and Pattern Recognition*. Kuai: CVPR, v.1, p. 511-518. [4] Schwartz, R. G., Oyoung, B., Getson, P., Govindan, S., Uricchio, J., Berton, T., Brioschi, M., Zhang H. (2006), *Guidelines for neuromusculoskeletal infrared thermography sympathetic skin response (SSR) studies*. The American Academy of Thermology, v. 2, n. 1, p. 35-43.

Palavras-chave: Termografia. Assimetria térmica. Imagens infravermelhas. Aprendizagem de máquina.

RASTREAMENTO DE PESSOAS EM SEQUÊNCIAS DE IMAGENS INFRAVERMELHAS

V. T. Kamida*, E. F. Morais* e I. J. Sanches*

* Universidade Tecnológica Federal do Paraná, Ponta Grossa, Brasil
e-mail: vitorkamida@alunos.utfpr.edu.br

Introdução: Com a facilidade de transporte dos dias atuais, fica fácil a proliferação de determinadas doenças causando epidemias graves. A análise de imagens infravermelhas pode ajudar na triagem de pessoas com febre, potencialmente infectadas, simplesmente analisando a temperatura em pontos chave da face, como por exemplo, a temperatura da comissura medial palpebral (CMP). Utilizando o rastreamento de pessoas em imagens térmicas, a triagem podem ser melhorada pela possibilidade de análise em uma sequência de imagens e não em apenas uma. O rastreamento consiste em acompanhar o movimento de objetos ao longo do tempo, utilizando um meio de visão. Esse processo envolve a análise, categorização e reconhecimento dos componentes que constituem tal imagem [1]. Nesse trabalho, serão utilizadas imagens térmicas adquiridas por câmeras infravermelhas que convertem a radiação térmica emitida pela superfície do corpo em impulsos elétricos que podem ser visualizados na forma de uma imagem colorida, usando pseudo-cores ou em tons de cinza [2]. Com essas imagens, pretende-se rastrear pessoas em um ambiente previamente escolhido, utilizando as informações de temperatura corporal fornecidas por uma câmera termográfica e com isso, permitir maior confiança e precisão em análises rápidas e preliminares em ambientes de grande fluxo de pessoas.

Materiais e Métodos: Para a aquisição dos vídeos radiométricos, foi utilizada uma câmera infravermelha T440 da FLIR com resolução de 320 x 240 pixels por quadro. Os vídeos foram adquiridos em um corredor com temperatura controlada em 22°C com variação de $\pm 1^\circ\text{C}$. Para realizar o rastreamento são utilizados métodos já conhecidos na literatura, como por exemplo, o filtro de partículas que utiliza uma abordagem probabilística representada por uma distribuição discreta de probabilidades definida a partir de um conjunto de amostras e seus respectivos pesos. Com isso, o filtro consegue rastrear objetos em cenas onde um objeto de interesse se confunde com outro [3]. Para isso, é necessário utilizar um método de detecção de objetos para encontrar a localização do objeto de interesse, como o método de limiarização que separa uma imagem em regiões de interesse através da escolha de um limiar [4]. Para utilizar esses métodos, será usada a biblioteca de visão computacional OpenCV (*Open Source Computer Vision*), que implementa de forma eficiente e otimizada vários métodos necessários para o desenvolvimento deste trabalho.

Resultados: Para solução do problema de rastreamento de pessoas em imagens infravermelhas é necessário primeiro identificar uma pessoa na imagem para então, rastreá-la ao longo dos quadros do vídeo. Essa detecção é feita por algoritmos capazes de separar objetos de interesse e o plano de fundo da imagem. Como são utilizadas imagens térmicas para fazer o rastreamento, a característica mais relevante para a separação do objeto de interesse e o plano de fundo é a faixa de temperatura correspondente ao corpo humano. Nos testes realizados, foi considerada a faixa compreendida entre 22°C e 45°C. Foram adquiridos vídeos constituídos de imagens térmicas onde pessoas são visualizadas caminhando em um corredor com fluxo controlado. Nestes vídeos, as pessoas estão sendo detectadas e segmentadas corretamente ao longo dos quadros, sendo identificadas por retângulos ao seu redor com o objetivo de propiciar a visualização do(s) objeto(s) detectado(s).

Conclusões: O algoritmo de detecção desenvolvido funciona corretamente com objetos separados na imagem e portanto, necessita de aprimoramento para lidar com os momentos de oclusão parcial, nos quais um objeto de interesse aparece parcialmente escondido atrás de outro e o detector os identifica como apenas um. Com as predições que serão dadas pelo rastreador, será possível lidar com o problema de oclusão, uma vez que as estimativas de posição dos objetos podem ser usadas para identificar as sobreposições dos objetos participantes da oclusão. O próximo passo será a aplicação do rastreador e posteriormente a detecção das faces e análise na sequência de quadros dos vídeos.

Referências: [1] Graciano, A. B. V. (2007), Rastreamento de Objetos Baseado em Reconhecimento Estrutural de Padrões, Universidade de São Paulo. [2] Sanches, I. J. (2009), Sobreposição de Imagens de Termografia e Ressonância Magnética: Uma Nova Modalidade de Imagem Médica Tridimensional, Tese de Doutorado, CPGEI, Universidade Tecnológica Federal do Paraná, Curitiba-PR. [3] Oliveira, A. B. (2008), Filtro de Partículas Adaptativo para o Tratamento de Oclusões no Rastreamento de Objetos em Vídeos, Dissertação de Mestrado, Programa de Pós Graduação em Computação, Universidade Federal do Rio Grande do Sul, Porto Alegre-RS. [4] Gonzalez, R. C.; Woods, R. E. (2008), Digital image processing, Third Edition, Pearson Prentice Hall, New Jersey.

Palavras-chave: Rastreamento. Infravermelho. Processamento de Imagens. Termografia.

ESTUDO COMPUTACIONAL DE FLUORESCÊNCIA E ESPALHAMENTO DE RAIOS X APLICADO AO DIAGNÓSTICO DO CÂNCER DE MAMA

K. Rimanski*, F. A. Manfre*, A. L. C. Conceição* e M. Antoniassi*

* Universidade Tecnológica Federal do Paraná, Curitiba, Brasil
e-mail: antoniassi@utfpr.edu.br

Introdução: O câncer de mama é o segundo tipo de câncer que mais acomete mulheres em todo o mundo, sendo também uma frequente causa de óbito entre elas [1]. O estudo de técnicas espectroscópicas que possibilitam obter informações sobre os tecidos mamários pode ser útil para a verificação da relação entre a composição dos tecidos e o processo carcinogênico [2]. Além disso, o estudo das mesmas pode servir de base para o desenvolvimento de técnicas de imagens que permitam complementar o diagnóstico da doença. Assim sendo, o objetivo deste trabalho é estudar computacionalmente, por meio de simulações de Monte Carlo, a determinação de informações da composição química de tecidos mamários através dos espectros de fluorescência e de espalhamento de raios X e verificar sua aplicação na produção de imagens mamárias.

Materiais e Métodos: A implementação e simulação computacional dos experimentos de espalhamento e fluorescência de raios X foi feita usando-se o programa XRMC. A amostra (fantoma de mama) consistia de um cilindro externo de 14 cm de diâmetro e 9 cm de altura de composição 50% adiposa 50% glandular (mama 50-50). Insetos cilíndricos de diferentes diâmetros foram posicionados dentro da amostra simulando diferentes tecidos e/ou lesões mamárias (tecido adiposo, tecido glandular, carcinoma, microcalcificação). As concentrações de elementos traço cálcio, cobre, ferro e zinco típicas dos tecidos normais e carcinoma foram obtidas da literatura [2] e adicionadas a amostra simulada. As imagens por fluorescência e espalhamento foram obtidas por tomografia ponto a ponto (single voxel tomography) [3] e os resultados dos espectros obtidos pelo detector foi utilizado para mapeamento espacial de diferentes parâmetros físicos: (i) Pela técnica de fluorescência, inicialmente, foi levantada uma curva de calibração com materiais padrões conhecidos para que posteriormente fossem obtidas as imagens da distribuição de concentrações dos elementos traço na amostra. (ii) Pela técnica de espalhamento, foram obtidas imagens baseadas na razão de intensidades de espalhamento Rayleigh e Compton (R/C) e nas larguras a meia altura (LMA) das curvas do espectro de espalhamento Compton.

Resultados: As simulações computacionais da técnica de fluorescência mostraram-se capazes de produzir imagens da distribuição da concentração elementos traços com boa exatidão (erros < 3,0%). As imagens baseadas na razão R/C mostraram que quanto maior a energia incidente do feixe maior o contraste obtido. Quando comparada com imagens convencionais de transmissão (CT) a imagens R/C apresentaram contraste maiores para energias acima de 23 keV. As imagens R/C e de LMA apresentaram forte correlação com a composição dos tecidos apresentando maiores intensidades em regiões de tecidos com maior número atômico efetivo.

Conclusões: As simulações da técnica de fluorescência permitiram mapear espacialmente a distribuição da concentração de elementos traços na amostra. O aumento ou diminuição na concentração destes elementos nos tecidos estão associados ao processo carcinogênico e sua determinação traz importantes informações diagnósticas. Esta técnica, entretanto, não permite obter informações sobre os elementos de número atômico baixo (carbono e oxigênio), principais constituintes dos tecidos mamários. Variações na fração de composição carbono/oxigênio podem indicar variação na composição adiposa/glandular da mama ou a presença de uma lesão mamária como o carcinoma, uma vez que tecido adiposo é composto majoritariamente por carbono enquanto tecidos glandulares ou carcinomas apresentam maior composição de oxigênio. Este tipo de informação se mostra acessível através das técnicas de espalhamento baseadas na R/C e nas LMA. Os resultados mostram que as técnicas de imagens estudadas são complementares entre si permitindo caracterizar os diferentes tecidos e lesões no interior da mama, tendo o potencial de servir como ferramenta auxiliar ao diagnóstico do câncer de mama.

Referências: [1] INCA (2015). *Estimativa 2016: Incidência de câncer no Brasil*. [2] Silva, M. P., et al. (2009). "Determination of Ca, Fe, Cu and Zn and their correlations in breast cancer and normal adjacent tissues." *X-Ray Spectrometry* 38(2): 103 - 111. [3] Cesareo, R., et al. (2002). "A simple scanner for Compton tomography." *Nucl. Instrum. Meth* 487(1-2): 188-192.

Palavras-chave: Fluorescência, Espalhamento de raios X, Câncer de mama, Mamografia.

Agência Financiadora: Fundação Araucária. Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico-CNPq.

TOWARDS MOTOR INTENTION DETECTION OF ROBOTIC WALKER USERS BASED ON BRAIN-COMPUTER INTERFACES

Anibal Cotrina^{*}, Alessandro Benevides^{***}, Hamilton Rivera^{**}, Carlos Valadao and Teodiano Bastos^{**}

^{*} DCEL/CEUNES-Federal University of Espirito Santo, Sao Mateus-ES, Brazil

^{**} PPGEE- Federal University of Espirito Santo, Vitoria-ES, Brazil

^{***} CTA - Federal University of Pampa, Alegrete-RS, Brazil

e-mail: anibal.atencio@ufes.br

Introduction: Traditional walker devices are widely used by disabled, elderly and people in rehabilitation, providing additional support to maintain balance or stability during the gait. Walkers can be also restorative as they can gradually change the subject's motor functions during rehabilitation. The integration of these devices with sophisticated sensors and control systems are known as robotic walkers (RW). The control system uses information from a set of sensors that are grouped for detecting the distance between subject and device, for monitoring the environment and for detecting the motor intentions of users. Motor intentions can be identified by means of force sensors, which interact with the user upper limbs. However, this approach has disadvantages given by the high sensitivity of force sensors, which are affected by mechanical noise produced by floor unevenness, non-homogeneous friction and wheel imperfections. In the present work, a novel technique for detection of user intentions based on brain-computer interface (BCI) systems is proposed. A BCI acquires brain signals associated to a mental task, processes and translates them into command; for instance, in a BCI based on steady-state visual evoked potentials (SSVEP), or SSVEP-BCI, users are asked to gaze a stimulus from a set of visual stimuli flickering at different frequencies and the system is capable of detecting which stimulus is being gazed by the user. In this work, a classification system based on SSVEP-BCI with two visual stimuli embedded in the right and left sides of the RW (Fig. 1a) is proposed. Three intentions are detected (*turn right*, *turn left* and *do not turn*) that will be associated to control commands of the RW.

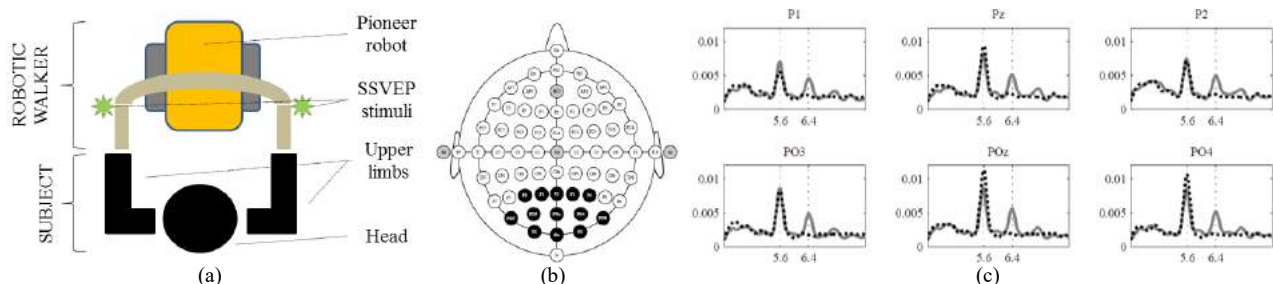


Fig. 1. a) Subject and robotic walker. b) EEG positions P1, P2, P3, P4, Pz, PO3, PO4, PO7, PO8, POz, O1, O2, Oz. c) Results of the SSVEP-BCI with two stimuli flickering at 5.6 and 6.4 Hz; with isolated (black dotted curves) and non-isolated (gray curves) stimuli.

Materials and Methods: The RW prototype used in this work is composed of a conventional walker, a Pioneer 3-DX robot and a laser sensor for detection of the user legs position. The control system is based on a PID controller in which the velocity is a function of the distance of the user to the RW; for more details please refer to [1]. A binary SSVEP-BCI was developed using two visual stimuli flickering at 5.6 and 6.4 Hz [2]. Electroencephalographic (EEG) brain signals were recorded at sample frequency of 200 Hz and at thirteen positions (Fig 1b) referenced to Cz and grounded to AFz. EEG signals were preprocessed with a Band pass filter (4-45 Hz). Signals were recorded in time windows of 7s.

Results: Four healthy subjects considered in the preliminary experiments were asked (1) to attend an isolated stimulus flickering at 5.6 Hz and (2) to attend a stimulus flickering at 5.6 Hz while a non-attended stimulus flickering at 6.4 Hz is also present in subjects' field of view (ethics committee CEP-048/08). Black and gray curves in Fig 1c show the grand average from thirty trials of the spectral responses for isolated and non-isolated stimulus, respectively. Note that strong peaks at the frequency of the attended stimulus are evident in both cases, and weak peaks at the non-attended stimulus frequency are also present in gray curves. Similar responses are obtained when stimulus at 6.4 Hz is attended.

Conclusion: Peaks due to attended stimulus is stronger than peaks due to non-attended one when two stimuli are presented into the subjects field of view. Then, this asymmetry in the responses can be used to associate with a RW user's intention, since one stimulus is placed his/her right and the other one in his/her left. A threshold will be used to determine the absence of asymmetry that will be associated to do not turn intention. Additionally, the command detection can be performed by using the SSVEP well-know Power Spectrum Density Analysis (PSDA) method.

References: [1] Valadao C et al. Adaptação de andador convencional para reabilitação e assistência a pessoas com restrições motoras. Proceedings of CBEB 2014, p533-536, 2014.

[2] Cotrina A et al. Statistical evaluation of a novel SSVEP-BCI stimulation setup based on depth-of-field. Res. Biomed. Eng. 2015, vol.31, n.4

Keywords: Robotic walker, motor intention, BCI, SSVEP.

Funding Agency: PROCAD/CAPES, Edital 071/2013 Projeto 014.

CHARACTERIZATION OF ERP IN VISUAL PERCEPTION TASKS OF MASKED WORDS

J. F. Sarmiento*, D. Romero**, M. DeSouza***, F. B. Oliveira*, P. Ambrosio*

*Universidade Estadual de Santa Cruz – UESC/PPGMC, Bahia, Brasil

** Escuela Superior Politécnica – ESPOL/CIDIS, Guayaquil, Ecuador.

***Universidade Federal de Espírito Santo – UFES/Psicologia, Vitoria, Brasil
e-mail: jfsvla@uesc.br

Abstract: Monitoring of cortical visual perception of words and their modeling with Event-related Potentials (ERP) using masking techniques becomes a relevant challenge in the area of natural language processing. This research aims to characterize the response evoked, in the course of orthographic level (pre-lexical) to lexical-phonological perception of masked words induced randomly in Rapid Serial Visual Presentation (RSVP), increasing the exposure time target (masked word) in 8 tests, using spectral analysis of EEG signals. The results confirm the potential of visual perception awareness activity from 63 ms of exposure to the target, for 95% of masked words, in the occipitotemporal area, with latency on N200 component, amplitude of 0.45 μ V to 3.25 μ V, alpha activity (8-13 Hz) and dispersion of data on the IQR 50. The progression of ERP was identified with P7 LF (Left Hemisphere) and P8 channels RH (Right Hemisphere). The computational system corroborated the functional neuroanatomy of word perception suggested by other neuroimaging methods and described their time-course, supporting a cascade-type process.

Keywords: ERP, RSVP, masked words, EEG.

Introduction

Currently, the neuropsycholinguistic functional models supported in cortical monitoring with ERP [1] and neuroimaging consider decoding, encoding, transfer and integration of information as the basis of cognitive processing of language. One of the important areas of study, to understand the phenomenon of decoding, for example, is related to visual perception of words in reading tasks. The anatomical and physiological neural model and information processing in the time scale is described by levels [2][3]. Exogenous component P100, pré-lexical process N150 component, lexical process N200 component, phonological processing with the P300 component, and semantic representations associated with modulations to ERP around 400 ms after stimulus-onset.

There are multiple functional models relating to cognitive processing of visual perception in reading tasks. The paradigm of Rapid Serial Visual Presentation (RSVP) [4] as an ERP analysis technique, shows the information by fragments and sequentially, contributing to the connection between the information presented and the space/time used. RSVP controls eye movements in a limited space of presentation, such as the computer

screen and allows the measurement of speed in words per minute (wpm), given the technique's capacity to detect changes or limitations in the cognitive and/or perceptive process under parafoveal area. This paradigm using masking techniques [5], can manipulate visual perception of words randomly.

N200 could be the best evidence of visual awareness in masking tasks of words. However, the study presented by [6], suggests that the onset of accessing information in orthographic word reading is not dependent on attentional resources, although it is unclear if word recognition is performed by superimposing or in stages in cascade and if the leading process can be interactive. In sum, the time scale at which these processes operate and the degree to which they overlap is still a subject of intense discussion. Recognizing the functional mechanisms of natural language processing can help diagnose language disorders such as dyslexia [7], patients with brain injuries [8], monitoring drugs [9], or device control and rehabilitation [10], among other applications.

This research developed a computer system that can generate gradual changes in exposure time of masked targets (words), as steady-state Visually Evoked Potentials ssVEP, adapted to the RSVP paradigm, in the visual perception threshold (50 ms). This allows the researcher to identify the effects in the EEG signal from the inferotemporal area (posterior fusiform gyrus) as ERP changes the product of gradual evolution in the transfer of orthographic level to lexical-phonological, induced in visual words recognition tasks with masked priming.

Materials and Methods

Experimental Environment and Subjects Specifications – This research included three healthy, right-handed participants (2 females and 1 male, mean age = 23.4; range 20–25), all native Brazilian speakers identified as S1, S2, and S3. The volunteers were instructed to verbally report after each test targets (words) identified in four replicas (Figure 1). This study was approved by the Ethics Committee of the Federal University of Espírito Santo Vitoria-ES Brazil, under registration number CEP-048/08.

Stimuli and experimental procedure - The adaptation of priming masking consists of *targets* (words) in portuguese, with an extension of 4-5 majuscule letters. The *masks* are non-words composed of a random mix of

numbers and letters (majuscule and minuscule) with a length of 5 characters (Figure 1).

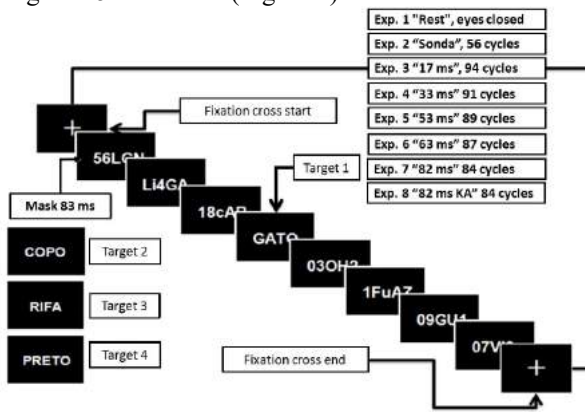


Figure 1- Experimental model to induce ERPs in visual words perception tasks using masked priming by RVSP.

The two types of visual stimuli (words and non-words) are white on black background, adapted for *Rapid Serial Visual Presentation (RSVP)* paradigm on a computer screen at the threshold of visual perception. To determine the transfer of orthographic level (pre-lexical processing) to lexical-phonological processing, eight tests were designed. All tests were performed for 60.000 ms and only the “Rest” test was performed with eyes closed. One *cycle* or trial, is organized in masked intervals (non-words) of 581 ms at 7 wpm, with a specific word (target) for each test. To clarify, test 2, called “Sonda,” was conducted with eyes open on 56 repeated cycles of an exposed word for 500 ms intervals without stimulation 500 ms; test 7, called “82 ms,” had 84 cycles of a repeated word exposed for 82 ms; and test 8, called “82 ms KA”, had 84 repeated cycles of an exposed word for 82 ms, but with masked word foreknowledge. To increase the statistical validity, each of the eight test deployed 4 **replicas** in the same session by volunteer, each replica with a specific word, for a total sample of 16 replicas among S1, S2 and S3.

Acquisition of the EEG signal - For this experiment we used a computer with 8GB of RAM and an Intel i7 core and 2Ghz processor. The EEG was recorded with a BrainNet36® EMSA (BNT) device, using a cap with 30 Ag–AgCl integrated electrodes from Electro-Cap® company. Twenty-two channels positioned according to the extended 10–20 system were used. The EEG signals were recorded using a uniaricular reference and the reference electrode was placed in the right ear lobe. The ground electrode was placed on the user’s forehead. The sampling rate was 200 Hz. Impedances of all channels were kept below 10 KΩ. Eye blink artifacts were identified by a threshold analysis set to 50 μV (Croft & Barry, 2000; Ford, Sands, & Lew, 2004). Then, the corrupted signals were filtered by using a FIR filter set to 5 Hz. The BNT had a 16 bit A/D converter, time conversion of 10 μs, and Ethernet interface.

Processing of the EEG signal – The start time of the word exposed on the computer screen on the ssVEP recording per cycle, called “*onset*”, is identified with the

Dirac Delta Function (δ function), above oscillatory EEG rhythm umbral (Figure 2). BNT is a clinical device that does not allow online data management. Therefore, to synchronize δ function mark with stimulus-onset, first capturing EEG signal for each of the 20 channels, initiating transmission over a local network in a screening program set of masks and targets during experiments with Visual Evoked Potentials (VEP), we used a software called “*sniffer*” [11]. The *sniffer* was programmed in ANSI C for data export and provision for online processing using the MATLAB platform. The process begins with the thread receiver, who listens to the messages processed from the thread sender. So, when the masked target appears on the screen, a signal is issued, sent as a process, and the message is transmitted to the receiving thread. The above procedure was programmed according intercommunication UDP process (*User Datagram Protocol*). After segmentations, the spatial filter (CAR) was applied to remove the marks.

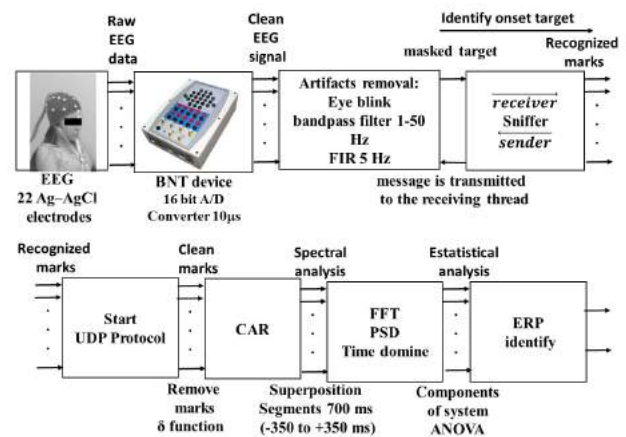


Figure 2- Scheme of processing EEG signals for ERP analysis related to the perception of masked words.

EEG spectral and Estatistics Analysis – The cortical activity area related to the visual perception of words was determined by the average segments obtained for each cycle by each test (70 cycles of 700 ms). Thus, we obtained the Fast Fourier Transform (FFT), and Power Spectral Density (PSD). The superimposed segments were analyzed by amplitude, latency and energy distribution (mean, median, minimum, maximum, quartiles, skewness and kurtosis). ANOVA was applied to each of the variables mentioned. Thereby, we can identify patterns in the ERP, which can be observed on specific EEG frequency bands and corresponding latency.

Results and Discussion

The spectral analysis of the test "Sonda" corroborates the appropriate process of segmentation, making evident the ERP of words perception, presented 1–4 Hz activity before the onset in all volunteers, with an increase in power of 13 Hz (delta band $\delta = 1-4$ Hz to the alpha band $\alpha = 8-13$ Hz), focused 200 ms after exposure to the masked word with an amplitude ranging from 1.6 μV (S3-LH) to 6.7 μV (S1-RH). This power increase was

greater in the right hemisphere (RH) compared to the left hemisphere (LH), corresponding to P7 (left) and P8 (right) electrodes, the most relevant variations. Unlike the test "Rest", which recorded constant activity before and after the target in alpha band ($\alpha = 8-13$ Hz), with amplitude variations between 2.5-9.5 μV , for the same electrodes (Figure 3). The results of "Sonda" are similar to those obtained by [12][13] for the temporoccipital and inferotemporal region, in the left and right hemispheres, as well as the latency N200 in the Visual Word Form Area (VWFA) with P7 channel [12].

In Figure 3A, the electrode P7 shows a displacement wave in the time domain gradually with the increasing exposure time of the target and its consequent perception by the participant, highlighted by a gray background after the onset. The behavior found in the experiments "17 ms", "33 ms" and "53 ms" (Table 1) indicate variations in the signal and showed a progressive decrease in amplitude with increasing exposure time of the target, and displacement latency from 100 to 150 ms (P1 component). All participants identified the masked words in 95% of the targets which had 63 ms of exposure on the N200 component. Latency variations for this component recorded a maximum amplitude of 3.25 μV in S1, 1,21 μV in S2 and 0.45 μV in S3. These changes were evidenced with the alpha activity (8-13 Hz). In all participants, the dispersion of data accumulated on the IQR 25-50 before the target, and the IQR 50-75 after target, with a tendency to cluster on the IQR 50 (Figure 4), decreasing with an increase in the exposure time of the target to the test "63 ms". Consecutive tests "82 ms" and "82 ms KA" (with and without knowledge of results respectively), including the test "Sonda", have a data distribution tending to increase similarly once the target has been identified for all participants.

Behavior between N170 and N320 components in the temporal hemisphere (P7 and P8) related to visual perception tasks on the VWFA, which was described by [14], confirmed the evidence of ERP transition in this research, between orthographic/ phonological level to lexical word recognition. Similarly, the amplitude in each component of 0.34 μV was confirmed by [15] in temporal analysis of reading masked words.

Table 1- Highs amplitudes and their respective latencies, mean and median corresponding to the ERP induced during awareness tasks words masked by gradually increasing exposure time for S1, S2 and S3 volunteers. The test "63 ms" corresponds to the moment of visual awareness of the masked word on 95% of targets (confidence level of $p < 0.05$).

Subjects	Test	Before onset Left Hemisphere P7				After onset Left Hemisphere P7				Before onset Right Hemisphere P8				After onset Right Hemisphere P8			
		Amplitude Max. μV	Latency ms	mean μV	median μV	Amplitude Max. μV	Latenc y ms	mean μV	median μV	Amplitude Max. μV	Latenc y ms	mean μV	median μV	Amplitude Max. μV	Latenc y ms	mean μV	median μV
S1	17 ms	4,502	220,4	0,43	1,71	2,899	64,81	-0,3	-1,89	3,653	220,4	0,33	1,14	2,424	298,1	-0,5	-1,53
	63 ms	4,8	220,4	0,03	0,92	1,391	142,6	0	0,12	1,646	298,1	0,04	0,38	1,762	142,6	0	0,03
	82 ms KA	3,114	324,1	0,52	1,44	5,45	298,1	-0,5	-2,2	2,994	324,1	0,3	0,15	5,827	298,1	-0,5	-0,7
	Sonda	0,9058	272,1	0,12	0,8	3,055	298,1	0,18	0,31	2,822	38,89	0,1	0,12	6,779	298,1	0,06	-0,61
	Rest	9,504	12,96	1,21	2,02	9,595	38,89	0,01	0,82	4,745	38,89	0,41	0,22	5,716	64,81	-0,06	-1,29
S2	17 ms	1,642	90,74	0,23	1,53	1,365	12,96	0	-0,04	2,33	324,1	0,15	0,61	1,346	64,81	-0,1	-0,02
	63 ms	0,7594	272,2	0,13	0,12	0,8298	272,2	0,07	0,23	1,348	220,4	-0,1	-0,07	0,9289	324,1	0,08	0,24
	82 ms KA	3,722	12,96	0,48	1,38	3,661	38,89	0	0,95	0,9988	12,96	0,16	0,16	2,06	272,2	0,06	0,21
	Sonda	2,101	64,81	0,1	0,88	1,955	298,1	-0,03	-0,9	0,9988	12,96	0,26	0,47	2,781	298,1	-0,1	-0,09
	Rest	5,935	38,89	0,67	-2,97	6,295	116,7	0,1	2,41	5,97	38,89	-0,7	-3,52	5,877	12,96	1,48	3,55
S3	17 ms	1,221	64,81	-0,1	-0,36	1,085	38,89	0,07	0,11	2,383	168,5	-0,1	-0,55	1,65	324,1	0,07	0,18
	63 ms	1,053	298,1	-0,1	-0,07	1,099	324,1	0,05	0,12	0,9608	90,74	0	-0,14	1,161	12,96	0	-0,21
	82 ms KA	1,606	168,5	-0,2	-0,78	1,9813	12,96	-0,1	-0,1	1,4278	12,96	-0,1	-0,9	1,7427	12,96	0,14	0,15
	Sonda	1,122	298,1	0	-0,15	1,674	220,4	0,02	0,25	2,762	38,89	-0,1	-0,17	4,474	116,7	0,1	0
	Rest	3,134	64,81	0	-0,23	2,551	12,96	0,11	-0,23	4,667	90,74	0,11	-0,05	4,744	272,2	0,03	0,89

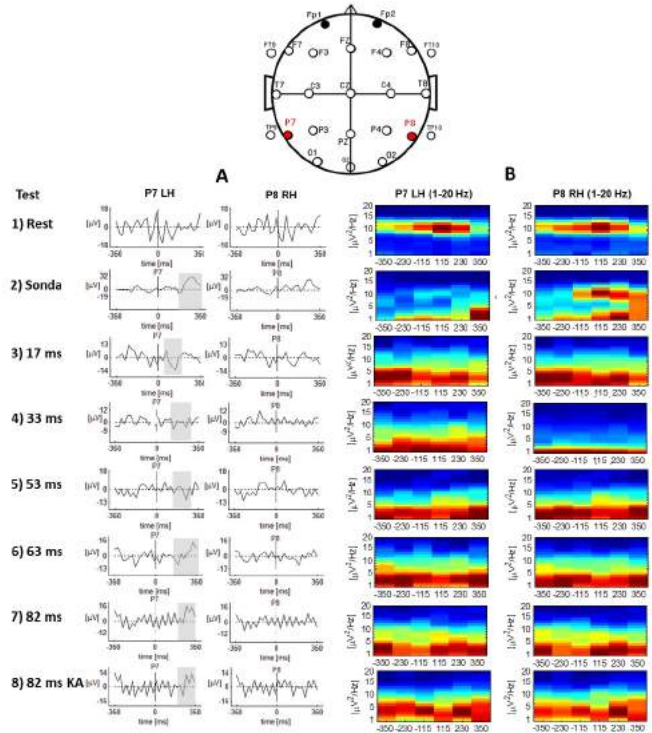


Figure 3- ERP and PSD corresponding to S1. A) Plot time domain for eight test related to the electrodes P7 and P8, the overlying gray strip indicates response evoked by visual stimuli related to awareness of words processing in P7. B) PSD corresponding to the channels P7 and P8 between 1-20 Hz and "-350 ms -onset +350 ms".

Results obtained for P8 were confirmed in latency by [16] and neuroimaging techniques by [2][3], for word recognition area in P9 and P10 channels like our research (P7 and P8 channels), because it showed evidence between ERP, letter, and word-forms, indicating the amplitude of the latency "ROcc180" (170-190 ms) corresponding to an increase in the amplitude of the negative polarity on the occipital lobe of the right hemisphere (P8 Channel), followed by a positive variation of the wave between 240 and 300 ms.

An average of the means of each test vs "Sonda", obtained before the onset (BT) and after the onset (AT),

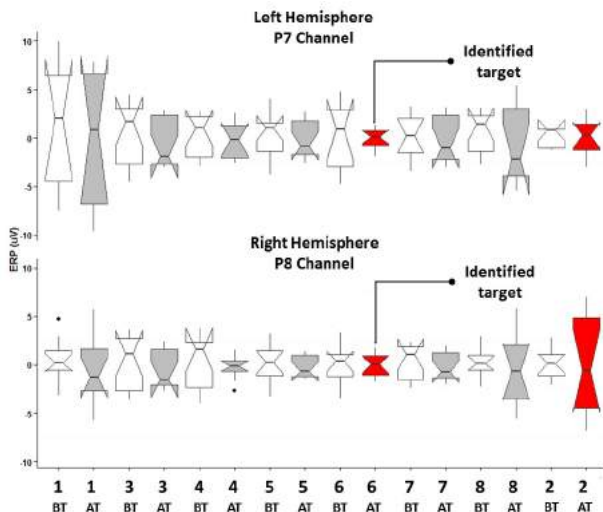


Figure 6- Notched box plot behavior of the ERP to the visual awareness of words as a function of target exposure times in S1, comparing before target onset “BT” (white) and after target onset “AT” (gray) for each test (1. “Rest”, 2. “Sonda” in red, 3. “17 ms”, 4. “33 ms”, 5. “53 ms”, 6. “63 ms” in red, 7. “82 ms”, 8. “82 ms KA”).

makes evident to all participants that the P7 electrode records have a higher average BT when compared to AT, while the P8 electrode records have a reverse behavior, the average is lower BT and greater AT (S1-P7= 0.2525BT, 0.10625AT; S1-P8=0.16875BT, 0.225AT) (S2-P7=0.28875BT, 0.2375AT; S2-P8=0.12BT, 0.185AT) (S3-P7=0.0825BT, 0.06AT; S3-P8=0.03375BT, 0.04125AT). It is possible to deduce that the dispersion and distribution of the data is indicative of variation in latency spikes related to the exposure time of the respective targets and visual awareness of words, unlike the comparison of means vs. “Sonda”, because the data is very close to “0 µV”, hence the similarity in the means reflects the absence of significant differences, as assessed by ANOVA, when contrasting the ERP before and after the perception of the target as it was expected.

Conclusions

Here, a computational system of ERP analysis for visual perception of masked words was developed. This system obtained evidence where subtle changes happened in the ERP of orthographic level (pre-lexical) to lexical-phonological, which corroborates the functional neuroanatomy of word perception suggested by other neuroimaging methods and described their time-course, supporting a cascade-type process. If this pattern is validated in future research, it is possible to support clinical diagnosis, drug monitoring, device control, and rehabilitation, among others, with high accuracy.

References

[1] Horacio, A., and Kutas, M. (2007). “Interplay between computational models and cognitive electrophysiology in visual word recognition”. *BRAIN RESEARCH REVIEWS*. Vol. 53, p. 98–123.

- [2] Koivisto, M., and Revonsuo, A. (2010). “Event-related brain potential correlates of visual awareness”. *Neuroscience and Biobehavioral Reviews*. Vol 34, p. 922–934
- [3] Chan, A., Halgren, E., Marinkovic, K., and Cash, S. (2011). “Decoding word and category-specific spatiotemporal representations from MEG and EEG”. *NeuroImage*, Vol 54, p. 3028–3039.
- [4] Barber, H.A., Ben-Zvi, S., ; Bentin, S., Kutas, M. (2011). “Parafoveal perception during sentence reading? An ERP paradigm using rapid serial visual presentation (RSVP) with flankers.(Report)”. *Psychophysiology*. Vol.48(4), p.523(9).
- [5] Enns, J.T., and Di-Lollo V. (2000). “What’s new in visual masking?”. *Trends in Cog. Sciences*. Vol. 4, No. 9.
- [6] Jobard, G., Crivello, F., and Tzourio-Mazoyer, N.(2003). “Evaluation of the dual route theory of reading: A metanalysis of 35 neuroimaging studies”. *NeuroImage*, Vol. 20, p. 693–712.
- [7] Shaywitz, B. A., Shaywitz, S. E., Pugh, K. R., Mencl, W. E., Fulbright, R. K., Skudlarski, P., ... & Gore, J. C. (2002). “Disruption of posterior brain systems for reading in children with developmental dyslexia”. *Biological psychiatry*, Vol. 52 No. 2, p. 101-110.
- [8] Connolly, J. F., D’Arcy, R. C., Newman, R. L., & Kemps, R. (2000). “The application of cognitive event-related brain potentials (ERPs) in language-impaired individuals: review and case studies”. *International Journal of Psychophysiology*, Vol. 38 No. 1, p. 55-70.
- [9] Endrass, T., Mohr, B., and Rockstroh, B. (2002). “Reduced interhemispheric transmission in schizophrenia patients: evidence from event-related potentials”. *Neuroscience Letters*. Vol. 320, p. 57-60.
- [10] Orhan, U., Erdogmus, D., Roark, B., Oken, B., Purwar, S., Hild, K. E., ... & Fried-Oken, M. (2012). “Improved accuracy using recursive bayesian estimation based language model fusion in ERP-based BCI typing systems”. In *2012 Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, p. 2497-2500.
- [11] Benevides, A. B., Cotrina, A. A., Castillo, J., Bastos, T. F., & Benevides, A. B. (2013). “An Ethernet Sniffer for On-line Acquisition of EEG with the BrainNet36R Device Applied to a BCI”. *5th ISSNIP-IEEE Biosignals and Biorobotics Conference (2014): Biosignals and Robotics for Better and Safer Living (BRC)*, p. 1-6.
- [12] Cohen, L., Dehaene, S., Naccache, L., Lehericy, S., Dehaene-Lambertz, G., Henaff, M., & Michel, F. (2000). “The visual word form area: Spatial and temporal characterization of an initial stage of reading in normal subjects and posterior split-brain patients”. *Brain*. Vol. 123, p. 291–307.
- [13] Hauk, O., Davis, M. H., Pulvermüller, F., & Marslen-Wilson, W. D. (2012). “The time course of visual word recognition as revealed by linear regression analysis of ERP data”. *NeuroImage*. Vol. 30, p. 1383–1400.
- [14] McCandliss, B., Cohen, L. D., & Dehaenes, S. (2003). “The visual word form area: expertise for reading in the fusiform gyrus”. *Trends in Cognitive Sciences*. Vol 7. No 7, p. 293-299.
- [15] Fairhall, S., Hamm, J., & Kirk, I. (2007). “Temporal dynamics of masked word reading”. *Consciousness and Cognition*. Vol. 16, p. 112–123.
- [16] Appelbaum, et al. (2009). “The Temporal Dynamics of Implicit Processing of Non-Letter, Letter, and Word-Forms in the Human Visual Cortex”. *Frontiers in Human Neuroscience*. Vol. 3. No. 56.

SISTEMA PARA AQUISIÇÃO E CONTROLE DE FORÇA EM CICLISMO ASSISTIDO POR ESTIMULAÇÃO ELÉTRICA

M. Narváez*, A. P. Bó*

*Laboratório de Automação e Robótica (LARA), Universidade de Brasília, Brasília, Brasil
e-mail: marienne@lara.unb.br

Resumo: Este trabalho apresenta o desenvolvimento de um sistema de aquisição e controle de força em malha fechada, no contexto do ciclismo assistido por estimulação elétrica. Tem como motivação o estudo da força exercida sobre os pedais de um triciclo adaptado para pessoas com paraplegia. O triciclo foi instrumentado com um estimulador de corrente de oito canais *Rehastim*, *Hasomed*, uma unidade de medida inercial para conhecer a posição do pedivela e um sistema de medição de força situado em cada pedal. O estudo foi dividido em duas fases, a primeira fase, correspondeu à aquisição e processamento do sinal de força, a segunda etapa, foi composta pelo controle em malha fechada e testes do mesmo em tempo real. Os dados experimentais foram obtidos com auxílio de quatro sujeitos hígidos com características antropométricas similares. Encontrou-se o perfil de força da pedalada e foram atingidos resultados satisfatórios no controle da força em malha fechada usando um controlador proporcional integral.

Palavras-chave: Ciclismo assistido, estimulação elétrica, controle, força.

Abstract: *This paper presents the development of a control system force in close loop, in the FES-Cycling context for disabled people. The aim is the study of applied force on the trike's pedals for paraplegic people. The trike was instrumented with a stimulator with eight channels, Rehastim Hasomed, an inertial unity to know the crank position and two pedals with a measurement system. The study was divided into two phases, the first stage, it is the acquisition and processing of the signal force and the second consists of the force control and tests in real time. The experimental data were collected by means of four healthy people with similar anthropometric characteristics. We find the force profile of movement and it was reached satisfactory results in the close loop control, using a proportional integral controller.*

Keywords: *Functional Electrical Stimulation, control, force, assisted cycling.*

Introdução

A estimulação elétrica funcional (*Functional Electrical Stimulation - FES*) é uma técnica para o melhoramento e restauração da função motora. Consiste na utilização de pulsos elétricos de curta duração para gerar contrações nos músculos e produzir assim um

movimento funcional [1]. A estimulação dos músculos usando FES pode ser feita através de eletrodos adesivos na superfície da pele do paciente. A estimulação com eletrodos dessa natureza é fácil, barata, e sem riscos potenciais de infecção, comparado a outros tipos, tais como a estimulação percutânea ou sistemas de micro estimulação implantados [2].

Uma das condições mais comuns tratadas com FES é a lesão medular, que frequentemente é irreversível e leva à perda total ou parcial da função sensorial, paralisia ou ambas, das partes do corpo abaixo do nível da lesão [1]. Assim, restaurar e melhorar as funções motoras provenientes desse tipo de lesões, pode incrementar substancialmente a qualidade de vida dos pacientes. Dessa forma, o ciclismo assistido usando FES torna-se uma terapia viável que oferece os benefícios da estimulação elétrica e as vantagens adicionais próprias da prática do ciclismo, a qual inclui a melhora das funções respiratórias, cardiovasculares, o aumento da massa óssea, massa muscular e a diminuição da atrofia muscular [3].

No ciclismo assistido por estimulação elétrica, o indivíduo aciona o movimento por meio das forças aplicadas sobre os pedais. Isso, devido aos estímulos elétricos, enviados em uma sequência específica pelo estimulador até os músculos das pernas do usuário. Sendo assim, torna-se necessário o conhecimento das forças exercidas sobre os pedais, que permitem avaliar a eficiência das pedaladas ao longo do tempo e o efeito da força sobre a velocidade com relação à estimulação fornecida. Além disso, os pedais podem oferecer informações significativas sobre o condicionamento físico, desempenho do ciclista o processo de fadiga e a forma como o indivíduo gera e emprega a força [4]. A medição de força em pedais instrumentados, data do final de 1800 e a maioria deles foram desenvolvidos para a medição da componente normal da força e para uso exclusivo de laboratório. Em [5] se apresenta uma revisão reportando os diferentes sistemas de medição de força aplicada sobre os pedais no ciclismo.

O propósito do presente trabalho é o desenvolvimento de um sistema para aquisição e controle de força em ciclismo assistido por estimulação elétrica, numa primeira abordagem para pessoas hígidas, servindo como etapa intermediária para aplicação em pacientes com lesão medular. No artigo é descrito o processo de implementação do sistema *hardware* usado para aquisição e o desenvolvimento do sistema para o controle da força, em conjunto com o estimulador e a

unidade de posição inercial. Finalmente, são apresentados e discutidos os resultados experimentais obtidos para quatro indivíduos, após a implementação do controle de força no sistema.

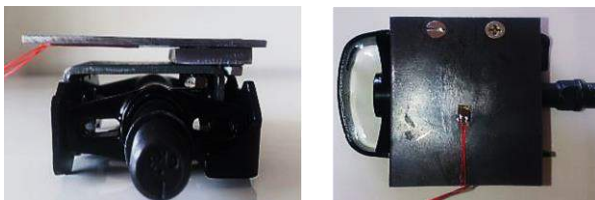
Materiais e métodos

A realização do trabalho se deu em duas fases: a primeira fase correspondeu à implementação do sistema de medição de força e a segunda etapa no controle do triciclo assistido por FES por meio de medição de força.

Triciclo adaptado – Foi utilizado um triciclo que oferece sustentação para o tronco e exige que apenas sejam estimulados os músculos inferiores durante o exercício e não a musculatura do tronco. O sistema é composto por um triciclo comercial (HP3 Trike, Brasil); adaptado com um estimulador elétrico de oito canais independentes (modelo *Rehastim, Hasomed*, Alemanha); uma unidade de medição inercial (*3Space, Yei*, Estados Unidos) instalada no pedivela para aquisição de informações de posição e velocidade; e finalmente dois pedais instrumentados para medição de força. Os sinais dos sensores são processados por um *software* desenvolvido em *Python* que calcula, em tempo real, os parâmetros de estimulação enviados ao estimulador.

Instrumentação do pedal – Foram instrumentados ambos os pedais do triciclo conservando a mesma estrutura para cada um.

Foi necessário a construção de uma estrutura mecânica, que permitisse a detecção de deformações no pedal para determinar a magnitude da força normal, através da flexão de uma chapa. Dessa forma, desenvolveu-se uma peça que encaixada no pedal possibilita a montagem de dois extensômetros (*strain gauges*) sobre ela. Na placa de metal superior foram instalados os dois *strain gauges* (Micro-measurements CEA-13-125-350) possibilitando a medida da deformação, quando uma força é aplicada sobre o material seguindo o princípio da Lei de Hook [6]. Por meio de simulações em *SolidWorks*, pôde-se observar o material e a região com maior aplicação de força, sendo estas as áreas de posicionamento dos sensores. A estrutura mecânica para medição é apresentada na Figura 1.



a) Vista lateral

b) Vista Superior

Figura 1: Estrutura mecânica encaixada no pedal com *strain gauges* alocados na parte superior e inferior. (Vistas lateral e superior).

Na implementação da parte eletrônica, a força na componente normal aplicada sobre a estrutura no pedal

é transformada em um sinal digital que posteriormente é processado via *software*. A estrutura elétrica é formada por duas etapas. A primeira etapa amplifica e filtra as tensões de saída do circuito, resultantes das mudanças na resistência elétrica dos sensores. O circuito que gera o sinal elétrico corresponde a uma ponte de Wheatstone de quatro braços resistivos com uma tensão de excitação. Uma mudança na resistência mudará a tensão na saída.

Uma das principais causas de erro nas medições usando esse tipo de sensor, decorre do efeito da temperatura gerada pelas variações dos materiais onde o *strain gauge* é fixado. Embora a ponte esteja balanceada no começo do experimento, pequenas mudanças em todas as resistências introduzirão erros na medida final. Para minimizar esses efeitos foi escolhida uma configuração de meia ponte, na qual qualquer mudança na temperatura, agirá sobre os dois *strain gauges* da mesma forma [7].

Após a implementação da etapa de amplificação e filtragem do sinal, desenvolveu-se a segunda etapa que corresponde ao processamento do sinal de força. Foi utilizado um Arduino Nano para adquirir e digitalizar o sinal de força, de forma que a informação fosse transmitida em tempo real para o controlador. Neste ponto, os dados de força foram enviados ao computador via *Wi-fi*, fazendo uso da placa ESP8266 (*Espressif Systems*, China) conectada ao Arduino, por meio do protocolo de comunicação TCP/IP. Foi usada a transmissão de dados via *Wi-fi* devido à portabilidade requerida por um sistema em movimento, como é o triciclo.

Calibração – Neste procedimento, com o sistema de aquisição descrito foram registrados os valores de tensão correspondentes a pesos entre 1 e 8 kg aplicados sobre o pedal. O processo foi baseado na calibração realizada em [8].

A Figura 2 apresenta a relação entre as variáveis de força e tensão. Utilizando uma aproximação linear foi possível obter as equações de calibração para cada pedal.

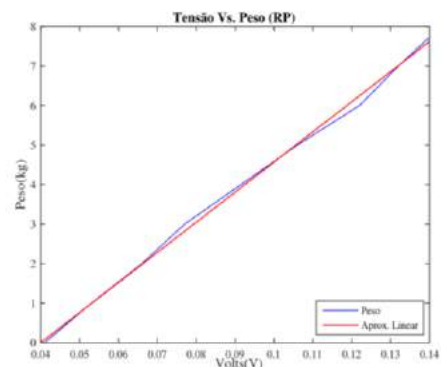


Figura 2: Relação Tensão Vs. Força para o pedal direito (RP).

Controle em tempo real – Foi desenvolvido um programa em *Python* para controlar a corrente fornecida pelo estimulador até os músculos, a partir da informação fornecida pelos sensores de posição e de força. O objetivo do controlador é atuar para que a força máxima

aplicada pelo paciente seja a indicada pela referência. O esquema do sistema de controle proposto é mostrado na Figura 3, onde os parâmetros de estimulação para cada perna são chamados de QR e QL , para representar os quadríceps direito e esquerdo respectivamente e as variáveis LF e RF , são usadas para nomear as forças exercidas no pedal esquerdo e direito.

Foi utilizado um controlador proporcional integral, que avaliou o valor de força médio entregue ao final de cada pedalada (F) e o comparou com o valor da força de referência ($\overline{F_{max}}$), consequentemente alterando o valor da largura de pulso, com um valor máximo de $500 \mu s$. Dessa forma, uma maior largura de pulso gera uma maior contração muscular e, por conseguinte, um aumento na força exercida. O controlador possui um valor nominal (u_x) de 250μ . Esse valor de controle u_x é atualizado pelos parâmetros Kp , Ki estabelecidos a cada iteração. Assim, a estimulação é feita de acordo com o perfil que determina o ângulo (θ), em que deve ocorrer a estimulação nos músculos QR e QL . Segundo [9] o perfil de estimulação deve ser alterado com o aumento da velocidade angular, produzida pela força exercida na pedalada. Esse aumento acontece pelos atrasos relacionados ao sistema fisiológico. Assim, é preciso enviar o comando de estimulação antes do ângulo inicial estabelecido e terminar a estimulação antes do ângulo final da programação do perfil de estimulação. Dado isso, o perfil de estimulação é ajustado conforme descrito em [10]. São estabelecidos θ_x^{min} o ângulo mínimo e θ_x^{max} o ângulo máximo, que definem o início e fim da estimulação respectivamente, também foi definido um parâmetro θ_x^{sh} ou *shift* que ocorre quando a força máxima é alcançada, como é mostrado na equação (2). A equação (4) descreve o cálculo do sinal de controle.

$$f_x(\theta, F) = \begin{cases} 1 & \theta_x^{min} < \theta < \theta_x^{max} \text{ e } F < F_{max} \\ 0 & \text{caso contrário} \end{cases} \quad (1)$$

$$\theta_x^{min}(F) = \theta_x^{min}(F) - \left(\frac{F}{F_{max}}\right) \theta_x^{sh} \quad (2)$$

$$\theta_x^{max}(F) = \theta_x^{min}(F) + \theta_x^{rg} \quad (3)$$

$$u_x = f_x(\theta, F) \quad (4)$$

Protocolo – Na segunda fase do trabalho, realizou-se o controle e seus testes relacionados. Para tanto, foi criado um experimento, no qual participaram quatro indivíduos que realizam regularmente atividades físicas moderadas e apresentam idades entre 22 e 30 anos.

Na primeira fase do experimento foi solicitado ao sujeito que mantivesse a velocidade de 150 rpm. O valor da velocidade podia ser visto na tela do computador, de forma que o usuário calculava visualmente a força necessária para mantê-la. Uma vez na velocidade desejada, foi obtida a força de referência (F_{ref}) calculando o valor da força máxima da quinta pedalada. Foram excluídos os valores das 4 primeiras pedaladas esperando-se a estabilização total do sistema.

Foram ligados dois eletrodos de superfície nos quadríceps do indivíduo. O experimento começou com o cálculo da corrente de estimulação (I_s), desta forma, aplicou-se uma corrente de 8 mA para acostumar à

pessoa com o estímulo elétrico e posteriormente essa foi incrementada de 4 em 4 mA até atingir o valor de corrente em que o sujeito começava a pedalar devido apenas à corrente aplicada pelo estimulador. Durante os experimentos o estimulador operou em uma frequência constante de 50 Hz, que está na faixa de frequências de *comfort* usadas tipicamente na estimulação na qual o indivíduo não sente dor [11].

Após calculado o valor de referência, o sistema de controle é ligado para enviar ao estimulador o padrão de estimulação, que modula a largura de pulso da corrente aplicada nos músculos.

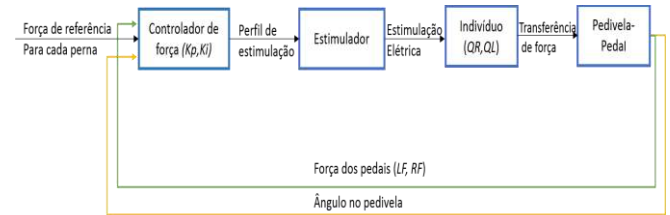


Figura 3: Esquema do sistema de controle em malha fechada

Resultados

Cada indivíduo pedalou durante 3 minutos aproximadamente, conseguindo atingir um valor de força máximo próximo à referência em cada um dos pedais. Na Tabela 1 são apresentados os dados da força máxima, calculados para o pedal esquerdo em Newton (N) e o erro obtido no final das pedaladas.

Tabela 1: Valores de força media máxima e erro obtidos para 4 sujeitos após aplicada a corrente de estimulação.

Sujeito	Corrente de estim. (mA)	F_{ref} (N)	$\overline{F_{max}}$ (N)	Erro %
1	20	42,06	44,61	6,06
2	30	45,89	42,36	7,69
3	28	70,11	65,40	6,71
4	28	66,09	63,93	3,26

A maioria dos estudos de medição de força tem sido restritos a só uma perna, são poucos os que reportam a assimetria bilateral em forças nos pedais. Assim, o a figura 4 apresenta os valores de força obtidos, em cada pedal (LP , RP) para o sujeito 1 durante 20 pedaladas aproximadamente, após o cálculo da força de referência, conseguindo observar que a força se mantém dentro de valores próximos da referência.

Discussão

Os resultados dos experimentos mostraram que o sistema de controle, conseguiu se aproximar ao valor de

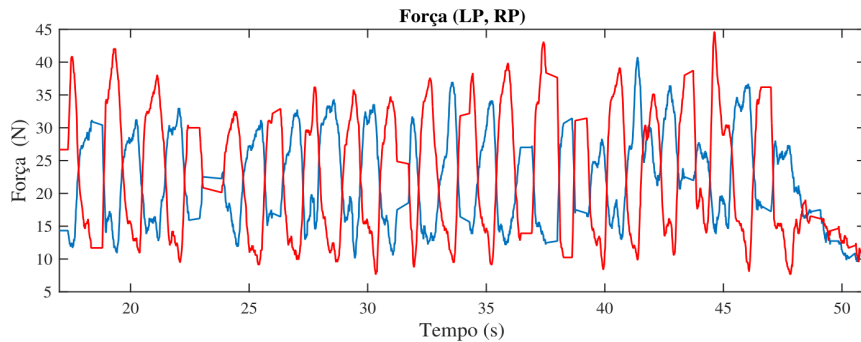


Figura 4: Gráficos de Força medidos no LP (Linha vermelha) e RP (Linha azul) para o sujeito 1.

força de referência estabelecido para cada um dos sujeitos em cada pedal, logo nos primeiros minutos do experimento, e a estimulação foi ativada nos ângulos esperados dentro do ciclo da pedalada.

Todos os indivíduos alcançaram fadiga poucos minutos após o início da estimulação, razão pela qual a força começou a cair. A fadiga foi identificada quando a pessoa parava a pedalada em decorrência o músculo não gerar força suficiente para continuar o movimento..

Na Figura 4 e ao longo do experimento, ficou evidente a diferença entre as magnitudes das forças aplicadas em cada pedal, sendo maior a força exercida com o pedal esquerdo em 3 dos 4 sujeitos participantes. Esta assimetria é normal para pessoas sem treinamento prévio no ciclismo, porém existem fatores que influenciam a medida de força tais como o pé que inicia a pedalada, a posição do pé em respeito ao pedal, a posição do corpo durante a pedalada e a fadiga muscular associada à estimulação e localização dos eletrodos.

Conclusão

Confirmou-se o fato, da importância do conhecimento da força exercida pela pessoa, devido a que as informações extraídas permitem ver o perfil da força gerado durante a pedalada por cada perna, e que futuramente poderia ser usado para a análise detalhada da fadiga, já que em todos os casos os voluntários apresentaram fadiga. O controle implementado neste trabalho conseguiu obter resultados satisfatórios no seguimento da referência com valores de erro aceitáveis nesse contexto. No entanto, para uma maior fluidez na pedalada e para um maior tempo de trabalho sem fadiga muscular é necessário a estimulação de outros grupos musculares além dos quadríceps [12] considerando o perfil de força. Como trabalho futuro, propõe-se a implementação em malha fechada de um controle de força e de velocidade em cascata que inclua estimulação de outros grupos musculares.

Agradecimentos

Agradeço as agências CAPES, CNPq, FAPDF pelo apoio financeiro e aos voluntários que participaram na pesquisa.

Referências

- [1] Rushton D, *Functional Electrical Stimulation, Physiological measurement*, pp. 40-50, 1997.
- [2] S. C, C. K, H. J, J. J, N. Y, Y. M, H. H, Chen K, *An improved design of home cycling system via functional electrical stimulation for paraplegics,* *International Journal of Industrial Ergonomics*, no. 34, pp. 223-235, 2004.
- [3] Szecsi J, *A biomechanical cause of low power production during FES cycling of subjects with SCI,* *Journal of neuroengineering and rehabilitation*, vol. 11, no. 1, pp. 1-12, 2014.
- [4] N. F, C. J, R. A, Carmo J, *Instrumentação para aquisição e avaliação das forças exercidas nos pedais por ciclistas,* *Revista Brasileira de Biomecânica*, no. 2, pp. 31-37, 2002.
- [5] P. H. J. C. A. K. Bini R, *"Pedal forces effectiveness in Cycling: a review of constraints and training effects,"* *J Sci Cycling*, vol. 2, pp. 11-24, 2013.
- [6] Bini R, *Measuring pedal forces,* *Biomechanics of Cycling*, Springer, 2014, pp. 13-21.
- [7] Hoffman K, *The Wheatstone Bridge, An introduction to Stress Analysis and Transducer Design using Strain Gauges*, HMB, 2012, pp. 127-133.
- [8] Carpes F, *Desenvolvimento de um sistema de pedais dinamométricos para avaliação biomecânica no ciclismo,* Universidade Federal de Santa Maria, Santa Maria, RS, Brasil, 2006.
- [9] Hunt K, *Control Systems for Function Restoration, Exercise, Fitness and Health in Spinal Cord Injury,* *PhD Thesis*, 2005.
- [10] Fonseca L, *Instrumentação e controle em ciclismo assistido por estimulação elétrica para indivíduos com lesão medular,* Brasília: Universidade de Brasília, 2015.
- [11] Popóvic B, T. S, *Control of Movement for the Physically Disabled,* Springer London, 2000.
- [12] Hakansson N, *Functional Roles of the Leg Muscles When Pedaling in the Recumbent Versus the Upright Position,* *Journal of Biomechanical Engineering*, no. 127, pp. 301-310, 2005.

CARACTERIZAÇÃO DE MICROELETRODO PARA ESTIMULAÇÃO DA MEDULA ESPINAL NA DOENÇA DE PARKINSON

L.R.C. Cavalcanti***, A.O.B. Suassuna****, M.S. Costa****, H. Simplício*****, E. Morya*

*Instituto Internacional de Neurociências/Instituto Santos Dumont, Macaíba, Brasil

**Instituto Federal de Educação, Ciência e Tecnologia do Rio Grande do Norte, Ceará-Mirim, Brasil

***Universidade Federal do Rio Grande do Norte, Natal, Brasil

****Universidade do Estado do Rio Grande do Norte, Mossoró, Brasil

*****Centro de Ensino e Pesquisa em Saúde Anita Garibaldi/Instituto Santos Dumont, Macaíba, Brasil
e-mail: leila.cavalcanti@ifrn.edu.br

Introdução: A estimulação elétrica da medula espinal (EME) é uma terapia validada para dor crônica; no entanto, foi demonstrada a possibilidade do seu uso terapêutico com resultados promissores em um modelo animal roedor de Doença de Parkinson (DP) [1]. Tal fato abre a perspectiva do uso da EME para tratamento de doenças neurológicas associadas à degeneração do encéfalo e não somente da medula espinal ou dos nervos periféricos. Embora ainda não haja uma sistematização da EME na DP, sabe-se que o *design* do eletrodo, o nível medular de implante e a escolha dos parâmetros da estimulação são sugeridos como fatores de contribuição para os efeitos observados [2, 3]. Com este trabalho objetiva-se aperfeiçoar um eletrodo para uso em roedores parkinsonianos, submetidos a diferentes modos de estimulação, com uma conformação geométrica adequada à anatomia da medula espinal em nível torácico alto [1] e com comportamento elétrico consistente com a frequência de 300 Hz [4, 5].

Materiais e Métodos: Medições em 4 medulas espinais de ratos *Long-Evans* entre T2 e T4 foram realizadas (microscópio Stereo Lumar V12) para a impressão de um molde 3D. Os materiais utilizados na manufatura dos eletrodos foram silicone de grau médico (NuSil), folha de platina 99,95% (Goodfellow) e fio de aço inoxidável (A-M Systems). Em uma etapa futura, os eletrodos passarão por testes com o medidor de impedância a 300 Hz (A-M Systems) antes e depois de um ciclo de estimulação também a 300 Hz por 48 h ininterruptas, extrapolando em mais de 7 vezes a quantidade de pulsos utilizada em estudo prévio [5]. A estimulação e os testes de impedância *in vitro* serão realizados com os eletrodos imersos em solução salina 0,9%, simulando o meio biológico em que serão implantados. Uma vez que mostrem consistência elétrica, sem variação significativa ($p < 0,05$) de impedância antes e depois do ciclo de estimulação, os eletrodos estarão elegíveis ao implante em ratos induzidos à DP por lesão química com 6-hidroxidopamina. Uma prova de conceito do *design* do eletrodo com a finalidade de aliviar os sintomas motores da DP será realizada através da correlação de resultados comportamentais da atividade motora diante da EME em modos de estimulação mono e bipolares no nível T2-T4, analisada por vídeo pelo sistema Cineplex (PLEXON, TX).

Resultados: As medições anatômicas das medulas espinais resultaram em dimensões de $3119,9 \pm 116,9$ μm (lâtero-lateral) e $2231,1 \pm 57,6$ μm (dorso-ventral). Com isso, foi fabricado um molde de secção elíptica com diâmetros de 3 mm e 2 mm, sobre o qual foi possível construir um eletrodo de 3 contatos de platina (1,0 x 0,8 mm cada), permitindo estimulação de diferentes polaridades, além de abranger (e não ultrapassar) os níveis T2-T4. A cura do silicone sobre o molde 3D conferiu à geometria do eletrodo uma curvatura anatômica para esses níveis torácicos.

Conclusões: O desenvolvimento do eletrodo para a EME na DP é um passo importante para sua caracterização de forma sistemática, suportando novas aplicações de neuromodulação em diversas patologias do sistema nervoso central. A continuidade do estudo trará como resposta as condições de consistência elétrica do eletrodo para posterior implante em animal com indução à DP, submetido a diferentes parâmetros de estimulação, para sistematizar e otimizar a técnica no alívio de sintomas motores nessa desordem.

Referências: [1] Fuentes, R. *et al.* (2009), “Spinal cord stimulation restores locomotion in animal models of Parkinson’s disease”, *Science* v. 323, p. 1578-1582. [2] Nicoletis, M. A. L. *et al.* (2010), “Spinal cord stimulation failed to relieve akinesia or restore locomotion in Parkinson’s disease – author replay”, *Neurol.* v. 75, p. 1484-1485. [3] Fuentes, R. *et al.* (2010), “Restoration of locomotive function in Parkinson’s disease by spinal cord stimulation: mechanistic approach”, *Eur J Neurosc.* v. 32 p. 1100-1108. [4] Andrade, E. M. *et al.* (2016), “Spinal cord stimulation for Parkinson’s disease: a systematic review”, *Neurosurg Rev* v. 39 p. 27-35. [5] Yadav, A. P. *et al.* (2014), “Chronic spinal cord electrical stimulation protects against 6-hydroxydopamine lesions”, *Nature Sci Report* v. 4:3839, p.1-10.

Palavras-chave: Estimulação da Medula Espinal, Doença de Parkinson, *design* de eletrodo.

Agência Financiadora: CAPES, InceMaq, Finep, AASDAP, Instituto Santos Dumont.

MÉTODO PARA A ESTIMATIVA DE CURVAS PRESSÃO-VOLUME LOCAIS UTILIZANDO TOMOGRAFIA DE IMPEDÂNCIA ELÉTRICA

L. M. Dias*, A. Beda*

* BioSiX - Biomedical Signal Processing, Analysis and Simulation Group, Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica, Universidade Federal de Minas Gerais, Belo Horizonte, Brasil
e-mail: liviamd@ufmg.br

Introdução: A curva Pressão-Volume (PV) é uma ferramenta para caracterizar a mecânica pulmonar que possibilita identificar e minimizar lesões induzidas pela ventilação mecânica (*ventilator-induced lung injury*, VILI) [1]. No entanto, esta técnica, que avalia o comportamento mecânico 'global' dos pulmões, pode ter utilidade limitada na avaliação de pacientes com injúrias pulmonares não homogêneas. Neste trabalho será desenvolvido um método para a caracterização local da não homogeneidade pulmonar por meio do mapeamento de curvas PV locais, derivadas do ajuste sigmoidal de dados da Tomografia de Impedância Elétrica (EIT) e do ventilador mecânico. Espera-se que este método possibilite um melhor entendimento das consequências fisiológicas locais da ventilação mecânica, e permita uma melhor individualização da escolha dos parâmetros de ventilação.

Materiais e Métodos: Para testar a viabilidade e robustez do método, foi utilizado um conjunto de dados de EIT de um modelo suíno de injúria pulmonar aguda (instilação de HCl), cedido por colaboradores (aprovação comitê de ética Landesdirektion Sachsen, Alemanha, ref. TVV35/11) [2]. Para o mapeamento das curvas PV locais, assume-se que a variação de impedância de cada pixel da imagem tenha relação linear com a variação de volume de gás contido na região do tórax correspondente [3] e que as curvas Pressão-Impedância podem ser utilizadas de maneira análoga às curvas PV [4]. Inicialmente, os dados das curvas locais foram calibrados e reconstruídos volumetricamente, já que a aquisição é feita em etapas (patamares de pressão). Em seguida, para cada animal, as curvas PV locais foram identificadas, parametrizadas pelo ajuste sigmoidal [5] e tiveram seus pontos de inflexão calculados (relevantes por demarcarem a transição entre os regimes desejado e indesejado). Em seguida, os pontos de inflexão foram dispostos em mapas, gráficos de distribuição percentual e gráficos de distribuição ventral-dorsal, todos indexados pela pressão. Como uma aplicação particular da técnica, foram ainda calculadas e comparadas com o método clássico, baseado em índices globais, sugestões para os valores ideais da pressão positiva ao final da expiração (*positive end-expiratory pressure*, PEEP), um importante parâmetro de ventilação mecânica.

Resultados: Foram obtidos mapas de susceptibilidade aos regimes potencialmente danosos (pontos de inflexão) e distribuições percentuais destes regimes em função do aumento da pressão (salientando uma solução de compromisso). A análise estatística entre os índices de PEEP sugeridos e o valor derivado de índices globais mostra certo nível de concordância entre eles. Não há viés considerável nas sugestões de pressões mínima e ideal e 10 dos 13 animais atendem a um limiar de dispersão de 4 cmH₂O. Por outro lado, nas sugestões de pressão máxima há um viés de 5,5 cmH₂O e apenas 7 dos 13 animais encontram-se abaixo do referido limiar. Considera-se que uma parcela da dispersão e, especialmente, do viés encontrado associam-se ao fato de os métodos sugeridos carregarem informações acerca da mecânica local. Dessa forma, as técnicas sugeridas teriam a vantagem de oferecer informações regionalizadas.

Conclusões: Os resultados obtidos até o momento indicam que os mapas das características das curvas PV locais baseadas na EIT providenciam uma informação compatível mas diferenciada em relação aos índices globais sobre o efeito da PEEP na mecânica pulmonar. Nesse sentido, o método proposto teria o potencial de auxiliar na tomada de decisão terapêutica, economizando tempo e recursos, especialmente na prevenção de estratégias de ventilação mecânica potencialmente danosas ao paciente.

Referências: [1] Slutsky, A. S. et al. (2013) *Ventilator-induced lung injury*. The New England journal of medicine, 369, 2126–36. [2] Dias, L. M. *Método para a estimativa e a quantificação de curva Pressão-Volume Locais durante a ventilação mecânica utilizando imagens de tomografia de impedância elétrica*. Monografia. Belo Horizonte: Universidade Federal de Minas Gerais, 2015. [3] Genderingen, H. R. V. et al. (2003). *Estimation of regional lung volume changes by electrical impedance pressures tomography during a pressure-volume maneuver*. Intensive care medicine, 29(2), 233–240. [4] Peter, W. A. et al. (2000). *Regional pressure volume curves by electrical impedance tomography in a model of acute lung injury*. Critical Care Medicine, 28(1), 178–183. [5] Venegas, J. G., et al (2008). *A comprehensive equation for the pulmonary pressure-volume curve*. Journal of Applied Physiology, 84(1), 389–95.

Palavras-chave: Ventilação mecânica, curvas pressão-volume (PV), não homogeneidade pulmonar, lesão induzida pela ventilação mecânica (VILI), Tomografia de Impedância Elétrica (EIT).

Agência Financiadora: CNPq, FAPEMIG.

A SIMPLE METHOD TO DETERMINE GAIT SPEED FROM HEEL MARKERS POSITION IN SINGLE-BELT TREADMILLS

G. S. S. Souza¹, F. B. Rodrigues¹, A. O. Andrade² e M. F. Vieira^{1,2}

¹ Bioengineering and Biomechanics Laboratory, Universidade Federal de Goiás, Goiânia, Brazil.

² Laboratory of Biomedical Engineering, Universidade Federal de Uberlândia, Uberlândia, Brazil.

e-mail: gus.labioeng@gmail.com

Introduction: Simple and effective methods for determining the timing of gait events on a single-belt treadmill are necessary for standardization of results in order to a proper comparison between different studies, and some efforts have been done in this matter [1], [2]. For an external observer, the trunk of a subject walking on the treadmill is relatively static whereas his feet present a complex pattern of movement. Thus, the subject walking speed extraction is not a trivial task, since there are fluctuations in treadmill speed (TS) due to foot impact. Our study proposes a simple and reliable method to extract gait speed and spatiotemporal parameters during walking in the treadmill using just kinematic data from markers placed on the heels of both feet, since it reduces the time needed to analyse raw data collected by researchers and also increases precision. Those parameters are the core of most of the studies in gait analysis.

Materials and Methods: Experimental data previously acquired in our laboratory was used to develop the proposed method. Briefly, data of 22 healthy male subjects (22.9 ± 3.7 years old, 76.7 ± 10.4 kg, 1.77 ± 0.06 m) walking on a single-belted treadmill were used. Initially, the preferred walking speed (PWS) was evaluated following previously reported protocol [3]. The subjects performed a trial for 6 minutes of treadmill walking using the treadmill speed (TS) at the subject's PWS. The first 2 minutes were used to a familiarization and the final 4 minutes were used to collect kinematic data. Two methods to obtain the total walked distance (TWD) and average walking speed (AWS) were tested. Method A is based in the common sense that uses the step length to estimate the walked distance (the number of steps multiplied by step length). A TWD curve is constructed joining the anteroposterior (AP) displacement of heel marker during leading foot contact of each step, alternating right foot and left foot. Next, walking velocity is calculated using the three points method [4] on the TWD curve, and interpolated to 101 samples for each step interval, leading to 300 speed curves from 0 to 100 % of each step, that produces transients at each heel strike (the first 10% of the step). In Method B this issue is minimized using another approach: walking speed was estimated using the minimum value of AP Velocity curves of both heel markers positions superimposed. The mean value of walking speed curve obtained from Method B is the AWS, and its accumulated sum divided by the sampling rate results in the walked distance curve, whose last point is the TWD.

Results: The calculated stance phase was 60.71 ± 1.76 % of the gait cycle, the swing phase 39.29 ± 1.76 %, double support phase 21.41 ± 3.51 % and step frequency 1.72 ± 0.17 Hz. With method A we obtained a step length of 57.25 ± 6.68 cm, AWS of 98.88 ± 27.45 cm/s, and a AWS/TS of 91.66 ± 3.26 % (8,34% lesser than TS), while method B yielded a step length of 59.31 ± 6.92 cm, AWS of 102.46 ± 17.75 cm/s, and a AWS/TS of 94.97 ± 3.31 % (5,03% lesser than TS). In addition, both methods provided cadence, step width and stride period.

Conclusions: Method A resulted an AWS lower and more discrepant from TS than method B because of fluctuations on the heel marker's AP velocity at the initial 10% of each step. It happens as a result of the slowdown caused by heel strikes, since the trailing leg performs positive work to replace the lost energy during the leading leg's heel strike [5]. This strongly suggests that estimating the walking speed on a single-belt treadmill should not be done based on a single heel marker only, since the other leg have an influence on gait at initial double support phase, counteracting the slowdown caused by the heel strike. Therefore, method A might be prone to estimation errors. Thus, along with the fact that method B yielded a smoother and closer result to the TS, this suggests that method B provides a more precise estimation than method A.

References: [1] A. H. Hansen, D. S. Childress, and M. R. Meier, "A simple method for determination of gait events," *J. Biomech.*, vol. 35, no. 1, pp. 135–138, 2002. [2] J. Mickelborough, M. L. Van Der Linden, J. Richards, and A. R. Ennos, "Validity and reliability of a kinematic protocol for determining foot contact events," *Gait Posture*, vol. 11, no. 1, pp. 32–37, 2000. [3] H. G. Kang and J. B. Dingwell, "Separating the effects of age and walking speed on gait variability," *Gait Posture*, vol. 27, no. 4, pp. 572–577, 2008. [4] H. G. Kang and J. B. Dingwell, "Effects of walking speed, strength and range of motion on gait stability in healthy older adults," *J. Biomech.*, vol. 41, no. 14, pp. 2899–2905, 2008. [5] J. M. Donelan, R. Kram, and A. D. Kuo, "Simultaneous positive and negative external mechanical work in human walking," *J. Biomech.*, vol. 35, no. 1, pp. 117–124, 2002.

Keywords: Gait parameters; Toe-off; Heel-strike; Kinematics, Single-belt treadmill

Funding Agency: CAPES, CNPq, FAPEMIG and FAPEG.

CARACTERIZAÇÃO DO PADRÃO VENTILATÓRIO POR MÉTODOS LINEARES E NÃO LINEARES EM SUJEITOS HÍGIDOS, PRATICANTES DE EXERCÍCIO AERÓBIO E YOGA

G.L. Faria*, C. Fetter**, D.R. Dartora**, L.A. Souza**, A.S.O. Schein**, M.C. Irigoyen*** e K.R. Casali*

*Universidade Federal de São Paulo, São José dos Campos, Brasil

**Instituto de Cardiologia do Rio Grande do Sul, Porto Alegre, Brasil.

***Instituto do Coração da Universidade de São Paulo, São Paulo, Brasil
guilherme.luis.faria@gmail.com

Introdução: O padrão ventilatório tem sido investigado, ao longo dos anos, tanto em situações de repouso quanto em diferentes situações protocolares, principalmente durante exercício, devido aos seus benefícios cardiorespiratórios [1]. Este tema é de grande relevância uma vez que o entendimento dos diferentes parâmetros envolvidos na dinâmica ventilatória em sujeitos hígidos, permite a aplicação direcionada e otimizada das intervenções sobre o padrão respiratório tanto em situações fisiológicas, como patológicas. Estudos têm demonstrado a potencialidade de ferramentas lineares e não lineares na caracterização de tais sinais, especialmente Entropia de Shannon e DFA [2,3]. No entanto, suas aplicações são restritas à comparação entre parâmetros em situações patológicas, sem a investigação dos mecanismos fisiológicos aos quais as características estatísticas estão relacionadas. Desta forma, o objetivo deste projeto é caracterizar o padrão ventilatório de indivíduos hígidos sedentários, praticantes de exercício aeróbio e de yoga e correlacionar características estatísticas dos sinais com parâmetros relacionados à função cardiorespiratória e controle autonômico cardiovascular.

Materiais e Métodos: Estudo transversal avaliando sujeitos hígidos, homens e mulheres com idade entre 20 e 65 anos, sedentários (CO, n = 6) e praticantes de exercício aeróbio (AE, n = 6) e yoga (YO, n = 9) (aprovação Comitê de Ética local UP 4802/12). A avaliação do padrão ventilatório foi realizada a partir da aplicação de técnicas de processamento de sinais, lineares e não lineares a trechos estacionários de curvas respiratórias provenientes de medidas de deslocamento abdominal e torácico, captadas em situação de repouso. Os sinais respiratórios foram caracterizados quanto à complexidade, por Entropia de Shannon (ES), e propriedades de escala, por análise de flutuações sem tendência (Detrended Fluctuation Analysis -DFA). No domínio da frequência, a decomposição espectral das curvas respiratórias foi realizada por modelagem autoregressiva. A capacidade funcional pulmonar foi quantificada por teste de ergoespirometria e o controle autonômico, avaliado de forma não invasiva e indireta pela análise espectral dos componentes oscilatórios das séries de intervalo de pulso e de pressão arterial sistólica, obtidas a partir dos registros contínuos de pressão de pulso realizados pelo sistema Finapres. Os dados foram comparados estatisticamente através de ANOVA de uma via com medidas repetidas, seguida do teste múltiplo de Tukey, para $p < 0,05$.

Resultados: Os resultados obtidos para as avaliações das funções autonômica e cardiorespiratória demonstraram que a prática de yoga produz efeitos sobre o controle autonômico cardiovascular similares àqueles impostos pelos exercícios aeróbicos convencionais. A capacidade funcional respiratória do grupo com treinamento aeróbio é superior àquela do grupo yoga, mas ambos atingem valores considerados para uma boa performance. Quanto às medidas de complexidade dos sinais respiratórios, os valores médios de ES (CO: $10,445 \pm 0,137$; AE: $10,757 \pm 0,371$; YO: $10,838 \pm 0,352$) apresentaram diferenças significativas entre os grupos CO e YO ($p=0,029$), mas não entre CO e AE ($p=0,082$) ou YO e AE ($0,429$). Os valores de ES calculados no domínio da frequência (CO: $0,14 \pm 0,06$; AE: $0,02 \pm 0,3$; YO: $0,05 \pm 0,03$) mostraram diferenças, entre os grupos AE ($p<0,001$) e YO ($p<0,001$), comparados ao grupo CO. Os grupos AE ($p=0,015$) e YO ($p=0,029$) mostraram valores de DFA (CO $1,8427 \pm 0,124$; AE: $1,6998 \pm 0,1244$; YO: $1,7538 \pm 0,098$) diferentes do grupo CO, mas não entre si ($p=0,295$). Medidas de correlações estão em fase de finalização.

Conclusões: Os resultados demonstram o potencial de tais medidas na classificação dos sinais quanto às intervenções sobre o padrão ventilatório impostas no treinamento aeróbio e yoga. Além disso, espera-se que as possíveis correlações entre tais parâmetros e as medidas funcionais possam permitir a estimativa de índices relacionados à performance respiratória auxiliando no diagnóstico e na prescrição de intervenções direcionadas a determinados quadros patológicos.

Referências: [1] Raoufy, M. R.; Ghafari, T.; Darooei, R.; Nazari, M.; Mahdaviyani, S. A.; Eslaminejad, A. R.; Almasnia, M.; Gharibzadeh, S.; Hajizadeh, S.; Classification Of Asthma Based On Nonlinear Analysis Of Breathing Pattern, 2016. [2] Kaimakamis, E.; Tsara, V.; Bratsas, C.; Sichletidis, L.; Karvounis, C.; Maglaveras, N.; Evaluation of a Decision Support System for Obstructive Sleep Apnea with Nonlinear Analysis of Respiratory Signals, 2016. [3] Peng, C. K.; Havlin, S.; Stanley, H. E.; Goldberger, A. L.; Quantification of scaling exponents and crossover phenomena in nonstationary heartbeat series, 1994.

Palavras-chave: padrão respiratório, controle autonômico, caracterização fisiológica.

Agência Financiadora: FAPICC, CNPq e CAPES.

APLICATIVO BASEADO EM SVM PARA CLASSIFICAÇÃO DE RISCO DE MORTE SÚBITA CARDÍACA EM PACIENTES CHAGÁSICOS

W. S. Freitas*, C. C. R. Sady**, M. E. D. Gomes*

* Departamento de Engenharia Eletrônica da UFMG, Belo Horizonte - MG, Brasil

** Hospital das Clínicas da UFMG, Belo Horizonte - MG, Brasil

e-mail: wagsfreitas@hotmail.com

Introdução: A doença de Chagas pode comprometer as estruturas intrínsecas do coração envolvidas na atividade elétrica e os mecanismos de controle autonômico, desencadeando arritmias malignas e a morte súbita. Estima-se que um terço dos quase 20 milhões de pacientes chagásicos na América Latina e outros milhares em outros continentes evoluem para o óbito, sendo que mais de 50% destas mortes ocorrem subitamente [1]. O diagnóstico e a adequada prescrição de dispositivos cardioprotetores como o cardiodesfibrilador implantável são primordiais para o bem-estar dos pacientes. Este trabalho apresenta o desenvolvimento de um aplicativo de auxílio clínico na classificação de pacientes sob risco de morte súbita cardíaca, baseado nas máquinas de vetores de suporte (SVM) [2] e processamento de características obtidas da clínica médica e do cálculo de índices derivados da análise da variabilidade da frequência cardíaca [3].

Materiais e Métodos: O aplicativo foi testado com 150 séries de variabilidade da frequência cardíaca (VFC) obtidas de registros *Holter* de 24 h de pacientes chagásicos atendidos no Hospital das Clínicas da UFMG, com a aprovação do Comitê de Ética em Pesquisa (Parecer 001/97). Estas séries foram divididas em 2 grupos: 15 de pacientes que evoluíram para o óbito e 135 que não evoluíram para o óbito de origem cardíaca. Treze séries do primeiro grupo e 121 séries do segundo grupo foram escolhidas aleatoriamente para o treinamento de um classificador SVM com kernel RBF (*Radial Basis Function*) [4]. Tendo em vista a diferença significativa entre o número de séries de VFC dos dois grupos, os dados foram balanceados pela técnica SMOTE (*Synthetic Minority Over-sampling Technique*) [5]. As características utilizadas pela SVM foram selecionadas de acordo com [4], e no caso dos testes realizados foram utilizadas todas as 19 características descritas, tanto as clínicas quanto as tempo-frequenciais. O teste do aplicativo foi realizado com as 2 séries restantes do primeiro grupo e com as 14 do segundo, que perfazem 10% do número de séries de cada grupo. Todo o sistema foi desenvolvido em ambiente Matlab® e uma IHM foi implementada segundo sugestões de um cardiologista.

Resultados: Após treinamento do classificador, a taxa de acerto foi de 87,5%, com sensibilidade igual a 98,47% e especificidade de 88,24%. Ao testar os pacientes que evoluíram para o óbito, a taxa de acerto foi de 100%, enquanto que no caso de pacientes que não evoluíram para o óbito a taxa foi de 85,7%. O aplicativo foi capaz de sugerir risco de morte súbita cardíaca em 2 pacientes dentre os 2 que foram testados, além de sugerir corretamente uma menor probabilidade de morte súbita em 12 dentre os 14 que foram testados.

Conclusões: Os resultados obtidos até o momento sugerem que o aplicativo pode ser usado como ferramenta de auxílio ao diagnóstico de risco de morte de origem cardíaca em pacientes chagásicos propensos a arritmias ventriculares malignas, embora tenha se notado nos testes realizados a necessidade de um número maior de amostras, sobretudo na classe minoritária, para um melhor desempenho do classificador. Houve uma maior taxa de acerto da classe minoritária (evoluiu para o óbito) do que da classe majoritária (não evoluiu para o óbito), como era de se esperar, mostrando que os dados foram balanceados adequadamente. Esse resultado demonstra que a ferramenta é um bom preditor de morte, uma vez que classifica a classe que evoluiu para o óbito com 100% de acerto. Espera-se que a técnica de classificação implementada possa viabilizar também sua utilização no auxílio a diagnóstico de outras situações patológicas.

Referências: [1] Ribeiro ALP, Nunes MP, Teixeira MM, Rocha MOC. Diagnosis and management of Chagas disease and cardiomyopathy. *Nat. Rev. Cardiol.* 2012; 1-14. [2] Lorena AC, Carvalho ACPLF. Uma Introdução às Support Vector Machines. *Revista de Informática Teórica e Aplicada.* 2007; 43-67. [3] Task Force of the European Society of Cardiology and the North American Society of Pacing and Electrophysiology. Heart Rate Variability - Standards of measurement, physiological interpretation, and clinical use. *Circulation.* 1996; 93: 1043-1065. [4] Sady CSR, Ribeiro ALP. Symbolic features and classification via support vector machine for predicting death in patients with Chagas disease. *Computers in Biology and Medicine.* 2016; 70: 220-227. [5] Chawla NV, Bowyer KW, Hall LO, Kegelmeyer WP. SMOTE: synthetic minority over-sampling technique, *J. Artificial Intelligence.* 2002; 16: 321-357.

Palavras-chave: Doença de Chagas, Morte súbita cardíaca, Máquinas de vetores de suporte, Reconhecimento de padrões.

Agência Financiadora: CNPq.

UM APLICATIVO BASEADO EM SOFTWARE LIVRE PARA ANÁLISE TEMPORAL E ESPACIAL DE SINAIS DE EEG EM HUMANOS

L. Gonçalves, **L. A. Gonçalves, **V.G. Macedo, *A.K.J. Amorim, *** D. Miranda, ***C. Ceriatte, ***G. Pontes, ***G. M. Alves, *** P. Silva, *** G. Remigio, *** E. Botelho, *** D. Fraiman, *** A. Pereira.

** Instituto de Tecnologia (UFPA), Belém, Brasil
 ***Laboratório de eletroencefalografia (UFPA), Belém, Brasil
 e-mail: apereira@ufpa.br

Resumo: Apresentamos um aplicativo desenvolvido com base em ferramentas de software livre para análise automática de sinais de eletroencefalograma (EEG). O aplicativo permite analisar a organização espaço-temporal dos sinais elétricos gerados por populações neurais corticais e registrados com o EEG. Como prova de conceito, utilizamos o aplicativo em análise de séries temporais de EEG obtidas em um estudo de correlação com o desempenho individual em testes de QI.

Palavras-chave: Eletroencefalograma (EEG), redes funcionais, software livre, Python.

Abstract: *We present an application developed with free software tools that can perform automatic analysis of electroencephalogram (EEG) signals. With this application, it should be possible to perform complex temporal and spatial analysis of electrical signals recorded from cortical neural populations using EEG. As a proof of concept, we use the application to analyze EEG signals recorded in adolescents in a study designed to test the correlation between key EEG parameters and the subjects' performance on IQ tests*

Keywords: *Electroencephalogram (EEG), functional networks, free software, Python.*

Introdução

O eletroencefalograma (EEG) permite registrar a atividade elétrica oscilatória de populações neuronais no córtex cerebral de uma maneira não-invasiva. As características espaciais e temporais dessas oscilações são intrinsecamente correlacionadas com diferentes estados mentais. A atividade oscilatória de neurônios em diferentes regiões do cérebro é sincronizada dinamicamente formando redes funcionais. Essas redes se organizam em padrões topológicos específicos que podem ser revelados através do registro de EEG.

Neste trabalho, apresentamos um aplicativo, desenvolvido em linguagem Python, para realizar análise das características temporais e espaciais da atividade elétrica oscilatória de grupos neuronais registrados com EEG em repouso e estabelecer o padrão de conectividade funcional entre pares de eletrodos baseadas na sincronização de grupos neuronais em frequências específicas. A utilidade do aplicativo foi avaliada em um estudo correlacional das características

espectrais do EEG de adolescentes obtido em repouso com os escores individuais na bateria de testes WISC (Wechsler Intelligence Scale for Children), que mede o QI.

Materiais e métodos

O sinal do EEG foi coletado em repouso com um sistema de 22 canais (BrainNet BNT-36, EMSA) no Laboratório de Encefalografia da Universidade Federal do Pará (LEEG/CASMUC/UFPA). A duração do registro foi de 5 a 10 minutos e o voluntário permaneceu sentado de frente para uma parede branca distando 1,4 m do ponto de fixação. Em seguida, os mesmos sujeitos foram avaliados com a escala WISC-IV para obtenção de quatro escores, além do QI total: Índice de Compreensão Verbal (ICV), Índice de Organização Perceptual (IOP), Índice de Memória Operacional (IMO) e Índice de Velocidade de Processamento (IVP) e o QI total. As propriedades das redes funcionais foram obtidas a partir do registro elétrico do EEG. Os dados do registro dos 22 eletrodos são convertidos em uma matriz de correlação (Spearman) e em seguida essa matriz é convertida em uma matriz contínua pelo Z Score. O projeto foi aprovado pelo comitê de ética da UFPA (20562413.0.0000.5172).

Devido às características do registro (distância da fonte, condução de volume no tecido cerebral, etc.), os sinais de EEG são contaminados por vários artefatos, inclusive potenciais elétricos de origem miogênica (e.g. piscar de olhos, movimentos da cabeça, etc.). Esses artefatos precisam ser identificados e separados do sinal de interesse [6].

Rejeição e correção automática de artefatos de alta amplitude – Artefatos elétricos de grande amplitude podem ser facilmente removidos com o uso de janelas virtuais [2]. O sinal elétrico registrado com o EEG pode ser representado pela seguinte equação:

$$x_t = As_t + v_t, \quad t = 1, 2, 3, \dots, T \quad (1)$$

Onde x_t são as fontes neurais misturadas com artefatos de alta amplitude; s_t são as fontes separadas dos artefatos; A é a matriz de mistura e v_t é o ruído gaussiano. A limpeza do sinal é feita trabalhando com janelas não sobrepostas para definir uma matriz:

$$B_{opt} = \arg \min E \|Bx_t - y_t\|^2 \quad (2)$$

onde y_t é a função limiar e θ é o limiar.

$$y_t = \begin{cases} x_t, & |x_t| \geq \theta \\ 0, & \text{otherwise} \end{cases} \quad (3)$$

A minimização pode ser obtida por :

$$B_{opt} = R_{yx}, R_{xx}^{-1}, j = 1, \dots, N_w \quad (4)$$

onde R_{yx} é a correlação cruzada entre x e y na janela j , R_{xx} é a auto correlação de x na janela j e N_w é o número de janelas.

Separação de fontes – Devido à condução de volume de campos elétricos e magnéticos no parênquima cortical, ocorre uma mistura dos efeitos das fontes elétricas nos eletrodos individuais, gerando o chamado efeito *cross talk*.

A análise de componentes independentes (ICA, do inglês *independent component analysis*) é um método de processamento de sinal bastante utilizado para separar fontes de sinal sujeitas ao efeito *cross talk*.

Utilizando um modelo de variáveis latentes e assumindo uma mistura linear de n misturas lineares de n componentes independentes:

$$x_j = a_{j1}s_1 + a_{j2}s_2, \dots, a_{jn}s_n, \text{ para todo } j. \quad (5)$$

No caso específico de duas fontes com 2 componentes independentes:

$$x_1(t) = a_{11}s_1 + a_{12}s_2 \quad (6)$$

$$x_2(t) = a_{21}s_1 + a_{22}s_2 \quad (7)$$

Onde, $x_1(t)$ e $x_2(t)$ são os sinais misturados; $s_1(t)$ e $s_2(t)$ são os sinais individuais originais e a_{11} , a_{12} , a_{21} e a_{22} as ponderações das somas e os parâmetros a serem estimados. A Análise de Componentes Independentes é utilizada para estimar a_{ij} e separar os dois sinais originais $s_1(t)$ e $s_2(t)$ das fontes misturadas $x_1(t)$ e x_2 .

Usando, a notação de matrizes, a equação (7) pode ser reescrita como:

$$x = As \quad (8)$$

Desde que os componentes da matriz s sejam estatisticamente independentes e distribuídos de forma não gaussiana, podemos utilizar modelos estatísticos para obter a matriz A . Uma vez definida a matriz A , obtemos sua inversa, W , para finalmente estimar os componentes independentes por:

$$s = Wx \quad (9)$$

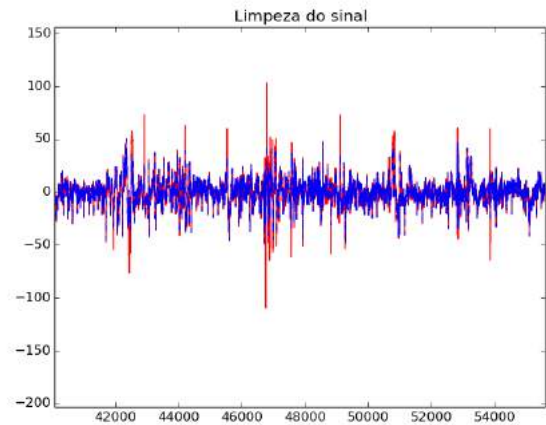


Figura 1: Exemplo da utilização do aplicativo para a limpeza de um canal do EEG – em vermelho sinal original de um canal de registro de EEG e em azul sinal obtido com o aplicativo.

Uma das limitações do ICA é a impossibilidade de determinar a ordem dos componentes independentes individuais, uma necessidade comum na análise de dados de EEG. Como a ordem original das fontes na matriz x é conhecida, basta correlacioná-la com s para realizar o ordenamento, permutando seus componentes de acordo com a ordem original das fontes.

Construção de redes funcionais – Um filtro digital passa-faixa foi construído para selecionar a frequência gama do sinal, normalizado de 30 a 60 Hz. Os 20 canais de dados de EEG filtrados são então correlacionados entre si criando uma matriz de correlação.

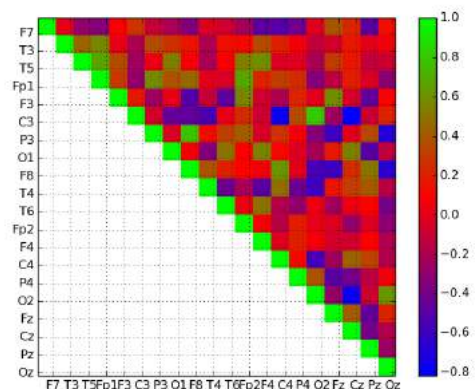


Figura 2: Tabela de correlação entre canais de EEG.

Uma vez computada a matriz de correlação, é criada outra matriz de contingência, baseada em um limiar de amplitude de correlação (Figura 3).

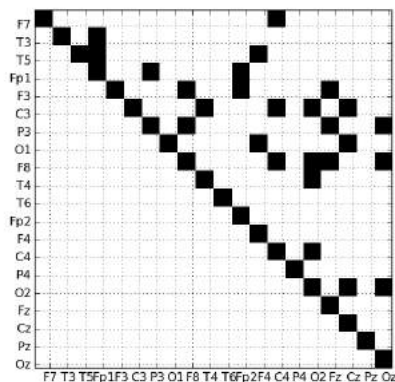


Figura 3: Tabela de correlações máximas entre canais de EEG.

O mapa funcional é então gerado graficamente, revelando a sincronização dos eletrodos em diferentes áreas do cérebro.

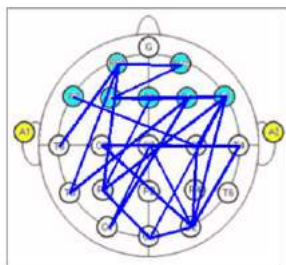


Figura 4: Diagrama do mapa funcional das regiões cerebrais.

Resultados

Os resultados indicam que a potência gama tem uma correlação negativa com a idade (correlação de Pearson; $r = -0,63$, $p < 0,05$) o QI total ($r = -0,5$, $p < 0,05$), compreensão verbal ($r = -0,5$, $p < 0,05$) e memória operacional ($r = -0,5$, $p < 0,05$). A frequência alfa se correlaciona positivamente com memória operacional ($r = 0,5$, $p < 0,05$) e compreensão verbal ($r = 0,25$, $p < 0,05$). A análise das redes funcionais revela uma correlação negativa entre o QI total e o escore da velocidade de processamento com a quantidade de conexões inter-hemisféricas (respectivamente, $r = -0,5$, $p < 0,05$ e $r = -0,65$, $p < 0,05$). O QI total e a compreensão verbal se correlacionam positivamente com o número de conexões no hemisfério esquerdo ($r = +0,55$, $p < 0,05$; $r = +0,65$, $p < 0,05$). Os escores de organização perceptual, memória operacional e velocidade de processamento também se correlacionam positivamente com o número de conexões no hemisfério esquerdo ($r = +0,45$, $p < 0,05$). Além disso, o número de conexões inter-hemisféricas no cérebro de sujeitos do sexo masculino de QI baixo, é maior do que no cérebro feminino de mesmo QI e no cérebro masculino de QI alto (ANOVA $p < 0,01$).

Conclusão

Os resultados obtidos com uso do aplicativo são corroborados por vários outros disponíveis na literatura [1] e justificam a sua utilização para análise de sinais provenientes de registros de EEG em humanos.

Referências

- [1] Covey, E., & Carter, M. (Eds.). (2015). *Basic Electrophysiological Methods*. Oxford University Press.
- [2] Hyvärinen, A & Oj, E. Independent Component Analysis: Algorithms and Applications In Neural Networks, 13(4-5): New York.
- [3] Lerman, P.; Kivity-Ephraim, S. Focal epileptic EEG discharges in children not suffering from clinical epilepsy: etiology, clinical significance, and management. *Epilepsia*, 22:551-8, 1981.
- [4] Jasper, H. The ten-twenty electrode system of the International Federation. *Electroenceph clin Neurophysiol*, 10:371-5, 1958.
- [5] Tietjen, G.E.; Drury, I. Familial Creutzfeldt-Jakob disease without periodic EEG activity. *Ann Neurol*, 28:585-8, 1990.
- [6] Johansson G (1973) Visual perception of biological motion and a model for its analysis. *Perception and Psychophysics* 14: 201–211.
- [7] Jokisch D, Daum I, Suchan B, Troje NF (2005) Structural encoding and recognition of biological motion: evidence from event-related potentials and source analysis. *Behav. Brain Res.* 157: 195–204

RECONHECIMENTO DE PADRÕES EM SINAIS DE EEG PARA DETECÇÃO DE INTENÇÃO DE MOVIMENTO APLICADO EM INTERFACES CÉREBRO-MÁQUINA

L. da Silva*, C. R. Rodrigues** e J. S. Carvalho***

* Engenharia de Controle e Automação, Santa Maria, Brasil

** Departamento de Eletrônica e Computação, Santa Maria, Brasil

*** Engenharia da Computação, Santa Maria, Brasil

E-mail: luds6851@gmail.com

Introdução: Uma Interface Cérebro-Máquina (ICM) é um sistema de comunicação de *hardware* e *software* cujo propósito é permitir a uma pessoa interagir com seus arredores. Essa interação é realizada por meio de sinais de controle obtidos da atividade cerebral, criando assim, um caminho para transmissão das intenções a dispositivos externos [1]. Este resumo tem como objetivo apresentar o trabalho em andamento sobre o desenvolvimento de um sistema automático de detecção de intenções de movimento usando sinais de eletroencefalograma (EEG). O sistema recebe como entrada um sinal de EEG pré-processado (amostrado e sem ruído da rede elétrica) e gera uma saída que informe, para cada intervalo de tempo, qual era a intenção de movimento da pessoa monitorada. Dessa forma o sistema poderá controlar um dispositivo robótico como, por exemplo, uma mão robótica.

Materiais e Métodos: Os sinais utilizados foram disponibilizados publicamente pelo Prof. Cichocki [2]. São utilizados 5 canais de EEG e 2 tarefas de imagética: movimentos da mão direita e da mão esquerda, com duração de 4 segundos cada. Os métodos escolhidos para a classificação de eventos se baseiam na teoria de análise não-linear de séries temporais. A escolha é justificada pela hipótese de que o cérebro humano é um sistema não-linear complexo [3]. Dentre diversos métodos, a análise não-linear foi a que proporcionou as melhores taxas de acerto na classificação de eventos de epilepsia, inspirando-nos a investigar se esses parâmetros podem ser utilizados para a classificação de eventos de imagética motora. O sistema é composto por duas partes principais: extração e seleção de características que descrevem as intenções no EEG ao longo do tempo e classificação dessas características de forma a identificar e diferenciar essas intenções. A primeira parte compreende a projeção do sinal em seu espaço de estados, o cômputo dos parâmetros incorporados e a extração das medidas da complexidade (a dimensão de Higuchi), e de estabilidade (entropia usando SVD – *Singular Value Decomposition*, em inglês – e expoentes de Lyapunov) do sinal. Essas medidas foram extraídas usando o módulo *pyEEG* [4]. Na segunda parte, as características são separadas em classes que representam as intenções de movimento produzidas pelos indivíduos. Por ser um sinal complexo, não-linear e não haver certeza na classe resultante, utilizamos o classificador Perceptron Multicamadas, que suporta as propriedades não-lineares desse sistema [1]. Os resultados são avaliados por medidas de acurácia (porcentagem de amostras classificadas corretamente) e generalizados por meio de validação cruzada.

Resultados: Depois da projeção do sinal no espaço de estados, sua dimensão e estabilidade foram medidas, empregando janelas de 256 amostras. As medidas foram usadas como características do sinal classificadas usando o Perceptron multicamadas. A acurácia obtida foi de apenas 67%.

Conclusões: As taxas de classificação obtidas com a utilização mostraram-se mais baixas que o estado da arte da classificação de padrões de imagética motora [2]. A próxima etapa consiste na investigação das causas do baixo desempenho, uma das hipóteses é que o sucesso do método na identificação da epilepsia se deva às características similares à turbulências em sistemas (aplicação clássica do método). Essas características podem estar ausentes ou com baixa magnitude nos sinais associados à imagética.

Referências: [1] Nicolas-Alonso, L. F., & Gomez-Gil, J. (2012). Brain computer interfaces, a review. *Sensors*, 12(2), 1211-1279. [2] Cichocki, A., & Zhao, Q. (2011). *EEG motor imagery dataset*. Tech. Rep., Laboratory for Advanced Brain Signal Processing, BSI, RIKEN, Saitama, Japan, 2011, disponível em <http://www.bsp.brain.riken.jp/~qibin/homepage/Datasets.html>. [3] Natarajan, K., Acharya, R., Alias, F., Tiboleng, T., & Puthusserypady, S. K. (2004). Nonlinear analysis of EEG signals at different mental states. *BioMedical Engineering OnLine*, 3(1), 7. [4] Bao, F. S., Liu, X., & Zhang, C. (2011). PyEEG: an open source python module for EEG/MEG feature extraction. *Computational intelligence and neuroscience*, 2011.

Palavras-chave: Interface cérebro-máquina, eletroencefalograma, reconhecimento de padrões, análise não-linear.

Agência Financiadora: Este trabalho é financiado pela FAPERGS, projeto 040479.

DEFINIÇÃO DE UMA GRADUAÇÃO PARA O TREMOR DE PACIENTES TRANSPLANTADOS RENAIIS E SUA RELAÇÃO COM TOXICIDADE

B. C. Calil*, A. A. Pereira* e A. O. Andrade*

* Universidade Federal de Uberlândia, Uberlândia, Brasil
e-mail: callilbruno@gmail.com

Introdução: O transplante do órgão é o último recurso usado quando existe a falha em seu funcionamento [1]. Dentre os transplantes, os de rins são os que mais têm sido realizados e os pacientes estão sujeitos a efeitos adversos devido a medicação imunossupressora usada podendo este gerar toxicidade. Dentre os efeitos causados por esta toxicidade, está o tremor bilateral de membros superiores [2]. Existe uma carência na investigação do nível do tremor em pacientes transplantados renais de forma a correlacionar com a dosagem da medicação e os episódios de toxicidade. Como o uso de imunossupressores pode ser problemática pelo limiar estreito entre o efeito tóxico e a dose certa, um método que possa ajudar nesta monitorização é um estímulo para novas pesquisas. Objetivando a verificação de alterações ocorridas em sensores inerciais e de eletromiografia.

Materiais e Métodos: A pesquisa será subdividida em três etapas: (i) Recrutamento de indivíduos que tenham recebido transplante renal, que apresentem tremor de membros superiores; (ii) Coleta de dados de sensores eletromiográficos e inerciais em dias diferentes, segundo protocolo definido; (iii) Avaliação dos dados obtidos por ferramentas estatísticas e classificação por indivíduo. Na parte de recrutamento de indivíduos para avaliar o nível do tremor, serão recrutados 28 pacientes transplantados renais de ambos os gêneros, na faixa etária superior a 20 anos, que apresentem tremor de membro superior devido à medicação imunossupressora. Os dados do deslocamento da mão no espaço, bem como a caracterização do tremor serão coletados pelo dispositivo TREMSEM, dispositivo composto por um microprocessador arm Cortex-M3 de 32bits com uma placa de captura, com sensores para eletromiografia e sensores inerciais sendo estes: um acelerômetro, um giroscópio e um magnetômetro (neste caso, o sensor usado é o MinIMU). Este sensor inercial provê os dados com relação aos eixos cartesianos. Os sensores serão colocados no antebraço e no punho do paciente. Após este, serão realizadas tarefas pré-determinadas (mão em repouso; movimento de pinça; extensão de braço e movimentos de toque da ponta dos dedos no nariz; rotação da mão; braço reto em máxima extensão) e serão repetidas três vezes. Afim de avaliar as características do tremor humano, as técnicas usadas (velocidade média, valor médio absoluto, inclinação do valor médio absoluto, deslocamento total, valor RMS (Root Mean Square; raiz do valor quadrático médio), range, cruzamentos em zero, entropia aproximada) serão submetidas a um classificador chamado máquina de vetores de suporte (SVM).

Resultados: As metas a serem atingidas são a compreensão do tremor em pacientes transplantados renais; a montagem e a aplicação de protocolos de atividades para avaliação do tremor e sua eficácia para este teste; avaliação da funcionalidade dos sensores.

Referências: [1] S. L. White, R. Hirth, B. Mahilo, B. Domínguez-Gil, F. L. Delmonico, L. Noel, J. Chapman, R. Matesanz, M. Carmona, M. Alvarez, J. R. Nunez, and A. Leichtman, “The global diffusion of organ transplantation: trends, drivers and policy implications,” *Bull. World Health Organ*, vol. 92, no.11., 2015. [2] A. J. Matas, J. M. Smith, Ma. A. Skeans, B. Thompson, S. K. Gostafson, M. A. Schnitzler, D. E. Stewart, W. S. Cherikh, J. L. Wainright, J. J. Snyder, A. K. Israni, and B. L. Kasiske, “OPTN/SRTR 2012 Annual Data Report: Kidney,” *Am. J. Transplant.*, vol. 14, no. SUPPL. 1, 2014.

Palavras-chave: Transplante renal, Sensores Inerciais, EMG, tremor.

Agência Financiadora: CAPES.

CARACTERIZAÇÃO DO PROCESSO DE FORMAÇÃO DE COÁGULOS POR IMAGENS DE ESPECTROSCOPIA FOTOACÚSTICA

Diego R. T. Sampaio*, Felipe W. Grillo*, Marjory L. F. da Costa**, Hermes A. S. Kamimura*, Antonio A. A. Carneiro*, Theo Z. Pavan*

*Departamento de Física, Universidade de São Paulo, Ribeirão Preto–SP, Brasil

**Escola de enfermagem, Universidade de São Paulo, Ribeirão Preto – SP, Brasil

e-mail: theo zp@gmail.com

Introdução: No organismo humano, o processo de formação do coágulo é desencadeado por lesões médias e graves ou algumas predisposições como tabagismo, tumores ou obesidade, que levam um indivíduo a desenvolver trombose venosa profunda (TVP). A TVP é assintomática e é causada pela coagulação do sangue no interior de veias, que acontece em momento e local impróprios. O diagnóstico é feito com exames físicos, hemogramas e imagens. Técnicas de diagnóstico por ultrassom vem sendo utilizadas para acompanhar as características do coágulo e a evolução da restrição de fluxo sanguíneo [1], evitando complicações como embolia pulmonar. A imagem de espectroscopia fotoacústica (SFA) é obtida a partir da energia do sinal acústico gerado da interação de pulsos curtos de laser com o tecido, em diferentes comprimentos de onda. A SFA fornece um espectrograma bidimensional (E2D), que combina a absorção óptica em diferentes comprimentos de onda com a morfologia, permitindo a análise estrutural e química do coágulo. Neste trabalho, nós utilizamos a SFA para gerar E2D durante o processo de coagulação do sangue e analisamos os E2D para fornecer informação físico-química do coágulo [2].

Materiais e Métodos: O presente estudo foi aprovado pelo comitê de ética em pesquisa local, permitindo-se obter e manipular amostras de sangue humano [3]. Neste estudo, foram utilizadas dez amostras de sangue humano. As amostras foram coletadas utilizando tubos a vácuo que continham o agente anticoagulante K2 EDTA 7,2 mg (BD Vacutainer, BD Diagnostics, EUA). Pipetou-se aproximadamente 1,0 mL de sangue em uma inclusão em formato de veia em um *phantom* translúcido. Em seguida, uma solução (5 τ %) de cloreto de cálcio CaCl₂.2H₂O (CAS[10035-04-8], Dinâmica Química Contemporânea Ltda, Brasil) foi pipetada na inclusão iniciando a coagulação. Nós monitoramos a coagulação utilizando SFA durante 2 horas. Os sinais fotoacústicos foram gerados utilizando pulsos com largura < 10 ns de um laser Nd:YAG (Brilliant B, Quantel, EUA) acoplado a um oscilador paramétrico ótico (Rainbow, Quantel, EUA) variando o comprimento de onda de 680 nm até 950 nm. Para calibrar o sinal fotoacústico, a energia do laser foi monitorada por um medidor de potência (FieldMax II, Coherent, EUA). O valor máximo de exposição radiante foi de 6.2 mJ/cm² na superfície do *phantom*. Um equipamento de ultrassom diagnóstico por imagem (Sonix RP, Ultrasonix, Canada) acoplado a um transdutor ultrassônico linear com frequência central em 5 MHz (L14-5/38, Ultrasonix, Canadá) foi programado para coletar os sinais fotoacústicos. Estes sinais, foram calibrados e transformados em E2D. Em seguida, analisamos o E2D e obtivemos o espectro de absorção relativo do coágulo. Por fim, o método de reconstrução de imagem por atraso e soma foi aplicado para obtermos as imagens fotoacústicas do coágulo.

Resultados: Durante a coagulação, os espectros de absorção relativa de todas as amostras apresentaram três bandas: A, B e C, com comprimentos de onda de 700 até 720 nm, 760 até 790 nm e 830 a 860 nm, respectivamente. Estas bandas caracterizam *fingerprints* em torno de 4 MHz, que foram perdendo intensidade ao longo do tempo. Após meia hora, a redução média do sinal da banda A foi de 39 \pm 6% e das bandas B e C foi de 7 \pm 3%. Este resultado indica que a banda A é mais sensível ao processo de coagulação do que as bandas B e C, sugerindo que uma combinação das bandas A, B e C poderia ser utilizada para caracterizar o coágulo. O *fingerprint* A está intimamente ligado ao comportamento das células vermelhas do sangue, que se agregam durante o processo de coagulação. Em B e C, a absorção óptica de outros cromóforos endógenos como água e gordura se arranjam com as células vermelhas, criando uma estrutura de maior complexidade. Por isso, as mudanças são mais percebidas em A do que em B e C.

Conclusões: Estes resultados mostram a viabilidade de utilizar a SFA para detectar e estagiar TVP, que pode ser útil para acessar os efeitos de medicamento trombolíticos.

Referências: [1] C.-C. Huang, S.-H. Wang, e P.-H. Tsui, “Detection of blood coagulation and clot formation using quantitative ultrasonic parameters”, *Ultrasound in Medicine & Biology*, vol. 31, nº 11, p. 1567–1573, nov. 2005. [2] G. Xu, Z. Meng, J. Lin, C. X. Deng, P. L. Carson, J. B. Fowlkes, C. Tao, X. Liu, e X. Wang, “High resolution Physio-chemical Tissue Analysis: Towards Non-invasive In Vivo Biopsy”, *Sci Rep*, vol. 6, fev. 2016. [3] P. T. C. Pinto, “Exploração, validação e aplicação de um modelo experimental ex vivo de coagulação fisiológica para experimentação em sonotrombólise”, CAAE 06347112.9.0000.5440.

Palavras-chave: Imagem fotoacústica, Espectroscopia, Coagulação

Agência Financiadora: CAPES, CNPQ (476671/2013-2), FAPESP (2013/18854-6; 2015/05684-0)

AVALIAÇÃO DA ESPESSURA DA EPIDERMIS EM HEMANGIOMA POR OPTICAL COHERENCE TOMOGRAPHY

M. M. Amaral*, L. R. C. Teixeira*, M. T. Carvalho**, A. S. L. Gomes** e D. M. Zezell*

* Centro de Lasers e Aplicações – CLA, IPEN-CNEN/SP, São Paulo – SP, Brasil

** Departamento de Física, UFPE, Recife – PE, Brasil,

e-mail: marcellomagri@gmail.com

Introdução: Os Hemangiomas são lesões vasculares que comumente encontradas na região da cabeça e pescoço, atingindo cerca de 10% das crianças ao redor do mundo [1]. O diagnóstico precoce pode levar ao tratamento das lesões e redução de suas consequências estéticas e psicológicas causadas ao paciente. A biopsia excisional é o padrão ouro para diagnóstico a nível celular, porém é uma técnica invasiva e que pode causar efeitos colaterais. As alternativas não invasivas disponíveis são a tomografia computadorizada (CT), a imagem por ressonância magnética (MRI) e o ecografia por ultrassom (US) [1, 2]. Tanto o CT quanto o MRI apresentam um custo proibitivo para aplicações clínicas de rotina. Já o US está presente em hospitais e possui custo mais acessível com aplicações no diagnóstico vascular. A imagens US atinge camadas profundas com resolução e alguns milímetros no do tecido biológico, não atendendo aos hemangiomas que aparecem nas camadas mais superficiais da pele. Uma possível alternativa é a técnica *Optical Coherence Tomography* (OCT) que produz imagens em seção transversal com resolução micrométrica do tecido biológico utilizando luz. Ela encontra aplicações na dermatologia [3] e pode ser usado para caracterização funcional, óptica ou morfológica de tecido biológico. O objetivo deste trabalho foi avaliar as diferenças de espessura da epiderme em regiões de lesão vascularizada e normal utilizando a técnica OCT.

Materiais e Métodos: As imagens OCT foram adquiridas utilizando-se um sistema OCT *swept source* com resolução axial de 9 μm e lateral de 18 μm . As imagens possuem 512x1024 pixel (axial x lateral) e foram adquiridas a uma taxa de 25 quadros / s. Este estudo foi aprovado pelo Comitê de Ética do IMIP (protocolo no. 728.993). Neste estudo foram utilizadas imagens da mão de um paciente nas regiões de hemangioma e pele sadia, possibilitando a identificação de suas diferenças. Foi implementado um algoritmo em ambiente Matlab para determinar a espessura da epiderme em todas as 541 imagens de lesão vascularizada e as 50 de pele normal.

Resultados: Através da medição automatizada da espessura da epiderme na região de lesão e sadia (figura 1) foi possível observar a distribuição de profundidade em cada uma destas regiões. A região de lesão possui uma distribuição de profundidade mais estreita e com espessura menor que a de pele normal. Já a região de pele normal apresenta uma distribuição mais larga, porém com dois valores de maior probabilidade, isso se deve tanto a presença de glândulas mais visíveis na pele sadia quanto a uma maior presença de papilas dérmicas na junção derme-epiderme.

Conclusões: A medição da espessura da epiderme mostrou-se válida como um possível marcador da presença de hemangioma. O uso desta abordagem poderia ser complementar a outros marcadores possíveis de serem extraídos do sinal OCT. A ampliação do painel de estudo e comparação com outras técnicas padrão ouro deverá ser realizada em futuros estudos.

Referências: [1] S.M. Dinehart, J. Kincannon, R. Geronemus, Hemangiomas: Evaluation and treatment, *Dermatologic Surgery* 27(5) (2001) 475-485. [2] L.H. Lowe, D.C. Marchant Tc Fau - Rivard, A.J. Rivard Dc Fau - Scherbel, A.J. Scherbel, Vascular malformations: classification and terminology the radiologist needs to know, (1558-4658 (Electronic)). [3] M. Boone, S. Norrenberg, G.B.E. Jemec, V. Del Marmol, High-definition optical coherence tomography imaging of melanocytic lesions: a pilot study, *Archives of Dermatological Research* 306(1) (2014) 11-26.

Palavras-chave: optical corehence tomography, hemangioma, diagnostico óptico.

Agência Financiadora: Este trabalho foi financiado pela FAPESP/CEPID proc. 05/51689-2, CAPES/PROCAD proc. 88881.068505/2014-01; CNPq INCT proc. 573.916/2008-0 and CNPq proc. PQ 312397/2013-5.

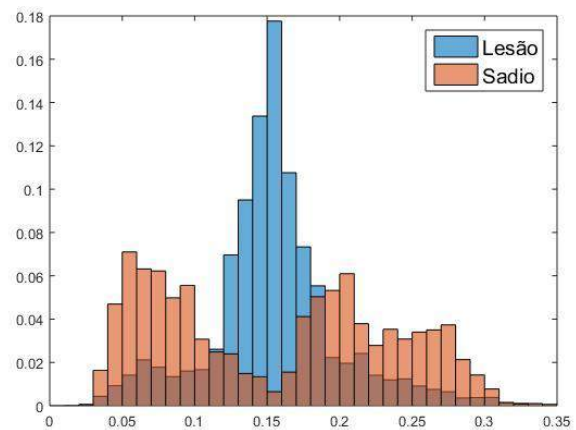


Figura 1: Distribuição da espessura da epiderme da pele sadia e com lesão.

TERAPIA FOTODINÂMICA ANTIMICROBIANA COMBINADA AO TRATAMENTO PERIODONTAL EM RATOS

E. R. L. B. de Souza*, L. H. Alvarenga*, C. R. L. Leal*, C. G. Leite*, T. R. Pereira*, D. C. Vieira*, L. de Pretto**, A. Z. de Freitas**, A. U. Fernandes*** e R. A. Prates*

* Programa de Pós-graduação em Biofotônica aplicada às Ciências da Saúde – Universidade Nove de Julho UNINOVE, São Paulo, Brasil

** Centro de Lasers e Aplicações - IPEN-CNEN/SP, São Paulo, Brasil

*** Instituto de Engenharia Biomédica, Unicastelo, São Paulo, Brasil

e-mail: pratesra@gmail.com

Introdução: A Terapia Fotodinâmica antimicrobiana (aPDT) vem sendo utilizada como adjuvante ao tratamento da periodontite. Ela combina um fotossensibilizador (FS) e fonte de luz para produzir espécies reativas de oxigênio e matar células microbianas [1]. A PpNetNI é um derivado da protoporfirina, e tem um sítio de ligação química no biofilme e grande afinidade às células microbianas. Este estudo tem como objetivo investigar os efeitos da aPDT como adjuvante ao tratamento da periodontite.

Materiais e Métodos: Este estudo (aprovado pelo Comitê de Ética da UNINOVE AN0029/2015) incluiu 18 ratos machos Wistar saudáveis (*Rattus norvegicus*). A periodontite foi induzida pela inserção de uma ligadura de algodão em posição subgingival no primeiro molar inferior. O primeiro molar inferior contralateral não recebeu a ligadura ou nenhum tipo de tratamento, e foi utilizado como controle. Após 7 dias, a ligadura foi removida e todos animais receberam raspagem e alisamento radicular (RAR) [2]. Os grupos (n=3) foram então divididos em: 1) grupo RAR (receberá RAR e irrigação com PpNetNI, 10 µM, sem irradiação) e 2) grupo PDT (irrigado com PpNetNI 10 µM seguido de irradiação com LED durante 90 s). Para irradiação foi utilizado um LED emitindo comprimento de onda de 630 nm com potência radiante de 400 mW (irradiância - 200 mW/cm²; exposição radiante - 18 J/cm²). As avaliações foram realizadas 24 h, 48 h e 7 dias após a intervenção e para isto, 3 animais de cada grupo foram eutanasiados em cada momento experimental. A área de perda óssea na região vestibular do primeiro molar inferior foi avaliada por Tomografia de Coerência Óptica (OCT, THORLABS LTD., Ely, UK). Os dados foram submetidos à análise estatística (teste *Mann-Whitney*, p<0.05). Até o momento foram avaliados 6 animais, que foram tratados conforme descrito e eutanasiados 7 dias após o término do tratamento.

Resultados: Dentre os animais que foram eutanasiados 7 dias após o término do tratamento, os animais do grupo PDT mostraram um ganho ósseo de aproximadamente 30% quando comparados ao grupo RAR. A OCT foi capaz de detectar a perda óssea nas amostras e foi um método não destrutivo para este modelo experimental.

Conclusões: Com os dados obtidos até o momento e com os parâmetros utilizados neste estudo podemos concluir que a aPDT foi uma alternativa eficaz em garantir a saúde periodontal e foi capaz de regenerar os tecidos de suporte periodontal.

Referências: [1] Sousa A. S., Prates R. A., Santi M. E., Lopes R. G., Bussadori S. K., Ferreira L. R., Deana A. M. Photodynamic inactivation of *Candida albicans* biofilm: Influence of the radiant energy and photosensitizer charge. Photodiagnosis Photodyn Ther. 2016 Mar 16. [2] Theodoro L. H., Longo M., Ervolino E., Duque C., Ferro-Alves M. L., Assem N. Z., Louzada L. M., Garcia V. G. Effect of low-level laser therapy as an adjuvant in the treatment of periodontitis induced in rats subjected to 5-fluorouracil chemotherapy. J Periodontal Res. 2016 Jan 10.

Palavras-chave: fotossensibilizador; laser vermelho; LED; periodontite.

Agência Financiadora: financiamento próprio.

APLICAÇÃO DA TERAPIA FOTODINÂMICA COM USO DO LED E AZUL DE METILENO EM *Streptococcus mutans* - ESTUDO *In Vitro*

C. R. L. Leal*, T. O. Silva*, L. H. Alvarenga*, S. K. Bussadori*, M. S. Ribeiro**, I. T. Kato*** e R. A. Prates*

* Pos-graduation program in Biophotonics applied to Health Science – Nove de Julho University UNINOVE; São Paulo; Brazil

** Center for Lasers and Applications - IPEN-CNEN/SP; São Paulo; Brazil

*** Institute of Biomedical Engineering, Unicastelo, São Paulo, Brazil

e-mail: cintiarleal@gmail.com

Introdução: *Streptococcus mutans* é considerado como colonizador primário para o desenvolvimento da cárie dentária. As propriedades cariogênicas de *S. mutans* são reguladas por diversos genes, envolvidos em vias metabólicas essenciais: adesão microbiana, formação do biofilme, síntese de polissacarídeo extracelular, captação de carboidratos e tolerância ao ácido. *S. mutans* normalmente habita um biofilme complexo. A bactéria produz uma grande quantidade de exopolissacarídeos, principalmente na presença da glicose facilitando o processo de adesão e ativando bombas de transporte que podem facilitar a entrada aumentando o acúmulo do fotossensibilizador dentro da célula [1]. A terapia fotodinâmica envolve a utilização de um fotossensibilizador (FS), que é absorvido por células específicas seguida de irradiação com luz visível, resultando na morte celular [2]. Este trabalho tem o objetivo de investigar a morte celular do *Streptococcus mutans* após a terapia fotodinâmica com azul de metileno e LED com e sem glicose.

Material e Metodologia: Neste trabalho o *Streptococcus mutans* foi cultivado em microaerofilia em ágar infusão de cérebro e coração (BHI) incubado a 37° por 48 horas. Os inóculos foram preparados com a coleta de colônias puras que foram suspensas em solução salina fosfatada tamponada (PBS) com e sem 50 mM de glicose. O fotossensibilizador azul de metileno foi adicionado à suspensão proporcionando a concentração final de 100 µM. Todos os experimentos foram realizados com 6 grupos diferentes (grupo controle; grupo irradiado com LED sem FS; grupo FS sem irradiação; e grupos PDT). Os tempos de irradiação do grupo PDT foram de 30, 60 e 120 segundos. Os resultados foram submetidos à análise estatística com teste de variância *one-way* (ANOVA). A comparação entre as médias foi realizada pelo teste de Tukey e a significância foi ajustada em 5%.

Resultados: A irradiação somente com luz não apresentou morte celular, assim como o fotossensibilizador não apresentou toxicidade no escuro, pois, o grupo controle não apresentou diferenças significativas quando comparado com os grupos luz e fotossensibilizador em todos os experimentos com e sem glicose. Em contrapartida nos experimentos sem glicose a PDT provocou morte celular proporcional a quantidade de luz empregada. Quanto maior a exposição radiante, maior foi a inativação do *S. mutans*. Após 2 min. de irradiação observamos redução de 100% das bactérias, apresentando uma redução de 7 ordens de grandeza em relação ao grupo controle. Nos experimentos com glicose não foi observada morte celular mesmo aumentando a exposição radiante após 2 min. de irradiação.

Conclusão: Podemos concluir que a PDT é uma solução viável para inativação de *S. mutans* em suspensão, e que a presença da glicose reduz drasticamente o efeito da PDT.

Referências: [1] Decker, E. M., Klein, C., Schwindt, D., Ohle, C. V. (2014). Metabolic activity of *Streptococcus mutans* biofilms and gene expression during exposure to xylitol and sucrose. *International Journal of Oral Science*, 6, 195–204. [2] Silva, Z. S., Bussadori, S. K., Fernandes, K. P. S., Huang, Y.-Y., & Hamblin, M. R. (2015). Animal models for photodynamic therapy (PDT). *Bioscience Reports*, 35(6), e00265.

Palavras-chaves: Antimicrobiano, Fotossensibilizador, Laser vermelho.

Agência Financiadora: Financiamento próprio.

ESTUDO IN VITRO DA EXTINÇÃO DE RADIAÇÕES NIR EM OSSO ALVEOLAR BOVINO PARA DIAGNÓSTICO POR TRANSILUMINAÇÃO

M. A. Nascimento*, A. Sugiura*, M. Valle*, P. A. Ana* e E. C. Lins*

*Universidade Federal do ABC, São Bernardo do Campo, Brasil
e-mail: moniquenascimento.ufabc@gmail.com

Introdução: O uso de radiações ionizantes no diagnóstico clínico odontológico é recorrente e bem-sucedido, porém a literatura científica destaca que as radiações ionizantes causam danos irreversíveis aos tecidos biomédicos, e recomenda o uso de radiações não-ionizantes na prática clínica [1]. Novas técnicas de diagnósticos utilizam radiações no espectro do infravermelho próximo (no inglês *Near infrared*, NIR), dentre as quais destacamos as imagens da transiluminação como técnica de tomografia dos tecidos duros [1]. O nosso grupo de pesquisa vem desenvolvendo a transiluminação no NIR como no diagnóstico das estruturas internas dos dentes [2-3], e a continuidade da pesquisa está em investigar a transiluminação nos ossos alveolares. A proposta deste estudo é entender a extinção das radiações NIR em fatias de osso alveolar para estimar a sua profundidade de penetração nos tecidos ósseos. Para isso, foi realizado um experimento in vitro da extinção das radiações NIR, em fatias de osso mandibular de bovinos, para mensurar a intensidade das radiações transmitidas através dos espécimes.

Materiais e Métodos: Foram confeccionadas 30 fatias de osso bovino alveolar com 5 mm de altura por 5 mm de largura, e espessura variando entre 1 e 10 mm, com o auxílio de um micro-Motor (Beltec Ind. Equip. Odontol., Brasil) em conjunto com um disco de Carbetto de Silício (22,2 x 0,6mm). As fatias foram mantidas em placas de 24 poços e cobertas com água destilada. Cada grupo experimental era composto por 3 amostras de mesma espessura, de maneira que houvessem 10 grupos experimentais. Neste experimento, foi utilizado um espectrômetro modelo DWARF Star (Stellarnet, Inc., EUA), que possui sensor de InGaAs e compõe espectros na região do NIR (900nm a 1700nm). Também foi utilizada uma fonte de luz modelo HL2000 (Ocean Optics, Inc., EUA), emissora de radiação entre 360nm e 2400nm com até 5W de potência total. Fibras ópticas garantiam o alinhamento óptico necessário. Os espécimes experimentais foram submetidos a um estudo de espectroscopia de extinção das radiações, a qual analisa a radiação que é transmitida através da amostra, considerando os fenômenos de absorção e espalhamento óptico simultaneamente [1].

Resultados: Os resultados revelaram que as radiações NIR entre 1000nm e 1400nm conseguem ser transmitidas através de amostras de osso alveolar com 5mm de espessura com intensidade suficiente para propor a transiluminação. Comportamento diferente das radiações entre 1500nm e 1700nm, onde as radiações transmitidas só puderam ser registradas até 2mm. Para interpretar os resultados, devemos considerar que 67% dos ossos alveolares é composto por cristais de hidroxiapatita e 33% é composto por matriz orgânica, onde se concentra um volume significativo de micro gotas de água [1]. A literatura científica destaca a água como forte agente de absorção das radiações NIR, em especial entre 1700nm e 2100nm; já a hidroxiapatita absorve radiações NIR fracamente, cerca de duas ou três ordens de grandeza menor que a da água [1-3]. A literatura também destaca os tecidos duros como agentes altamente espalhadores de radiação NIR, enquanto que a água é um fraquíssimo agente espalhador de radiação infravermelha. A combinação dessas propriedades privilegiou a penetração das radiações entre 1100nm e 1400nm dentro do osso alveolar. Nesta banda do espectro a atenuação das radiações é governada pelo espalhamento, e a absorção pouco contribui.

Conclusões: Através dos dados coletados o objetivo do trabalho foi alcançado. Verificou-se o perfil de extinção das radiações NIR modelado por uma exponencial de decaimento de primeira ordem, estimando em aproximadamente 5mm o poder de penetração das radiações em 1100nm contra 2mm de penetração para radiações entre 1500nm e 1700nm.

Referências: [1] Vo-dihn, T. (2003), *Biomedical Photonics Handbook*. 2nd Ed. CRC Press; [2] Grandisoli, C.L.; Ana, P.A.; Costa, M. M.; Zezell, D.M.; Lins, E.C. (2014) “Viabilidade da transiluminação dental como técnica de imageamento das estruturas internas do dente”, In: Anais do XXIV CBEB, Uberlândia - MG; [3] Grandisoli, C.L.; Alves-de-Souza, F.D.; Ana, P.A.; Zezell, D.M.; Lins, E.C. (2012), “Viabilidade de uso da transiluminação dental para visualização de canais intraradiculares em dentes humanos”, In: Anais do XXIII CBEB, Porto de Galinhas - PE.

Palavras-chave: Osso alveolar; Espectroscopia no infravermelho próximo; espectroscopia da extinção; transiluminação.

Agência Financiadora: UFABC (bolsa PIC/PIBIC); CAPES (bolsa de mestrado DS); FAPESP (suporte financeiro, processo: 2012/50593-5).

ANÁLISE DOS EFEITOS DA LASERTERAPIA NA INATIVAÇÃO DE *Sporothrix schenckii*

G M. P. Guirado, R. S. Navarro, D. I. Kozusny-Andreani, R. B. S. Jacinto, L. S. Feitosa

Instituto de Engenharia Biomédica, UNICASTELO/ Associação Cidade da Ciência Tecnologia e Educação – CITE, Parque Tecnológico de São José dos Campos, Estrada Dr. Altino Bondesan, 500 Distrito Eugênio de Melo, São José dos Campos, CEP: 12247- 016
email: guntherguirado@gmail.com, ricardosnavarro@gmail.com, lsantosfeitosa@uol.com.br

A esporotricose é uma doença de regiões tropicais, causada pelo fungo termo-dimórfico *Sporothrix schenckii*, e afeta desde pessoas que trabalham com o solo ou contato direto com animais. Apresenta-se sob as formas sub-aguda a crônica, e infecta o hospedeiro pela pele lesionada, podendo invadir os vasos linfáticos [1,2]. As formas cutânea e linfocutânea são as mais comuns e decorrem de inoculação do fungo por pequenas lesões/traumas. As demais formas, pulmonar, osteoarticular, meníngea e disseminada usualmente ocorrem após a inalação de esporos [1,2,3,4]. O tratamento ocorre pela administração de antifúngicos via oral, entretanto, devido uso indiscriminado identificam-se isolados resistentes levando a falhas terapêuticas e não remissão da doença [5,6,7]. O interesse por tratamentos fungicidas eficientes é crescente devido ao aumento de patógenos fúngicos responsáveis por infecções nosocomiais ou micoses oportunistas em pacientes imunocomprometidos. Agentes seguros e específicos são escassos, e a maioria deles são somente fungistáticos. Além disso, o uso rotineiro de drogas leva progressivamente ao aparecimento de linhagens resistentes. Considerando o potencial desta técnica no tratamento de infecções fúngicas e o desenvolvimento de novas estratégias, o uso do laser de baixa potência pode ser uma alternativa promissora para tratamento da esporotricose. Foi realizada inoculação de células leveduriformes padronizadas em 2×10^3 de *Sporothrix schenckii*/ml via subcutânea no coxim plantar esquerdo com 0,2ml de suspensão do inoculo em 27 camundongos, após aprovação do CEUA UNICASTELO, foram divididos nos grupos: controle (n=6) não foram submetidos a tratamentos e tratado (n=21) irradiados com Laser de baixa potência (GaAlAs) vermelho, com irradiações seriadas a cada 30 dias, respectivamente com biópsias ao longo de cada mês, durante três meses. Ao final dos testes, todos os camundongos foram submetidos à eutanásia, e na sequência realizadas análises histopatológicas das biópsias coletadas. Por intermédio dos dados histopatológicos das biópsias seriadas, preliminarmente pode-se observar que a Laserterapia evidenciou efeitos positivos na inativação do *S. Schenkii* nos animais do estudo, podendo identificar condições regressivas de hiperplasia pseudoepiteliomatosa, processo inflamatório crônico, neutrófilos, granulomas, células gigantes mononucleares e corpúsculos esteroides, a cada sessão de laserterapia. Pode-se concluir que a utilização da laserterapia promoveu efeitos positivos na inativação do *S. Schenkii* nos animais utilizados no presente estudo, com regressão de hiperplasia pseudoepiteliomatosa e processo inflamatório crônico.

Referências: [1] Schenck BR. On refractory subcutaneous abscesses caused by fungus possibly related to the Sporotricha. Bull Johns Hopkins Hosp. 1898;9:286-90. [2] Lutz A, Splendore A. Sobre uma micose observada em homens e ratos. Rev Med. 1907;21:433-50. [3] Rippon J.W. (1998) Sporotrichosis. In: Wonsiewicz (Ed.), Medical Mycology: the Pathogenic Fungi and the Pathogenic Actinomycetes, 3rd ed, pp. 325-352, W.B. Saunders Company, Philadelphia. [4] Kwon-Chung KJ, Bennet JE. Medical mycology. Philadelphia: Lea & Febiger; 1992. [5] Hajjeh R et al.. Outbreak of Sporotrichosis among Tree Nursery Workers. The Journal of Infectious Diseases 1997;176:499–504. [6] Schubach TMP, Schubach AO, Barros TMBLK, Figueiredo FB, Cuzzi T, Fialho-Monteiro PC, Reis RS, Perez MA. Evaluation of an epidemic of sporotrichosis in cats: 347 cases (1998–2001). Journal of the American Veterinary Medical Association 224: 1623-1629, 2004. [7] Gilaberte Y, Aspiroz C, Alejandre MC, Andres-Ciriano E, Fortunõ B, Charlez L, Revillo MJ, Hamblin MR, Rezusta A. Cutaneous Sporotrichosis Treated with Photodynamic Therapy: An *in Vitro* and *in Vivo* Study Photomedicine and Laser Surgery. 32: 1, 2014, 54–57.

Palavras-chave: Esporotricose, *Sporothrix schenckii*, Laserterapia, fungos

ALTERAÇÃO DA SUSCEPTIBILIDADE DE *C. albicans* RESISTENTE AO FLUCONAZOL APÓS TERAPIA FOTODINÂMICA

G. L. Santos*, G. Santucci*, T. Oliveira-Silva**, R. A. Prates**, M. S. Ribeiro*** e I. T. Kato*

* Engenharia Biomédica, Universidade Federal do ABC, São Bernardo do Campo, Brasil

** Programa de Pós-Graduação em Biofotônica aplicada às Ciências da Saúde, Universidade Nove de Julho-UNINOVE, São Paulo, Brasil

***Centro de Lasers e Aplicações, IPEN-CNEN/SP, São Paulo, Brasil
e-mail: ilka.kato@ufabc.edu.br

Introdução: As doenças infecciosas causadas por fungos ainda representam um grande desafio para os profissionais de saúde e a comunidade científica, especialmente as infecções causadas por micro-organismos resistentes aos fármacos antifúngicos convencionais. Novas alternativas de tratamento foram estudadas, entre elas a terapia fotodinâmica (PDT) que surgiu como uma promissora modalidade terapêutica por causar a morte de micro-organismos a partir da associação de um fotossensibilizador e luz. Recentemente observamos que a PDT realizada em condições subletais aumenta a suscetibilidade do fungo *Candida albicans* ao fluconazol [1]. Dando continuidade a este estudo iniciamos a investigação em *C. albicans* que apresentam diferentes mecanismos de resistência aos antifúngicos. Assim, o presente trabalho teve o objetivo de avaliar o efeito antimicrobiano da associação de PDT e fluconazol em *C. albicans* que apresenta um sistema de efluxo responsável pela resistência ao antifúngico.

Materiais e Métodos: Para a realização deste trabalho foi utilizado *C. albicans* YEM 13, uma cepa com expressão exacerbada de bomba de efluxo da família MFS (*Major Facilitator Superfamily*). As células foram submetidas a PDT com azul de metileno na concentração final de 50 µM e irradiadas com parâmetros subletais ($\lambda=660$ nm, 75 mW/cm², 4 min)[1]. Para investigar a atividade antimicrobiana do fluconazol foram determinados os valores de concentração mínima inibitória (CMI) do crescimento celular. A CMI foi determinada pelo método de microdiluição em caldo de acordo com as normas estabelecidas pelo Comitê Europeu de Teste à Susceptibilidade Antimicrobiana (EUCAST)[2]. A solução de fluconazol (Sigma Aldrich, São Paulo, Brasil) foi preparada, considerando a potência do fármaco de 98% e a faixa de concentrações testadas foi de 0,125-64 µg/mL. Os valores de CMI foram determinados por meio da leitura da absorção em 530 nm, em espectrofotômetro (SpectraMax M4, Molecular Devices, EUA). Para cada grupo foi determinada a menor concentração da droga que promoveu a inibição $\geq 50\%$ do crescimento em comparação ao controle livre de drogas. Foram avaliadas células *C. albicans* YEM 13 sem tratamento e previamente submetidas a PDT subletal. Foi utilizado como controle a cepa de *C. albicans* ATCC 90028 que não apresenta resistência ao fluconazol.

Resultados: *C. albicans* ATCC 90028 apresentou valor de CMI de 0,5 µg/mL, dado compatível com os descritos na literatura. As amostras de célula YEM 13 que não foram submetidas à PDT apresentaram o valor de CMI de 64 µg/mL, que também coincide com o valor descrito na literatura [3]. Estes dados demonstram que a cepa YEM 13 apresenta um valor de CMI 128 vezes superior ao de uma cepa suscetível ao fluconazol (ATCC 90028). Confirmando nossa hipótese, o fluconazol foi mais ativo em *C. albicans* submetida previamente à PDT subletal. Dentro da faixa de 0,125-64 µg/mL, houve maior inibição do crescimento celular quando previamente submetido à PDT, resultando na redução do valor de CMI de 64 µg/mL para 32 µg/mL.

Conclusões: Foi possível demonstrar que a PDT pode aumentar a susceptibilidade ao fluconazol em cepa de *C. albicans* que apresentam bombas de efluxo da família MFS. Estes resultados preliminares sugerem que a associação terapêutica entre a PDT e o fluconazol pode ser uma importante alternativa no tratamento de infecções por cepas de *C. albicans* que apresentam resistência a este antifúngico. Vale ressaltar que neste trabalho foram utilizadas condições subletais e resultados ainda mais promissores podem ser obtidos com a otimização dos parâmetros de irradiação.

Referências: [1] Kato, I.T.; *et. al.* Antimicrobial Photodynamic Inactivation Inhibits *Candida albicans* Virulence Factors and Reduces In Vivo Pathogenicity. *Antimicrobial Agents and Chemotherapy*, 2013; 57:445-451. [2] RODRIGUEZ-TUDELA, J.L.; *et al.* EUCAST definitive document EDef 7.1: method for the determination of broth dilution MICs of antifungal agents for fermentative yeasts. *Clinical Microbiology and Infections*, 2008; 14:398 – 405. [3] Otzen, T.; *et al.* Folate-synthesizing enzyme system as target for development of inhibitors and inhibitor combinations against *Candida albicans*-synthesis and biological activity of new 2,4-diaminopyrimidines and 4'-substituted 4-aminodiphenyl sulfones. *J Med Chem*. 2004 Jan 1;47(1):240-53.

Palavras-chave: azul de metileno, bomba de efluxo, fotossensibilizador, antifúngico, resistência microbiana.

Agência Financiadora: Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de São Paulo (2010/13313-9).

AVALIAÇÃO DOS EFEITOS DO LASER DE Er,Cr:YSGG NA DENTINA POR TOMOGRAFIA POR COERÊNCIA ÓPTICA

S. L. Santos Júnior*, E.S. Ferreira*, C. Benetti*, M.M. Amaral**, D.M. Zezell**,
A.S.L. Gomes***, P.A. Ana*

*Centro de Engenharia, Modelagem e Ciências Sociais Aplicadas, UFABC, São Bernardo do Campo, Brasil

**Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares, IPEN-CNEN/SP, São Paulo, Brasil

***Universidade Federal de Pernambuco, UFPE, Recife, Brasil

e-mail: sergio.machado@aluno.ufabc.edu.br

Introdução: Mesmo com formas de tratamento bastante conhecidas, as doenças que envolvem os tecidos duros da cavidade oral ainda são bastante prevalentes, o que demonstra a necessidade de se continuar a busca por novos métodos de diagnóstico e prevenção. A literatura mostra possibilidades promissoras relacionadas à utilização dos lasers de alta intensidade para prevenção da cárie [1], tendo em vista o aquecimento promovido pelos mesmos [2]. Por outro lado, o diagnóstico de lesões de cárie em estágios iniciais possibilita a adoção de procedimentos para paralisar as mesmas. Os métodos baseados em biofotônica podem auxiliar neste processo, considerando os bons resultados reportados tanto para prevenção das lesões, empregando-se lasers em alta intensidade, quanto para diagnóstico óptico, empregando-se radiação não ionizante. A técnica de tomografia por coerência óptica (OCT) fornece imagens transversais de estruturas através de imageamento óptico, não é invasiva e não utiliza radiação ionizante[3]. Neste sentido, este estudo objetiva avaliar o efeito do laser de Er,Cr:YSGG para prevenção do surgimento de lesões de cárie radicular, assim como avaliar o potencial da OCT no monitoramento da progressão desta lesões.

Material e Método: Foi conduzido um estudo *in vitro* cego com 75 blocos de dentina radicular de 2 x 2 x 4 mm, os quais foram aleatoriamente distribuídos em 5 grupos experimentais (n=15): G1 – sem tratamento, G2 – grupo tratado com flúor fostato acidulado (FFA – 1,23% F, pH 3,3 – 3,9, por 4 minutos – controle positivo), G3 – grupo irradiado com laser de Er,Cr:YSGG ($\lambda = 2,78 \mu\text{m}$, 20 Hz, 6 J/cm², sem refrigeração), G4 – grupo irradiado seguido da aplicação de FFA, G5 – grupo tratado com FFA seguido da irradiação laser. As amostras foram submetidas a um desafio cariogênico *in vitro* por meio de ciclagem de pH com duração de 8 dias. Após, as amostras foram avaliadas por tomografia por coerência óptica (OCT Callisto, $\lambda = 930 \text{ nm}$, Thorlabs Inc., Estados Unidos), em que foram realizados 5 escaneamentos equidistantes por amostra ao longo eixo das lesões formadas. Depois da aquisição das imagens, foi calculado o coeficiente de atenuação óptica a partir do decaimento exponencial da intensidade da luz retroespalhada de todos os grupos, utilizando-se rotina desenvolvida em software MatLab. A análise estatística foi executada empregando-se o teste estatístico de Kruskal-Wallis e Student-Newman-Keuls, considerando-se o nível de significância estatística de 5%.

Resultados: Nenhum dos tratamentos pospostos apresentou desgaste da superfície após desafio cariogênico. Observou-se que o grupo irradiado apresentou coeficiente de atenuação óptica ($13,6 \pm 1,57 \mu\text{m}^{-1}$) significativamente maior ($p < 0,05$) que os demais grupos experimentais. Os demais grupos apresentaram os seguintes valores de coeficiente de atenuação óptica: G1: $12,72 \pm 0,98 \mu\text{m}^{-1}$; G2: $12,65 \pm 0,92 \mu\text{m}^{-1}$; G4: $12,6 \pm 1,4 \mu\text{m}^{-1}$; G5: $12,76 \pm 1,15 \mu\text{m}^{-1}$. Desta forma, os outros grupos, quando comparados entre si, não diferiram estatisticamente.

Conclusões: A irradiação da dentina com laser de Er,Cr:YSGG isoladamente possibilitou a redução da desmineralização, evidenciada pelo aumento do coeficiente de atenuação óptica. Ainda assim, a tomografia por coerência óptica apresenta-se como uma técnica promissora para avaliação dos efeitos da irradiação laser sobre as lesões incipientes de cárie.

Referências: [1] Geraldo-Martins, V.R, Lepri, C.P, Faraoni-Romano, J.J, Palma-Dibb, R.G. (2014) The combined use of Er,Cr:YSGG and fluoride to prevent root dentin desmineralization. J.Appl. Oral Sci.; v.22, p.459-64. [2] Kuroda, S.; Fowler, B O. (1984) Compositional, structural, and phases changes in *in vitro* laser-irradiated human tooth enamel. Calcif. Laser Tissue. Int.; v-36;p 361-369. [3] Ko, A. C-T.; Choo-Smith, L-P.; Hewko, M.; Leonardi, L.; Sowa, M.G.; Dong, C.C.S.; Williams, P.; Cheghorn, B. (2005) Ex vivo detection and characterization of early dental caries by optical coherence tomography and Raman spectroscopy. J. Biomed. Opt., v.10, n.3, 031118.

Palavras-chave: dentina, laser, tomografia por coerência óptica, cárie.

Agência Financiadora: Universidade Federal do ABC, PROCAD-CAPES

MUDANÇAS NA FLUORESCÊNCIA DA DENTINA PROMOVIDAS PELO LASER DE Er,Cr:YSGG E DESAFIO CARIOGÊNICO

H. Y. Yoshikawa^{1*}, E. S. Ferreira*, D.M. Zzell**, E.C.C.C. Lins* e P.A. Ana*

*Centro de Engenharia, Modelagem e Ciências Sociais Aplicadas, Universidade Federal do ABC, São Bernardo do Campo, Brasil

**Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares, IPEN-CNEN/SP, São Paulo, Brasil
e-mail: heleniceyumi@gmail.com

Introdução: Diante da alta prevalência de lesões de cárie radicular, observada principalmente entre a população idosa, e a rápida progressão destas lesões [1], o que pode ocasionar a perda do elemento dental, faz-se necessária a adoção de métodos preventivos e de diagnóstico precoce efetivos, de forma que a progressão destas lesões seja monitorada e devidamente evitada. Neste aspecto, métodos ópticos baseados em lasers e LEDs tem se mostrado bastante promissores, pois possibilitam a modificação química dos tecidos duros dentais, tornando-os menos susceptíveis à perda mineral [2], assim como permitem o monitoramento das lesões incipientes de cárie de forma não invasiva, em tempo real e sem o uso de radiação ionizante [3]. Assim, o presente trabalho objetiva avaliar e monitorar os efeitos do laser de Er,Cr:YSGG na prevenção do surgimento de lesões de cárie na dentina por meio de um sistema de imageamento por fluorescência.

Material e Método: 75 blocos de dentina radicular bovina foram aleatoriamente distribuídos em 5 grupos experimentais com 15 amostras cada: sem tratamento (controle negativo); com aplicação tópica de flúor fosfato acidulado - FFA (controle positivo); irradiadas com laser de Er,Cr:YSGG ($\lambda = 2,78 \mu\text{m}$, 6 J/cm^2 , 20 Hz, 12,5 mJ/pulso, 0,25 W); irradiadas e seguida da aplicação de FFA e, por fim, com aplicação de FFA seguida da irradiação laser. Tais amostras foram submetidas a uma ciclagem de pH por 8 dias, visando-se criar uma lesão incipiente de cárie. As amostras foram avaliadas por um sistema de imagens de fluorescência (SIF), baseado em uma roda mecânica com filtros ópticos banda-larga (λ de corte = 450 nm), e outros com $\lambda = 500, 550$ e 600 nm, uma câmera CCD científica, uma lente objetiva e um sistema de iluminação composto por LEDs ($\lambda = 405 \pm 30 \text{ nm}$) controlados por computador. Em todas as medidas, uma amostra de cerâmica foi mantida como amostra de referência, sendo posicionada lateralmente, em posição padronizada, à. A análise da intensidade de fluorescência de cada amostra foi obtido empregando-se o componente G do sistema RGB, empregando-se rotina desenvolvida em MatLab. O valor da intensidade de fluorescência de cada amostra foi calculado empregando-se um índice, obtido pela subtração entre o valor da amostra teste e da referência. Os dados foram analisados estatisticamente, considerando nível de significância estatística de 5%.

Resultados: Quando empregados os filtros de $\lambda = 500, 550$ e 600 nm, observou-se redução da intensidade de fluorescência do grupo que recebeu apenas a irradiação com laser de Er,Cr:YSGG em relação aos grupos controle positivo e negativo, sendo esta redução estatisticamente significativa ($p = 0,04$) quando observada com filtro de 600 nm. Observou-se aumento significativo ($p = 0,03$) da intensidade de fluorescência nos grupos com associação de tratamentos, sendo o grupo irradiado com posterior aplicação de FFA o que apresentou maior intensidade. Não se observou diferença estatisticamente significativa entre os grupos experimentais quando avaliados utilizando-se o filtro banda larga ($p > 0,05$).

Conclusões: Os resultados obtidos corroboram a hipótese de que a irradiação da dentina radicular com laser de Er,Cr:YSGG pode promover mudanças na composição química da dentina, assim como na sua rugosidade por meio de micro-ablações, o que modifica a fluorescência do tecido irradiado. Ainda assim, considerando o comprimento de onda dos filtros utilizados, observa-se que a diminuição da fluorescência pode ser decorrente do aumento da perda mineral do tecido. Desta forma, de acordo com os resultados obtidos, pode-se concluir que a associação dos tratamentos (laser e FFA) parece ser a alternativa mais promissora para prevenção da desmineralização da dentina, e que o sistema de imagens de fluorescência, com os filtros empregados, trata-se de um método eficiente para avaliação da eficiência dos tratamentos propostos no surgimento das lesões de cárie radicular.

Referências: [1] Rihs, L.B., Sousa, M.L.R. Wada, R.S. Dental root surface caries prevalence among adults and senior citizens in southeast São Paulo State, Brasil. Cad. Saúde Pública, 2005; 21(1): 311-316. [2] Ana P.A., Tabchoury C.P., Cury J.A., Zzell D.M. Effect of Er,Cr:YSGG laser and professional fluoride application on enamel demineralization and on fluoride retention. Caries Research. 2012; 46(5):441-51. [3] Angmar-Mansson B., Ten Bosh J.J. Quantitative light induced fluorescence (QLF): a method for assessment of incipient caries lesions. Dentomaxillofacial Radiology. 2001; 30(6): 298-307.

Palavras-chave: fluorescência, laser, dentina, cárie.

Agência Financiadora: UFABC, PROCAD/CAPES.

ASSOCIATION OF PHOTODYNAMIC THERAPY WITH METHYLENE BLUE AND SAFETEAM® OIL ON *CANDIDA ALBICANS*

M.A.A. Freitas¹, A.L.A. Machado¹, A.C.O.C. Doria², F.R. Figueira², R. Hage³, S. Khouri³

¹ Universidade do Vale do Paraíba, Núcleo de Estudos Farmacêuticos e Biomédicos da Faculdade de Ciências da Saúde, São José dos Campos, SP, Brasil.

² Universidade do Vale do Paraíba/IP&D/Laboratório de Biotecnologia e Plasmas Elétricos, São José dos Campos, SP, Brasil.

³ Universidade do Vale do Paraíba, Núcleo de Estudos Farmacêuticos e Biomédicos da Faculdade de Ciências da Saúde, São José dos Campos, SP, Brasil.

e-mail: soniak@univap.br

Introduction: *Candida* species are among the leading causes of bloodstream infection promoting high mortality rates, where *Candida albicans* is the most common species in hospital infections. Currently many antifungal medicines are used, but they can be toxic to the host and with its excessive use yeasts have acquired resistance to conventional treatment^[1]. Photodynamic therapy (PDT) has been widely used as an antimicrobial treatment and consists in the use of a chemical compound (photosensitizer) which submitted to irradiation with visible light in the presence of oxygen, it produces cellular damage that inactivate microorganisms^[2,3]. The aim of this study is to evaluate the effects of the association of Photodynamic Therapy (PDT) with Methylene Blue and Safeteam® oil and its effect on the inactivation of *Candida albicans* strains isolated from catheter.

Materials and Methods: The assays were performed using suspensions of standard strain of American Type Culture Collection and clinical strains of *C. albicans* (10231), obtained through approval by the Ethics Committee of the Taubaté University under the protocol CEP / UNITAU 542/11. The samples were divided into four groups: (I) *Candida albicans*; (E) *Candida albicans* and Safeteam® oil 0.03%; (III) *Candida albicans* and PDT and (IV) *Candida albicans* Safeteam® oil 0.03% and PDT. The groups were irradiated using Light Emitting Diode (LED) red (LED - VET-M.Optics®) with wavelength of 660 nm, 150 mW power and 15J/cm² of energy density for 3 minutes. The concentration of Safeteam® oil used was 0,03% and it was added 0,05 mg/dl of methylene blue. Subsequently, the suspensions were incubated at 37°C for 48h, and performed the quantitative analysis to evaluate the percentage of reduction of colony forming units (CFUs).

Results: In the present study, when evaluated the antifungal action of only the Safeteam® oil on *Candida albicans* it was observed a reduction of 78% in the clinical strain and 81% in the standard strain demonstrating a different action between the strains isolated from clinical material and ATCC, but all showed sensitivity to oil. Using only PDT with methylene blue can be observed reduction of 73% and 81% in the clinical strain and ATCC 10231, respectively. When assessing the effect of the combination of the two therapeutic modalities and its effect on the *Candida albicans* strains analyzed, we can see 100% reduction in the number of CFU (number of colony forming units/mL).

Conclusions: The association of treatments proved to be a promising therapeutic modality in the in vitro inactivation of *Candida albicans* strains isolated from catheter.

References: [1] Hinrichsen, S.L. et al. Candidemia em hospital terciário do nordeste do Brasil. Revista da Sociedade Brasileira de Medicina Tropical, 41(4):394-398, jul/ago, 2008.

[2] Carmello, J.C. Efetividade da Terapia Fotodinâmica mediada pelo fotossensibilizador Photodithazine® na inativação de *Candida albicans* in vivo. 2011. 141f. Dissertação (Mestrado em Reabilitação Oral) – Faculdade de odontologia, Universidade estadual Paulista, Araraquara, 2011

[3] Oliveira, B.P. et al. In vitro antimicrobial photoinactivation with methylene blue in different microorganisms. Braz. J. Oral Sci. vol.13 n.1, Piracicaba Jan/Mar. 2014.

Keywords: *Candida albicans*; essential oil; photodynamic therapy; Safeteam® oil.

ANTIFUNGAL ACTION OF “MELALEUCA ALTERNIFOLIA” OIL WITH PHOTODYNAMIC THERAPY ON *CANDIDA ALBICANS* STRAINS

A.L.A. Machado¹, M.A.A. Freitas¹, A.C.O.C. Doria², F.R. Figueira², R. Hage³, S. Khouri³

¹ Universidade do Vale do Paraíba, Núcleo de Estudos Farmacêuticos e Biomédicos da Faculdade de Ciências da Saúde, São José dos Campos, SP, Brasil.

² Universidade do Vale do Paraíba/IP&D/Laboratório de Biotecnologia e Plasmas Elétricos, São José dos Campos, SP, Brasil.

³ Universidade do Vale do Paraíba, Núcleo de Estudos Farmacêuticos e Biomédicos da Faculdade de Ciências da Saúde, São José dos Campos, SP, Brasil.

e-mail: soniak@univap.br

Introduction: Fungal infections have become major focus of concern in the medical field, and the *Candida* species corresponding to 80% of these infections, requiring most effective in the control and treatment^[1]. The use of essential oils has been a source of study as a method of treatment of these infections and the essential oil of *Melaleuca alternifolia* has been touted as an option for treatment^[2]. Photodynamic therapy (PDT) has been used in the control of infections caused by fungi, bacteria and viruses, for its efficiency and almost no cause damage to the host. The principle of PDT is the interaction of light of appropriate wavelength, with a nontoxic compound (photosensitizer) and oxygen, which results in reactive species capable of inducing cell impracticability^[3,4,5]. The aim of this study was to evaluate the effects of combining photodynamic therapy (PDT) using photosensitizer as methylene blue, with the action of *Melaleuca alternifolia* essential oil on clinical strains of *Candida albicans*.

Materials and Methods: The assays were performed using suspensions of clinical strains (A and B) of *C. albicans*, obtained through approval by the Ethics Committee of the Taubaté University under the protocol CEP / UNITAU 542/11. The samples were divided into four groups: (I) *Candida albicans*, (II) *Candida albicans* and *Melaleuca alternifolia* oil, (III) *Candida albicans*, PDT and Methylene blue, (IV) *Candida albicans*, PDT, Methylene blue and *Melaleuca alternifolia* oil. The groups were irradiated using Light Emitting Diode (LED) red (LED - VET- M.Optics®) with wavelength of 660 nm, 150 mW power and 15J/cm² of energy density for 3 minutes. The concentration of Safetteam® oil used was 0,03% and it was added 0,05 mg/dl of methylene blue. Subsequently, the suspensions were incubated at 37°C for 48h, and performed the quantitative analysis to evaluate the percentage of reduction of colony forming units (CFUs).

Results: With the analysis of the results, it was observed that the combination of techniques using PDT with Methylene blue and *Melaleuca alternifolia* oil, respecting the established parameters, showed a percentage of reduction of approximately 69.82% to the clinical sample A, and 73.47% for the clinical sample B.

Conclusions: The methodology showed a good in vitro antifungal potential in yeast strains of the *Candida* genus. A promising alternative form of treatment for control of infections caused by these microorganisms, with fewer side effects.

References: [1] Colombo, A.L.; Guimaraes, T. Epidemiologia das infecções hematogênicas por *Candida spp.* Rev. Soc. Bras. Med. Trop. V. 36, n. 5, p. 599-607, 2003.

[2] Costa, A. C. B. P. et. al. Atividade antifúngica do óleo essencial de *Melaleuca alternifolia* sobre leveduras isoladas de candidíase bucal de gestantes HIV positivas. Rev. Inst. Adolfo Lutz (Impr.). V. 69, n. 3, p. 403-407, 2010.

[3] Fekrazada, R.; Barghi, V.G.; Bejeh Mir, A. P.; Shams-Ghahfarokhi, M. In vitro photodynamic inactivation of *Candida albicans* by phenothiazine dye (new methylene blue) and Indocyanine green (EmunDo®). Photodiagnosis Photodyn Ther. V.12, n. 1, p. 52-57, 2015.

[4] Machado-de-Sena, R.M.; Corrêa, L.; Kato, I.T. et. al. Photodynamic therapy has antifungal effect and reduces inflammatory signals in *Candida albicans*-induced murine vaginitis. Photodiagnosis Photodyn Ther. V.11, n. 3, p. 275-82, 2014.

[5] Oliveira, B.P. et. al. In Vitro antimicrobial photoinactivation with methylene blue in different microorganisms. Braz. J. Oral Sci. V. 13, n. 1, p. 53-57, 2014.

Keywords: *Candida albicans*, essential oil, *Melaleuca alternifolia*, photodynamic therapy.

APLICAÇÃO DE DESCARGA ATMOSFÉRICA TIPO DBD SOBRE TECIDOS DE ALGODÃO CONTAMINADOS COM *Candida albicans*

A.C.O.C. Doria¹, J.S.B. Lima¹, F.R. Figueira¹, G.R. Torello¹, V.P. Santos¹, H.S. Maciel^{1,2}, S. Khouri^{1,3}, R.S.Pessoa^{1,2}

¹Universidade do Vale do Paraíba/IP&D/Laboratório de Biotecnologia e Plasmas Elétricos, São José dos Campos, SP, Brasil.

²Instituto Tecnológico de Aeronáutica/Departamento de Física, São José dos Campos, SP, Brasil.

³Universidade do Vale do Paraíba, Núcleo de Estudos Farmacêuticos e Biomédicos da Faculdade de Ciências da Saúde, São José dos Campos, SP, Brasil.

E-mail: ane.doria@gmail.com

Introdução: Estudos comprovaram a capacidade de micro-organismos permanecerem viáveis em superfícies secas mesmo na ausência de material biológico. Tecidos em fibra de algodão permitem um maior tempo de sobrevivência de micro-organismos, tanto na presença quanto na ausência de material biológico, quando comparado a tecidos sintéticos¹. Tecido de algodão são amplamente utilizados em roupas hospitalares (lençóis, fronhas, toalhas, roupas de pacientes e funcionários, campos cirúrgicos) e muitas vezes somente a lavagem não é suficiente para eliminar completamente a contaminação, faz-se necessário o uso de outras tecnologias para esse controle². A utilização de descargas atmosféricas de baixa temperatura para tratamento e funcionalização de superfícies vem sendo utilizada desde o século passado, dada sua confiabilidade e baixo custo, o que viabiliza larga aplicação em escala industrial³. A descarga DBD (Descarga de Barreira Dielétrica), consiste em um sistema catodo-anodo cuja as superfícies são revestidas com material dielétrico, e entre os mesmos, um pequeno espaço para a formação das microdescargas, responsáveis por ionizar a região entre os eletrodos e gerar espécies livres, tratando a superfície da região exposta⁴. O presente estudo tem como objetivo a ação antimicrobiana de descarga DBD em tecido de algodão contaminado com *Candida albicans*.

Materiais e Métodos: A metodologia consistiu na preparação de suspensões fúngicas de cepa padrão American Type Culture Collection de *C.albicans* (10231), na concentração de 10⁶ UFC/ml em solução fisiológica. Retalhos de tecido de algodão (36 amostras) de 2cm² foram umedecidos com 100µl da suspensão fúngica previamente preparada e submetidos a secagem por 1 hora em estufa a 37°C. Após a secagem, foram tratados com plasma utilizando reator de descarga atmosférica tipo DBD, com espaçamento vertical entre eletrodos de 2mm, e tensão AC de ionização de aproximadamente 430V nos tempos de 1,3,10, 15 e 20 minutos, utilizando somente ar atmosférico. As amostras tratadas e não tratadas foram lavadas com solução fisiológicas e cerca de 100µl dessa solução foi semeada em ágar Sabouraud e incubada a 37°C por 48 horas e realizou-se a contagem das unidades formadoras de colônia e determinação do percentual de redução.

Resultados: Utilizando a metodologia descrita, obtiveram-se os seguintes percentuais de redução: 3,62% no grupo tratado por 1 min, 7,25% no grupo de 3 min, 64,69% no grupo tratado por 10 min, 55,8% no grupo de 15 min e 50,8% no grupo de 20 min. Nota-se, portanto, que o efeito da ação do plasma no processo de descontaminação do tecido de algodão é saturado para períodos de tratamento acima de 10 min.

Conclusões: Conclui-se que o processo de esterilização de tecidos aplicados a área medico-hospitalar utilizando tecnologia de plasmas é promissora, pois possibilita tempos de esterilização consideravelmente curtos em comparação com outros processos, além de não agredir a fibra que compõe o tecido.

Referências: [1] Rossi, D.; Devienne, K.F.; Raddi, M.S.G. Influência de fluidos biológicos na sobrevivência de *Staphylococcus aureus* sobre diferentes superfícies secas. Rev. Ciênc. Farm. Básica Apl., v. 29, n.2, p. 211-214, 2008

[2] Brasil. Ministério da Saúde. MANUAL DE LAVANDERIA HOSPITALAR. Centro de Documentação do Ministério da Saúde. Brasília, 1986.

[3] Kogelschatz, Ulrich. Dielectric-barrier Discharges: Their History, Discharge Physics, and Industrial Applications. Plasma Chemistry And Plasma Processing, Baden-dättwil, v. 23, n. 1, p.1-46, mar. 2003.

[4] Kostov, K.G. et al. Characteristics of dielectric barrier discharge reactor for material treatment. Braz. J. Phys., São Paulo, v. 39, n. 2, p. 322-325, June 2009.

Palavras-chave: Descarga de Barreira Dielétrica, Tecido de algodão, *Candida albicans*

Agência Financiadora: Este trabalho foi apoiado por CNPq-MCT / FAPESP - PRONEX USP- ITA - UNIVAP (projeto nº 2011 / 50773-0), MCTI / CNPq / Universal (projeto nº 459688/2014 6) e FAPESP (projeto nº 2015 / 10876-6).

BIOMODULATION ACTION OF THE LOW POWER LASER ON NEURAL CELLS 9L / LACZ

Zabeu, A. M.C.¹; Carvalho, I.C.S.¹; Godoi, B.H.¹; Pacheco-Soares, C.¹; Da Silva, N.S.²

¹ Institute of Research and Development – IP&D, Universidade do Vale do Paraíba, Laboratory Dynamic of Cell Compartments, São José dos Campos, SP, Brazil

² Institute of Research and Development – IP&D, Universidade do Vale do Paraíba, Laboratory of Cell Biology and Tissue, São José dos Campos, SP, Brazil

e-mail: antonieta.marques@terra.com.br

Introduction: Currently, the of research LLLT (low level laser therapy) on cells of the central nervous system takes a major role in order to seek benefits of this therapy in neurological disorders such as Alzheimer's, stroke, ischemia, epilepsy, and others [1] [2] [3]. However, the effective action of the laser in the nerve cell is not well established. It is believed that the interaction of light with cellular mitochondria increases the production of ATP (adenosine triphosphate) and thus there is the promotion of cellular processes [4]. Recent studies propose clarifying the behavior of central nervous system cells and possible changes that occur when this cell type is subjected to low-power laser (LPL) irradiation. The aim of this study was to assess whether LBI changes or modifies the cell cycle and promotes early activation of programmed cell death, apoptosis, against the irradiation of 9L / lacZ (gliosarcoma of rat) cells the energy density of 0.5 J/cm²; 1.5 J/cm² and 3.0 J/cm² with infrared laser diode.

Materials and Methods: Diode laser ArGaAl, $\lambda = 830$ nm, 40 mW, Φ 0.8 mm, was employed a continuous mode. The cells were cultured for 07 days in DMEM, high glucose (90 ml) with fetal bovine serum (10 ml) and antibiotic (1 ml) in an oven at 37 ° C and humidified atmosphere containing 5% CO₂. They were plated in Petri dishes of 1.8 cm² in diameter, at a concentration of 1.52 x 10⁵ cells / ml. The plates were incubated at 37 ° C in an atmosphere of 5% CO₂ for 24 hours for cell adhesion. Experimental groups were G1 control group, G2 irradiation energy density (DE) of 0.5 J/cm² (0.9 J - time 23 seconds); G3 irradiating DE of 1.5 J/cm² (2.7 J - time of 64.8 seconds) and G4 irradiating DE of 3.0 J/cm² (5.4 J - time of 129.6 seconds).

Results: The results obtained at cytometry were submitted to statistical tests ANOVA and Turkey, and showed no significant differences when compared to the control group and irradiated groups, both the cell cycle ($p > 0.9999$) and for apoptosis ($p > 0.9999$). Furthermore, could be observed an increase in the number of cells in the irradiated groups with LPL.

Conclusions: The activities and results of this study clearly demonstrated that, for the range of used energy densities (0.5, 1.5 and 3.0 J / cm²), the application of LPL did not cause any deleterious manifestation in the cells, provided the prevention of programmed cell death. The cell cycle no change due to possible damage to their genetic material by irradiating LPL. The increase in cell number in the treated group suggests that LPL promoted biomodulation in 9L / LacZ cells. This biomodulation nerve cells can be positive in degenerative frames corroborating the the scientific literature consulted.

References: [1] Liebert, A.D., Bicknell, B.T., Adams, R.D. (2014). Protein conformational modulation by photons: A mechanism for laser treatment effects. *MedicalHypotheses*, v. 2, n. 3, p. 275–281. [2] Barrett, D.W., Gonzalez-Lima, F. (2013). Transcranial infrared laser stimulation produces beneficial cognitive and emotional effects in humans. *Neuroscience*, v. 230, p. 13–23. [3] Moreira, M.S., Velasco, I.T., Ferreira, L.S., Ariga, S.K.K., Abatepaulo, F., Grinberg, L.T., Marques, M.M. (2011). Effect of laser phototherapy on wound healing following cerebral ischemia by cryogenic injury. *JournalsofPhotochemistrysandsPhotobiologysB:sBiology*, v. 105, n. 3, p. 207–215. [4] Karu, T. I. (2008). Mitochondrial signaling in mammalian cells activated by red and near-IR radiation. *PhotochemistrysandsPhotobiology*, v. 84, n. 5, p. 1091- 1099.

Key Words: Low Power Laser, Laser Therapy, Cell Cycle, Apoptosis.

Financial support: FAPESP (contract grant number 2013/20054-8)

INVESTIGAÇÃO DO EFEITO FOTODINÂMICO EM CEPAS DE *Candida albicans* PRÉ-TRATADAS COM GLICOSE – ESTUDO *IN VITRO*

T. Oliveira-Silva*, L. C. Suzuki**, C. R. L. Leal*, I. T. Kato***, L. H. Alvarenga*, Martha S. Ribeiro** e R. A. Prates*

* Programa de Pós Graduação em Biofotônica Aplicada às Ciências da Saúde - Universidade Nove de Julho (UNINOVE), São Paulo, Brasil.

** Centro de Lasers e Aplicações IPEN-CNEN/SP, São Paulo, Brasil.

*** Departamento de Engenharia Biomédica – Universidade Federal do ABC (UFABC), Santo André, Brasil.

e-mail: oliveira_silva@icloud.com

Introdução: *Candida albicans* é um micro-organismo comensal presente em 80% dos indivíduos. No entanto, sua natureza oportunista pode causar severas infecções, sendo responsável por 15% dos casos de septicemia. Pode atingir indivíduos imunocompetentes e imunossuprimidos, causando infecções mais graves no segundo grupo. Sua alta patogenicidade está relacionada a sua capacidade formar biofilme, uma estrutura complexa capaz de proteger *C. albicans* de condições ambientais desfavoráveis. O tratamento convencional com azóis não tem se mostrado eficiente devido ao aumento da expressão dos sistemas de transporte por membrana da família ABC (*ATP Binding Cassette Transportes*). Frente ao cenário de resistência microbiana, há necessidade de investigar novas alternativas. Uma fototerapia promissora é a terapia fotodinâmica (PDT, do inglês *phodynamic therapy*) que baseia-se na utilização de luz e fotossensibilizador (FS) na presença de oxigênio, formando espécies reativas de oxigênio que podem causar danos letais às células. *C. albicans* apresenta sensores de glicose relacionado ao seu dimorfismo (levedura-hifa), sua resposta à presença da glicose é pouco conhecida, mas acredita-se que gera um sinal intracelular que ativa os sistemas de transporte. Sendo assim, o objetivo deste trabalho foi avaliar o papel da glicose ativação de uma via de entrada de fotossensibilizador para o citoplasma fúngico.

Materiais e Métodos: Para o desenvolvimento do estudo, foram selecionadas as cepas ATCC 10231, YEM 13 super-expressora de poros de difusão facilitada por membrana e sua cepa selvagem YEM 12; YEM 15 superexpressora de bombas de transporte ativo e sua cepa selvagem YEM 14. *C. albicans* foram cultivadas aerobicamente em ágar Sabouraud e incubadas a 30°C por 24h. Os inóculos microbianos foram divididos em 4 grupos: Controle sem tratamentos; grupo irradiado sem fotossensibilizador; toxicidade do fotossensibilizador (FS) e 3 grupos PDT com irradiação de 1, 3 e 6 min. Azul de metileno na concentração final de 100µM foi utilizado como fotossensibilizador. Todos os experimentos foram realizados com e sem glicose a 50 mM. Cada experimento foi repetido pelo menos 3 vezes. Após passar pelos tratamentos, as unidades formadoras de colônia foram contadas e os dados foram submetidos à análise estatística (ANOVA) e teste de Tukey.

Resultados: Os grupos irradiados sem FS não apresentaram inativação quando comparados ao grupo controle, bem como o azul de metileno não se mostrou tóxico nos parâmetros adotados no estudo. No entanto, a PDT causou morte celular proporcional a quantidade de luz entregue ao sistema. A cepa ATCC 10231 apresentou total inativação celular nos grupos com e sem glicose a partir de 3 min de irradiação. Por outro lado, as diferenças na inativação das cepas YEM 12/13 demonstram que a presença da glicose aumenta a entrada de FS e consequentemente aumenta a resposta à PDT. De maneira contrária, nas cepas YEM 14/15, a glicose promove uma espécie de proteção contra a ação da PDT. Isso pode ser relacionado à presença de bombas de transporte ativo, que com mais glicose disponível, podem bombear o FS do citoplasma. A compreensão do papel da glicose na inativação de leveduras pode elucidar mecanismos metabólicos de resposta à PDT e ser uma ferramenta importante na criação de modelos de estudos no desenvolvimento de técnicas antimicrobianas.

Conclusões: A presença de glicose pode ativar a entrada de azul de metileno no citoplasma fúngico e aumentar o efeito fotodinâmico. Por outro lado, a mesma presença de glicose pode ativar bombas de efluxo na membrana da levedura e expulsar fotossensibilizador de dentro do fungo.

Referências: [1] Megha Gulati, Clarissa J. Nobile (2016) “*Candida albicans* biofilms: development, regulation, and molecular mechanisms”, Institut Pasteur – Microbes and Infection, 310-321.. [2] Jeffrey Sabina and Victoria Beown (2009) “*Glucose sensing network in Candida albicans: a sweet spot for fungal morphogenesis*”, Eukaryotic Cell, 1314–1320.

Palavras-chave: Terapia fotodinâmica. Fototerapia. Dosimetria.

Agência Financiadora: Financiamento próprio.

ESTUDO CLÍNICO PARA AVALIAÇÃO DO EFEITO DO LASER DE BAIXA POTÊNCIA NA ABSORÇÃO TÓPICA DO DICLOFENACO GEL EM VOLUNTÁRIOS SADIOS

P.S.L.M. Leonardo*, R.A.B. Lopes-Martins* R.H. Marques* e G. De Nucci *

* Programa de Pós-Graduação em Engenharia Biomédica – Núcleo de Pesquisas Tecnológicas –
Universidade de Mogi das Cruzes - UMC, Mogi das Cruzes, Brazil
e-mail: pssardinha@yahoo.com.br

Introdução: Doenças inflamatórias músculo-esqueléticas e articulares estão entre as causas mais prevalentes de limitações físicas atualmente. Cerca de 60 % da população acima de 60 anos apresenta alguma doença deste tipo, fazendo uso contínuo de medicamentos analgésicos e anti-inflamatórios. No entanto, os efeitos adversos decorrentes do uso prolongado de medicamentos anti-inflamatórios são bem conhecidos, e causam impacto altamente relevante e significativo ao sistema de saúde, incluindo falência renal, Hemorragias digestivas, gastrites, úlceras entre outros. O Laser de baixa potência tem sido utilizado para o tratamento de doenças inflamatórias, especialmente tendíneas e articulares. Acredita-se que seja possível a combinação de terapias farmacológicas e laserterapia para a melhora no tratamento das doenças músculo-esqueléticas, visando a redução de custos de efeitos adversos e aumento da eficácia. Neste sentido, a aplicação de medicamentos tópicos parece uma alternativa viável, com exceção de limitações quanto à absorção dos medicamentos e biodisponibilidade no sítio inflamatório. Tendo em vista os efeitos relatados de vasodilatação de microcirculação induzidos pela irradiação com Laser de baixa potência, objetivamos investigar os efeitos desta radiação na absorção de medicamentos tópicos, visando o aumento da biodisponibilidade plasmática do fármaco.

Materiais e Métodos: O Presente estudo foi aprovado pelo Comitê de Ética em Seres Humanos da UNICAMP. Foi realizado um estudo aberto, aleatorizado, cruzado, com 24 voluntários sadios, 2 períodos, nos quais os voluntários receberam, em cada período distinto, a formulação referência, com ou sem a aplicação da laserterapia. O estudo foi delineado de forma a permitir que se obtivessem os parâmetros farmacocinéticos (ASC_{0-Tudo} e C_{max}) para a comparação estatística, visando a averiguação dos níveis plasmáticos do medicamento tópico Inicialmente foi realizada irradiação com Laser de baixa potência em uma configuração de cluster contendo 14 emissores, sendo 07 de comprimento de onda 650 nm e 100 mW de potência e 07 de 810 nm e 100 mW de potência. A irradiação foi realizada durante 30 segundos, perfazendo um total de 3 Joules de energia por ponto de aplicação. Após 5 minutos foi aplicado o diclofenaco gel na região dorsal de cada indivíduo. Foram realizadas coletas de sangue sucessivas até 24 horas após a aplicação, para o estabelecimento de uma curva farmacocinética do diclofenaco no plasma dos voluntários. As determinações das concentrações de Diclofenaco em plasma foram realizadas na Unidade Analítica Cartesius – Laboratório do Prof. Dr. Gilberto De Nucci no Departamento de Farmacologia do ICB/USP, segundo Protocolo Analítico de Validação do Método METGRU 08-07 - Determinação de Diclofenaco em plasma humano por LC-MS/MS.

Resultados: Os resultados preliminares sugerem a confirmação do conceito, tendo em vista que a aplicação de laser potencializou em aproximadamente 100% os parâmetros farmacocinéticos do diclofenaco aplicado topicamente sobre a pele de voluntários sadios brancos do sexo masculino. A ASC_{tudo} ([ng*hr]/mL) controle foi de 27,23 ± 8,2 e com aplicação de Laser passou a 52,53 ± 18,3 ([ng*hr]/mL). A C_{max} atingida foi 3,23 ± 1,1 (ng*/mL) e 6,1 ± 2,4 (ng*/mL) para o grupo Laser e o T_{max} de 10,83h ± 1,1 sem laser e 7,5h ± 1,4 com Laser.

Conclusões: Considerando os riscos inerentes à utilização de anti-inflamatórios não esteroidais (coxibs ou não seletivos) e a alta incidência de doenças osteo-articulares na população, a combinação de anti-inflamatórios utilizados topicamente com laser oferece uma interessante opção terapêutica por resultar em aumento significativo de biodisponibilidade plasmática do medicamento, aumento significativo do C_{max} e redução de T_{max}.

Palavras-chave: Laser de baixa potência, diclofenaco, LLLT, Estudo Clínico.

Agência Financiadora: CAPES; FAPESP.

DESENVOLVIMENTO DE UMA BIBLIOTECA JAVA PARA ESTIMATIVAS DE APTIDÃO FÍSICA

J.D.S. Santos*, J.E.N. Alves *, C.J.A. Silva*, M.M.O. Maia*, F.W.B.H. Filho* e L.H.A. Dantas*

* IFRN, Pau dos Ferros-RN, Brasil
e-mail: joseeanny.dullcee@outlook.com

Introdução: A aptidão física relacionada à saúde vem sendo alvo de pesquisas em todo mundo ([1], [2], [3] e [4]). Tais pesquisas descrevem e analisam os fatores que levam a um aumento dos índices de sobrepeso, sendo a procura por cuidados e avaliações corporais, crescentes. Para a realização destas avaliações são utilizados protocolos, pelos quais o intuito é mensurar a aptidão física destes indivíduos. A escolha do uso de um determinado protocolo costuma depender das características (biótipo, sexo, idade, etc.) de cada ser humano. Ao analisar os protocolos existentes, percebe-se que alguns contêm cálculos complexos, difíceis de serem efetuados manualmente. Neste contexto, soluções computacionais surgem com o objetivo de disponibilizar resultados precisos e eficientes dos índices de aptidão física de indivíduos. Este trabalho trata da construção de uma biblioteca *Java* [5], constituída de vários protocolos para avaliações de aptidão física. Essa biblioteca terá como intuito ajudar desenvolvedores de software na manipulação e uso desses protocolos para fins de construção de sistemas na área de avaliação física.

Materiais e Métodos: Primeiramente, deve ser efetuada uma catalogação através da literatura dos principais protocolos utilizados para mensurar os componentes da aptidão física. Essa busca também deve levar em consideração a variedade de biótipos humanos existentes, tendo como o ideal a obtenção de protocolos que contemplem o maior número de biótipos possível. Em segundo lugar, após os resultados dessa catalogação, deve-se dar início a implementação dos protocolos definidos, de forma a construir a biblioteca de protocolos. A biblioteca deverá ser desenvolvida conforme as boas práticas de programação, levando-se em consideração, por exemplo, a utilização de padrões de projeto [6].

Resultados: O processo inicial de catalogação foi realizado, e os protocolos levantados acerca das dobras cutâneas e de avaliação/testes físicos já implementados. Esses testes são feitos em paralelo ao desenvolvimento do componente. Ao final do desenvolvimento, espera-se obter uma biblioteca caracterizada por ser um componente reutilizável de software, podendo ser fonte de pesquisa para diversos projetos na área da saúde. Os protocolos estão sendo implementados sobre forte influência do padrão MVC [7] (para promover o desacoplamento da biblioteca com outros sistemas), e organizados em pacotes, segundo a sua classificação (protocolos antropométricos, dobras cutâneas e testes físicos), facilitando assim sua manutenção e utilização pelos desenvolvedores.

Conclusões: Pesquisas preliminares indicam que existem diversos protocolos para calcular a aptidão física de um indivíduo. A biblioteca produzida irá ajudar os desenvolvedores de software na construção de sistema de avaliações físicas que, por consequência, beneficiarão indiretamente os profissionais de educação física e aos profissionais da saúde no processo de avaliação física. Conclui-se que a contribuição desse projeto será a própria biblioteca, que constitui um componente de software e permite o reuso das funções nela definidas para a realização dos cálculos referente aos protocolos utilizados na avaliação da aptidão de um indivíduo, fazendo com que o desenvolvedor não precise se preocupar com a implementação destes protocolos, economizando assim tempo e esforço. Sugerimos como trabalhos futuros o desenvolvimento de um sistema voltado para avaliação de crianças e adolescentes entre as faixas etárias de 7 a 17 anos de idade, tendo em vista não existir no mercado um software específico para esse público.

Referências: [1] SALEM, Marcelo; PIRES NETO, Cândido Simões; WAISSMANN, William. **Equações nacionais para a estimativa da gordura corporal de brasileiros**. 2007. [2] COSTA, R. F. **Composição corporal: teoria e prática da avaliação**. São Paulo: Manole, 2001. [3] FERNANDES FILHO, J. **A prática da avaliação física**. 2. ed. Rio de Janeiro: Shape, 2003. 267 p. [4] SANTOS, Susan Cotrim; et al. **Motivos de adesão à prática de atividade física na vida adulta intermediária**. Revista Mackenzie de Educação Física e Esporte, São Paulo, n. 1, p.23-34, 05 out. 2005. [5] GOSLING, James; et al. (2014). *The Java® Language Specification* (PDF) (Java SE oito ed.). Disponível em: <https://docs.oracle.com/javase/specs/jls/se8/jls8.pdf>. Acesso em 01/07/2015. [6] GAMMA, E.; et al. **Padrões de projeto: Soluções Reutilizáveis de software orientado a objetos**. S.I: Bookman Companhia Editora, 2000. 364 p. [7] SHARP, Alec. Model-View-Controller. In: SHARP, Alec. **Smalltalk By Example: The developer's Guide**. Bern: Lukas Renggli e Stéphane Ducasse.1997. Cap. 23. p. 1-7.

Palavras-chave: protocolos, aptidão física, biblioteca, Java.

Agência Financiadora: Pró Reitoria de Pesquisa e Inovação - PROPI - Instituto Federal do Rio Grande do Norte.

FORMULAÇÃO DE UM CHECKLIST PARA ESTRUTURAÇÃO DO LAUDO EM ULTRA-SONOGRAFIA DE ABDOME

D. M. Rocha*, J. M. Lamas*** e L. M. Brasil*

*Universidade de Brasília (UNB) – Faculdade Gama (FGA), Programa de Pós-Graduação em Engenharia Biomédica, Brasília - DF, Brasil

**Clínica Janice Lamas - Radiologia, Brasília – DF, Brasil
e-mail: douglasmedicerocha@gmail.com

Introdução: O laudo ultrassonográfico com entrada de dados estruturada pode proporcionar maior confiabilidade e segurança no diagnóstico e na recuperação de informações. Entretanto, é menos compreensivo que o texto livre e pode dificultar com que o especialista descreva um “achado importante”, de uma certa maneira não contemplado pela estrutura pré-definida ou estruturada [1]. Logo, a solução proposta está em explanar o texto escrito pelo especialista e os transportar para uma estrutura de *checklist* (lista de verificações) computacional ontológica formalizando o conhecimento [1, 4]. Desta forma, a sugestão é avaliar uma forma para estruturação de informações de laudos de ultrassonografia em texto livre que contemple as especificidades de abdome em um exame de ultrassonografia, incluindo a terminologia empregada de forma que futuramente possam ser analisadas e comparadas com casos presentes para melhor e mais acertado diagnóstico [1- 2].

Materiais e Métodos: A ideia é propor a formalização de um *checklist* para a estruturação do laudo em ultrassonografia de abdome, utilizando-se o estudo dos termos escritos de forma específica, empregando como referência a ontologia atual, a qual requer a participação de pelo menos três atores, sendo eles: o médico solicitante, o profissional na confecção do exame e o engenheiro do conhecimento. Assim, formalizando um *checklist*, seria possível a criação de um processo de mapeamento dos laudos por ontologias com o propósito de prover apoio para a transformação de laudos médicos textuais não estruturados em uma representação estruturada [3]. Para se chegar ao resultado esperado, o engenheiro do conhecimento terá que abstrair dos especialistas as verificações necessárias para se validar o resultado do laudo do exame e através da ontologia otimizar as informações de uma forma estruturada dando transparência e objetividade nas informações ali inseridas, fazendo com que essas informações possam ser utilizadas posteriormente.

Resultados: Apesar das limitações dos estudos aqui apresentados, pode-se identificar indícios de benefícios clínicos com o uso de um modelo de laudo estruturado criado através da formalização de um *checklist* na ultrassonografia de abdome. Todavia, após analisar as bibliografias atuais [1- 4], pode-se afirmar com grau de confiabilidade que a formalização do laudo estruturado do exame ultrassonográfico de abdome pode proporcionar maior acurácia no diagnóstico, minimização das taxas de erros, maximizando a satisfação dos médicos solicitantes, diminuindo a variabilidade da terminologia e dando maior clareza e facilidade de compreensão. Além destes resultados apresentados, pode também ser obtido através de um refinamento do processo a chance de realizar estudos observacionais e comparativos com métricas quantitativas, realização de pesquisa científica e apoio ao diagnóstico. Tais evidências dos benefícios clínicos do *checklist* apresentados acima foram verificados de maneira preliminar nos trabalhos realizados na clínica de radiologia Janice Lamas, a qual é parceira nas pesquisas científicas de formalização de laudos estruturados em exames clínicos em geral.

Conclusões: Em tese, analisando os estudos atuais [1- 4] é possível dizer que a formalização de *checklist* em consonância com a ontologia padrão atual pode ter impacto positivo na assistência da estruturação de laudos em ultrassonografia de abdome [1, 2], possibilitando melhor análise futura dos dados, diagnósticos mais fidedignos e melhor transmissão das informações desejadas entre profissionais da área da saúde [3]. É importante frisar que a proposta deste trabalho é exemplificar as premissas da elaboração de um *checklist* para a criação de um laudo estruturado de maneira superficial, ficando a metodologia a cargo de um trabalho mais explanado.

Referências: [1] Barbosa F. (2013), Metodologia para estruturação de informações de laudos radiológicos. 164 f. Tese (Doutorado) - Universidade de São Paulo, Ribeirão Preto. [2] Netto OP, Macedo AA, Marques PMA, Baranauskas JA, et al. (2011), Uma Metodologia para Estruturação de Laudos Médicos usando Ontologias. USP. [3] Oliva JT. (2014) Automatização do Processo De Mapeamento de Laudos Médicos Para uma Representação Estruturada. 178 f. Dissertação (Mestrado). Universidade Estadual do Oeste do Paraná, Foz do Iguaçu. [4] Santos Neto MF dos. (2013), ONTOLIME: Modelos de Ontologia de Descrição de Imagens Médicas. 207f. 2013. Dissertação (Mestrado em Ciência da Informação) – Universidade Estadual Paulista, Marília/SP.

Palavras-chave: Laudo Estruturado, Ontologia, *Checklist*, Ultrassonografia, Diagnóstico.

APLICATIVO DE INTERPRETAÇÃO DE GASOMETRIA ARTERIAL PARA SMARTPHONES COM SISTEMA OPERACIONAL ANDROID

G. M. C. FICHE*, M. SESSELMANN* e L. P. LUSTOSA**

* Pós-graduação em Engenharia Mecânica, Escola de Engenharia, UFMG, Belo Horizonte, Brasil

** Pós-graduação em Ciências da Reabilitação, Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional, UFMG, Belo Horizonte, Brasil
e-mail: fiche.gustavo@gmail.com

Introdução: A gasometria arterial (GA) é um exame invasivo que permite a avaliação da pressão parcial de oxigênio e da pressão parcial de gás carbônico no sangue arterial, informando assim dados sobre a ventilação e a oxigenação do paciente. Este exame é de extrema importância na área da saúde, principalmente em unidades de terapia intensiva. Sua interpretação necessita da aplicação de raciocínio lógico associado a utilização de fórmulas que quantificam as respostas compensatórias esperadas. Quando não ocorre a utilização destas fórmulas a interpretação do exame pode ficar comprometida. O presente estudo tem como objetivo desenvolver um aplicativo capaz de realizar interpretação da GA, associado às fórmulas compensatórias, para ser usado em *Smartphones* que utilizem o sistema operacional *Android*.

Materiais e Métodos: Desenvolveu-se um algoritmo baseado em modelo matemático, capaz de realizar a distinção do distúrbio gasométrico primário de todas as possíveis interpretações da GA. Assim, para cada distúrbio apresentado, foi realizado o cálculo da compensação esperada, fornecendo a interpretação final do distúrbio. Desta forma, desenvolveu-se um algoritmo a partir das possibilidades de interpretação da GA, associado às fórmulas compensatórias e, posteriormente realizou-se a programação do aplicativo. Neste caso, para o desenvolvimento deste aplicativo utilizou-se o *software* MOTODEV Studio versão 4.0.0, da empresa Motorola *Mobility*. Este *software* permite realizar a programação de aplicativos para *Smartphones* com sistemas operacional *Android*, através da linguagem de programação Java. Após desenvolvimento do aplicativo e realização dos testes de interpretação, a sua distribuição foi por meio da loja virtual *Google Play*, permitindo o *download* de forma gratuita.

Resultados: O número de *downloads* do aplicativo, no período de 04/11/2012 a 10/03/2016 foi de 81.422. Deste total, 25.545 (31,37%) foram realizados no Brasil, 16.648 (20,45%) no México e os demais no restante do mundo, incluindo países de língua inglesa como EUA e Inglaterra.

Conclusões: O número de *download* e a diversidade de países, indica que o aplicativo desenvolvido parece ser capaz de contribuir para a interpretação adequada da GA, podendo ser uma ferramenta acessória para o diagnóstico e conduta em pacientes, principalmente aqueles em uso de ventilação mecânica. Desta forma, acredita-se que esta ferramenta possa facilitar a atuação clínica dos profissionais da área de saúde que necessitem dos dados da GA, para definir condutas terapêuticas adequadas.

Palavras-chave: Gasometria arterial, Unidade de terapia intensiva, Aplicativo.

A GAMIFICAÇÃO NO ESTÍMULO A DOAÇÃO DE SANGUE

Luis F. S. G. Lima , Daniela C. L. Domingos, Thiago F. Messias, José V. L. Feijó, Anthony A. R. Diniz, Heliana B. Soares

Universidade Federal do Rio Grande do Norte, Natal, Brasil
e-mail: luis_felipe_soares@hotmail.com

Introdução: Dados da ONU apontam que o Brasil, apesar de coletar o maior volume em termos absolutos na América Latina, doa proporcionalmente menos do que outros países da região, como Argentina, Uruguai ou Cuba. O estudo também revela outra particularidade da doação de sangue no Brasil: seis em cada dez doadores (59,52%) são voluntários (ou espontâneos, aqueles que doam com frequência sem se importar com quem vai receber o sangue), proporção inferior à de Cuba (100% são voluntários), Nicarágua (100%), Colômbia (84,38%) e Costa Rica (65,74%) [1]. O restante (40,48%) é formado por doadores de reposição, ou seja, aqueles que doam por razões pessoais (quando um amigo ou parente precisa de sangue). Especialistas da área dizem preferir os doadores voluntários aos de reposição pois conseguem ter maior controle sobre a procedência e qualidade do sangue. A meta do Ministério da Saúde, é ampliar o número de doações dos atuais 1,8% da população para algo em torno de 2,2% a 2,3% nos próximos cinco anos. Nesse sentido, o objetivo deste trabalho visa, inicialmente, mudar as estatísticas do estado do Rio Grande do Norte, e incentivar principalmente os jovens. Mudar essa realidade, aumentando a quantidade de número de doadores para que os estoques sejam mantidos, através do aplicativo denominado Blood Hero em desenvolvimento. Esse aplicativo busca gerar uma rede de conexões entre os centros de doação e seus potenciais doadores, a divulgação e compartilhamento de informações por redes sociais procurando encorajar o seu uso [2].

Materiais e Métodos: A gamificação usa ideias e mecanismos de jogos para incentivar alguém a fazer algo. Com uma simples brincadeira, é despertado a curiosidade e estimulado o usuário a jogar. Nos dias de hoje, um dos maiores desafios é manter as pessoas focadas e, ao mesmo tempo, entretidas [3, 4]. O aplicativo denominado Blood Hero, funcionará em forma de jogo, utilizando as principais estratégias de gamificação, à medida que a pessoa vai doando sangue, ela vai ganhando pontos, assim como também ganhará pontos à medida que divulga histórias de pessoas que estão precisando, desafios, conquistas de medalhas e emblemas, placares de líderes e/ou convidar algum amigo para participar do aplicativo e ele realizar uma doação. Na prática, isso significa oferecer recompensas aos participantes que realizam tarefas pré-estabelecidas, que, geralmente, são voltadas para a recomendação, a divulgação ou a avaliação dos produtos ou serviços. A competição lida com a natureza humana que motiva as pessoas a partir da vontade de superação em algum aspecto.

Resultados esperados: A partir da finalização do aplicativo, buscamos conscientizar o maior número de pessoas sobre a importância da necessidade de ser um doador de sangue regular, pois muitos só optam por doar em períodos de campanhas, com isso, temos como uma das nossas metas transformar doações de âmbito sazonais em práticas sociais.

Conclusões: O aplicativo, que se encontra em fase de teste, será disponibilizado gratuitamente, com a finalidade de aumentar o estoque de sangue do Estado e salvar vidas, visando se expandir para todo o Brasil, depois de testado e aprimorado, assim como também ter o foco de diferentes tipos de doações, não só de sangue, futuramente. Por fim, esperamos que o aplicativo seja uma maneira de unir a diversão com conscientização da importância de doar sangue, e seja um estímulo para quem deseja doar, mas não teve motivação, além de ser uma atitude que poderá salvar vidas.

Referências: [1] BRASIL, Ministério da Saúde. Coordenação de Sangue e Hemoderivados. Available on: <<http://portalsaude.saude.gov.br/>>, 2016. [2] R. M. Oswalt, “A Review of blood donor motivation and recruitment,” *Transfusion*, 17. pp.123-135, 1973. [3] G. Zichermann, “Gamification by Design: Implementing Game Mechanics in Web and Mobile Apps”, Sebastopol, CA, EUA, O’Reilly Media, 2011. [4] Y. Liu, T. Alexandrova, T. Nakajima, “Gamifying Intelligent Environments”, in *Ubi-MUI ’11 Proceedings of the 2011 international ACM Workshop on Ubiquitous meta user interface*, Scottsdale, Arizona, USA.

Palavras-chave: Doação de sangue, gamificação, aplicativo, tecnologia, saúde.

APLICATIVO BASEADO NA WEB PARA AUXILIAR NA REABILITAÇÃO DA AFASIA FLUENTE (ANOMIA)

M. A. COBBO***, A. COPPOLA, S. R.M. S. Boschi* e M. A. S. Bissaco*

* UMC – Universidade de Mogi das Cruzes, Mogi das Cruzes-SP, Brasil

** UNINOVE – Universidade Nove de Julho, São Paulo-SP, Brasil

e-mail: moiscob@gmail.com

Introdução: Afasia é uma perturbação da linguagem que tem como característica a alteração no mecanismo linguístico tanto no aspecto produtivo (produção da fala) quanto no aspecto interpretativo (compreensão e reconhecimento de sentidos). É causada por uma lesão no Sistema Nervoso Central (SNC) e ocasionada por um Acidente Vascular Encefálico (AVE), Traumatismo Craniano Encefálico (TCE) ou por tumores e infecções [1]. Segundo a literatura, o uso de computadores é potencialmente útil na reabilitação de pessoas com afasia [2], oferecendo uma variedade de métodos de estímulos para a nomenclatura [3]. Sendo assim, o objetivo desta pesquisa é desenvolver um aplicativo baseado na *Web*, em formato de jogo computadorizado, para auxiliar o fonoaudiólogo no processo de reabilitação de pacientes com Afasia Anomia, contribuindo na nomeação de palavras comuns do cotidiano importantes para estes pacientes.

Materiais e Métodos: O aplicativo foi fundamentado no processo de reabilitação de aprendizagem sem erros, onde o ato de produzir um erro para determinado estímulo, pode reforçar a associação incorreta de tal forma que a probabilidade de fazer o desafio, será maior na próxima vez que o estímulo for apresentado [4]. Estão sendo consideradas as características de jogos computadorizados de entretenimento e os recursos da *Web* com o objetivo de estimular a associação de palavras com objetos do cotidiano do paciente. Foi desenvolvida uma interface 2D mostrando o interior de uma residência, buscando estimular o interesse de indivíduos com idade superior a 50 anos, dentro do qual um *avatar* deve se movimentar buscando objetos, que serão necessários para completar uma mala de viagem. Sempre que um objeto for encontrado, o paciente deverá falar o nome dele corretamente para que o mesmo seja colocado dentro da mala. Após três tentativas, o sistema apresentará o objeto em realce e executará um áudio discriminando o nome do objeto e incrementará a pontuação total em 10 pontos, enquanto que, para os acertos efetuados na 1ª, 2ª ou 3ª tentativas, serão somados 100, 70 ou 30 pontos à pontuação total, respectivamente. Todas as informações do usuáriotais como nome, idade, quantidade de acerto e pontuação serão armazenados para futura análise do fonoaudiólogo. Para o desenvolvimento deste aplicativo estão sendo utilizadas as melhores práticas de desenvolvimento de *software bem como: JAVA WEB*, a *API Google Cloud Speech* (para o reconhecimento de voz), o editor de imagens *Gimp* e o Banco de Dados *MySQL*. Serão realizados testes de *software* caixa branca e caixa preta, testes de usabilidade e avaliação de especialistas (um desenvolvedor de jogos e dois fonoaudiólogos), sendo que os testes de usabilidade e de efetividade serão realizados após a aprovação do Comitê de Ética em Pesquisas com Seres Humanos.

Resultados: Com base nas fases de engenharia de requisitos e análise de requisitos e projeto, foram desenvolvidos os seguintes componentes: diagrama de Caso de Uso, diagrama de Classe, diagrama de Sequência, Banco de Dados e prototipação das telas do aplicativo. A interface e os mecanismos de interatividade implementados visam reter a atenção do usuário com anomia, motivando-o a realizar a reabilitação necessária de uma forma lúdica.

Conclusões: O aplicativo que está sendo desenvolvido nesta pesquisa poderá impactar na reabilitação de pacientes com Afasia anomia, pois terá como diferencial uma interface lúdica baseada na *WEB*, onde são contemplados os requisitos necessários para auxiliar na reabilitação deles, o que pode tornar a atividade mais prazerosa e flexível.

Referências: [1] Oliveira, M. M. (2016). Os benefícios interacionais do uso do discurso reportado direto por uma pessoa com afasia. *Scripta*, 19(36), 285-306. [2] Archibald, L. M., Orange, J. B., & Jamieson, D. J. (2009). Implementation of computer-based language therapy in aphasia. *Therapeutic advances in neurological disorders*, 2(5), 299-311. [3] Adrián, J. A., González, M., Buiza, J. J., & Sage, K. (2011). Extending the use of Spanish Computer-assisted Anomia Rehabilitation Program (CARP-2) in people with aphasia. *Journal of communication disorders*, 44(6), 666-677. [4] Fillingham, J. K., Sage, K., & Lambon Ralph, M. A. (2005). Treatment of anomia using errorless versus errorful learning: Are frontal executive skills and feedback important?. *International Journal of Language & Communication Disorders*, 40(4), 505-523.

Palavras-chave: Reabilitação, Afasia, Jogo, Fonoaudiologia, Anomia.

UM SISTEMA ESPECIALISTA NO AUXÍLIO AO DIAGNÓSTICO DO DENGUE, ZIKA E CHIKUNGUNYA

T. C. Cavalcanti *, M. G. N. M. da Silva*, C. F. L. Vidal** e L. R. F. Ribeiro ***

*Departamento de Engenharia Biomédica, UFPE, Recife, Brasil

**Departamento de Medicina Tropical, UFPE, Recife, Brasil

***Engenharia clínica, HC-UFPE, Recife, Brasil

e-mail: thiagoc.cavalcanti.eb@gmail.com

Introdução: Um grave problema de saúde pública vem sendo gerado pelo mosquito *Aedes aegypti*, que hoje não transmite apenas o dengue, mas também zika e chikungunya. O surto dessas arboviroses vem atingindo milhares de brasileiros, especialmente na região nordeste. Uma grande dificuldade surge devido a similaridade entre seus sintomas causando confusão não somente na população, mas também entre profissionais da área da saúde. Como se pode observar em dados do Ministério da Saúde (MS) [1], existe substancial diferença entre o número de casos suspeitos e o número de casos confirmados em laboratório, correspondendo a 31,9% de erros em diagnósticos clínicos. A fim de diminuir as chances de equívocos, neste trabalho foi desenvolvida uma ferramenta computacional baseada em Sistema Especialista (SE), que visa atuar como segunda opinião no processo de diagnose: um sistema que emula o conhecimento de especialistas buscando reduzir a desigualdade entre a suspeita e a confirmação dos casos.

Materiais e Métodos: O SE elaborado possui um banco de conhecimento desenvolvido em *Python*, que associa um valor numérico aos sinais e sintomas, para cada doença. Os conhecimentos adicionados ao banco foram baseados em materiais publicados pelo MS [2],[3],[4] e Secretaria de Saúde do Recife [5]. O programa permite que o usuário, por exemplo, médico da urgência, realize os questionamentos ao paciente que fornece informações sobre seu estado, de acordo com as perguntas, que abordam desde os locais frequentados pelo indivíduo até sinais e sintomas observados (nível e duração de febre, presença e início de manchas na pele, dor muscular, dor e/ou edema articular, dor de cabeça, dor ocular, hiperemia conjuntival, prurido, crescimento ganglionar e sangramento). Para a obtenção dos possíveis diagnósticos foi feito um somatório dos pesos referentes a sintomas esperados para a doença e indicados pelo paciente. Sintomas esperados, porém ausentes, tem seus pesos subtraídos do total. Por fim, o valor numérico resultante é submetido a uma função de normalização que tem como saída um número no intervalo ± 10 . Ainda, pode ser determinado o grau de risco quando a doença com maior probabilidade é o dengue, por meio de indagações extras no tocante a presença de sinais de alarme ou de choque, classificando em A, B, C ou D, conforme MS [4]. O sistema faz ainda perguntas adicionais considerando outros males com sintomas semelhantes, e se necessário levanta a hipótese do paciente possuir uma patologia diferente das estudadas.

Resultados: Foram executadas 33 simulações tomando como respaldo trabalhos que analisaram o quadro clínico de pacientes que sofriam das afecções aqui discutidas, casos estes já confirmados a nível laboratorial[6][7][8]. Destes 33 testes, obteve-se um percentual de acerto de 87,9%. O sistema fornece os resultados gerando um arquivo texto contendo os dados do paciente e os possíveis diagnósticos.

Conclusões: Uma comparação entre o percentual de erro cometido por profissionais da saúde (31,9%) e o proveniente do SE proposto (12,1%) demonstra uma melhoria na efetividade dos diagnósticos clínicos. Como trabalho futuro pretende-se criar um protótipo móvel implementando o SE em um placa Raspberry PI com tela touch. Ainda, almeja-se migrar para a plataforma Android, aumentando a praticidade e alcance de usuários.

Referências:[1] Brasil, Ministério da Saúde, Secretaria de Vigilância em Saúde(2016), Monitoramento dos casos de Dengue, febre de *chikungunya* e febre pelo vírus *Zika* até a semana epidemiológica 16, Brasília, vol.47, n.20, 10p.[2] Brasil, Ministério da Saúde, Secretaria de Vigilância em Saúde, Diretoria Técnica de Gestão(2013), Dengue: diagnóstico e manejo clínico: adulto e criança, Brasília, 4.ed., 80p.[3] Brasil, Ministério da Saúde, Secretaria de Vigilância em Saúde, Departamento de Vigilância das Doenças Transmissíveis(2015), Febre de *chikungunya*: manejo clínico, Brasília, 1.ed., 28p.[4] Brasil, Ministério da Saúde, Secretaria de Atenção à Saúde(2015), Protocolo de atenção à saúde e resposta a ocorrência de microcefalia relacionada a infecção pelo vírus *zika*, Brasília, ver.1.1, 49p.[5] Recife, Secretaria de Saúde, Secretaria Executiva de Vigilância em Saúde, Gerencia de Vigilância Epidemiológica(2015), Boletim Epidemiológico-Arboviroses transmitidas pelo *Aedes Aegypti*, Recife, Semana Epidemiológica 49, 9p.[6] Pillai D.R.(2012), "*Zika* virus infection, Cambodia 2010", in: *Emerging infectious diseases*, Atlanta, vol.18, n.2, p.349-350[7] Cavalcanti L.P. de G. et al. (2010), "Clinical and epidemiological characterization of dengue hemorrhagic fever cases in northeastern, Brazil", in: *Revista brasileira de medicina tropical*, Brasília, vol.43, n.4, p.355-358.[8] Thaikrua L. et al.(1997), "*Chikungunya* in Thailand: a re-emerging disease?", in: *The Southeast Asian Journal of Tropical Medicine and Public Health*, Bangkok, vol.28, n.2, p.359-364.

Palavras-chave: Dengue, *Zika*, *Chikungunya*, Sistema, Especialista.

PROPOSTA RECONHECIMENTO DE RISCOS CRÍTICOS E NÃO CRÍTICOS EM EQUIPAMENTOS MÉDICOS

Rafael Gomes Fernandes*

* Departamento de Engenharia Biomédica, Universidade de Campinas, Campinas, SP, Brasil e Gerência de Equipamentos (GQUIP), Agência Nacional de Vigilância Sanitária (ANVISA)
e-mail: haphaeo@gmail.com

Introdução: Em geral, as avaliações de risco (com em compras ou incorporação de tecnologia) restringem-se aos principais elementos, por grandes dificuldades; inclusive dos fabricantes [1][2]. Neste trabalho pretende-se delinear uma sistematicidade para avaliar de maneira mais simples os maiores riscos de um equipamento médico não familiar. Neste Pretendeu-se demonstrar que os riscos presentes em revisões da literatura especializada independente (institutos com baixos conflitos de interesse, tais como Instituto Ecri e OMS [3][4]), deveriam ser considerados como riscos críticos, por presumirem-se mais frequentes e de maiores danos. E riscos que só aparecem em estudos individuais (não revisões), deveriam ser considerados riscos não críticos, supondo-os de menores frequências e danos. Esta hipótese também foi parte de outro trabalho [5], mas não demonstrada.

Materiais e Métodos: Delimitado o equipamento de aférese (visto que ele é não muito explorado, mas faz parte do ambiente hospitalar tradicional [4]), foi realizado um levantamento nas revisões sistemáticas [3][4], para listar os riscos críticos. Um segundo levantamento (base do Google Scholar) procurou estudos individuais (não revisão sistemática) e os riscos não críticos (não apareciam nas revisões). Foram descartados os riscos presentes em um único artigo individual por causa do viés. Ao final, compararam-se os riscos levantados com frequências e gravidades.

Resultados: Nas revisões sistemáticas [3][4] encontrou-se 8 riscos críticos. Do Google Scholar foram encontrados 11 estudos individuais (não revisão sistemática) que descrevem riscos críticos e outros com frequências; de onde destacaram-se 2 riscos não críticos e 3 desconsiderados por só aparecerem em 1 artigo. Foram comparados os perigos com dados de frequência: (i) toxicidade do citrato (anticoagulante) que pode levar a hipocalcemia, com consequente arritmia cardíaca (risco crítico); (ii) lesões relacionadas a punção venosa, como, por exemplo, perfuração e erosão vascular (risco não-crítico); (iii) reação vasovagal, sintomadas por inadequada desaceleração cardíaca (bradicardia) e dilatação arteriolar (risco não-crítico). O resultado mostra frequências média de (iii) - 147 eventos/ 10^5 doadores [6][7] - 45% menores que (i) - 269 eventos/ 10^5 doadores [7][8][9]. E, que apesar da frequência média de (ii) - 296 eventos/ 10^5 doadores [7][9][10] - ser da mesma ordem de (i), possui um dano bem menor. Não foram encontrados comparativos sobre a gravidade de (iii) e (i), talvez devido a divergências entre os termos moderado ou severo nesses eventos [11].

Conclusões: A frequência média dos eventos de (iii) (risco não crítico) é bastante inferior à de (i) (risco crítico), contudo não foi possível determinar qual dos dois é mais danoso. As frequências médias de (ii) (risco não crítico) são semelhantes aos casos de (i) (risco crítico), mas possuem menor potencial de dano. Estes dados corroboram parcialmente as hipóteses. Contudo, devido a dificuldades apresentadas, mais análises comparativas são necessárias, incluindo mais artigos e outros equipamentos. Mesmo assim, a proposta se demonstrou promissora e frutífera.

Referências: [1] Schmuland C., Value-added medical-device risk management. *Device Mater. Reliab. IEEE Trans.* On. 2005; 5(3): 488–493. [2] Flood D, *et. al.*, A roadmap to ISO 14971 implementation. *J. Softw. Evol. Process.* 2015; 27(5):319–336. [3] Ecri Institute. *Apheresis Units. Healthc. Prod. Comp. Syst. Hosp. Ed.*. 2008. [4] WHO. *Apheresis units: Hospital medical equipment - general information.* 2012. [5] Fernandes RG. *Uma proposta de sistematização da análise técnica do registro de equipamentos para a saúde na ANVISA com base no risco potencial.* [Monografia]. Brasília: Fundação Oswaldo Cruz; 2010. [6] Crocco I, *et. al.*, Adverse reactions in blood and apheresis donors. *Blood Transfus.* 2009; 7(1): 35–38. [7] Franchini M, *et. al.*, Frequency of adverse events during blood and apheresis donations, *Transfus. Med. Hemotherapy.* 2002; 29(4): 200–205. [8] Schrezenmeier H. Risk of apheresis versus whole-blood donation. 10th European Haemovigilance Seminar (EHS). [9] Despotis G, *et. al.*, Adverse events in platelet apheresis donors. *Vox Sang.* 1999; 77(1): 24–32. [10] McLeod B, *et. al.*, Frequency of immediate adverse effects associated with apheresis donation. *Transfusion.* 1998; 38(10): 938–943. [11] Shehata N, *et. al.*, Reaction rates in allogeneic donors. *Transfus. Med.* 2004; 14(5): 327–333.

Palavras-chave: Riscos Críticos; Aférese; Separador de Componentes Sanguíneos.

Agência Financiadora: Unicamp e ANVISA.

INSTALAÇÃO TECNOLÓGICA DE UM SISTEMA DE *NEUROFEEDBACK* PARA DIVULGAÇÃO CIENTÍFICA

D. J. L. Pinheiro¹, T. C. Santos¹, G. R. Spacini¹, H. A. Amorim¹, J. Faber^{1,2}

¹ Instituto de Ciência e Tecnologia (ICT) – Universidade Federal de São Paulo (UNIFESP), Núcleo de Neuroengenharia e Computação, Engenharia Biomédica, São José dos Campos/SP, Brasil

² Escola Paulista de Medicina (EPM) – Universidade Federal de São Paulo (UNIFESP),

Depto de Neurologia e Neurocirurgia, São Paulo, Brasil.

e-mail: daniel.leal@unifesp.br

Introdução: *Neurofeedback* é uma técnica que utiliza padrões de sinais neurais como geradores de estímulos externos que proporcionam a modulação de algum sistema fisiológico ou cognitivo, do próprio indivíduo [1]. A técnica de *neurofeedback* vem sendo muito usada no tratamento de diferentes distúrbios neurocognitivos, tais como TDAH, epilepsia, depressão, entre outras [2-4]. Entretanto, apesar de ser uma técnica com várias aplicabilidades, seu princípio de funcionamento e fundamentos ainda não são bem conhecidos na sociedade em geral. Deste modo, neste trabalho, construiu-se uma instalação interativa, utilizando-se dos princípios de um sistema de *neurofeedback*, como parte de um subprojeto do Parque da Ciência do Instituto de Ciência e Tecnologia da UNIFESP, em São José dos Campos, a fim de divulgar os mecanismos e fundamentos da técnica. Nesta instalação, os voluntários são suspensos por um cabo de aço ligado a um motor, acoplado a um pórtico, que é ativado a partir de padrões específicos de sinais eletroencefalográficos (EEG). Quando o participante atinge um determinado estado de concentração (determinados por bandas de frequências específicas, como betas – 16Hz a 30Hz – por exemplo) o motor é acionado e começa a suspender o sujeito. Se o sujeito sai do estado de concentração, colocando o sinal em regimes diferentes do estabelecido, o sistema para.

Materiais e Métodos: Para a aquisição dos sinais de EEG está sendo usado os sistemas de baixo custo, Neurosky[®] ou Emotiv[®], devido a simplicidade de conexão e facilidade de manuseio. O processamento dos sinais em tempo real é realizado a partir do registro de sinais por dois sistemas: para o Neurosky, conecta-se diretamente a um microcontrolador Arduino[®] que, por sua vez, controla o motor; para o Emotiv utiliza-se a plataforma de conexão *Lab Streaming Layer* (LSL) que proporciona uma sincronização entre a coleta e armazenamento, para diferentes dispositivos. Deste modo, é realizado um pré-processamento que visa filtrar as ondas nas frequências desejadas presentes no EEG. Em seguida, para o reconhecimento dos padrões de EEG é calculada uma linha de base para cada participante, no qual, é possível classificar os padrões eletrofisiológicos como proveniente de um estado de concentração ou não. Para a montagem da instalação foi comprado um pórtico de 3 metros de altura, por 2 de largura, e uma talha elétrica, com suporte de carga de até 250 kg, usada para içar o voluntário no experimento. Os participantes do experimento utilizarão coletes de segurança para paraquedistas, para garantir a segurança durante o procedimento. Será também disposto abaixo dos participantes um colchão inflável. A comunicação entre o sistema de aquisição com o motor, é realizada por algoritmos desenvolvidos na linguagem de microprocessadores (Arduino e Raspberry Pi). Os microprocessadores recebem o sinal de EEG, processam e emitem uma resposta de acionamento do motor de acordo com a leitura da potência encontrada na banda de frequência respectiva.

Resultados: A implementação da plataforma com pórtico e acionamento do motor via Arduino/Raspberry Pi, já foram finalizadas. Estão sendo ajustados e trabalhados as formas de aquisição do sinal para melhorar o reconhecimento do estado de concentração e manter o processamento em tempo real. Adicionalmente, o sistema permite modular a atenção dos pacientes em diferentes situações, proporcionando um treinamento dos envolvidos em condições adversas, permitindo uma avaliação sobre como o cérebro se adequa e responde a situações novas. O sistema de registro dos sinais realiza uma classificação binária dos padrões de concentração, de modo a categorizar o sinal eletroencefalográfico pelos critérios ‘concentrado’ ou ‘não concentrado’. A modulação da velocidade de içamento dos participantes será também considerada para que não haja discretização do acionamento do motor.

Conclusões: A partir dessa instalação pretende-se proporcionar um experimento que impulse a comunidade local no conhecimento do funcionamento básico de um sistema de *neurofeedback*, bem como sua aplicabilidade. Com essa instalação ganha-se, portanto, um sistema prático e interativo ao qual acredita-se motivar e estimular o interesse de novos alunos pela área de Engenharia Biomédica, seus conceitos e aplicações.

Referências: [1] T. H. Budzynski, H. K. Budzynski, *et al.*, *Introduction to Quantitative EEG and Neurofeedback: Advanced Theory and Applications*. 2009. [2] R. COBEN and R. J. EVANS, *Neurofeedback and Neuromodulation Techniques and Applications*, vol. XXXIII, no. 2. 2014. [3] R. E. Luijmes, “The Effectiveness of *Neurofeedback* on Cognitive Functioning in Patients with Alzheimer s Disease,” University of Tilburg, 2014. [4] Á. M. Dias, “Tendências do *Neurofeedback* em Psicologia: Revisão Sistemática,” *Psicol. em Estud.*, vol. 15, no. 4, pp. 811–820, 2010.

Palavras-chave: *Neurofeedback*, EEG, instalação tecnológica, divulgação científica.

Agência Financiadora: Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico (CNPq).

DESENVOLVIMENTO DE AMBIENTE VIRTUAL PARA ESTÍMULO COGNITIVO NECESSÁRIO AOS IDOSOS COM ALZHEIMER

B. M. Panccioni*, A. A. F. Souza*, V. Socci*, S. C. M. Rodrigues*, R. A. B. L. Martins* e M. A. S. Bissaco*

* UMC – Universidade de Mogi das Cruzes, Mogi das Cruzes-SP, Brasil
e-mail: bmpnet@gmail.com

Introdução: As demências podem surgir com o avanço da idade de um indivíduo e podem deteriorar a memória, o pensamento, o comportamento e a capacidade de realizar atividades cotidianas. A doença de Alzheimer é a causa mais comum de demência e pode contribuir para 60 a 70% dos casos registrados [1]. Segundo a literatura, jogos computadorizados e ambientes virtuais (AV) diferenciados são capazes de estimular estes domínios cognitivos (DC) em indivíduos com comprometimentos cognitivos e, portanto, podem auxiliar em protocolos de treinamento cognitivo. [2-3]. Neste contexto, este artigo tem como objetivo apresentar o desenvolvimento de um AV para auxiliar no estímulo das funções cognitivas de idosos com Alzheimer em início precoce baseado em web e situações lúdicas.

Materiais e Métodos: Este AV é baseado nos conceitos e protocolos de treinamento cognitivo, que foram abordados através de situações lúdicas codificadas em formato de minijogos computadorizados executáveis através da Web, as quais foram planejadas para estimular os DC, tais como memória, funções executivas, habilidades visuais-espaciais, linguagem (expressão, compreensão, leitura e escrita) e personalidade/comportamento. O AV é constituído por interfaces 2D, sendo que a interface principal elaborada em formato de mapa conecta os minijogos através de um enredo lúdico, que foi considerado após uma pesquisa exploratória com alguns idosos saudáveis. Este enredo abrange um passeio nas cinco regiões do Brasil e em cada região o jogador deve entrar em uma cidade (interface), onde pode interagir com avatares de ajuda e/ou fornecedores de informações regionais de caráter histórico, cultural e geopolítica sobre a cidade escolhida, bem como jogar os minijogos para ganhar moedas e comprar lembranças da cidade. Vários jogadores podem interagir com o AV ao mesmo tempo devido à codificação de um controle de acesso, mas com permissão para acompanhar os *scores* dos outros jogadores bem como interagir com eles através de um *chat on-line*. Todos os dados das ações realizadas pelos jogadores dentro do AV, tais como tempos, acertos e erros nos minijogos são armazenados para futura análise estatística e comportamental. Para a codificação deste AV está sendo seguido o método ICS [4] e também usados a tecnologia JAVA WEB, a biblioteca de jogos libGDX, o editor de imagens Gimp, o editor de sons MorphVOX e o banco de dados Postgre. Para sua validação, na fase de teste piloto, estão sendo executados protocolos de teste elaborados conforme a norma ISO/IEC 9126 e as Heurísticas de Nielsen, contando também com o suporte de uma equipe multidisciplinar, composta por 3 desenvolvedores de jogos e 3 psicólogos, bem como por 5 idosos saudáveis. Os resultados serão avaliados usando-se o teste estatístico T-student e ANOVA com o BioEstat 5.0.

Resultados: Como resultados das fases dos requisitos e análise e projeto do sistema, foram construídos diversos artefatos, tais como documento de visão do sistema, diagramas de Caso de Uso, Pacotes, Classes, Atividades, Banco de Dados Físico e Arquitetura do sistema, além do *Game Design Document*, telas, funcionalidades das telas e minijogos. Os especialistas que já o avaliaram, relataram que são atendidas as exigências de usabilidade e funcionalidade.

Conclusões: Comparando com outros AVs [2-3], o AV desta pesquisa atende todos os DC, além de ser baseado na WEB e de ser constituído por interfaces amigáveis conectadas através de um único enredo lúdico, que integra todos os minijogos desenvolvidos para treinamento dos DC. O que pode motivar a sua utilização. O processo de avaliação deste AV encontra-se em fase final. Falta aplicar o protocolo de testes (intervenção) aos idosos com e sem Alzheimer.

Referências: [1] WHO - *World Health Organization* (2012), Site da WHO. *Media center. Dementia*. Formulário N°362. [2] Robert P. H., König A., Amieva H., Andrieu S., Bremond F., Bullock R., et al. (2014). *Recommendations for the use of serious games in people with Alzheimer's disease, related disorders and frailty*. *Front. Aging Neurosci.* 6:54. [3] Kueider AM, Parisi JM, Gross AL, Rebok GW (2012), *Computerized cognitive training with older adults: a systematic review*. *PLoS One*. [4] IANAGUIVARA, E. S.; Candiago, A.; SILVA, A. P. Desenvolvimento do método ICS para o ensino do TDAH através de ferramentas computacionais. São Leopoldo, RS, Brasil 21 23: CIACA 2013 Proceedings: Cristiano Costa and Pedro Isaías, 2013 (Congresso ibero-americano de Tecnologia de apoio à deficientes).

Palavras-chave: Estímulo cognitivo, Ambiente virtual, Alzheimer, idoso.

Agência Financiadora: FAEP/UMC, CAPES

DETERMINAÇÃO DA VARIAÇÃO DA TENSÃO DA BANDAGEM *KINESIO TAPING*®

R. S. N. A. Aguiar*, P.C.P. Corrêa*, A.P. Silva*, T. A. Scardovelli e S.R.M.S. Boschi*

* Núcleo de Pesquisa Tecnológica, Universidade de Mogi das Cruzes (UMC), São Paulo, Brasil.
e-mail: boschi@umc.br

Introdução: O método *Kinesio Taping*® foi idealizado por Kenzo Kase (1996) e consiste na aplicação direta de uma bandagem elástica sobre a musculatura de um determinado segmento corporal [1]. É utilizado como coadjuvante nos tratamentos fisioterapêuticos sendo aplicado em várias disfunções neuromusculares, articulares, neurais e miofasciais [2,3]. A técnica propõe a aplicação da bandagem com tensão 0%, 25%, 50%, 75% e 100%, de acordo com a proposta de tratamento. Com isso o máximo de deslocamento da bandagem corresponde a 100% de tensão. Visto que a graduação da tensão utilizada pelo terapeuta se dá de forma subjetiva, pois não existe uma escala que determine esses pontos, este estudo busca determinar as variações das tensões da bandagem *Kinesio Taping*®.

Materiais e Métodos: Inicialmente foram realizados testes na bandagem para deslocamento real em uma tensão de 25%, 50% e 75% em relação ao seu comprimento inicial, a fim de verificar sua elasticidade. Foi utilizada a bandagem com corte de 20 cm, deixando 5 cm para ancora inicial e final e 10 cm para zona terapêutica. Foi realizada a modelagem pelo programa *Blender*, de uma estrutura formada por 2 placas que possibilitassem a fixação da bandagem em suas extremidades, para não interferir nas medidas de elasticidade do local determinado como zona terapêutica. A borda superior da placa foi fixada em uma haste e na borda inferior foram inseridos pesos graduados de 0,10 kg. Com o auxílio de uma régua fixada lateralmente a haste foram demarcados os deslocamentos em (cm) da bandagem a cada inserção de peso. Ao término foi realizada uma média dos deslocamentos alcançados nos testes, tendo uma média de máximo deslocamento de 10,18 cm. Com os dados de massa (kg) e deslocamento foi calculado o Peso (N) alcançado em cada deslocamento. A partir da determinação da média do deslocamento da bandagem (cm), massa (kg) e peso (N), foi possível traçar a curva característica do alongamento da bandagem. Outro cálculo foi realizado, a partir dos dados de [4], que descrevem que o máximo alongamento longitudinal da bandagem é de 55 a 60 % da sua posição de repouso e a *Kinesio Taping* em seu processo de fabricação recebe uma tensão de 10%. Ao retirar o papel da mesma ela retorna ao seu comprimento de repouso, sendo essa tensão de 0%, ou seja, ela perde 10% do seu comprimento. Como para esse estudo o comprimento da bandagem utilizada foi de 20 cm, e na ancora inicial e final não pode ser aplicada nenhuma tensão, esse cálculo foi realizado dentro da zona terapêutica, que equivale a 10 cm do comprimento da bandagem com o papel. O cálculo do máximo de deslocamento (60%) equivale a 5,4 cm.

Resultados: Com os testes de elasticidade da bandagem foi possível traçar a curva do comportamento de variação do comprimento da bandagem. Observa-se que a elasticidade da bandagem não obedece a Lei de *Hooke*, porque essa lei é utilizada em sistemas lineares, e o comportamento de variação do comprimento da bandagem se deu em forma de polinômio, verificando assim que para cada deslocamento da bandagem encontram-se um valor para a constante elástica (*k*). A partir do teste de deslocamento longitudinal da bandagem foi possível verificar que ao retirar o papel da bandagem há um retorno de 1 cm e que o máximo de deslocamento (60%) equivale a 5,4 cm. A partir desses dados foi confeccionado um instrumento (régua adaptada) para aplicação da bandagem, para utilização como referencia ao aplicador para as tensões de 25% (1,35 cm), 50% (2,7 cm) e 75% (4,05 cm), a fim de possibilitar a aplicação da bandagem no ponto de tensão real, possibilitando a demarcação dos pontos na pele do voluntário antes da sua aplicação.

Conclusões: A aplicabilidade da bandagem a partir do cálculo das tensões poderá auxiliar na assertividade da técnica, pois dessa forma se garante as variações propostas pelos protocolos terapêuticos. Assim para verificar a usabilidade do instrumento elaborado serão realizados testes comparando a aplicação realizada de forma subjetiva e a aplicação com o uso do instrumento em voluntários.

Referências: [1] Halseth T, Mcchesney J.W., Debeliso M. (2004), “The effects of Kinesio taping on proprioception at the ankle”, *J Sports Science e Medicine*, (3):1-7. [2] Thelen M.D., Dauber J.A., Stoneman P.D. (2008), “The clinical efficacy of Kinesio Tape for shoulder pain: A randomized, double-blinded, clinical trial”, *Journal of orthopaedic o Sports physical therapy*, 38(7). [3] Yoshida A., Kahanov L.(2007), “The effect of kinesio taping on lower trunk range of motions”, *Sports Medicine*, (15): 103-112. [4] Kase K., Jim W., Tsuyoshi K. (2003), *Clinical Therapeutic Applications of the Kinesio Taping Method*. 2nd edition, Ken Ikai Co. Ltd.

Palavras-chave: bandagem elástica; tensão; *Kinesio Taping*.

Agência Financiadora: A FAEP, a FAPESP e a CAPES pelo apoio financeiro.

MEDIDAS DE DURAÇÃO DE FONEMAS OCLUSIVOS DESVOZEADOS EM REGISTROS NORMAIS E COM DISFARCE: VESTÍGIOS EM FONÉTICA FORENSE

D. O. Carneiro*, R. A. Faria** e M. L. C. Gomes**

* Mestranda do Programa de Pós Graduação em Engenharia Biomédica do UTFPR, Curitiba, Brasil

** Professor do Programa de Pós Graduação em Engenharia Biomédica da UTFPR, Membro

Titular da Sociedade Brasileira de Engenharia Biomédica, Curitiba, Brasil

***Professora e Coordenadora do Curso de Letras da UTFPR, Curitiba, Brasil

e-mail: denise.fonetica@gmail.com

Introdução: A atribuição de autoria é um dos objetos de estudo da fonética forense e encontra amparo tecnológico na engenharia biomédica. O exame de comparação de locutor, o qual reúne metodologias com o objetivo de determinar se duas amostras de fala teriam sido produzidas pela mesma fonte, é realizado por meio de análises perceptivo-auditiva, acústico-instrumental e de reconhecimento automático[1]. Embora já tenham sido desenvolvidas tecnologias de verificação automática, as análises sem interferência humana não apresentam respaldo suficiente no contexto forense. Por esse motivo, o desenvolvimento de pesquisas que ancoram as outras modalidades de análise é essencial. A análise acústico-instrumental emprega ferramentas computacionais para avaliação quantitativa e qualitativa da fala. Este trabalho tem por motivação a busca de um parâmetro acústico que seja suficientemente robusto tanto diante de condições relacionadas à transmissão e armazenamento do sinal quanto ao uso dos disfarces. Os disfarces são frequentemente verificados na rotina da perícia criminal e constituem elementos dificultadores da obtenção de medidas [2]. Uma solução poderia ser a verificação de medidas no domínio temporal de segmentos compostos por fases de duração de produção distintas. As consoantes oclusivas não vozeadas do português brasileiro /p, t, k/, são produzidas em três fases: fase de oclusão (silêncio relativo), fase de soltura (produção de ondas aperiódicas) e transição formântica. Interessam ao estudo apenas as fases de oclusão e de soltura, já que a transição formântica não apresenta correlato acústico bem delimitado.

Materiais e Métodos: O *corpus* foi cedido pelo Grupo de Estudos de Sons da Fala da UTFPR e é composto por falas dos próprios pesquisadores. A metodologia consistiu na obtenção das medidas de duração das fases de oclusão e de soltura. Por meio da etiquetagem manual, com a utilização do *software* Praat [3], foram obtidas as medidas de duração tendo como referência a análise do oscilograma. Foram utilizados coeficientes de correlação e intervalos de confiança para verificar o comportamento dos parâmetros quando da aplicação do disfarce. O estudo inicial limitou-se ao [tɛ].

Resultados: Os resultados demonstraram que para a soltura o coeficiente é de 0.37, indicando que as medidas de variaram diante da aplicação do disfarce. Já para a medida da fase de oclusão, foi constatada correlação significativa entre os tempos de oclusão de [tɛ] entre as falas normal e fala disfarçada (0.79).

Conclusões: O parâmetro temporal da duração das fases de oclusão das consoantes oclusivas desvozeadas parece indicar vestígios da autoria mesmo diante da aplicação de disfarce. Alguns estudos já haviam mencionado a potencialidade do uso de medidas de duração de segmentos [4] [5]. Pretende-se verificar o comportamento das demais oclusivas desvozeadas do português brasileiro.

Referências: [1] Amino, K. et al (2012) "Historical and procedural overview of forensic speaker recognition as a science", In: Forensic speaker recognition. Springer New York, 2012. p. 3-20. [2] Giller, R. (2011) "O disfarce da voz em fonética forense." Dissertação. Universidade de Lisboa. [3] Boersma, P.; Weenink, D. (2015) "PRAAT, doing phonetics by computer." Disponível em: <<http://www.praat.org/>>. [4] Dellwo, V. et al. (2009) "The influence of voice disguise on temporal characteristics of speech. In: Iafpa Annual Conference. University of Cambridge. [5] Eriksson, A.; Wretling, P. "How flexible is the human voice?—a case study of mimicry." (1997) Target, v. 30, n. 43.20, p. 29.90.

Palavras-chave: Fonética forense. Disfarce. Oclusivas desvozeadas. Exame de comparação de locutores. Verificação de locutor.

DESENVOLVIMENTO DE DISPOSITIVO DE CONTROLE DE CADEIRA DE RODAS POR COMANDOS DE VOZ E *JOYSTICK*

E. R. Spohr*, D. A. Pivoto*, A. Kauati*

*CECE-UNIOESTE, Foz do Iguaçu, Brasil

E-mail: ever.spohr@hotmail.com

Introdução: Buscando melhorar a vida das pessoas com necessidades especiais e limitações físicas, a tecnologia assistiva tem como objetivo desenvolver novas tecnologias que permitam facilidade de uso e controle[1], sendo que os dispositivos devem ser de fácil aprendizado e exigir pouco esforço do usuário, além de ter tamanho reduzido e minimamente invasivo[2]. Desta forma, podemos entender que a tecnologia assistiva serve para designar quaisquer equipamentos que possuam o objetivo de auxiliar pessoas com deficiências ou limitações e, também, idosos, possibilitando-as independência e inclusão social[3]. Este trabalho visa desenvolver um dispositivo, de baixo custo, para o controle de cadeira de rodas automatizada, por comandos de voz e *joystick*. Sensores e inteligência artificial serão utilizados para analisar o ambiente e decidir o melhor caminho a ser seguido, evitando colisões e desviando de obstáculos, fornecendo maior precisão e segurança ao realizar os movimentos.

Materiais e Métodos: A primeira versão do dispositivo de controle da cadeira de rodas foi desenvolvido utilizando um Arduino, plataforma de prototipagem, responsável por executar os algoritmos e controlar a cadeira. Sensores ultrassônicos de distância de modelo HC-SR04 para leitura do ambiente foram utilizados e para o reconhecimento de voz foi desenvolvido um aplicativo para smartphones com sistema operacional Android, utilizando a API da Google, e um módulo de interface *bluetooth* para comunicação entre o Arduino e o smartphone. Desta forma, o aplicativo reconhecia o comando e o enviava diretamente para a cadeira, assim como o comando via *joystick*, sem nenhuma análise prévia. A segunda versão do dispositivo elimina o uso do smartphone, utiliza um módulo de reconhecimento de voz para Arduino, o qual possibilita executar os comandos com maior precisão e velocidade, mantendo todos os dispositivos necessários apenas na cadeira. Além disso, a partir dos dados coletados através dos sensores de distância e o comando enviado pelo usuário através de voz, o melhor caminho a ser tomado será decidido por um algoritmo de aprendizagem por reforço, possibilitando assim evitar colisões e desviar de possíveis obstáculos automaticamente. Para percorrer caminhos na qual os sensores não permitem o usuário terá a opção de usar o *joystick* para o controle. Para se obter uma avaliação consistente dos resultados serão realizados uma série de testes utilizando o dispositivo em um protótipo de cadeira de rodas motorizada, simulando situações reais de uso, como deslocamento em uma calçada com postes e outros obstáculos.

Resultados: A primeira versão, utilizando a API de reconhecimento de voz da Google e uso do smartphone com testes realizados em uma sala sem ruídos e com uso de microfone externo, obteve-se uma média de aproximadamente 90% de precisão de acertos dos comandos [4], em ambiente ruidoso esta precisão tende a cair consideravelmente. Utilizando o módulo de reconhecimento de voz e ligando diretamente ao Arduino espera-se um melhor desempenho, com operações mais rápidas e confiáveis, e também redução dos custos do dispositivo. Além disso, a decisão de melhor caminho torna o equipamento mais fácil de utilizar por não precisar de muitos comandos do usuário.

Conclusões: Para a segunda versão do projeto o principal objetivo é melhorar o reconhecimento dos comandos de voz e eliminar do uso do smartphone, trazendo todo o sistema necessário embarcado na própria cadeira, reduzindo assim os custos e aumentando a performance do sistema.

Referências: [1] BERSCH, R. Introdução à tecnologia assistiva. *Porto Alegre: CEDI*, 2008. [2] FERREIRA, C. L. L. Interface de sopro e sucção para controle de cadeira de rodas. Dissertação de mestrado, Universidade Estadual de Londrina. Londrina, 2008. [3] ALBRECHT, B. L. Controle de uma cadeira de rodas motorizada através de eletromiografia em uma plataforma embarcada. Trabalho de conclusão de curso, Instituto de Informática, Universidade Federal do Rio Grande do Sul. Porto Alegre, 2010. [4] PIVOTO, D. A. Sistema de Controle para Cadeira de Rodas Utilizando Comandos de Voz. Monografia (Bacharelado em Engenharia Elétrica) - Universidade Estadual do Oeste do Paraná, Foz do Iguaçu, 2014.

Palavras-chave: Comandos de voz, Acessibilidade, Arduino, Microcontrolador, Cadeira de rodas.

SISTEMA DE ANÁLISE DE PARÂMETROS ANTROPOMÉTRICOS ATRAVÉS DE MARCADORES CUTÂNEOS

A. L. M. Vasconcelos*, A. R. Silva*, D. Rativa*

*Programa de Pós-Graduação em Engenharia de Sistemas
Escola Politécnica, Universidade de Pernambuco, Recife, Brasil
e-mail: almv@ecomp.poli.br

Introdução: A altura do paciente constitui um valioso achado para a equipe de saúde [1] e ao mesmo tempo é difícil de ser obtida numa unidade de terapia intensiva pela criticidade do paciente, levando o profissional de saúde a realizar estimativas de maneira subjetiva, ou através de fórmulas, por não conseguir realizar tais medidas com outro instrumento. Através de um aplicativo de realidade aumentada, o Artoolkit [2], pode-se extrair as coordenadas x, y, z, no espaço tridimensional, de um marcador (código QR), captadas através de uma simples *webcam* [3]. O objetivo principal deste trabalho é obter as coordenadas correspondentes a marcadores cutâneos distribuídos nos segmentos corporais mais utilizados e pré-estabelecidos nas equações de estimativa de altura, comparando-os com as medições através de fita antropométrica, dos mesmos segmentos, realizadas no indivíduo acamado.

Materiais e Métodos: Trata-se de um estudo analítico de caráter transversal, realizado na Escola Politécnica da Universidade de Pernambuco. Com uma amostra de quatro indivíduos, dois do sexo masculino (A, idade 38 anos e B, idade 22 anos) e dois do sexo feminino (C, idade 18 anos e D, idade 25 anos) obtida por conveniência, apresentaram-se resultados preliminares. As coordenadas foram captadas através do aplicativo Artoolkit versão 2.72, uma *webcam* marca Clone[®], com resolução de 1,3 megapixels e taxa de captura de vídeo de 30 fps, fixada acima de uma maca hospitalar marca Metal Solution, modelo MSB 00002, registro ANVISA com nº 80966340003, de modo a captá-la em todo seu comprimento e largura. Em seguida, estabeleceram-se as coordenadas correspondentes aos segmentos corporais, utilizadas em fórmulas antropométricas para estimativa de altura [4], dos indivíduos em decúbito dorsal para a medida da semi-envergadura (SE), e em decúbito lateral direito para as medidas de comprimento do braço (CB) e de altura do joelho (AJ), com pares de marcadores cutâneos impressos em papel, na cor preto e branco, no tamanho, 4,0 x 4,0 cm, para cada segmento mensurado. Posteriormente foi realizada a média aritmética de três medidas realizadas para cada segmento. Em seguida foram aferidas as mesmas medidas através de trena antropométrica flexível e inelástica marca Seca 201, com intervalo de medição de 0 e 205 cm, graduada em milímetros. Todas as variáveis consideradas apresentaram distribuição normal e variância equivalente, com os dados obtidos submetidos ao teste t pareado e nível de significância e diferença estatística para o valor de $p \leq 0,05$.

Resultados: Os valores obtidos pela captação das coordenadas dos marcadores cutâneos foram para o CB $32,66 \pm 0,37$ cm, para a AJ $54,25 \pm 2,20$ cm e para a SE $92,18 \pm 4,10$ cm. No que se refere às medidas reais aferidas através de fita métrica, obteve-se para o CB $32,13 \pm 1,54$ cm, para a AJ $51,13 \pm 4,69$ cm e para a SE $86,38 \pm 6,67$ cm. Aplicando-se o teste t, com nível de significância estatística para $p \leq 0,05$, para o CB identificou-se um $p = 0,75$, para a AJ, $p = 0,30$ e para a medida de SE, $p = 0,31$.

Conclusões: As medidas realizadas através de fita antropométrica e as obtidas através de marcadores cutâneos não possuíram diferença estatisticamente significativa. O sistema proposto neste estudo pode ser realizado com segurança, baixo custo e de modo não invasivo, acarretando mínimo manuseio do indivíduo a ser mensurado. Os valores obtidos com os marcadores cutâneos poderão ser inseridos em fórmulas antropométricas para estimativa de altura, resultando em um dado igualmente preciso ou através de sua aprimoração, poderá realizar a aferição da estatura recumbente de maneira direta. Vislumbram-se aplicações para o sistema, dentre outras: avaliação métrica de segmentos corporais de pacientes com mobilidade reduzida, auxílio nas confecções de órteses, prescrições dietéticas e de fármacos.

Referências: [1] Melo A., Salles R. K., De Vieira F., Ferreira M. Métodos de estimativa de peso corporal e altura em adultos hospitalizados: uma análise comparativa. Revista Brasileira de Cineantropometria E Desempenho Humano. 16(4): 475–84, 2014. [2] ARToolKit Software < <https://sourceforge.net/projects/artoolkit/files/artoolkit/2.72.1/>, acesso em jan, 2016. [3] Cardoso A., Lamounier Jr. E. Editores (2004), Realidade Virtual: Uma Abordagem Prática. Livro dos Minicursos do SVR, SBC, São Paulo. [4] Rabito E.I., Vannucchi G.B., Suen V.M.M., Neto L.L.C., Marchini J.S. Weight and height prediction of immobilized patients. Revista de Nutrição. 2006; 19 (6): p. 655-661.

Palavras-chave: Medidas Antropométricas, Marcadores Cutâneos, Unidade de Terapia Intensiva.

Agência Financiadora: A pesquisa não possui órgão financiador.